



**Audibilité des alarmes dans le bruit :
méthodes d'évaluation de l'effet
du port de protecteurs auditifs
et des atteintes auditives**

NS 378

NOTE SCIENTIFIQUE ET TECHNIQUE

Audibilité des alarmes dans le bruit : méthodes d'évaluation de l'effet du port de protecteurs auditifs et des atteintes auditives

Ossen El Sawaf

Département Ingénierie des équipements de travail
Laboratoire Acoustique au travail

NS 378
mars 2020

N° d'ordre NNT :
2019LYSE1296



THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON

Opérée au sein de :

l'Université Claude Bernard Lyon 1

Ecole Doctorale ED 162

Mécanique, énergétique, génie civil, acoustique

Spécialité de doctorat : Acoustique

Soutenue publiquement le 05/12/2019, par :

Ossen El Sawaf

Audibilité des alarmes dans le bruit : méthodes d'évaluation de l'effet du port de protecteurs auditifs et des atteintes auditives

Devant le jury composé de :

Jean-Christophe Bera Professeur, LabTAU	Président
Sabine Meunier Chargée de Recherche, LMA	Rapporteure
Hugues Nélisse Directeur de Recherche, IRSST	Rapporteur
Catherine Lavandier Professeure, ETIS	Examinatrice
Jean-Christophe Bera Professeur, LabTAU	Examineur
Joël Ducourneau Professeure, LEMTA	Examineur
Nicolas Grimault Chargé de Recherche, CRNL	Directeur de thèse
Jean-Pierre Arz Chargé d'études, INRS	Co-Directeur de thèse

UNIVERSITE Claude BERNARD - LYON 1

President de l'Universite	M. Frederic FLEURY
President du Conseil Academique	M. Hamda BEN HADID
Vice-President du Conseil d' Administration	M. Didier REVEL
Vice-President du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire	M. Philippe CHEVALLIER
Vice-President de la Commission de Recherche	M. Fabrice VALLEE
Directeur General des Services	M. Damien VERHAEGHE

COMPOSANTES SANTE

Facult e de Medecine Lyon-Est - Claude Bernard	Doyen : M. Gilles RODE
Faculte de Medecine et Ma'ieutique Lyon Sud Charles. Merieux	Doyenne : Mme Carole BURILLON
UFR d' Odontologie	Doyenne : Mme Dominique SEUX
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directrice : Mme Christine VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Readaptation	Directeur: M. Xavier PERROT
Departement de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directrice : Mme Anne-Marie SCHOTT

COMPOSANTES & DEPARTEMENTS DE SCIENCES & TECHNOLOGIE

UFR Biosciences	Directrice : Mme Kathrin GIESELER
Departement Genie Electrique et des Procedes (GEP)	Directrice: Mme Rosaria FERRIGNO
Departement Informatique	Directeur : M . Behzad SHARIAT
Departement Mecanique	Directeur M. Marc BUFFAT
UFR - Faculte des Sciences	Administrateur provisoire : M. Bruno ANDRIOLETTI
UFR (STAPS)	Directeur : M. Yannick VANPOULLE
Observ atoire de Lyon	Directrice: Mme Isabelle DANIEL
Ecole Polytechnique Universitaire Lyon 1	Directeur : Emmanuel PERRIN
Ecole Superieure de Chimie, Physique, Electronique {CPE Lyon}	Directeur: Bernard BIGOT
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1	Directeur : M. Christophe VITON
Institut de Science Financiere et d' Assurances	Directeur : M . Nicolas LEBOISNE
ESPE	Administrateur Provisoire : M. Pierre CHAREYRON

Résumé

Il est difficile de prévoir l'effet de protections auditives sur la capacité d'un salarié à détecter une alarme dans un bruit de fond. Parce que sa capacité de détection sera influencée par les spectres des bruits et alarmes, son statut auditif ainsi que la fonction d'atténuation du protecteur utilisé, il demeure compliqué de prévoir cet effet sans avoir recours à des tests subjectifs de perception. Ces tests sont compliqués à mettre en œuvre, en particulier à cause de la difficulté à recruter une population de participants qui représente la variété des statuts auditifs que l'on trouve dans le monde du travail. Dans le contexte de la sécurité au travail, les travaux présentés évaluent d'abord les effets de deux protecteurs auditifs en ayant recours à la méthode classique des tests subjectifs. Ensuite, on propose et évalue deux méthodes alternatives pour évaluer plus facilement et plus rapidement l'effet du port de protection auditive sur la détection dans le bruit, en tenant compte du statut auditif. La première méthode propose de modifier les signaux sonores utilisés lors des tests afin qu'ils soient perçus par des auditeurs normo-entendants comme s'ils étaient malentendants. Le temps de recrutement de réalisation des tests serait alors considérablement réduit. La seconde méthode consiste en un modèle développé pour prédire la détection dans le bruit selon le statut auditif. Les résultats de ces méthodes sont comparés à ceux obtenus par la méthode classique. Malgré certaines limitations, les deux méthodes présentent des résultats satisfaisants, ce qui encourage à perfectionner leur développement. En particulier, le modèle peut être utilisé en l'état pour facilement réaliser une estimation de l'effet du port de protecteur auditif sur l'audibilité des alarmes.

Abstract

It is difficult to predict the effect of hearing protection on a worker's ability to detect an alarm in a background noise. Because its detection ability will be influenced by the spectra of noises and alarms, its auditory status and the attenuation function of the protector used, it remains complicated to predict this effect without performing subjective perception tests. These tests are complicated to conduct, particularly because of the difficulty of recruiting a population of listeners that represents the variety of hearing status found in the workplace. In the context of occupational safety, the work presented first assesses the effects of two hearing protectors using the classic subjective testing method. Then, two alternative methods are proposed and evaluated to evaluate more easily and quickly the effect of wearing hearing protection on detection in noise, taking into account hearing status. The first method proposes to modify the sound signals used during the tests so that they are perceived by normal hearing listeners as if they were hearing impaired, thus considerably reducing the time required to recruit listeners and to perform these tests. The second method consists of a model developed to predict detection in noise according to auditory status. The results of these methods are compared with those obtained by the classical method. Despite some limitations, both methods have satisfactory results, which encourages further development. In particular, the model can be used as it is to easily estimate the effect of wearing hearing protector on alarm audibility.

Remerciements

Je souhaiterais remercier tout particulièrement Jean-Pierre Arz et Nicolas Grimault qui m'ont offert cette belle opportunité et m'ont fait confiance pour mener à bien ce travail. Cela a été un véritable plaisir de travailler et d'échanger avec vous. Je crois que c'est surtout maintenant que je suis arrivé au bout que je me rends compte de tout ce que j'ai pu apprendre grâce à vous pendant ces trois ans et pour ça je ne peux que vous remercier. À Jean-Pierre en particulier, j'espère que je serai le premier d'une longue série de doctorants !

J'adresse également mes remerciements à toute l'équipe ACT. Je ne pouvais souhaiter un meilleur environnement pour vivre cette thèse ! Votre bonne humeur à tous et cette superbe ambiance me manqueront. Je remercie particulièrement Nicolas Trompette, son expertise sur les PICB et l'aide qu'il m'a apportée ont été d'un grand recours. Merci également à Geneviève Jeanjean et Julien Marchand pour leur aide durant les différentes expérimentations (et pour les gâteaux Geneviève !). Merci également à Kévin Rabisse d'avoir supporté mon humour si nul dans le bureau du fond. Merci à Arthur Colombier pour l'aide précieuse qu'il m'a apportée sur ces travaux, au moment où j'en avais bien besoin (et pour avoir également supporté mon humour) !

Merci également à Léo, on est un peu frère de thèse et mine de rien, ça m'a fait du bien de te voir avancer en même temps que moi !

Papa, Maman, merci à vous. Je vous dois tout. Merci de m'avoir permis de réaliser ces études un peu longues, de m'avoir toujours soutenu et encouragé dans mes choix et surtout de toujours être là pour moi. Merci.

Monia, Clara, je sais que vous serez toujours là pour me rappeler que quoi je fasse, je suis le p'tit dernier mais peut être que vous me prendrez un peu plus au sérieux maintenant (entre nous, je n'espère pas !). Merci pour tout.

Merci à Tayem et à Adam pour vos sourires terriblement contagieux.

Et enfin, merci à Léa d'avoir été là et de m'avoir supporté pendant ces longs weekends et longues nuits de travail. Merci de ton soutien et de toutes tes petites attentions pour me garder motivé et m'encourager (et évidemment pour les tartines pour tenir le coup la nuit !).

Table des matières

1	Introduction	2
2	Détection dans le bruit	5
2.1	Mécanismes de détection	5
2.1.1	Normo-entendants	5
2.1.2	Cas des malentendants	7
2.2	Influence théorique du PICB	8
2.2.1	Normo-entendants	8
2.2.2	Malentendants	10
2.3	Revue bibliographique sur l'effet des PICB.....	11
3	Mesure de l'atténuation des PICB	16
3.1	Méthode REAT (Real Ear Attenuation at Threshold).....	16
3.2	Méthodes alternatives	17
3.2.1	Méthode MIRE (Microphone In Real Ear)	17
3.2.2	Mesure sur ATF (Acoustic Test Fixture)	19
3.3	Mesure en bandes fines	20
4	Étude expérimentale	27
4.1	Protocole.....	27
4.1.1	Protecteurs testés	27
4.1.2	Signaux utilisés	28
4.1.3	Participants.....	29
4.1.4	Mesure des seuils masqués.....	31
4.1.5	Mesure de l'atténuation des protecteurs	33
4.2	Résultats et discussion.....	34
4.2.1	Seuils avec et sans PICB	34
4.2.2	Effet des PICB.....	37
4.2.3	Estimation de l'atténuation des PICB.....	40
5	Simulation sonore	43
5.1	Simulation d'atteintes auditives	43
5.1.1	Revue de littérature	43
5.1.2	Simulateur d'atteintes auditives du CRNL.....	45
5.2	Expérience.....	47
5.2.1	Participants.....	47
5.2.2	Mesure des seuils	47

5.2.2.1	Vérification des signaux utilisés	48
5.2.3	Modification des signaux	49
5.2.3.1	Simulation des atténuations.....	49
5.2.3.2	Atteintes simulées.....	50
5.2.4	Résultats.....	51
5.2.5	Effet des PICB	54
5.2.6	Conclusion	56
6	Modèle prédictif	58
6.1	Revue de littérature.....	58
6.2	Modèle.....	62
6.2.1	Estimation du bruit interne σ	62
6.2.2	Prédiction de seuil.....	72
6.3	Tests du modèle	72
6.3.1	Estimation de l'erreur.....	73
6.3.2	Reproduction de Giguère et al., 2015	74
6.4	Reproduction de la campagne de mesure	77
6.4.1	Seuils masqués prédits sans et avec PICB.....	77
6.4.2	Effet des PICB	81
6.5	Perspectives du modèle	85
6.5.1	Conclusion	87
7	Conclusion	89
	Bibliographie	91
	Annexes	99
A	Atténuation des PICB en bande fine	100
B	Atténuations bande fines mesurées sur sujets	103
C	Acte présenté à INTERNOISE 2019 Madrid	106
D	Spectres en bande fine des signaux de la campagne de mesure	115
E	Tableau d'interprétation du BF₁₀	119

Table des figures

2.1	Exemples d'audiogrammes mesurés sur deux auditeurs de statuts différents. En bleu : audiogramme de normo-entendant. En rouge : audiogramme de malentendant.....	6
2.2	Exemple de représentation des filtres auditifs. La largeur des filtres augmente avec la fréquence.....	7
2.3	Exemple d'approximation d'un filtre auditif par un filtre rectangulaire équivalent (ERB).....	7
2.4	Représentation de l'effet de masquage. Les courbes noires représentent les courbes de masquage en présence d'une bande de bruit centré à 410 Hz pour différents niveaux. La ligne rouge indique le pic spectral à 1000 Hz. À 34 dB, ce pic est masqué par le bruit centré à 410 Hz à 80 dB (courbe noire du haut). Lorsque le bruit et le signal sont diminués de 10 dB, le signal maintenant à 24 dB est supérieur au masquage produit par le bruit (seconde courbe noire en partant du haut). Figure d'origine tirée de Moore, 2008 adaptée de Egan et al., 1950.	9
2.5	Fonctions d'atténuation de différentes pentes pour des niveaux sous protecteurs identiques (75 dBA). Issue de Giguère et al., 2015.	14
2.6	Fonctions d'atténuation de différents niveaux sous protecteurs avec pente fixée (4dB/octave). Les niveaux indiqués sont les niveaux sous protecteur. Issue de Giguère et al., 2015.	14
3.1	Représentation des positions de microphones possibles, p_c et p'_c pour mesurer l'atténuation de PICB dans différentes conditions : (a) oreille ouverte, (b) oreille occluse par un casque et (c) oreille occluse par un bouchon. Issue de Nélisse et al., 2015.....	18
3.2	Exemples de dispositifs physiques pour la mesure d'atténuation. À gauche, un des modèles les plus simples. Au milieu : simulateur de tête et buste. À droite : tête artificielle seule. Les modèles du milieu et de droite permettent de reproduire l'influence de la présence d'un auditeur sur le champ sonore.	19
3.3	Illustration du manque de précision de l'atténuation connue. Marqueurs noirs : atténuation constructeur (REAT). Courbe bleue : spectre d'une alarme tonale.	20

3.4	Perte par insertion des différents composants d'un PICB de type serre-tête. Les composants sont testés ensemble ou séparément. La courbe bleue représente la perte par insertion d'un serre-tête complet dont l'insert en mousse a été retiré (issue de Boyer et al., 2013).	21
3.5	Perte par insertion mesurée et simulée d'un PICB de type serre-tête. La courbe grise représente la mesure (issue de Carillo et al., 2018).....	22
3.6	Exemple d'atténuation pour un PICB de type casque (PICB n°1 dans le tableau 3.1). La courbe bleue représente l'atténuation mesurée en bandes fines sur la tête ISL. Les marqueurs noirs sont les données constructeur (REAT). Les points rouges sont les valeurs en 1/3 d'octaves obtenues lors de notre mesure.....	23
3.7	Exemple d'atténuation pour un PICB de type bouchon (PICB n°9 dans le tableau 3.2). La courbe bleue représente l'atténuation mesurée en bandes fines sur la tête ISL. Les marqueurs noirs sont les données constructeur (REAT). Les points rouges sont les valeurs en 1/3 d'octaves obtenues lors de notre mesure.....	24
3.8	Exemple d'atténuation pour un PICB de type bouchon (PICB n°7 dans le tableau 3.2). La courbe bleue représente l'atténuation mesurée en bandes fines sur la tête ISL. Les marqueurs noirs sont les données constructeur (REAT). Les points rouges sont les valeurs en 1/3 d'octaves obtenues lors de notre mesure. L'atténuation mesurée est clairement surestimée mais les variations en bandes fines restent distinctement visibles.	25
3.9	Données REAT du fabricant comparées à des mesures MIRE sur 5 sujets (PICB n°1). Les marqueurs noirs représentent le REAT. La courbe bleue épaisse représente la moyenne des mesures MIRE.	26
4.1	PICB utilisés lors de la campagne de mesure. Gauche : casque Howard Leight Clarity C1. Droite : bouchons moulés Elacin Clear-sound RC15.....	28
4.2	Atténuations moyennes et écart-types associés des PICB utilisés, déclarés par les fabricants suivant la méthode REAT de la norme <i>NF EN ISO 4869-1 :2018</i> 2018. Bleu : casque Clarity C1. Rouge : bouchons moulés Clearsound RC15. Les barres d'erreur indiquent ± 1 écart-type.....	28
4.3	Spectres en tiers d'octave des bruits de fond ferroviaires utilisés lors de l'étude expérimentale. Les spectres ont été mesurés à un niveau de 86 dB(A) dans le local où les tests se déroulaient.	30
4.4	Audiogrammes moyens des quatre groupes constitués à partir des auditeurs de l'expérience de détection. NH : normo-entendants ($BIAP \leq 20$), HI1 : faibles pertes ($20 < BIAP \leq 30$), HI2 : pertes moyennes ($30 < BIAP \leq 40$), HI3 : pertes importantes ($BIAP > 40$).	31
4.5	Salle d'écoute de l'INRS utilisée lors des tests subjectifs.....	32

4.6	Position des microphones pour mesurer les atténuations des PICB durant les mesures de seuils masqués. Gauche : microphone placé près de l'entrée du conduit auditif (un à chaque oreille) pour mesurer les niveaux sonores soit sous le casque soit sans PICB. Droite : microphone inséré dans un bouchon moulé via un canal supplémentaire afin de mesurer le niveau sonore après le filtre acoustique présent dans le bouchon.	33
4.7	Seuils masqués moyens par alarme mesurés avec et sans PICB pour les quatre groupes. En abscisse : les différentes alarmes. Les barres grises, bleues, vertes et jaunes correspondent respectivement aux groupes NH, HI1, HI2 et HI3. Les barres d'erreur représentent les écarts-types. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons.....	35
4.8	Seuils masqués mesurés moyennés sur les 7 alarmes et pour les quatre groupes d'auditeurs. Les barres d'erreurs indiquent les intervalles de confiance. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons.....	36
4.9	Effet moyen par groupe et alarme pour le casque.....	39
4.10	Effet moyen par groupe et alarme pour les bouchons moulés.....	39
4.11	Exemples de mesures d'atténuation des PICB obtenues pendant les tests. La courbe noire représente le REAT tel que renseigné par le fabricant. Les courbes en tirets-pointillés représentent des mesures considérées non exploitables. Les courbes pleines représentent des mesures considérées exploitables. Gauche : casque. Droite : bouchons moulés.	40
4.12	Mesures des atténuations des PICB utilisés durant la campagne de mesure. La courbe bleue représente les valeurs REAT fournies par le constructeur. La courbe rouge correspond à la moyenne des mesures exploitables effectuées durant les tests. Les courbes noires représentent ± 1 écart type. Gauche : casque. Droite : bouchons moulés.	41
5.1	Illustration du fonctionnement du simulateur. En bleu : fonction d'entrée-sortie de l'oreille d'un normo-entendant. En rouge : fonction d'entrée-sortie de l'oreille d'un malentendant. En noir : compression inverse pour ramener la courbe bleue au niveau de la courbe rouge. Issue de Nagae et al., 2014.....	45
5.2	Combinaison des filtres actifs et passifs pour obtenir les filtres dcGC (issue de Irino et al., 2013). Les flèches roses indiquent le comportement du cGC : plus le niveau augmente, moins le cGC amplifie. Pour simuler la perte auditive, il faut inverser les flèches : plus le niveau est faible plus le gain du cGC est diminué.	46
5.3	Audiogrammes moyens des auditeurs de la seconde expérience. Les barres d'erreur indiquent ± 1 écart-type. Haut : oreille droite. Bas : oreille gauche.....	48

5.4	Correction des bruits de fonds. Courbes bleues (haut et milieu) : bruit émis avec l'ancienne configuration. Courbes rouges (haut et milieu) : bruit émis avec la nouvelle configuration. Haut : Mesures avant correction. Milieu : Mesures après correction. Bas : Différences entre les deux configurations avant correction (bleu) et après correction (rouge)	49
5.5	Diagramme de la simulation de l'atténuation des PICB. G contient les valeurs d'atténuation, en dB, du PICB.	50
5.6	Atténuations disponibles pour la simulation. Gauche : casque. Droite : bouchon. Courbe rouge : moyenne des mesures sur auditeurs. Courbe noire : moyenne des mesures sur tête ISL. Courbe bleue : valeurs REAT du constructeur.	50
5.7	Seuils masqués moyens par alarme mesurés avec et sans simulation de PICB. En abscisse : les différentes alarmes. Les barres grises, bleues, vertes et jaunes correspondent respectivement aux groupes NH, HI1 _{sim} , HI2 _{sim} et HI3 _{sim} . Les barres d'erreur représentent les écarts-types. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec simulation du casque. Bas droite : avec simulation des bouchons	52
5.8	Seuils masqués mesurés moyennés par sujets et alarmes pour les quatre groupes d'auditeurs avec les vrais PICB et les PICB simulés. Les barres d'erreur indiquent les intervalles de confiance. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons	53
5.9	Effet moyen par groupe et alarme pour le casque.	55
5.10	Effet moyen par groupe et alarme pour les bouchons moulés.	55
5.11	Effet moyen par groupe pour le casque.	56
5.12	Effet moyen par groupe pour les bouchons moulés.	56
6.1	Diagramme du modèle de prédiction. La valeur L_{al} correspond au niveau du signal à détecter en dB. Le niveau du bruit est fixé. Les cases sur fonds colorés correspondent à des étapes facultatives. En bleu : la prise en compte des filtres auditifs modifie la forme des patterns d'excitation et peut réduire le nombre de bandes d'observation. En rouge : la prise en compte des seuils absolus limite le niveau des patterns dans chaque bande pour qu'ils ne participent pas à la détection s'ils sont inférieurs aux seuils absolus.	72
6.2	Comparaison entre le modèle et le logiciel Detectsound de l'influence de différentes pentes d'atténuation des PICB. Les courbes montrent les élévations de seuils provoquées par les différentes fonctions d'atténuation appliquées. Les lignes pointillées correspondent aux élévations provoquées par les seuils absolus (type 1), les lignes pleines correspondent aux élévations provoquées par les filtres auditifs (type 2). Les figures de gauche sont obtenues avec le logiciel Detectsound et sont issues de Giguère & Berger (Giguère et al., 2015)	75

6.3	Comparaison de l'influence de différents niveaux d'atténuation sous PICB entre le modèle et le logiciel Detectsound. Les courbes montrent les élévations de seuils provoquées par les différentes fonctions d'atténuation appliquées. Les lignes pleines correspondent aux élévations provoquées par les seuils absolus (type 1), les lignes pointillées correspondent aux élévations provoqués par les filtres auditifs (type 2). Les figures de gauche sont obtenues avec le logiciel Detectsound et sont issues de Giguère & Berger (Giguère et al., 2015)	76
6.4	Seuils masqués moyens par alarme obtenus avec le modèle avec et sans simulation de PICB. En abscisse : les différentes alarmes. Les barres grises, bleues, vertes et jaunes correspondent respectivement aux groupes NH_{mod} , $HI1_{mod}$, $HI2_{mod}$ et $HI3_{mod}$. Les barres d'erreur représentent les écarts-types. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec simulation du casque. Bas droite : avec simulation des bouchons.....	78
6.5	Seuils masqués moyens obtenus par le modèle et par les mesures. Les barres d'erreur indiquent les intervalles de confiance. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons	79
6.6	Effet moyen par groupe et alarme pour le casque.....	83
6.7	Effet moyen par groupe et alarme pour les bouchons moulés.....	83
6.8	Comparaison des effets moyens du casque entre l'expérience et le modèle.	83
6.9	Comparaison des effets moyens des bouchons entre l'expérience et le modèle.	83
6.10	Fonctions psychométrique obtenues avec le modèle pour les différentes classes d'audition pour l'alarme GSM. Courbes pleines : sans PICB. Courbes pointillées : avec PICB.	86
6.11	Fonctions psychométrique obtenues avec le modèle pour les différentes classes d'audition pour l'alarme RS. Courbes pleine : sans PICB. Courbes pointillées : avec PICB.....	86
6.12	Niveau de détection de l'alarme VACMA en fonction du niveau du bruit. Gauche : sans PICB. Droite : avec PICB.	87
6.13	Niveau de détection de l'alarme RS en fonction du niveau du bruit. Gauche : sans PICB. Droite : avec PICB.....	87
A.1	Atténuation en bande fine du PICB n°1 (voir tableau 3.1).	100
A.2	Atténuation en bande fine du PICB n°2 (voir tableau 3.1).	100
A.3	Atténuation en bande fine du PICB n°3 (voir tableau 3.1).	101
A.4	Atténuation en bande fine du PICB n°4 (voir tableau 3.1).	101
A.5	Atténuation en bande fine du PICB n°5 (voir tableau 3.1).	101
A.6	Atténuation en bande fine du PICB n°6 (voir tableau 3.2).	101
A.7	Atténuation en bande fine du PICB n°7 (voir tableau 3.2).	102
A.8	Atténuation en bande fine du PICB n°8 (voir tableau 3.2).	102
A.9	Atténuation en bande fine du PICB n°9 (voir tableau 3.2).	102

A.10	Atténuation en bande fine du PICB n°10 (voir tableau 3.2).	102
B.1	Atténuation en bande fine du PICB n°1 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.....	103
B.2	Atténuation en bande fine du PICB n°2 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.....	104
B.3	Atténuation en bande fine du PICB n°3 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.....	104
B.4	Atténuation en bande fine du PICB n°4 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.....	105
B.5	Atténuation en bande fine du PICB n°5 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.....	105
D.1	Spectre bande fine de l'alarme AUTOPROVA.....	115
D.2	Spectre bande fine de l'alarme AVERTISSEURAIGU.....	115
D.3	Spectre bande fine de l'alarme STDIZIER.....	116
D.4	Spectre bande fine de l'alarme RS.....	116
D.5	Spectre bande fine de l'alarme VACMA.....	116
D.6	Spectre bande fine de l'alarme DAPR. Haut : spectre complet. Bas gauche : premier ton. Bas droite : deuxième ton.....	117
D.7	Spectre bande fine de l'alarme GSM. Haut : spectre complet. Bas gauche : premier ton. Bas droite : deuxième ton.....	118
D.8	Spectre bande fine du bruit BOURREUSE.....	118
D.9	Spectre bande fine du bruit DU65.....	118

Liste des tableaux

3.1	Protecteurs de type serre-tête (circum-aural)	22
3.2	Protecteurs de type bouchon (intra-auriculaires)	22
4.1	Caractéristiques des alarmes utilisées lors de l'étude. Les spectres des alarmes sont représentés en annexe D.....	29
4.2	Facteurs d'élargissement moyens des filtres auditifs pour chaque groupe d'auditeurs.	31
4.3	Résultats des ANOVA réalisées sur les trois jeux de données (sans PICB, avec casque et avec bouchons).	36
4.4	Résultats des ANOVA Bayésiennes réalisées sur les trois jeux de données (sans PICB, avec casque et avec bouchons).....	37
4.5	Résultats de l'ANOVA et de l'ANOVA Bayésienne sur le jeu de données regroupant les trois conditions de protection.	38
4.6	Résultats du test à effet principal sur le jeu de données regroupant les trois conditions de protection.	38
6.1	Erreur quadratique moyenne associée à chacun des modèles évalués par Schell-Majoor <i>et al</i> (Schell-Majoor et al., 2015).....	73
6.2	Résultats des ANOVA réalisées sur les trois conditions de protection.	80
6.3	Résultats des ANOVA Bayésiennes réalisées sur les trois jeux de données (sans PICB, avec casque et avec bouchons) issus des résultats du modèle.....	80
6.4	Prédictions du modèle : résultats de l'ANOVA et de l'ANOVA Bayésienne sur le jeu de données regroupant les trois conditions de protection.	82
6.5	Résultats du test à effet principal sur le jeu de données issues du modèle regroupant les trois conditions de protections.	82
6.6	Résultats des ANOVA à mesures répétées comparant les effets des PICB selon les groupes entre le modèle et l'expérience	84
6.7	Résultats des ANOVA bayésiennes à mesures répétées comparant les effets des PICB selon les groupes entre le modèle et l'expérience	84
E.1	Interprétation du facteur bayésien BF (adapté de Wetzels et al., 2015)	119

Chapitre 1

Introduction

Notre ouïe est l'un de nos sens les plus précieux de par sa grande sensibilité et sa grande fragilité. Si notre oreille est capable de performances impressionnantes, elle n'est pas capable de se réparer après de trop importantes dégradations. La santé de nos oreilles représente alors un enjeu important dans notre société que l'on peut considérer comme étant une société bruyante.

Si de nombreuses personnes s'exposent régulièrement à de forts niveaux sonores de manière volontaire pouvant représenter un danger pour l'audition (pratiques musicales diverses, activités ou loisirs bruyants), nombreuses sont les personnes exposées à des environnements sonores dangereux de par leur travail. En effet, les environnements sonores rencontrés en milieux industriels peuvent être particulièrement bruyants tels que les environnements inhérents aux transports, la logistique ou encore le Bâtiment et Travaux Publics (BTP) où les niveaux sonores engagés sont très importants. De ce fait, un nombre croissant de travailleurs est exposé à des bruits présentant un danger pour leur santé auditive. Dans ce contexte, il est nécessaire de mettre en place des moyens de protection efficaces afin de préserver la santé auditives de ces salariés (articles R 4431-2 et R 4434-7 du code du travail). Il est important de préciser que ces solutions doivent agir le plus tôt possible dans la chaîne de transmission du son et qu'ainsi les actions à privilégier sont dans l'ordre : la réduction du bruit à la source, le traitement du local et la réduction du temps d'exposition des travailleurs. Dans les cas où ces solutions ne seraient pas suffisantes ou ne pourraient pas être mises en place, l'usage de Protecteurs Individuels Contre le Bruit (PICB) peut être envisagé. Malheureusement, dans la pratique, il s'agit souvent de la première et unique action qui est engagée. L'usage des PICB étant par conséquent très répandu, la question se pose de l'effet qu'ils peuvent avoir sur la perception des signaux sonores utilisés pour prévenir d'un quelconque danger ou dysfonctionnement sur le lieu de travail. Les PICB, en modifiant la perception qu'a l'utilisateur de son environnement sonore, compromettent-ils la perception des signaux sonores avertisseurs de danger ?

Cette question est d'autant plus importante que la population active est de plus en plus exposée au bruit tous les jours mais aussi de plus en plus vieillissante en conséquence du recul de l'âge de départ à la retraite. Dans ces circonstances, la population active est toujours plus susceptible de souffrir d'atteintes auditives

liées à la surexposition sonore (surdité induite) et au vieillissement (presbycousie). Dans ces conditions, l'évaluation de l'effet du PICB sur la détection de signaux avertisseurs de danger doit également prendre en compte les atteintes auditives potentielles des salariés et tenir compte de leurs effets combinés.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à cette question et l'impact du PICB s'avère relativement compliqué à prévoir. Si de manière générale les PICB semblent ne pas gêner la capacité de détection dans le bruit des travailleurs normo-entendants et au contraire détériorer celle des travailleurs malentendants, l'effet qu'ils peuvent avoir reste une conséquence de nombreux paramètres tels que la composition spectrale des signaux à percevoir et des bruits masquants, l'atténuation apportée par les PICB en fonction de la fréquence ou encore le statut auditif du travailleur.

Pour évaluer l'impact du PICB, la méthode la plus couramment utilisée consiste à effectuer des tests subjectifs au cours desquels sont mesurés les niveaux nécessaires pour qu'un auditeur perçoive un signal dans le bruit avec et sans le protecteur. Cette procédure est cependant longue et fastidieuse dès lors que l'on souhaite caractériser l'impact d'un PICB pour différents statuts auditifs, chaque statut nécessitant de disposer de suffisamment d'auditeurs pour participer aux tests subjectifs. De plus, chaque situation étant particulière, il appar it très compliqué de prévoir à partir de précédentes mesures l'impact d'un PICB donné sur une nouvelle combinaison de signal, bruit et statut auditif.

Dans sa mission de prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles, l'INRS (Institut National de Recherche et de Sécurité) s'intéresse aux questions liées aux protections auditives au travers des études réalisées par son laboratoire d'acoustique, ACT (ACoustique au Travail).

L'objectif de cette thèse réalisée au sein du laboratoire ACT et en partenariat avec le CRNL (Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon) est de proposer des méthodes alternatives aux tests subjectifs pour évaluer l'impact du port de PICB sur la détection de signaux sonores dans le bruit. En effet, des méthodes plus simples et plus rapides à mettre en œuvre permettraient de faciliter l'évaluation de l'impact d'un PICB pour de multiples situations.

Afin d'aborder cette problématique, ce document propose d'abord une revue des mécanismes régissant la capacité de détection dans le bruit et expose comment les protecteurs sont susceptibles d'affecter ces mécanismes. Puis nous nous attardons sur les protecteurs pour expliciter les méthodes disponibles afin de caractériser leur atténuation.

Ensuite, nous présentons l'étude expérimentale qui a été mise en place afin d'évaluer l'effet des deux PICB étudiés dans ce travail. Les effets de ces protecteurs sur la détection dans le bruit n'étant pas déjà connus, en particulier pour des salariés qui présentent des atteintes auditives, cette expérience est nécessaire afin de disposer de données auxquelles confronter les résultats des méthodes alternatives proposées.

Nous proposons ensuite deux méthodes alternatives pour évaluer l'effet des protecteurs sur la détection dans le bruit. La première méthode est la simulation sonore.

Elle consiste à modifier des signaux audio de manière à reproduire l'effet des atteintes auditives et des atténuations des PICB. Cette méthode permet de reproduire le type d'expérimentation subjective classique mais en se contentant d'un nombre réduit d'auditeurs normo-entendants. La seconde méthode consiste en un modèle de prédiction des seuils masqués. Développé au cours de cette thèse, ce modèle permet de prédire les seuils masqués avec ou sans protecteur auditif et en prenant en compte différents types d'atteintes (élévation des seuils absolus et élargissement des filtres auditifs). Les résultats de ces méthodes sont comparés aux résultats de l'étude expérimentale et à des résultats de la littérature.

Chapitre 2

Détection dans le bruit

Pour comprendre l'effet que peut avoir le port de PICB sur la capacité de détection dans le bruit d'un auditeur, il est nécessaire de comprendre ce qui régit cette capacité. Cette section présente tout d'abord les mécanismes d'audition chez les normo-entendants puis les malentendants pour qui ces mécanismes sont dégradés. L'impact théorique du port de PICB sur la détection dans le bruit sera ensuite présenté. Finalement une revue bibliographique de travaux consacrés à l'effet du PICB sur la détection est proposée pour exposer les effets susceptibles de se produire en pratique.

2.1 Mécanismes de détection

2.1.1 Normo-entendants

Les seuils d'audition absolus représentent les niveaux sonores minimaux que peut percevoir un auditeur dans le silence. Pour une fréquence donnée, tout stimulus de niveau inférieur au seuil absolu associé à cette fréquence ne peut pas être perçu. Les seuils absolus d'un auditeur sont mesurés en effectuant une audiométrie tonale liminaire afin d'obtenir un audiogramme qui représente les seuils absolus à plusieurs fréquences (voir l'exemple figure 2.1). L'audiométrie est classiquement réalisée pour une dizaine de fréquences comprises entre 125 et 8000 Hz. Les seuils absolus sont exprimés en dB HL (dB Hearing Level) qui représentent l'écart par rapport aux seuils absolus moyens (0 dB HL) de jeunes auditeurs ayant une audition normale. Ainsi, un seuil d'audition de 15 dB HL signifie que, pour la fréquence associée, l'auditeur a besoin d'un niveau sonore de 15 dB supérieur à celui d'un normo-entendant moyen pour la percevoir. Différents indicateurs peuvent être utilisés pour caractériser l'audition. Le Bureau International d'Audiophonologie propose une classification des déficiences auditives à partir de la perte tonale moyenne, qui représente la moyenne des seuils absolus à 500, 1000, 2000 et 4000 Hz (cette perte tonale moyenne est appelé BIAP dans la suite de ce document). Cette classification considère l'audition comme normale si le BIAP est inférieur à 20 dB HL. D'autres classifications sont possibles et peuvent être plus restrictives comme lorsque l'on considère un auditeur comme normo-entendant seulement si ses

2.1. Mécanismes de détection

seuils absolus sont inférieures à 20 dB HL à toutes les fréquences audiométriques de 125 à 8000 Hz.

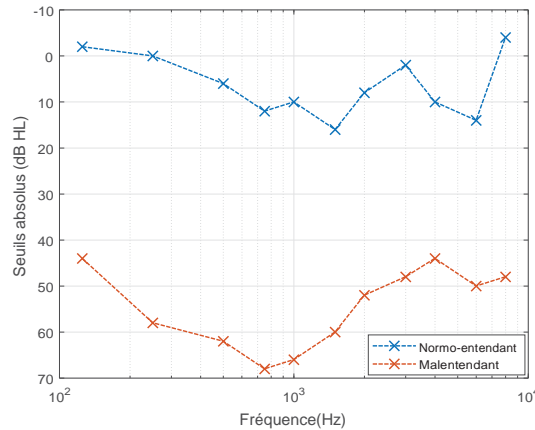


Figure 2.1 – Exemples d'audiogrammes mesurés sur deux auditeurs de statuts différents. En bleu : audiogramme de normo-entendant. En rouge : audiogramme de malentendant.

À des niveaux sonores supérieurs aux seuils absolus, une capacité du système auditif nécessaire pour correctement percevoir les stimuli sonores est la sélectivité fréquentielle. Elle désigne la capacité de l'oreille à pouvoir distinguer des sons de différentes fréquences lorsqu'ils sont diffusés en même temps. Cette capacité est liée aux filtres auditifs qui ont été mis en évidence par Fletcher (Fletcher, 1940) en mesurant les seuils masqués de sons purs dans des bandes de bruits de différentes largeurs. Le seuil masqué représentant le seuil d'audition d'un signal en présence d'un bruit qui gêne (ou masque) la perception du signal cible.

Fletcher mesure les seuils masqués de sons purs en fonction de la largeur d'un bruit masquant centré à la fréquence du son à détecter. Il constate que les seuils masqués augmentent avec la largeur du bruit jusqu'au point où le seuil n'évolue plus même si la largeur de la bande de bruit augmente. Il assimile alors l'oreille à un banc de filtres passe-bande qui permettent de filtrer le bruit autour de leur fréquence centrale afin de mieux percevoir le signal à entendre. Le bruit présent au-delà de la largeur du filtre n'est pas pris en compte par ce dernier, le seuil masqué n'augmente donc pas. Une approximation de la largeur de ces filtres auditifs est l'ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth) qui représente la largeur équivalente des filtres auditifs s'ils étaient rectangulaires. Dans le cas de normo-entendants, cette grandeur est notée ERB_N. La largeur de ces filtres auditifs augmente de façon non linéaire avec la fréquence (Moore et al., 1983 ; Dubno et al., 1989 ; Shailer et al., 1990 ; Zhou, 1995 ; Baker et al., 2006 ; Jurado et al., 2010) mais également avec le niveau sonore, particulièrement vers les basses fréquences (Lutfi et al., 1984 ; Patterson et al., 1986 ; Moore et al., 1987 ; Glasberg et al., 1990 ; Rosen et al., 1992 ; Rosen et al., 1998).

Les filtres auditifs sont également à l'origine du masquage fréquentiel, c'est à dire la capacité d'un signal masquant à perturber la détection d'un signal

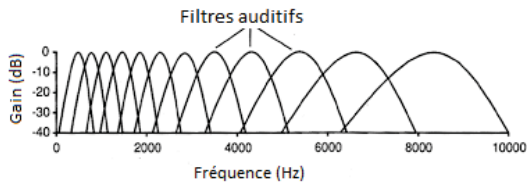


Figure 2.2 – Exemple de représentation des filtres auditifs. La largeur des filtres augmente avec la fréquence

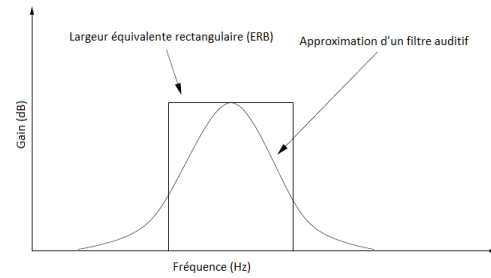


Figure 2.3 – Exemple d'approximation d'un filtre auditif par un filtre rectangulaire équivalent (ERB)

masqué. En mesurant les seuils masqués de plusieurs sons purs pour un masque donné, on obtient les courbes de masquage associées à ce bruit tel qu'on peut le voir à la figure 2.4. Comme ces courbes dépendent des filtres auditifs, elles augmentent avec le niveau et ce de façon non linéaire : plus un signal masquant est fort, plus il va masquer les fréquences supérieures. L'étalement des courbes de masquage est beaucoup moins prononcé vers les basses fréquences.

2.1.2 Cas des malentendants

Les atteintes auditives dont souffrent les auditeurs malentendants peuvent être regroupées en deux grands types de surdités. Il peut s'agir de surdité par conduction. Dans ce cas, ce sont les chemins de transmissions du son de l'extérieur de l'oreille à la cochlée qui sont dégradés, le plus généralement au niveau de l'oreille moyenne. Il peut s'agir par exemple d'un bouchon de cérumen présent dans le conduit auditif ou d'une perte de mobilité de la chaîne des osselets.

L'autre grand type d'atteinte auditive est la perte d'origine neurosensorielle. Les pertes sont dues dans ce cas à un dysfonctionnement de l'oreille interne provenant par exemple de lésions des Cellules Ciliées Internes (CCI) ou des Cellules Ciliées Externes (CCE). Les CCI sont les cellules auditives qui transmettent l'information du stimulus au cerveau et correspondent ainsi au mécanisme passif de l'oreille. Les CCE quant à elles jouent un rôle tout aussi important car elles sont à l'origine du mécanisme actif de l'oreille : elles amplifient les sons de faible intensité (niveau sonore < 50-60 dB (Stebbins et al., 1979 ; Davis, 1983)) parvenant à l'oreille pour améliorer leur audibilité. Ce phénomène qui amplifie les sons de faible intensité et non ceux de forte intensité est nommé la compression cochléaire.

La surdité, quelle que soit son type, va entraîner une augmentation des

seuils absolus que l'on nomme pertes auditives. Dans le cas d'une atteinte par conduction, les pertes auditives permettent de bien quantifier la perte d'audition due à l'atteinte. Par contre, dans le cas d'une atteinte neurosensorielle il est compliqué de déterminer quelle part de la perte provient d'une dégradation des CCI ou des CCE, les deux pouvant être mises en cause. Cependant, différents travaux indiquent que jusqu'à des pertes d'environ 60 dB, ce sont principalement les CCE qui seraient lésées (Kim, 1986 ; Yates, 1995). On ne peut cependant pas affirmer qu'en dessous de ce niveau de perte les CCI ne contribuent pas à la perte. En effet, comme l'indiquent Moore & Glasberg (Moore et al., 1997a) il s'agit souvent d'une combinaison de lésions des CCI et des CCE. Les auteurs estiment que les pertes dues aux CCE varient entre 50 et 100 % des pertes totales, avec une tendance à 80 % pour des pertes moyennes et à 70% pour des pertes fortes.

En plus des seuils absolus plus élevés, les malentendants ont également des filtres auditifs élargis par rapport aux normo-entendants. De façon générale, on observe une augmentation des ERB avec les pertes auditives à partir d'environ 25 dB HL (Glasberg et al., 1986 ; Moore et al., 1997a ; Laroche et al., 1992). Cependant, pour un même niveau de pertes les élargissements varient souvent d'un auditeur à l'autre. En effet, le lien entre les pertes auditives et les largeurs de filtres auditifs n'est pas direct. Cela provient du fait que les origines des pertes auditives sont variées (CCE, CCI, conduction,...) alors que l'élargissement des filtres auditifs provient principalement de la dégradation des CCE (Moore, 2012). En plus d'être plus larges que la normale, la largeur des filtres auditifs des malentendants évolue également moins vite avec le niveau que pour les normo-entendants (Baker et al., 2002).

Les atteintes auditives des malentendants peuvent donc être très différentes d'un auditeur à l'autre selon l'origine de ses atteintes. Si de faibles atteintes peuvent ne pas être gênantes pour un auditeur ; les pertes auditives plus importantes, souvent accompagnées d'un élargissement des filtres auditifs, peuvent rapidement dégrader la perception dans le bruit d'un auditeur, qu'il s'agisse de détecter un signal ou de comprendre de la parole (Florentine et al., 1980 ; Moore, 2007).

2.2 Influence théorique du PICB

Lors du port de PICB, l'atténuation apportée va modifier les mécanismes de perception présentés précédemment. Comme cette modification va dépendre de l'interaction entre le PICB et le statut auditif de l'utilisateur, les normo-entendants et les malentendants sont susceptibles d'être impactés différemment.

2.2.1 Normo-entendants

Les auditeurs normo-entendants ne sont a priori pas gênés par le port de protecteur. Effectivement, lors d'exposition à de forts niveaux sonores, même avec un

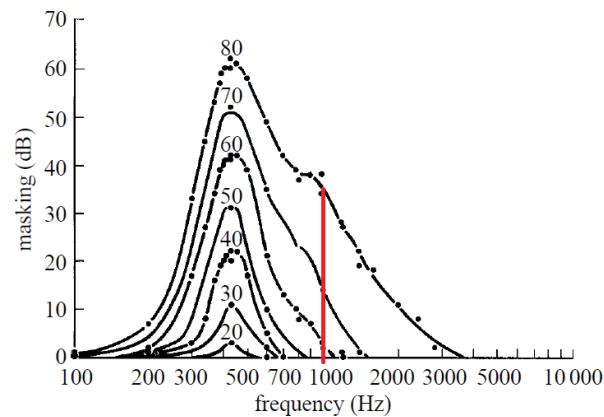


Figure 2.4 – Représentation de l’effet de masquage. Les courbes noires représentent les courbes de masquage en présence d’une bande de bruit centré à 410 Hz pour différents niveaux. La ligne rouge indique le pic spectral à 1000 Hz. À 34 dB, ce pic est masqué par le bruit centré à 410 Hz à 80 dB (courbe noire du haut). Lorsque le bruit et le signal sont diminués de 10 dB, le signal maintenant à 24 dB est supérieur au masquage produit par le bruit (seconde courbe noire en partant du haut). Figure d’origine tirée de Moore, 2008 adaptée de Egan et al., 1950.

PICB qui augmente les seuils absolus, les niveaux sonores de l’alarme devraient rester suffisamment élevés pour être perçus par un normo-entendant dont les seuils absolus sans PICB sont suffisamment bas. Pour entraîner une dégradation de la perception, l’utilisateur devrait être dans une situation où les niveaux sonores engagés sont faibles. L’impact du PICB sur les normo-entendants peut même potentiellement être bénéfique en améliorant leur capacité de détection grâce à leur influence sur le masquage fréquentiel.

Cet effet bénéfique s’expliquerait par la présence du protecteur qui réduit le niveau du bruit masquant, ce qui aurait alors pour conséquence de réduire le masquage qu’il produit. Comme l’évolution du masquage en fonction du niveau est non linéaire, dans les bonnes conditions il semble possible de suffisamment réduire le masquage provoqué par le bruit tandis que le signal à détecter resterait suffisamment fort pour être perçu, entraînant donc une amélioration de la détection. Un exemple est présenté à la figure 2.4. Cette figure présente les courbes de masquage d’un bruit pour différents niveaux. A 80 dB, le bruit cause un seuil masqué d’environ 36 dB à 1000 Hz, le son pur à 1000 Hz de 34 dB est donc masqué. Si les niveaux du bruit et du signal sont maintenant réduits tous deux de 10 dB (par l’utilisation d’un PICB par exemple), le masque produit à 1000 Hz par le bruit à 70 dB est d’environ 15 dB. Le son pur étant désormais à 24 dB, il est devenu audible. On comprend à partir de cet exemple l’intérêt de disposer de PICB dont l’atténuation en fonction de la fréquence est la plus plate possible comme le recommandent les normes *NF EN 458 2016*, *NF EN 458 2016* et *NF EN ISO 7731 2008*. En effet, si le bruit était réduit de 10 dB et que le signal à détecter était réduit de 20 dB, l’amélioration donnée en exemple n’aurait pas lieu. Un PICB dont l’atténuation dépendrait très fortement de la fréquence (très

faible en basses fréquences et très forte en hautes fréquences) combiné à un bruit basses fréquences serait même susceptible de gêner la perception en réduisant le niveau du signal cible sans diminuer le masquage causé par le bruit.

2.2.2 Malentendants

Les malentendants sont a priori moins susceptibles de profiter d'une amélioration de l'audibilité lors du port de PICB. En fonction de leur statut auditif, ces auditeurs pourraient voir leur capacité de détection se dégrader (des seuils masqués plus haut avec PICB que sans).

Tout d'abord, les seuils absolus des malentendants déjà élevés le sont encore plus par "l'ajout" de l'atténuation du PICB. L'atténuation, combinée aux pertes auditives de l'auditeur, pourrait conduire à des seuils si élevés qu'ils perturberaient la détection, et ce même si les niveaux sonores en jeu sont élevés (contrairement aux normo-entendants). Si cela se produit, un signal qui était audible sans PICB ne le sera plus avec le PICB et on parle alors de surprotection. Suivant la terminologie proposée par Giguère & Berger (Giguère et al., 2015), on parle dans ce cas de dégradation de *type 1*. Ce sont principalement les auditeurs ayant des pertes auditives très importantes qui risqueraient de subir cette détérioration. Comme indiqué précédemment, pour de faibles pertes auditives (ou leur absence), les niveaux auxquels il pourrait y avoir une surprotection ne nécessitent pas l'utilisation de PICB (la parole par exemple). C'est en hautes fréquences que cette dégradation est le plus susceptible de se produire car les pertes auditives y sont souvent plus élevées, surtout dans le cas de pertes induites par le bruit (ISO 1999 :2013 2013), et les PICB apportent généralement une atténuation plus forte à ces fréquences.

L'interaction entre les PICB et les filtres auditifs des malentendants semble également susceptible de causer une détérioration de la détection dans le bruit. Comme la largeur des filtres varie moins vite en fonction du niveau chez les malentendants et que l'atténuation basses fréquences des PICB est souvent peu élevée, le masque produit par un bruit basses fréquences devrait être moins réduit en présence d'un PICB qu'il ne le serait chez un normo-entendant. Combiné à une forte atténuation hautes fréquences, il pourrait alors se produire une dégradation de la détection en réduisant le niveau du signal à détecter alors que le masque fréquentiel serait très peu affecté. Il s'agirait finalement de l'effet inverse de celui qui permettrait une amélioration chez les normo-entendants. Suivant à nouveau la terminologie proposée par Giguère & Berger (Giguère et al., 2015), on parlera dans ce cas d'une dégradation de *type 2*.

Bien qu'il soit tentant de considérer que les normo-entendants devraient toujours bénéficier du port de PICB et que les malentendants en pâtiraient, la réalité est autre. En pratique, l'effet du port de PICB dépend de la combinaison des contenus fréquentiels des différents signaux, des atténuations apportées ainsi que des statuts auditifs des utilisateurs, chacun de ces paramètres pouvant être très différents d'une situation à une autre et d'un utilisateur à un autre. Un normo-

entendant peut alors voir sa capacité de détection dégradée pour un signal en particulier, tout comme un malentendant peut bénéficier de l'utilisation d'un PICB si ses atteintes ne sont pas trop importantes. La section suivante propose donc une revue d'études qui ont mesuré l'effet du PICB dans différentes situations et pour différentes populations afin de rendre compte des effets possibles du port de PICB en pratique.

2.3 Revue bibliographique sur l'effet des PICB.

Plusieurs études se sont intéressées aux effets du port de PICB sur la détection de signaux dans le bruit.

Laroche *et al* (Laroche et al., 2017) mesurent les seuils masqués de normo-entendants pour deux alarmes de recul (une tonale et une large bande) dans des bruits large bande à un niveau global de 80 dB(A) avec et sans PICB (casque anti-bruit). Les auteurs rapportent une amélioration de la détection lors du port de PICB bien que cette amélioration soit relativement faible, de l'ordre de 2 dB. Les auteurs rapportent aussi un léger avantage de l'alarme tonale par rapport à celle large bande, l'alarme tonale étant détectée à un niveau inférieur que la large bande.

Ces résultats sont en accord avec Vaillancourt *et al* (Vaillancourt et al., 2013) qui ont mesuré les seuils masqués d'auditeurs normo-entendants avec et sans PICB de trois alarmes de recul (tonale, multi-tonale et large bande) dans différents niveaux de bruits de fond large bande enregistrés sur le terrain. Leurs tests ont été réalisés avec des PICB de types casque et bouchons (les bouchons présentaient une atténuation globale plus importante). Les auteurs rapportent que les auditeurs sont peu affectés par les PICB ou profitent d'une légère amélioration, plus significative dans le cas du casque. De plus, ils rapportent également un avantage de l'alarme tonale sur l'alarme large bande (de l'ordre de 3-4 dB), en particulier dans le cas de bruit de fond riche en hautes fréquences. Les auteurs minimisent cependant cet avantage car des mesures du champ produit par les alarmes ont montré que le champ produit variait énormément (de l'ordre de 15 dB à 1 m seulement) ce qui, *in situ* (i.e. en condition réelle de travail), remet en cause l'avantage de l'alarme tonale.

Robinson & Casali (Robinson et al., 1995) se sont également intéressés à la perception d'une alarme de recul. Les auteurs mesurent le pourcentage de détection d'une alarme de recul ayant de l'énergie principalement autour de 1000 Hz et très peu sous 800 Hz à différents SNR (0, -8, -16 et -24 dB) dans un bruit rose chez différents auditeurs portant un PICB de type casque à forte atténuation. Les auditeurs normo-entendants ainsi que ceux avec des pertes moyennes (moyenne des pertes entre 500 et 2000 Hz comprise entre 20 et 40 dB HL) détectent très bien l'alarme jusqu'à un SNR de -16 dB. À un SNR de -24 leur pourcentage de détection chute très fortement. Les auditeurs très malentendants (moyenne des pertes entre 500 et 2000 Hz comprise entre 40 et 60 dB HL) quant à eux, voient leur performance diminuée de façon significative à chaque diminution du SNR.

Abel *et al* (Abel et al., 1985) mesurent les seuils masqués de bandes de tiers d'octave centrées à 1 kHz et 3.15 kHz dans le silence et dans un bruit industriel à

84 dBA avec et sans PICB (bouchons en mousse). Différents groupes d'auditeurs effectuent les tests : normo-entendants, malentendants avec des pertes entre 35 et 85 dB HL à 3 kHz seulement et malentendants avec des pertes entre 35 et 85 dB HL à 1 kHz et 3 kHz. Dans le bruit et sans protection, les performances des normo-entendants et malentendants sont comparables. Les auteurs relèvent une amélioration de la détectabilité entre 3 et 5 dB avec les PICB pour les normo-entendants dans le bruit. Les malentendants dont les pertes sont les moins fortes peuvent également avoir une amélioration de l'ordre de 3 dB. Quand les pertes augmentent, les auteurs observent des dégradations de la détectabilité jusqu'à 5 dB. Ils suggèrent finalement que pour des pertes entre 35 et 65 dB HL la capacité de détection n'est pas significativement dégradée. Par contre, pour des pertes supérieures, les auditeurs sont soumis à une possible dégradation de leur performance à cause du PICB et par conséquent les PICB à trop forte atténuation sont à éviter.

Alali *et al* (Alali et al., 2012) estiment les effets de différents PICB en mesurant la distance nécessaire à des auditeurs normo-entendants pour commencer à percevoir l'alarme de recul d'un véhicule industriel en champ libre. Deux alarmes ont été testées : une alarme "classique" ayant un spectre étroit et une alarme large bande (bruit blanc pulsé). Les mesures sont effectuées pour 7 PICB différents présentant des caractéristiques censées améliorer la détectabilité dans le bruit (c'est à dire atténuation uniforme ou atténuation dépendante du niveau). Seuls 2 PICB (l'un passif et le second actif mais utilisé en mode passif), réduisent la distance nécessaire pour détecter l'alarme (correspondant à une dégradation de la détectabilité). Ces deux protecteurs présentent une atténuation relativement uniforme selon la fréquence mais sont également ceux qui apportent les plus fortes atténuations. Les autres PICB n'apportent pas de différence significative avec la condition sans PICB. Les auteurs relèvent cependant un effet significatif du type d'alarme, l'alarme large bande étant plus difficile à détecter comme rapporté par d'autres auteurs (Vaillancourt et al., 2013 ; Laroche et al., 2017).

Lazarus (Lazarus, 2005) a mesuré les seuils masqués d'auditeurs normo-entendants et malentendants travaillant dans le secteur ferroviaire, sans PICB et avec casque ou bouchons. Les bouchons présentent une atténuation plus uniforme selon la fréquence et supérieure à celle du casque en basses fréquences (sous 500 Hz). Il observe que les bouchons apportent une amélioration de la détectabilité chez les normo-entendants. À l'inverse, le casque dont l'atténuation n'est pas uniforme (plus forte en hautes fréquences qu'en basses fréquences), dégrade la capacité de détection lorsque que le bruit de fond est riche en basses fréquences. Cet effet négatif est beaucoup moins important lorsque le bruit masquant domine en hautes fréquences. Pour les auditeurs malentendants dont les pertes dépassent 20 dB HL à 500, 1000 et 2000 Hz, les bouchons causaient une détérioration de la détection des signaux. Cette détérioration augmente avec la perte.

Dans une étude également consacrée aux effets du port de PICB lors d'exposition à des bruits ferroviaires mais centrée sur des auditeurs normo-entendants, Arz *et al* (J.-P. Arz et al., 2018) rapportent des résultats similaires : une diminution des seuils masqués (amélioration) avec PICB quand les bruits ambiants ne dominant pas en basses fréquences et que les alarmes à détecter ont suffisamment

d'énergie sous 1.5 kHz. Les PICB utilisés étaient des bouchons moulés annonçant une atténuation uniforme. Les auteurs rapportent également une augmentation des seuils masqués (dégradation) quand les alarmes n'ont pas assez d'énergie en basses fréquences ($f < 1.5$ kHz) associées à un bruit de fond riche en basses fréquences.

Une autre approche est proposée par Giguère & Berger (Giguère et al., 2015) pour évaluer l'impact du port de PICB sur la détectabilité. Plus précisément, les auteurs cherchent à évaluer l'interaction entre les profils d'atténuation de PICB et les atteintes auditives. Pour cela, ils utilisent le modèle psychoacoustique Detectsound (Zheng et al., 2007) qui permet de calculer des seuils masqués à partir d'un bruit ambiant, de l'atténuation d'un PICB et d'un profil auditif (pertes et largeurs de filtres) en travaillant en bandes de tiers d'octave. Les auteurs utilisent ce modèle pour calculer les seuils masqués de son purs de 125 à 8000 Hz (par octave) avec et sans PICB pour trois travailleurs hypothétiques : un normo-entendant, un malentendant avec des pertes moyennes pour les fréquences supérieures à 2 kHz et un malentendant avec des pertes croissantes à partir de 2 kHz. Ils utilisent 2 bruits ambiants et 2 groupes de PICB hypothétiques : un groupe où la pente d'atténuation des PICB varie, un autre où le niveau sous protecteur varie (voir figures 2.5 et 2.6). Le travailleur normo-entendant est peu affecté par le PICB dans tous les cas. En faisant varier les pentes d'atténuation, il subit une dégradation de 2 dB maximum (dégradation de type 2) et pour les différents niveaux sous protecteur avec une pente fixe la dégradation est encore moindre (moins d'un dB). Le travailleur n°2 (pertes moyennes au-dessus de 2kHz) est impacté de façon négative à partir de 3-4 kHz par les protecteurs dès que leur pentes sont supérieures à 4dB/octave (dégradation de type 1 et de type 2). Avec différents niveaux sous protecteur pour une même pente, en dessous d'un niveau global de 75 dB(A), le travailleur 2 subit à nouveau une dégradation de type 1 à partir de 3-4 kHz. Enfin, le travailleur 3 (pertes croissantes pour $f > 2$ kHz) subit toujours une dégradation en portant un PICB (quel que soit le groupe PICB). Avec les PICB présentant différentes pentes d'atténuation, la dégradation augmente avec la pente illustrant l'intérêt de privilégier des PICB dont l'atténuation est plate en fréquence pour limiter les dégradations. Pour une même pente, les dégradations subies par le travailleur 3 augmentent avec la diminution de niveau sous protecteur.

Laroche & Giguère (Laroche et al., 2010) ont utilisé le même modèle pour évaluer l'impact d'un PICB (bouchon) dans un bruit de fond riche autour de 250 Hz. Trois profils sont évalués : un normo-entendant, un malentendant dont les pertes augmentent avec la fréquence et un malentendant avec une perte plate à toutes les fréquences. Si le normo-entendant n'est pas affecté par les PICB, les deux malentendants subissent clairement une dégradation. En particulier, le PICB augmente le masquage en hautes fréquences augmentant ainsi les seuils masqués. Les auteurs déconseillent d'utiliser des signaux d'alarmes dont les composantes principales sont en hautes fréquences. Cette analyse est en accord avec la norme ISO 7731 (NF EN ISO 7731 2008) qui recommande des signaux d'alerte qui dominent entre 500 et 2500 Hz et sous 1500 Hz dans le cas d'auditeurs ayant des pertes.

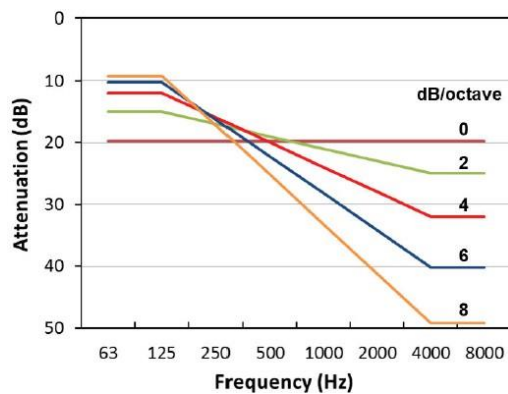


Figure 2.5 – Fonctions d'atténuation de différentes pentes pour des niveaux sous protecteurs identiques (75 dBA). Issue de Giguère et al., 2015.

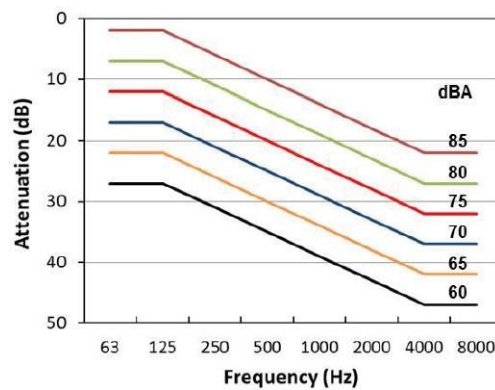


Figure 2.6 – Fonctions d'atténuation de différents niveaux sous protecteurs avec pente fixée (4dB/octave). Les niveaux indiqués sont les niveaux sous protecteur. Issue de Giguère et al., 2015.

D'autres travaux tels que ceux de Casali & Wright (Casali et al., 1995) s'intéressent à l'effet des PICB à atténuation dépendante du niveau. Ces PICB ajustent la protection qu'ils apportent en fonction du niveau de bruit extérieur. Ils sont censés être utiles en cas d'exposition à un bruit intermittent car ils ne gênent pas les communications dans le silence et ils apportent une protection quand nécessaire. Casali & Wright (Casali et al., 1995) mesurent les seuils masqués avec PICB passifs et PICB à atténuation dépendante du niveau. Les auteurs évaluent la perception par des auditeurs normo-entendants d'une alarme de recul ayant des harmoniques marquées à 1250 et 2500 Hz dans un bruit rose pour 3 niveaux : 75, 85 et 95 dB(A). Si les performances dans le silence sont meilleures avec les PICB à atténuation dépendante du niveau, ils n'apportent pas de différence significative par rapport aux PICB passifs lorsqu'ils sont utilisés dans le bruit.

Des observations similaires sont rapportées par Laroche *et al* (Laroche et al., 2016) qui ont mesuré les seuils masqués de normo-entendants sans protection et avec un PICB qui propose deux modes de fonctionnement : un mode passif et un mode dépendant du niveau. Le signal à détecter était une alarme large bande. À nouveau, les auteurs ne relèvent pas de différence significative entre les deux modes de fonctionnement. De plus, quel que soit le mode, les performances des auditeurs ne sont pas altérées.

Un dernier type de PICB est celui à réduction de bruit active (ANR pour Active Noise Reduction) qui permet d'augmenter l'atténuation apportée en basses fréquences en émettant un son en opposition de phase. Ce type de PICB a été testé par Casali *et al* (Casali et al., 2004). Les auteurs ont mesuré des seuils masqués de normo-entendants avec un casque à réduction active et deux PICB passifs (casque et bouchons) dans des bruits rose à 85 et 100 dB. Les seuils masqués ont également été mesurés sans PICB à 85 dB. Les bouchons et le casque actif présentaient une atténuation basses fréquences considérablement supérieure à celle

du casque passif. L'utilisation des PICB apporte une amélioration de l'ordre de 3 dB des seuils masqués. Dans le bruit à 100 dB, le bouchon et le casque ANR permettent des seuils masqués plus bas que le casque passif grâce à leur atténuation plus forte en basses fréquence permettant de réduire le masquage fréquentiel.

Abel & Spencer (Abel et al., 1997) rapportent les mêmes conclusions en mesurant les seuils masqués de sons purs entre 250 et 8000 Hz dans un bruit impulsionnel pour différents PICB dont un à réduction active du bruit. Le bruit de fond était un bruit industriel à 75 dB pour les normo-entendants (moins de 15 dB HL de 0.25 à 8 kHz) et 85 dB pour les malentendants (un maximum de 25 dB HL à 0.5 kHz et de 30 à 65 dB HL à 4 kHz). Les niveaux étaient plus élevés pour les malentendants car ils ne les percevaient pas aux niveaux utilisés avec les normo-entendants. Les auteurs n'ont pas relevé d'avantage du PICB ANR sur les PICB classiques. Les PICB ANR seraient probablement plus efficaces dans des situations avec des niveaux sonores plus élevés et plus riches en basses fréquences.

En résumé, les PICB sont susceptibles d'améliorer la détection de signaux d'alarme dans le bruit pour les normo-entendants en réduisant le masquage provoqué par les bruits de fond. Les malentendants sont quant à eux susceptibles de voir leur capacité de détection se dégrader, dégradation qui augmente avec leur pertes. Ces effets ne dépendent cependant pas seulement du niveau. La composition fréquentielle des différents signaux est très importante (privilégier des signaux large bande ou avec de l'énergie sous 1500 Hz) et la forme de l'atténuation des PICB également. Certains types de PICB peuvent sembler plus susceptibles de gêner la perception que d'autres. Les casques ont par exemple souvent une atténuation faible en basses fréquences qui ensuite augmente en moyennes-hautes fréquences. Comparé à un bouchon qui aurait une atténuation plus uniforme, ce type de casque serait désavantageux (Robinson et al., 1995). Ce n'est cependant pas toujours le cas, certains casques ayant une atténuation relativement uniforme. Comme les paramètres à l'origine des effets du PICB sur la détection sont nombreux et propres à chaque situation, il est difficile de faire des généralités. D'autant plus que les PICB peuvent présenter des caractéristiques très différentes les uns des autres. C'est pourquoi des solutions d'évaluation tel que le logiciel Detectsound (Zheng et al., 2007) sont intéressantes afin de rapidement évaluer le PICB optimal dans une situation donnée. Les chapitres 5 et 6 présentent des méthodes pour réaliser cette évaluation. Le chapitre 5 présente une méthode utilisant un simulateur d'atteintes auditives afin de pouvoir réaliser des tests subjectifs de façon plus rapide et contrôlée. Le chapitre 6 présente un modèle de prédiction de seuil permettant de se passer de tests subjectifs.

Chapitre 3

Mesure de l'atténuation des PICB

Les effets possibles du port de PICB sur la détection dans le bruit dépendent de l'atténuation qu'ils apportent. Un protecteur qui atténue beaucoup les hautes fréquences sans affecter les basses fréquences dégradera particulièrement la détection. La norme NF EN 458 :2016 (*NF EN 458 2016*) préconise donc l'usage d'un PICB dont le profil d'atténuation est plat en fréquence de façon à ne pas perturber la détection. On présente ici les différentes méthodes pour déterminer l'atténuation des PICB, chacune présentant des avantages et des inconvénients.

3.1 Méthode REAT (Real Ear Attenuation at Threshold)

La méthode de référence pour mesurer l'atténuation apportée par un PICB est la méthode REAT (Real Ear Attenuation at Threshold). Il s'agit d'une méthode subjective consistant à mesurer les seuils d'audition dans le silence d'un auditeur avec et sans PICB, la différence entre les deux seuils permet alors de connaître l'affaiblissement acoustique apporté par le protecteur. Il s'agit de la méthode utilisée pour les mesures des atténuations déclarées par les fabricants de protection auditive. Elle est décrite dans la norme internationale ISO 4869-1 :2018 (*NF EN ISO 4869-1 :2018 2018*). Les signaux de tests sont obtenus à partir d'un bruit rose filtré en tiers d'octaves aux fréquences centrales suivantes : 63 (facultative), 125, 500, 1000, 2000, 4000 et 8000 Hz. Les mesures sont effectuées sur 16 auditeurs et les atténuations déclarées sont les moyennes sur les 16 auditeurs ainsi que les écart-types associés.

Cette méthode de mesure est considérée comme la méthode de référence (le "gold standard") car elle fait intervenir de véritables auditeurs au cours des tests et surtout il s'agit de la seule méthode qui prend en compte la conduction osseuse en plus de la conduction aérienne (Berger, 2005). Comme la mesure s'effectue au seuil de l'audition, elle est sensible au bruit de fond environnant alors que les PICB sont normalement utilisés dans des situations faisant intervenir de forts niveaux sonores. Il reste cependant admis que les PICB passifs sont normalement linéaires avec le niveau sonore (Berger et al., 1983 ; Berger, 1986 ; Martin, 1979). Cependant, il s'agit d'une méthode qui exige une durée de test importante

et qui reste critiquée car elle présente plusieurs défauts :

- les conditions de mesure imposées par la norme (position de l'auditeur, mise en place du PICB, température de la pièce) sont très contrôlées et s'éloignent beaucoup des conditions réelles d'utilisation des PICB. En conditions réelles, la mise en place du PICB, les mouvements de l'utilisateur, les différences morphologiques ou encore, dans le cas des casques anti-bruit, les fuites créées par la présence de lunettes, barbes, cheveux, bijoux peuvent fortement dégrader l'atténuation apportée par le PICB (Kusy, 2008)
- Pour les fréquences jusqu'à 500 Hz, l'atténuation mesurée est supérieure à l'atténuation *in situ* à cause de l'effet d'occlusion¹. Cet effet amplifie le bruit physiologique qui va agir comme un masque qui vient s'ajouter à l'affaiblissement apporté par le PICB pour les fréquences inférieures à 500 Hz. Cet écart avec les valeurs *in situ*, qui augmente au fur et à mesure que la fréquence diminue, est de l'ordre de 6 dB à 125 Hz (Berger et al., 1983 ; Néliste et al., 2015). En pratique, les niveaux extérieurs sont beaucoup plus élevés que le bruit physiologique qui n'agit alors pas comme un masque. L'atténuation *in situ* est alors moins importante que celle mesurée
- Enfin, l'atténuation n'est mesurée que sur le tiers central de 6 ou 7 octaves. On ignore alors l'atténuation apportée sur les deux tiers du spectre fréquentiel.

Malgré son statut de "gold standard", la méthode REAT n'est donc pas sans défaut et d'autres méthodes existent pour mesurer les atténuations fournies par les PICB.

3.2 Méthodes alternatives

La plupart des alternatives proposées sont des méthodes objectives qui partagent la particularité d'être beaucoup plus rapides à réaliser que le REAT (quelques minutes contre au moins une heure par auditeur). Cependant, les normes décrivant ces méthodes (*NF EN ISO 11904-1 2003* ; *NF EN ISO 11904-2 2005*) spécifient que les mesures sont effectuées par tiers d'octave. Ces mesures sont alors susceptibles de ne pas mesurer des variations qui seraient visibles en bandes fines.

3.2.1 Méthode MIRE (Microphone In Real Ear)

Cette méthode objective, décrite par la norme 11904-1 (*NF EN ISO 11904-1 2003*) consiste à utiliser des microphones miniatures pour mesurer la pression acoustique directement dans le conduit auditif, d'où son nom MIRE pour Microphone In Real Ear. Il en existe deux versions, avec un ou deux microphones.

1. L'occlusion de l'oreille, par un bouchon par exemple, modifie son comportement acoustique et amplifie les basses fréquences des sons transmis à travers le corps tel que les bruits de déglutition ou de parole. Le bruit physiologique provoqué par les battements de cœur ou encore la circulation sanguine est principalement basses fréquences et est alors amplifié.

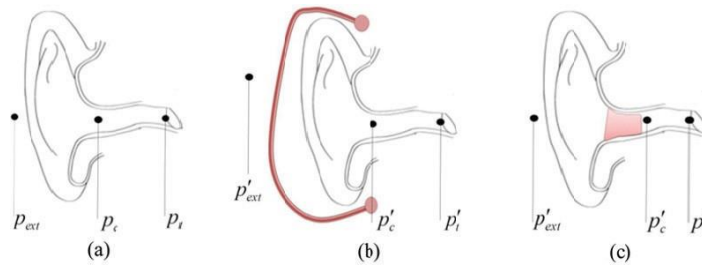


Figure 3.1 – Représentation des positions de microphones possibles, p_c et p'_c pour mesurer l'atténuation de PICB dans différentes conditions : (a) oreille ouverte, (b) oreille occluse par un casque et (c) oreille occluse par un bouchon. Issue de Nélisse et al., 2015.

Le principe du MIRE à un microphone est de réaliser, avec le même microphone, deux mesures successives du niveau sonore dans le conduit auditif avec et sans PICB en gardant le microphone à la même position. La différence des deux mesures permet alors d'obtenir la perte par insertion du PICB (IL pour Insertion Loss en anglais) comme estimation de l'atténuation apportée. Il s'agit d'une méthode beaucoup plus rapide et simple à réaliser que le REAT. Elle a le défaut de ne pas prendre en compte tous les chemins de conduction du son : la mesure étant effectuée dans le conduit auditif, le micro ne peut pas capter les sons qui sont transmis directement à la cochlée par conduction osseuse² et qui contournent donc l'oreille moyenne (Dauman, 2013). A cause de cela, l'atténuation obtenue est supérieure à celle obtenue avec le REAT au-dessus de 1 kHz (Berger, 2005).

La version à deux microphones permet de mesurer en même temps les niveaux sonores sous le PICB et à l'extérieur du PICB. La différence des deux mesures donne une estimation de l'atténuation correspondant cette fois-ci à la réduction de bruit (NR pour Noise Reduction). Les estimations que l'on obtient avec les deux variantes de la méthode MIRE sont liées par l'expression suivante : $IL = NR + TFOE$. La grandeur TFOE étant la fonction de transfert de l'oreille

ouverte, c'est à dire les modifications apportées à un signal acoustique par la présence de l'oreille ouverte quand ce signal se propage de l'extérieur de l'oreille jusqu'au tympan. Cette méthode à deux microphones peut également être réalisée en utilisant un équipement embarqué directement sur un auditeur en situation de travail pour mesurer individuellement l'atténuation apportée dans des conditions plus réalistes, on parle alors de F-MIRE (Field-Microphone In Real Ear)

La figure 3.1 issue de Nélisse et al., 2015 présente les différents points de mesures possibles pour effectuer des mesures MIRE et obtenir ces différentes grandeurs :

$$IL = 20 \log_{10} \left(\frac{p_c}{p'_c} \right) \quad (3.1)$$

2. Les sons transmis par conduction osseuse sont transmis à la cochlée et excitent la membrane basilaire comme des sons aériens (Stenfelt, 2011) mais ils sont transportés le long des os et des différents tissus humains



Figure 3.2 – Exemples de dispositifs physiques pour la mesure d’atténuation. À gauche, un des modèles les plus simples. Au milieu : simulateur de tête et buste. À droite : tête artificielle seule. Les modèles du milieu et de droite permettent de reproduire l’influence de la présence d’un auditeur sur le champ sonore.

$$NR = 20 \log_{10} \left(\frac{p_{ext}^I}{p_c^I} \right) \quad (3.2)$$

$$TFOE = 20 \log_{10} \left(\frac{p_t}{p_0} \right) \quad (3.3)$$

avec p_0 le champ à la position du centre de la tête en l’absence du sujet. Ces équations permettent également d’établir une relation entre les atténuations mesurées par les méthodes REAT et MIRE de la façon suivante : $REAT = IL + PN$, PN désignant le bruit physiologique (Physiological Noise).

3.2.2 Mesure sur ATF (Acoustic Test Fixture)

Une autre méthode objective (décrite par la norme ISO 11904-2 (*NF EN ISO 11904-2 2005*)) consiste à mesurer la perte par insertion (IL) sur des ATF (Acoustic Test Fixture). Il s’agit de dispositifs physiques permettant des mesures à fort niveau mais qui ne reproduisent pas la variabilité interindividuelle des tests sur auditeurs. Il peut s’agir d’une tête artificielle, seule ou associée à un buste artificiel, ou d’un système moins complexe tel que celui présenté figure 3.2. Comme la méthode MIRE, ces dispositifs permettent de réaliser des mesures précises très rapidement mais présentent les mêmes défauts : ils ne peuvent prendre en compte que le chemin de conduction aérienne et sont donc susceptibles de surestimer l’atténuation. De plus, le conduit auditif est remplacé par un simple conduit cylindrique et les surfaces d’appui des casques sont plus plates et rigides qu’en pratique. Ces différences peuvent permettre une meilleure étanchéité qu’en pratique et entraîner une surestimation des atténuations.

Bien que les résultats des différentes méthodes peuvent parfois s’accorder (Trompette et al., 2015), elles présentent toutes des limites. Par conséquent, il n’existe pas actuellement de méthode de mesure de l’atténuation qui puisse être considérée comme parfaitement juste.

3.3 Mesure en bandes fines

Une limite importante des méthodes présentées est le fait qu'elles mesurent l'atténuation sur une faible portion du spectre fréquentiel ou avec une faible résolution fréquentielle. Les données mesurées ne permettent alors pas de connaître précisément l'atténuation pour toutes les fréquences. Ce problème est illustré à la figure 3.3 où une alarme tonale (en bleu) est représentée à environ 2500 Hz. Les marqueurs noirs représentent des valeurs REAT communiquées par le constructeur. Avec seulement quelques points, il est impossible de connaître précisément l'atténuation à la fréquence de l'alarme qui se situe entre deux valeurs par octave fournies par la méthode REAT. Comme les alarmes sont souvent composées de la somme de sons purs, leurs composantes seront souvent situées entre les fréquences pour lesquelles la méthode REAT donne une atténuation. Si l'atténuation apportée par le PICB varie beaucoup avec la fréquence, les valeurs annoncées par le REAT ne permettront alors pas d'anticiper ces variations ni l'effet qu'elles pourraient avoir sur la détection d'une alarme donnée. Pour connaître précisément l'atténuation sur l'ensemble du spectre fréquentiel, et évaluer la précision du REAT, il est alors nécessaire de mesurer l'atténuation en bandes fines.

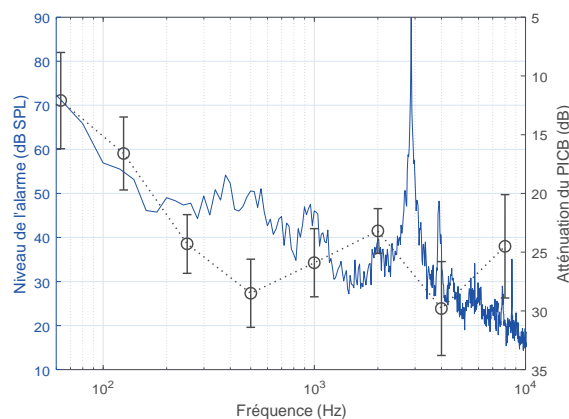


Figure 3.3 – Illustration du manque de précision de l'atténuation connue. Marqueurs noir : atténuation constructeur (REAT). Courbe bleue : spectre d'une alarme tonale.

A notre connaissance, la littérature ne fournit pas d'études comparatives entre l'atténuation mesurée en tiers d'octaves et l'atténuation en bandes fines mis à part la campagne de mesure de Zera & Mlynski (Zera et al., 2010). Les auteurs y ont mesuré les atténuations de PICB de type serre-tête en bandes fines via la méthode MIRE sur 5 auditeurs et 4 ATF dont 2 mannequins. Leurs mesures mettent en évidence la présence de résonances importantes dans les atténuations des PICB qui ne peuvent pas être observées avec la méthode REAT.

Il existe cependant certaines études (Boyer et al., 2013 ; Carillo et al., 2018) qui, afin d'établir un modèle physique d'un PICB de type serre-tête, ont mesuré la perte par insertion des différents composants de ce type de PICB.

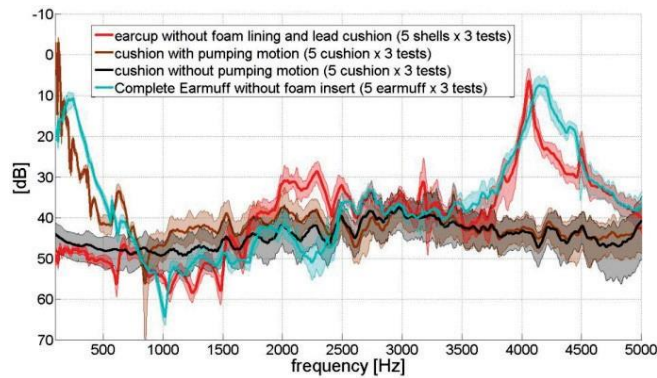


Figure 3.4 – Perte par insertion des différents composants d'un PICB de type serre-tête. Les composants sont testés ensemble ou séparément. La courbe bleue représente la perte par insertion d'un serre-tête complet dont l'insert en mousse a été retiré (issue de Boyer et al., 2013).

Dans ces deux études, les pertes par insertion mesurées ne sont pas comparées aux atténuations REAT mais permettent d'observer le comportement en bandes fines du PICB et mettent en évidence les importantes variations en fréquence qui existent (voir figures 3.4 et 3.5).

Pour combler ce manque de comparaison entre les mesures bandes fines et les données REAT, nous avons réalisé des mesures d'atténuation en bandes fines de plusieurs PICB afin de les comparer aux données d'atténuation fournies par les constructeurs (basées sur la méthode REAT). Dix PICB ont été mesurés dans ce but (5 bouchons et 5 casques sélectionnés parmi les modèles disponibles à l'INRS) et les mesures ont été effectuées sur une tête artificielle. De plus, les 5 protecteurs de type casque ont également été mesurés sur des auditeurs en utilisant la méthode MIRE à un microphone. Les PICB utilisés sont présentés aux tableaux 3.1 et 3.2. La tête artificielle utilisée est celle mise au point par l'Institut franco-allemand de recherches de Saint-Louis (ISL), caractérisée par une grande perte par insertion. Elle répond aux exigences de la norme ANSI S12.42-2010 (S12.42, 2010 ; Berger et al., 2012) et est désignée par la suite par "tête ISL".

Les mesures ont été effectuées dans la chambre réverbérante de l'INRS dans laquelle sont disposées quatre enceintes de façon à obtenir un champ homogène au centre du local, là où se situe la tête ISL. Le signal de test consistait en un bruit rose d'une durée de 30 secondes et à un niveau global de 90 dB(A)³.

La figure 3.6 montre l'atténuation en bandes fines du PICB n°1 (tableau 3.1) mesurée sur la tête ISL, ainsi que l'atténuation en tiers d'octave obtenue à partir de la même mesure et enfin les valeurs REAT du constructeur. Les atténuations des 10 PICB sont présentées à l'annexe A. On distingue l'importante surestimation du REAT en basse fréquence ($f < 100$ Hz) où la résonance de la coque

3. Des mesures effectuées à 100 et 110 dB(A) ont permis de vérifier la linéarité des PICB avec le niveau, en concordance avec Berger, 1986 ; Berger et al., 1983 ; Martin, 1979. Les résultats présentés sont ceux obtenus à 90 dB(A).

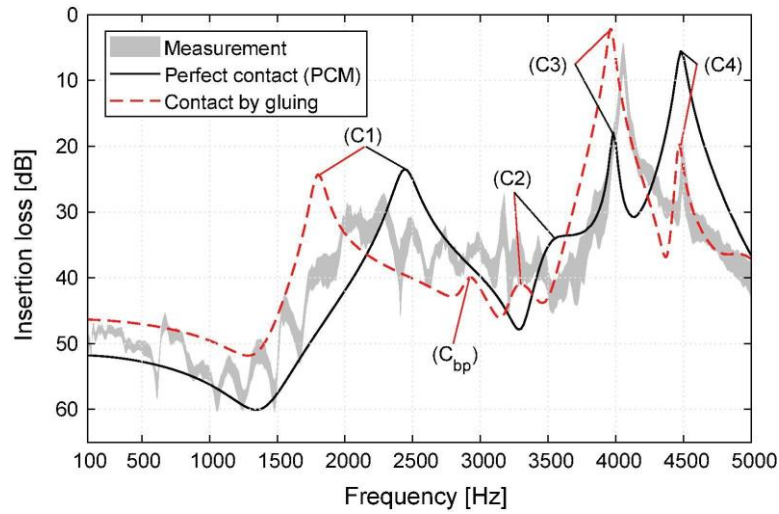


Figure 3.5 – Perte par insertion mesurée et simulée d’un PICB de type serre-tête. La courbe grise représente la mesure (issue de Carillo et al., 2018)

Illustrations	Modèle	N°
	Clarity C3	1
	Peltor H9A	2
	Hellberg Mark12	3
	MSA Left/RIGHT Cutoff	4
	Peltor ComTac	5

Tableau 3.1 – Protecteurs de type serre-tête (circum-aural)






Illustrations	Modèle	N°
	Moldex 7400	6
	Moldex 7800	7
	3M Yellow Neon	8
	3M fit14	9
	Elacin RC15	10

Tableau 3.2 – Protecteurs de type bouchon (intra-auriculaires)

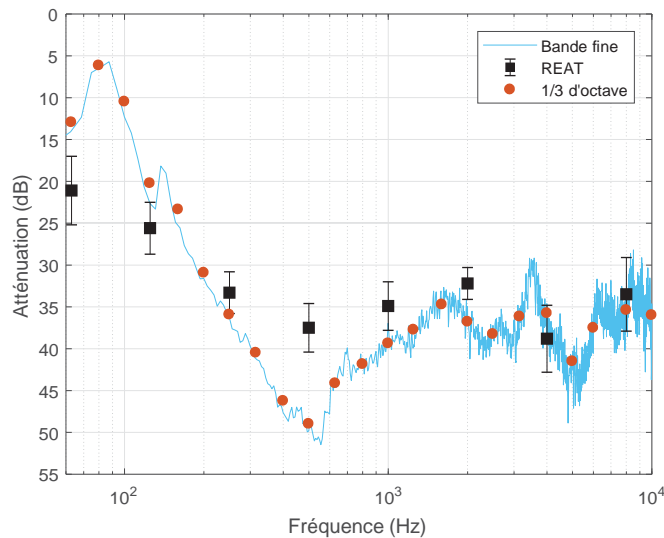


Figure 3.6 – Exemple d’atténuation pour un PICB de type casque (PICB n°1 dans le tableau 3.1). La courbe bleue représente l’atténuation mesurée en bandes fines sur la tête ISL. Les marqueurs noirs sont les données constructeur (REAT). Les points rouges sont les valeurs en 1/3 d’octaves obtenues lors de notre mesure.

réduit considérablement l’atténuation. Ensuite, à 125 Hz le REAT se compare au MIRE puis il sous-estime l’atténuation par rapport au MIRE jusqu’à 1000 Hz, fréquence à partir de laquelle l’atténuation varie très rapidement avec la fréquence, ce que le REAT ne permet pas de distinguer (voir par exemple les fortes variations de l’atténuation bandes fines entre 2 et 4 kHz). Ces variations ne sont pas surprenantes, un casque étant une structure complexe qui peut exhiber de nombreux modes vibratoires (Boyer et al., 2013 ; Carillo et al., 2018).

La figure 3.7 montre l’atténuation du PICB n°9 (tableau 3.2), à nouveau obtenue sur la tête artificielle ainsi que les valeurs REAT annoncées par le constructeur. De façon générale il apparaît que les PICB de type bouchon présentent des variations en bandes fines moins importantes que les casques. Cela est probablement dû au fait que sa structure présente moins de modes vibratoires. Cependant, les constatations sont identiques : les valeurs REAT ne permettent pas de rendre compte de l’évolution précise de l’atténuation en fonction de la fréquence. Encore une fois, c’est vers les hautes fréquences (à partir de 1000 Hz) que les valeurs données par le REAT s’éloignent beaucoup de la bande fine.

On note également, dans le cas des bouchons, que la mesure sur tête artificielle surestime peu l’atténuation quand le bouchon apporte peu d’affaiblissement (figure 3.7). Par contre, quand le bouchon apporte un fort affaiblissement, la mesure sur tête artificielle surestime grandement l’atténuation (voir figure 3.8) et atteint, voir dépasse, la limite d’atténuation possible avec un PICB qui est d’environ 60 dB (Berger et al., 2003 ; Reinfeldt et al., 2007) Cette limite est due à la conduction osseuse. Quand l’oreille est ouverte, les niveaux transmis par conduction osseuse sont négligeables devant ceux transmis par conduction arienne. Si les niveaux transmis par conduction aérienne sont suffisamment at-

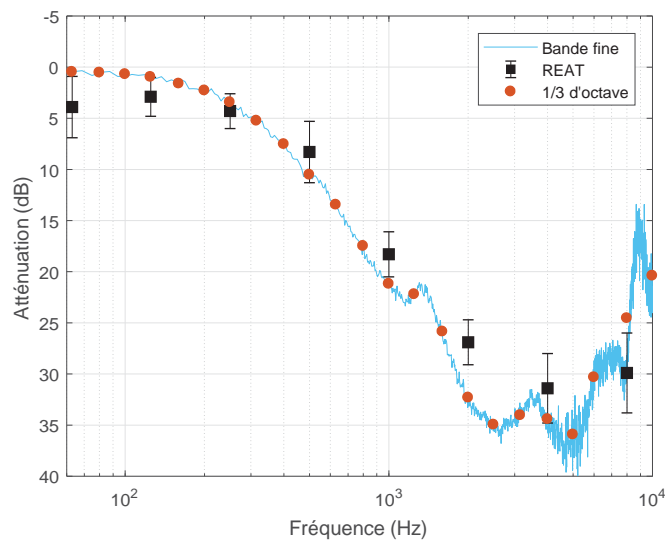


Figure 3.7 – Exemple d’atténuation pour un PICB de type bouchon (PICB n°9 dans le tableau 3.2). La courbe bleue représente l’atténuation mesurée en bandes fines sur la tête ISL. Les marqueurs noirs sont les données constructeur (REAT). Les points rouges sont les valeurs en 1/3 d’octaves obtenues lors de notre mesure.

ténuées, le son sera perçu par conduction osseuse. Or les niveaux transmis par conduction osseuse ne sont pas atténués par les PICB ce qui conduit à cette limite d’atténuation (entre 40 et 60 dB selon la fréquence (Reinfeldt et al., 2007)). Les bouchons dont l’atténuation est surestimée sont les seuls à être en mousse, ce qui peut expliquer cette surestimation. En effet, ces bouchons sont faits pour reprendre leur forme une fois insérés dans le conduit auditif de façon à occuper de façon étanche le plus grand volume possible. On s’attend alors à ce qu’ils ferment particulièrement bien "l’oreille" de la tête artificielle car son "conduit auditif" est parfaitement droit contrairement à un vrai conduit auditif dont la forme peut empêcher le bouchon de remplir le maximum d’espace et ainsi créer des fuites.

Les PICB de type casque présentés au tableau 3.1 ont également été mesurés avec la méthode MIRE à un microphone sur 5 auditeurs, les résultats pour le PICB n°1 sont visibles à la figure 3.9. Ces mesures ont été réalisées dans le même local et les mêmes conditions que les mesures sur la tête ISL. Les sujets étaient placés au centre de la pièce à la place de la tête ISL, et un microphone miniature était inséré dans l’une de leurs oreilles pour effectuer les mesures. On constate que le REAT a clairement tendance à surestimer l’atténuation réellement apportée aux sujets, en particulier jusqu’à 1000 Hz. Au-delà, les différences entre les deux méthodes sont réduites bien qu’il était attendu que la méthode MIRE surestime l’atténuation au-dessus de 1000 Hz (voir section 3.2.1). Enfin, comme pour les mesures sur tête artificielle, les mesures en bandes fines exhibent des variations en fréquence importantes au-dessus de 1000 Hz, variations qui peuvent être très différentes d’un sujet à l’autre. Encore une fois la méthode REAT ne permet pas d’anticiper ces variations selon la fréquence.

Les différentes méthodes normalisées pour mesurer les atténuations des PICB ont été présentées. Ces méthodes présentent chacune des avantages et des inconvénients faisant qu'aucune d'elles n'est totalement juste. Les méthodes objectives peuvent cependant être utilisées pour réaliser des mesures en bandes fines de l'atténuation. La comparaison de mesures bandes fines avec des données REAT pour les protecteurs présentés aux tableaux 3.1 et 3.2 a mis en évidence les variations rapides d'atténuation avec la fréquence, surtout pour les PICB de type casque. Ces variations ne sont pas mises en évidence par le REAT. Par conséquent, le REAT n'est pas une mesure recommandée pour évaluer l'effet de PICB sur la détection dans le bruit. Par la suite, lors de la campagne de mesure présentée au chapitre 4, les atténuations des protecteurs seront mesurées en bandes fines afin de pouvoir les caractériser avec précision.

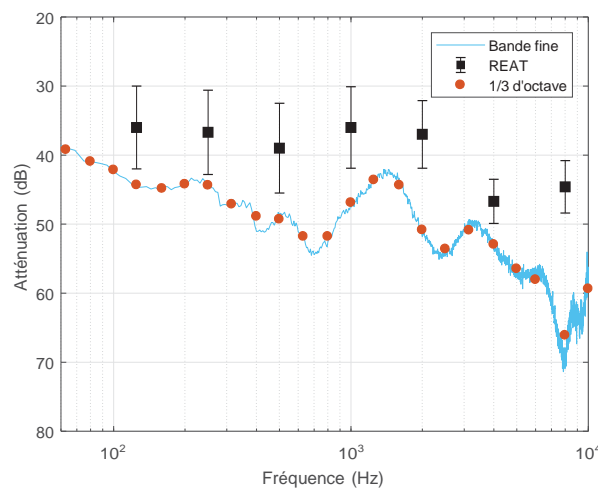


Figure 3.8 – Exemple d'atténuation pour un PICB de type bouchon (PICB n°7 dans le tableau 3.2). La courbe bleue représente l'atténuation mesurée en bandes fines sur la tête ISL. Les marqueurs noirs sont les données constructeur (REAT). Les points rouges sont les valeurs en 1/3 d'octaves obtenues lors de notre mesure. L'atténuation mesurée est clairement surestimée mais les variations en bandes fines restent distinctement visibles.

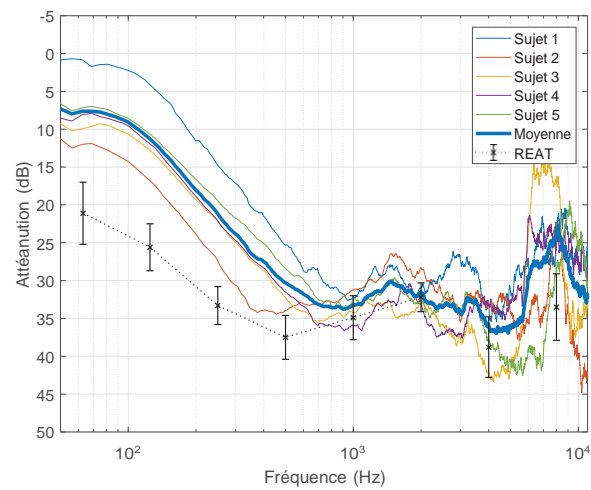


Figure 3.9 – Données REAT du fabricant comparées à des mesures MIRE sur 5 sujets (PICB n°1). Les marqueurs noirs représentent le REAT. La courbe bleue épaisse représente la moyenne des mesures MIRE.

Chapitre 4

Étude expérimentale

Dans le cadre d'une collaboration entre l'INRS et la SNCF, des tests psychoacoustiques ont été mis au point pour évaluer l'influence du port de PICB sur la détection d'alarmes dans le bruit. Jusqu'en Mai 2009, la SNCF disposait d'une dérogation (Article L.4111-4 du code du travail) qui lui permettait de se soustraire à la directive européenne 2003/10/EC imposant le port du PICB aux travailleurs soumis à des niveaux d'exposition quotidienne de 85 dB(A) et plus. La directive stipulait que des dérogations pouvaient effectivement être accordées dans des cas exceptionnels si l'utilisation de protections auditives était susceptible de provoquer un risque plus important que dans le cas où elles ne seraient pas portées. Associé à l'article L.4111-4, le règlement interne de la SNCF interdisait donc le port de PICB afin qu'ils ne soient pas à l'origine d'accidents possiblement fatals en gênant la détection des signaux d'alarme. Depuis Mai 2009, cette dérogation n'est plus accordée à la SNCF étant donné que les signaux d'alarme peuvent être correctement détectés par les travailleurs portant des PICB à partir du moment où ils sont choisis en adéquation avec la situation (statut auditif du travailleur, spectres des signaux en jeu). Une collaboration avec l'INRS avait donc été initiée par la SNCF afin d'évaluer l'effet du port de PICB sur la détection des alarmes employées par la SNCF.

Dans ce sens, une première étude expérimentale a été réalisée entre 2012 et 2015 auprès d'auditeurs normo-entendants (J.-P. Arz et al., 2018 ; J.-P. Arz, 2016). Cette étude a montré que la détection d'alarmes dans le bruit n'est en général pas dégradée par le port de PICB. Mais qu'en est-il des personnes ayant des atteintes auditives ? Pour répondre à cette question, une seconde étude INRS (EL2016-004 J. P. Arz, 2016) a été initiée en 2016 pour évaluer l'impact des PICB auprès d'auditeurs malentendants. Ce travail de thèse s'inscrit dans cette seconde étude.

4.1 Protocole

4.1.1 Protectors testés

Deux modèles de PICB, dont l'utilisation est envisagée par la SNCF et qui sont représentés figure 4.1, ont été testés dans le cadre de ce travail :

4.1. Protocole

- Un protecteur de type casque : Howard Leight Clarity C1
- Un protecteur de type bouchons moulés : Elacin Clearsound RC15



Figure 4.1 – PICB utilisés lors de la campagne de mesure. Gauche : casque Howard Leight Clarity C1. Droite : bouchons moulés Elacin Clearsound RC15

Les fiches techniques de ces deux protecteurs déclarent une atténuation relativement uniforme qui limite a priori les possibles effets de dégradation de la détection (voir sections 2.2.1 et 2.2.2). Les atténuations déclarées, obtenues avec la méthode REAT (voir section 3.1) suivant la norme ISO 4869-1 (NF EN ISO 4869-1 :2018 2018), sont présentées à la figure 4.2.

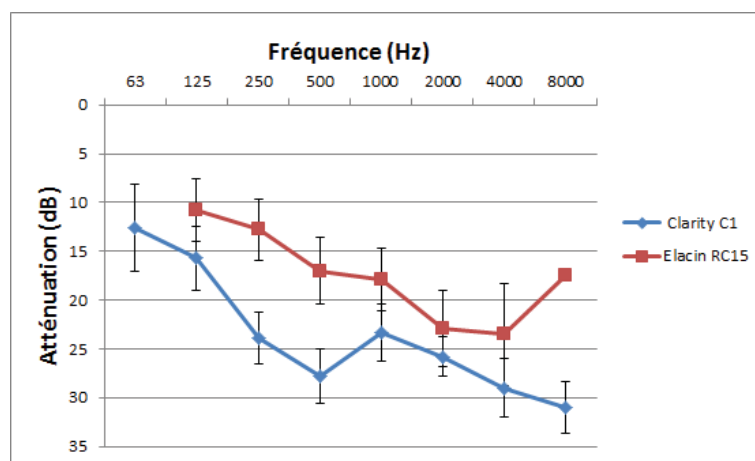


Figure 4.2 – Atténuations moyennes et écart-types associés des PICB utilisés, déclarés par les fabricants suivant la méthode REAT de la norme NF EN ISO 4869-1 :2018 2018. Bleu : casque Clarity C1. Rouge : bouchons moulés Clearsound RC15. Les barres d'erreur indiquent ± 1 écart-type.

4.1.2 Signaux utilisés

Les bruits de fond et les alarmes utilisés au cours de l'expérimentation sont des signaux fournis par la SNCF. Deux bruits de fond enregistrés en conditions réelles de travail sont utilisés : un bruit de bourreuse¹ et un bruit en cabine de conduite d'un locotracteur DU65 à vitesse maximale. Un total de 7 alarmes ont été testées : 4 alarmes dans le bruit de bourreuse (alarmes AUTOPROVA,

1. Bourreuse : machine utilisée pour la mise en vibration du ballast.

Alarme	Caractéristique temporelles	Caractéristiques fréquentielles
Autoprova	Constant	$f_0=660$ Hz + harmoniques, énergie principalement sous 1,5 kHz
Avertisseuraigu	Constant	$f_0 = 647$ Hz + nombreux harmoniques, énergie principalement sous 3 khz
Dapr	Bi-ton (aigu-grave)	$f_{0aigu} = 656$ Hz + quelques harmoniques sous 3 kHz $f_{0grave} = 358$ Hz + quelques harmoniques
ST Dizier	Constant	$f_0 = 358$ Hz + nombreux harmoniques
GSM	Bi-ton (aiu-grave)	$f_{0aigu} = 1800$ Hz + quelques faibles harmoniques $f_{0grave} = 1400$ Hz + quelques faibles harmoniques
RS	Constant	2 sons purs $f_1 = 3430$ Hz $f_2 = 4084$ Hz
Vacma	Constant	$f_0 = 334$ Hz + faibles harmoniques à partir de 1 kHz

Tableau 4.1 – Caractéristiques des alarmes utilisées lors de l'étude. Les spectres des alarmes sont représentés en annexe D.

AVERTISSEURAIGU, DAPR et ST DIZIER), et 3 alarmes dans le bruit DU65 (alarmes GSM, RS et VACMA). Les bruits de fond dominant en basses fréquences (inférieures à 500 Hz) et leur énergie est principalement sous 3 kHz. Leurs spectres sont présentés figure 4.3. Les 7 alarmes présentent des caractéristiques temporelles et fréquentielles variées qui sont présentées au tableau 4.1. Toutes les alarmes sont constituées de la somme de sons purs et sont toutes des sons harmoniques (somme d'une fréquence fondamentale et de multiples de cette fréquence) à l'exception du signal RS constitué uniquement de deux sons purs inharmoniques. Le contenu harmonique diffère fortement suivant les alarmes : certaines ne contiennent que quelques harmoniques et dominant en basses fréquences alors que d'autres ont de nombreux harmoniques et de l'énergie répartie de manière à peu près uniforme sur tout le spectre. Concernant les caractéristiques temporelles, 5 alarmes sont des sons stationnaires alors que 2 alarmes (DAPR, GSM) sont constituées de l'alternance de deux tonalités (appelées "bi-tons"). Cet ensemble de signaux permet de tester les PICB pour des situations d'écoute très variées.

Les spectres en bande fine des 7 alarmes et des 2 bruits sont présentés en annexe D. Ces spectres ont été mesurés dans la salle où se déroule les tests. La mesure a été réalisée avec un micro placé à l'endroit où se situeraient la tête des participants.

4.1.3 Participants

Un total de 74 auditeurs âgés de 18 à 81 ans et présentant une large variété de statuts auditifs, de normo-entendant à très malentendant, ont participé aux tests. Leur audition a été caractérisée en mesurant leur seuils absolus et leurs

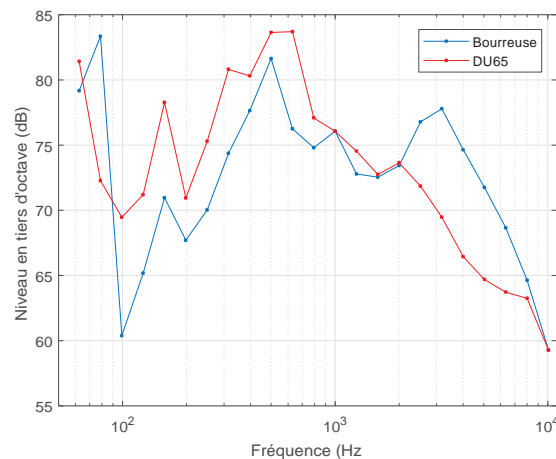


Figure 4.3 – Spectres en tiers d’octave des bruits de fond ferroviaires utilisés lors de l’étude expérimentale. Les spectres ont été mesurés à un niveau de 86 dB(A) dans le local où les tests se déroulaient.

filtres auditifs. Leurs seuils absolus ont été mesurés en effectuant une audiométrie tonale aux fréquences audiométriques standards allant de 125 à 8000 Hz. L’audiométrie liminaire était réalisée fréquence par fréquence avec une recherche manuelle du seuil. L’indicateur BIAP, correspondant à la moyenne des pertes auditives mesurées à 500, 1000, 2000 et 4000 Hz (meilleure oreille pour chaque fréquence), a été utilisé pour répartir les auditeurs en 4 groupes :

- Normo-entendant : Groupe NH, $BIAP \leq 20$, 28 auditeurs
- Pertes faibles : Groupe HI1, $20 < BIAP \leq 30$, 16 auditeurs
- Pertes moyennes : Groupe HI2, $30 < BIAP \leq 40$, 17 auditeurs
- Pertes fortes : Groupe HI3, $BIAP > 40$, 13 auditeurs

Les audiogrammes moyens des quatre groupes sont présentés figure 4.4.

Les largeurs des filtres auditifs centrés à 500, 1000, 2000 et 3000 Hz des auditeurs ont été mesurés suivant la méthode des bruits à encoche (Patterson, 1976 ; Patterson et al., 1986 ; Moore et al., 1987), afin d’obtenir les largeurs de filtres équivalentes ERB (Equivalent Rectangular Bandwidth). Ces mesures ont été réalisées en utilisant 6 encoches (4 symétriques et 2 asymétriques). En exprimant les limites des encoches en fraction de la fréquence centrale du filtre, les encoches étaient :

- 4 encoches symétriques : $[0-0]$; $[0.2-0.2]$; $[0.3-0.3]$; $[0.5-0.5]$
- 2 encoches asymétriques : $[0.3-0.5]$; $[0.5-0.3]$.

Le bruit utilisé était un bruit blanc de densité spectrale de 40 dB/Hz par défaut. Son niveau était augmenté si les seuils absolus étaient trop importants : si le seuil pour l’encoche $[0.5-0.5]$ ne dépassait pas la perte à cette fréquence de 4 dB, le niveau du bruit passait à 50 dB/Hz, voire 60 dB/Hz si nécessaire. Les mesures ont été réalisées avec le casque TDH39 calibré avec l’oreille artificielle BK4152. Les ERB ainsi obtenues ont été utilisées pour calculer un facteur d’élargissement par rapport aux largeurs équivalentes de filtres de normo-entendants (ERB_n) disponibles dans la littérature (Glasberg et al., 1990). Les valeurs moyennes de ces facteurs sont résumées au tableau 4.2. Ces valeurs moyennes ont été obtenues

en considérant la meilleure oreille de chaque auditeur à chaque fréquence.

Groupe Fréquence centrale du filtre	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz
NH	1.15	1.2	1.24	1.16
HI1	1.28	1.27	2.1	2.38
HI2	1.34	1.5	2.78	2.78
HI3	1.88	2.33	3.57	3.24

Tableau 4.2 – Facteurs d’élargissement moyens des filtres auditifs pour chaque groupe d’auditeurs.

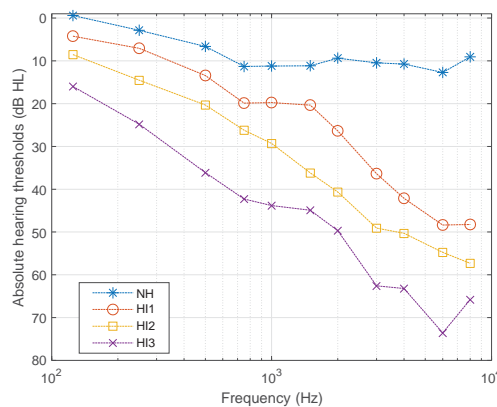


Figure 4.4 – Audiogrammes moyens des quatre groupes constitués à partir des auditeurs de l’expérience de détection. NH : normo-entendants ($BIAP \leq 20$), HI1 : faibles pertes ($20 < BIAP \leq 30$), HI2 : pertes moyennes ($30 < BIAP \leq 40$), HI3 : pertes importantes ($BIAP > 40$).

4.1.4 Mesure des seuils masqués

Les tests ont été effectués dans la salle d’écoute de l’INRS, illustrée à la figure 4.5. Cette salle a la particularité d’avoir des parois mobiles ayant des coefficients d’absorption différents et un plafond équipé de dalles absorbantes amovibles afin de pouvoir modifier l’absorption de la salle. Dans notre cas, la configuration de la salle a été définie afin que les champs des différents signaux soient les plus uniformes possible autour de la tête de l’auditeur qui effectue les tests. La figure 4.5 montre le dispositif expérimental utilisé durant les tests. Deux enceintes latérales diffusent les bruits de fond et les alarmes sont diffusées par une enceinte centrale située en face de l’auditeur. Les positions des enceintes ont également été choisies pour obtenir des champs les plus uniformes possible. Un écran sur lequel les auditeurs rapportent leurs réponses est disposé au dessus de l’enceinte centrale. Cet écran transmet également toutes les consignes durant l’expérimentation, l’auditeur est ainsi autonome durant toute la durée des tests.

Les seuils masqués des auditeurs sont mesurés en utilisant une méthode à choix forcé à 2 alternatives. Pour chaque situation testée (une situation testée



Figure 4.5 – Salle d'écoute de l'INRS utilisée lors des tests subjectifs.

est une alarme avec son bruit de fond associé), deux séquences sonores sont successivement présentées dans un ordre aléatoire : une contenant uniquement le bruit de fond, l'autre contenant le bruit de fond et l'alarme. L'auditeur doit alors sélectionner à l'écran la séquence dans laquelle il pense avoir entendu le signal d'alarme (première ou deuxième séquence). Le niveau des bruits est fixé à 86 dB(A) et le niveau de départ des alarmes est également fixé à 86 dB(A). Ce niveau a été choisi afin de se placer au-dessus de la limite d'exposition de 85 dB(A) sur 8h. Le niveau des alarmes varie ensuite selon une méthode adaptative dite "2 Down-1 Up" permettant de cibler un seuil de détection d'environ 71% (Levitt, 1971). Le niveau du signal d'alarme varie avec un pas de 5 dB pendant les 3 premières inversions (une inversion est un changement de sens sur la courbe de réponse de l'auditeur), puis avec un pas de 3 dB pendant 2 inversions et enfin avec un pas de 1 dB.

Une fois le dernier pas de 1 dB atteint, le test continue jusqu'à l'obtention de 4 inversions supplémentaires. La valeur de seuil masqué retenue est la moyenne de ces 4 dernières inversions. Chaque situation est répétée 3 fois. Si l'écart-type des seuils masqués mesurés sur ces 3 mesures excède 3 dB, une quatrième mesure est automatiquement effectuée. Le seuil retenu est dans ce cas la moyenne des 3 seuils les plus proches.

Pour chaque essai, les deux séquences sonores durent 500 ms et sont séparées par un silence de 300 ms. Dans la séquence contenant le signal d'alarme, ce dernier a une durée de 300 ms et est centré temporellement au milieu de la séquence.

Les situations s'enchaînent dans un ordre aléatoire, et à chaque nouvelle mesure l'auditeur reçoit à l'écran la consigne de porter ou non un PICB, lui précisant le cas échéant lequel doit être porté entre le casque et les bouchons. Chaque auditeur réalise un minimum de 63 mesures (7 alarmes * 3 configuration de PICB * 3 répétitions) réparties en 6 séries de 10 ou 11 mesures (3 de chaque). À cela s'ajoute un nombre variable de mesures supplémentaires (généralement une dizaine) si certaines situations présentent un écart-type trop important à l'issue des 3 premières répétitions. Chaque série de 10 ou 11 mesures dure approximativement entre 20 et 30 minutes. Les mesures étaient réparties sur 2 jours et

les auditeurs prenaient une pause entre chaque série de mesures. Un programme MATLAB a été mis au point pour réaliser cette procédure.

4.1.5 Mesure de l'atténuation des protecteurs

Il est connu que les atténuations apportées *in situ* (i.e. en condition réelle de travail) par les PICB peuvent être très différentes des atténuations obtenues en laboratoire par la méthode REAT (Berger, 2005 et voir chapitre 3). En effet, la façon de positionner le PICB en pratique peut grandement modifier l'atténuation qu'il apporte (Kusy, 2008), ainsi que les mouvements de l'utilisateur qui peuvent déplacer le PICB ou encore le champ acoustique (différent *in situ* du champ diffus utilisé en laboratoire). Comme il a été montré en section 3.3, en plus de s'éloigner des valeurs *in situ*, les atténuations des PICB peuvent également présenter des variations rapides en fonction de la fréquence qui ne sont pas représentées par la méthode REAT. Il a donc été décidé de mesurer, en bandes fines, l'atténuation apportée par les PICB pour chaque auditeur et à chaque fois qu'un PICB est mis en place pendant les mesures des seuils masqués.



Figure 4.6 – Position des microphones pour mesurer les atténuations des PICB durant les mesures de seuils masqués. Gauche : microphone placé près de l'entrée du conduit auditif (un à chaque oreille) pour mesurer les niveaux sonores soit sous le casque soit sans PICB. Droite : microphone inséré dans un bouchon moulé via un canal supplémentaire afin de mesurer le niveau sonore après le filtre acoustique présent dans le bouchon.

Comme le REAT n'est pas adapté à une mesure en bande fine, on utilise une méthode dérivée de la méthode MIRE à un microphone pour réaliser ces mesures rapidement et sans interrompre les tests de manière significative. Pour ce faire, le microphone n'est pas placé directement dans le conduit auditif de l'auditeur mais proche de l'entrée du conduit auditif (voir figure 4.6). Les deux oreilles sont équipées d'un microphone. Ce choix a été fait pour pouvoir laisser l'auditeur évoluer en autonomie pendant toute la durée des tests et ce alors qu'il est amené à mettre en place et à retirer plusieurs fois ses protecteurs au cours de chaque série de mesures. Une autre option aurait été de laisser le microphone dans le conduit auditif pendant tous les tests, mais en plus d'être particulièrement inconfortable pour l'auditeur, cela aurait également empêché la mise en place des bouchons. Ainsi, chaque série de mesures d'un auditeur débute par une mesure de référence (un bruit rose d'une durée de 10 secondes est mesuré par les 2 microphones) puis, à chaque mise en place du casque une mesure est automatiquement effectuée

avec le même bruit. On obtient ainsi une mesure de l'IL permettant de connaître l'atténuation réellement en jeu lors de la mesure correspondante mais également d'avoir une idée de la bonne mise en place du protecteur.

L'atténuation des bouchons est également mesurée à chacune de leur mise en place. Pour cela, les bouchons ont été modifiés par l'ajout d'un canal permettant l'insertion d'un microphone miniature (voir figure 4.6 droite) qui mesure les niveaux sonores derrière le filtre acoustique du bouchon. De plus, pour déterminer l'IL pour chaque auditeur, une mesure supplémentaire a été effectuée directement dans le conduit auditif, sans PICB, à peu près à la même distance de l'entrée du canal auditif que lorsque le microphone est inséré dans le bouchon.

4.2 Résultats et discussion

4.2.1 Seuils avec et sans PICB

La figure 4.7 montre les seuils moyens mesurés pour les quatre groupes d'auditeurs, pour chaque alarme et dans les trois conditions de protection : sans PICB, avec le casque et avec les bouchons.

Les résultats des mesures sans PICB (figure 4.7 haut) montrent une augmentation des seuils masqués avec la perte auditive. Certaines alarmes semblent plus sensibles à cette augmentation telles que les alarmes AVERTISSEURAIGU, STDIZIER ou GSM. Cela peut s'expliquer par le fait que ces alarmes comportent de nombreux harmoniques supérieurs à 1500 Hz et de niveaux comparables, ainsi leur audibilité peut être conditionnée par ces composantes hautes fréquences. Étant donné que les pertes des auditeurs malentendants sont élevées en hautes fréquences et que les élargissements des filtres auditifs sont également plus élevés en hautes qu'en basses fréquences, cela peut expliquer pourquoi les seuils masqués des malentendants sont significativement plus élevés que ceux des normo-entendants (voir chapitre 2). À l'inverse, les seuils sans PICB pour certaines alarmes telles que AUTOPROVA ou VACMA semblent peu affectés par la malentendance. Ceci est certainement dû au fait qu'elles ont des composantes clairement dominantes en basses fréquences (inférieures à 1500 Hz) et qu'à ces fréquences les pertes et les largeurs de filtres des malentendants ne sont pas très différentes des normo-entendants. La meilleure audibilité des alarmes ayant de l'énergie en basses fréquences correspond bien aux résultats présents dans la littérature (J.-P. Arz et al., 2018 ; Lazarus, 2005 ; Laroche et al., 2010).

Si on observe maintenant les seuils masqués mesurés avec PICB (figures 4.7 bas), les écarts entre les seuils moyens selon le groupe d'audition sont plus importants que dans le cas sans PICB. Les alarmes hautes fréquences ont une augmentation avec la perte auditive plus marquée que les alarmes ayant des composantes plus basses fréquences conformément, aux résultats rapportés par Arz et al (J.-P. Arz et al., 2018). Cela s'explique par le fait qu'en plus des pertes généralement plus fortes en hautes fréquences, les atténuations des PICB sont également plus fortes en hautes fréquences. Dans ce cas, le PICB peut rendre la détection plus difficile en causant une détérioration due aux pertes (détérioration de type 1 comme expliqué en section 2.2.2).

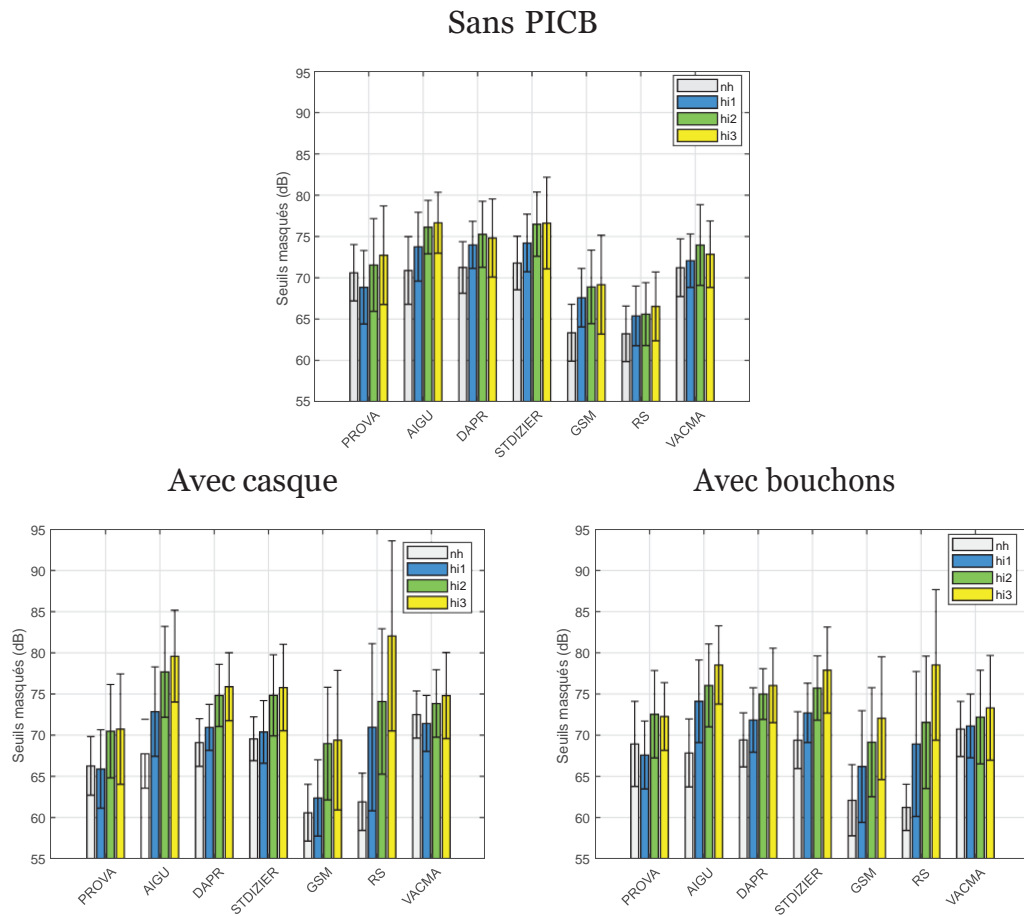


Figure 4.7 – Seuils masqués moyens par alarme mesurés avec et sans PICB pour les quatre groupes. En abscisse : les différentes alarmes. Les barres grises, bleues, vertes et jaunes correspondent respectivement aux groupes NH, HI1, HI2 et HI3. Les barres d’erreur représentent les écarts-types. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons

Des analyses statistiques ont été réalisées afin d’évaluer si les seuils masqués diffèrent d’un groupe d’audition à l’autre. Les résultats ont été regroupés en trois jeux de données suivant la condition de protection : sans PICB, avec le casque et avec les bouchons. Une ANOVA inter-sujet pour évaluer l’effet du groupe d’audition a été réalisée avec le logiciel JASP (JASP Team, 2019) sur chaque jeu de données. La figure 4.8 présente les seuils masqués moyennés sur l’ensemble des alarmes (et sur les auditeurs du même groupe) et pour les 3 conditions de protection.

Les résultats de ces analyses présentés au tableau 4.3 indiquent qu’il y a effectivement un effet du groupe d’audition dans les trois conditions :

- sans PICB : $F(3,68) = 10.41, p < 0.001$
- avec le casque : $F(3,68) = 32.09, p < 0.001$
- avec les bouchons : $F(3,68) = 26.99, p < 0.001$

La valeur de la statistique F plus grande dans les conditions avec PICB peut

4.2. Résultats et discussion

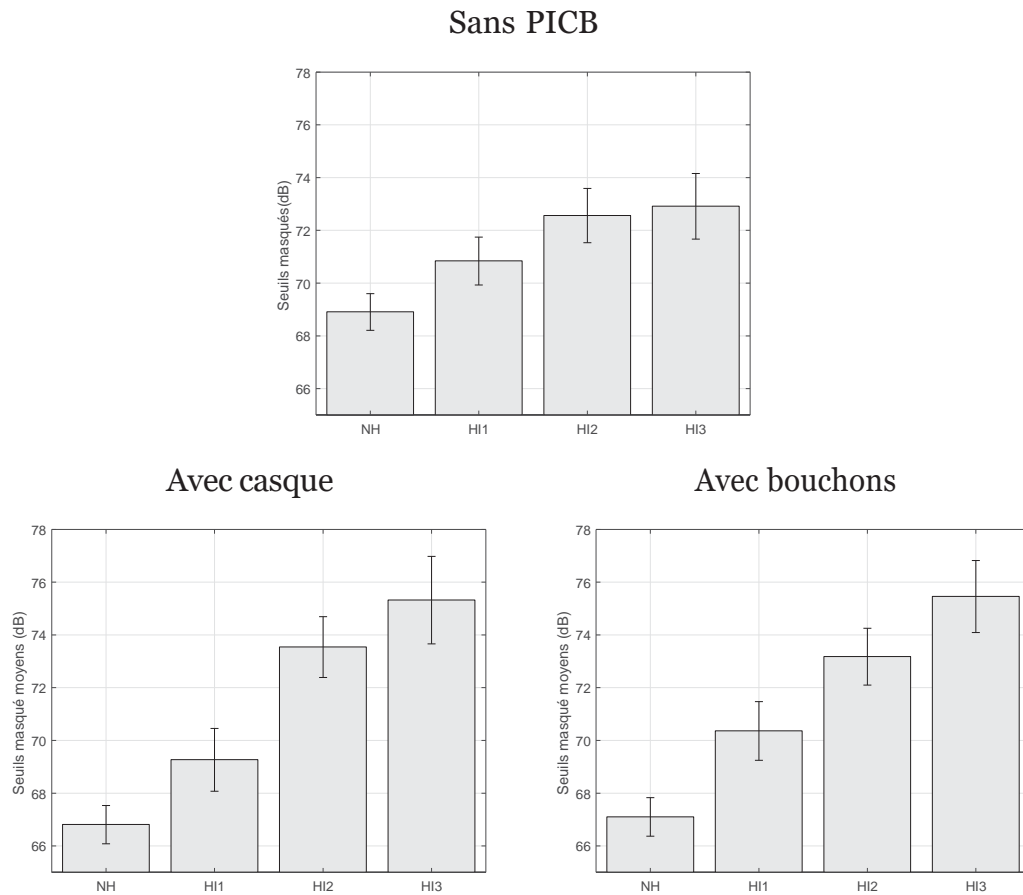


Figure 4.8 – Seuils masqués mesurés moyennés sur les 7 alarmes et pour les quatre groupes d’auditeurs. Les barres d’erreurs indiquent les intervalles de confiance. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons

		Somme des carrés	ddl	Carré moyen	F	p
Sans PICB	Groupe	1406	3	468.78	10.41	<.001
	Résidus	3062	68	45.03		
Casque	Groupe	6359	3	2119.65	32.09	<.001
	Résidus	4492	68	66.06		
Bouchons	Groupe	85281	3	1760.42	26.99	<.001
	Résidus	4435	68	65.22		

Tableau 4.3 – Résultats des ANOVA réalisées sur les trois jeux de données (sans PICB, avec casque et avec bouchons).

suggérer un effet du groupe d’audition plus important quand les PICB sont portés.

De plus, des analyses post-hoc sur les groupes d’auditions montrent que :

- sans PICB : seuls les groupes HI2 et HI3 sont différents du groupe NH ($p < 0.001$ pour les deux paires). Par ailleurs, il n’y a pas de différences significatives entre les trois groupes malentendants
- avec le casque : les groupes HI2 et HI3 diffèrent à nouveau du groupe NH et ils diffèrent également du groupe HI1 ($p < 0.001$ pour toutes les paires)
- avec les bouchons : tous les groupes malentendants (HI1, HI2 et HI3) diffèrent du groupe NH ($p = 0.007$ pour HI1/NH, $p < 0.001$ pour les autres paires). Par ailleurs, le groupe HI3 diffère du groupe HI1 ($p < 0.001$).

Ces analyses montrent qu’il y a un effet du groupe d’audition sur les seuils mesurés (les malentendants ont des seuils masqués en moyenne plus élevés que les normo-entendants). Par ailleurs, les tests post-hoc montrent qu’il y a plus de paires qui diffèrent lorsqu’un PICB est porté, ce qui indique un impact du port de PICB sur la capacité de détection.

Ces résultats sont confirmés par des ANOVA à mesures répétées (Dienes, 2014 ; Wagenmakers et al., 2018) réalisées sur chacun des trois jeux de données².

	Modèle	P(M)	P(M Data)	BF _m	BF ₁₀	erreur %
Sans PICB	Groupe	0.2	3.525e-69	1.410e-68	799.757	0.845
Casque	Groupe	0.2	3.672.e-38	1.469e-37	5.486e+9	0.665
Bouchons	Groupe	0.2	6.564e-27	2.637e-26	4.092e+8	0.525

Tableau 4.4 – Résultats des ANOVA Bayésiennes réalisées sur les trois jeux de données (sans PICB, avec casque et avec bouchons)

Les résultats sont résumés au tableau 4.4. Dans les trois cas, les analyses indiquent un effet de groupe très important ($BF_{10} > 100$ dans les trois cas). De plus, les valeurs de BF_{10} beaucoup plus fortes dans les cas avec PICB que sans PICB, suggèrent également un effet du PICB en plus de l’effet de groupe.

Par la suite, on s’intéresse en particulier à l’effet des PICB.

4.2.2 Effet des PICB

Les différentes analyses indiquant des effets du groupe d’audition et du PICB, on cherche alors à évaluer s’il y a des effets d’interaction entre ces deux facteurs. Des analyses complémentaires ont donc été effectuées sur un jeu de données regroupant les seuils mesurés dans les trois conditions de protection. Sur ce jeu de données ont été réalisées une ANOVA à mesures répétées avec l’alarme et le PICB comme facteurs de répétition. Cette analyse a été réalisée dans sa version classique ainsi que dans version Bayésienne.

2. La statistique BF_{10} fournie par l’ANOVA Bayésienne teste entre un modèle alternatif (1) et le modèle nul (0) lequel est le plus susceptible de fournir les données dont on dispose, plus BF_{10} est grand plus le modèle est pertinent (le modèle est considéré pertinent à partir de $BF_{10}=3$ (Wetzels et al., 2015)). La statistique p permet seulement de tester si nos données rejettent ou non l’hypothèse nulle.

4.2. Résultats et discussion

ANOVA	Somme des carrés		ddl	Carré moyen	F	p
	PICB	22.12	2	11.062	0.692	0.502
PICB*Groupe	1150.22	6	191.703	11.948	<.001	
Résidus	7772.77	816	952.5			

ANOVA Bayésienne	Modèles	P(M)	P(M Data)	BFm	BF10	erreur %
	PICB	0.053		688.25e-146	1.485e-144	0.018
	Effet	P(incl)		P(incl data)		BFincl
	PICB * Groupe	0.2		0.997		11474.599

Tableau 4.5 – Résultats de l'ANOVA et de l'ANOVA Bayésienne sur le jeu de données regroupant les trois conditions de protection.

Groupe	Somme des carrés	ddl	Carré moyen	F	p
NH	506.51	2	253.25	19.765	<.001
HI1	145.49	2	72.74	4.614	0.018
HI2	58.03	2	29.01	1.605	0.217
HI3	489	2	244.63	11.383	<.001

Tableau 4.6 – Résultats du test à effet principal sur le jeu de données regroupant les trois conditions de protection.

L'ANOVA classique montre que le facteur PICB seul n'a pas d'effet significatif ($F(2,816) = 0.62$, $p = 0.502$) mais que l'interaction PICB*Groupe a un effet significatif ($F(6,816) = 11.99$, $p < 0.001$). Ce résultat est appuyé par l'ANOVA bayésienne : le modèle prenant en compte le facteur PICB seul n'est pas pertinent ($BF_{10} = 0.018$), contrairement au modèle prenant en compte les facteurs PICB et groupe ($BF_{incl} = 11474$). Ces résultats sont présentés au tableau 4.5. La statistique BF_{incl} est utilisée pour analyser l'interaction de deux modèles (ici PICB et groupe) et s'interprète comme le BF_{10} .

Pour compléter ces analyses, on s'intéresse à l'effet du port de PICB sur chacun des groupes d'audition en réalisant un test d'effet principal dont les résultats sont résumés au tableau 4.6. Ce test indique un effet significatif du port de PICB pour toutes les classes d'audition ($p < 0.001$ pour NH, $p = 0.018$ pour HI1 et $p < 0.001$ pour HI3) sauf la classe HI2 ($p = 0.2$).

Les figures 4.9 et 4.10 montrent les effets moyens des PICB par alarme pour chaque groupe d'auditeurs. L'effet étant défini comme le seuil sans PICB soustrait au seuil avec PICB. On distingue alors bien l'effet d'amélioration qu'apportent les PICB aux normo-entendants. Cet effet provient probablement du fait qu'en diminuant le niveau sonore, l'oreille se retrouve dans une gamme d'intensité moins importante qui, comme indiqué dans la section 2.2.1, lui

permet de fonctionner avec une meilleure sélectivité fréquentielle. Cette amélioration due au port du PICB chez les normo-entendants est un effet que l'on retrouve bien dans la littérature (Laroche et al., 2017 ; Vaillancourt et al., 2013 ; Abel et al., 1985 ; Lazarus, 2005 ; J.-P. Arz et al., 2018 ; Casali et al., 2004). Les figures 4.9 et 4.10 montrent également que la détection de l'alarme RS par les malentendants est particulièrement dégradée par le port de PICB (jusqu'à 12 dB de dégradation). Cela s'explique par le fait que cette alarme est composée de deux sons purs très hauts en fréquence (environ 3400 et 4100 Hz). A ces fréquences les atténuations des PICB et les pertes des malentendants sont toutes les deux très élevées. Leur somme est alors si élevée que la détection de ces composantes est fortement dégradée (dégradation de type 1).

En résumé, les analyses ont montré que les quatre groupes d'auditeurs ont des seuils masqués qui diffèrent significativement d'un groupe à l'autre. De plus, cet effet de groupe est plus important lorsqu'un PICB est utilisé, et les analyses ont confirmé un effet significatif du port de PICB sur les seuils masqués. De façon générale, l'audibilité est améliorée pour les normo-entendants (groupe NH) qui ont tendance à voir leurs seuils diminués lorsqu'ils portent un PICB. Le premier des groupes malentendants (HI1) voit la détectabilité de RS dégradée mais les autres signaux ont tendance à être plus faciles à détecter. Le groupe HI2 qui présente des pertes moyennes voit ses seuils diminués ou augmentés en fonction de l'alarme mais cet effet n'est pas statistiquement significatif. Enfin, le groupe HI3 qui regroupe les auditeurs ayant les pertes les plus élevées est significativement impacté par le port de PICB et ce de façon négative (seule la détection de l'alarme AUTOPROVA n'est, en moyenne, pas détériorée par l'utilisation d'un PICB pour ce groupe). Cela est cohérent avec d'autres observations rapportées dans la littérature (Lazarus, 2005 ; Robinson et al., 1995 ; Abel et al., 1985 ; Giguère et al., 2015).

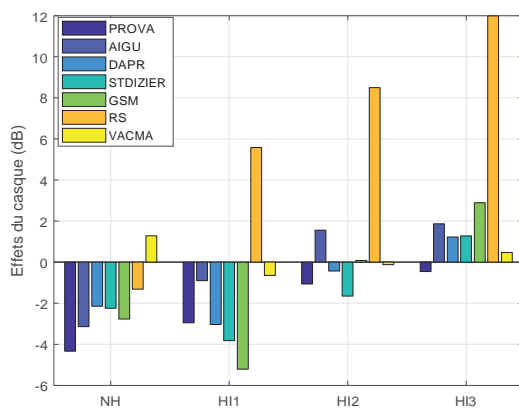


Figure 4.9 – Effet moyen par groupe et alarme pour le casque.

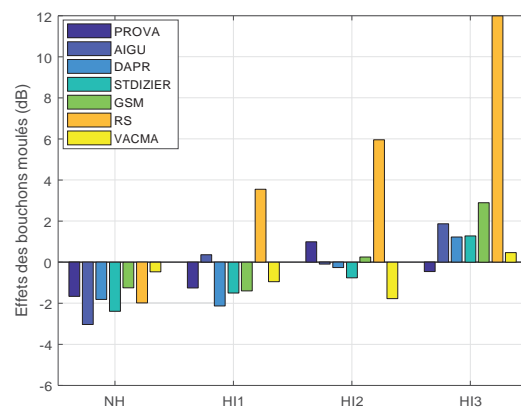


Figure 4.10 – Effet moyen par groupe et alarme pour les bouchons moulés.

4.2.3 Estimation de l'atténuation des PICB

Au cours de cette campagne de mesure, chaque auditeur a effectué une trentaine de mesures MIRE (telles que décrites à la section 4.1.5). Cependant toutes les mesures ne sont pas exploitables, tant pour le casque que pour les bouchons. Pour le casque, les auditeurs pouvaient parfois mal le mettre en place et le choix a été fait de ne pas vérifier la mise en place pour laisser l'auditeur évoluer en autonomie. Dans ce cas, le casque pouvait parfois être positionné directement sur le micro entraînant une erreur de mesure. Concernant les bouchons, ils sont également susceptibles d'être mal mis en place et à force de les manipuler les auditeurs étaient susceptibles de déplacer les microphones à l'intérieur des conduits dédiés.

De plus, les microphones miniatures utilisés étaient relativement fragiles. Durant toute la durée de la campagne de mesure, ils ont été plusieurs fois remplacés car ils ne fonctionnaient plus correctement, soit par usure soit à cause de saletés venant obstruer la grille de protection de la membrane (cérumen, gel lubrifiant pour faciliter l'insertion des bouchons, saleté de la peau).

La figure 4.11 montre des exemples de mesures obtenues au cours des tests.

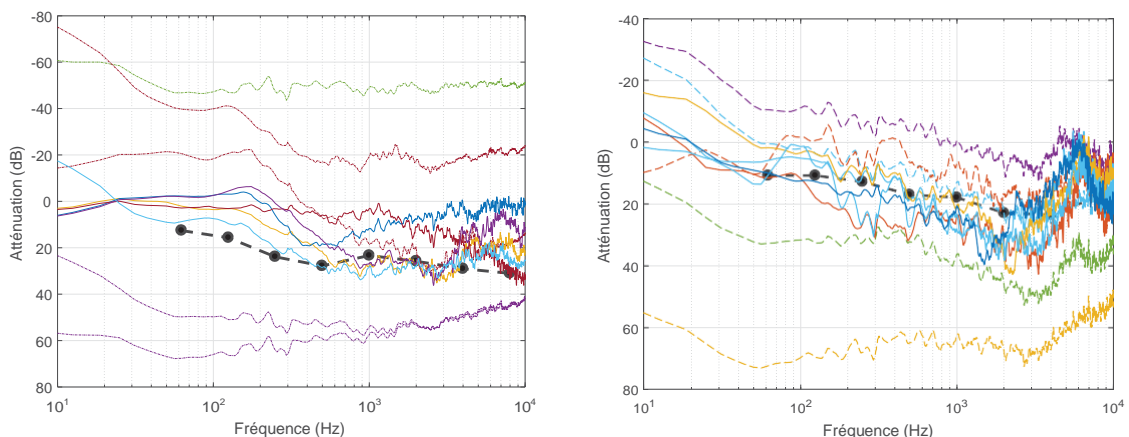


Figure 4.11 – Exemples de mesures d'atténuation des PICB obtenues pendant les tests. La courbe noire représente le REAT tel que renseigné par le fabricant. Les courbes en tirets-pointillés représentent des mesures considérées non exploitables. Les courbes pleines représentent des mesures considérées exploitables. Gauche : casque. Droite : bouchons moulés.

Sur ces figures, on peut observer des atténuations qui surpassent clairement le REAT, au point de dépasser la limite de 60 dB des PICB passifs (Berger et al., 2003). Étant donné que les valeurs REAT du constructeur surestiment déjà les atténuations *in situ*, on considère que les atténuations mesurées qui dépassent les valeurs REAT sur tout le spectre indiquent un problème de mesure. D'autre part, des atténuations négatives sur tout le spectre indiquent elles aussi un problème de mesure. Les mesures ont donc été triées afin de ne conserver que celles qui sont réalistes (telles que celles présentées en courbes pleines sur la figure 4.11).

La figure 4.12 représente les atténuations moyennes de chaque PICB obtenues à partir des mesures considérées exploitables. Concernant les mesures d'atténu-

tion du casque, on constate qu'elles sont bien inférieures au REAT en basses fréquences ($f < 500$ Hz, en accord avec la littérature (Berger et al., 1983 ; Né-lisse et al., 2015)). Ces écarts s'expliquent par le fait qu'il est très facile de dégrader l'étanchéité d'un PICB de type casque (morphologie, lunettes) réduisant grandement les atténuations qu'il apporte en basses fréquences. A partir de 500 Hz, et bien qu'il y ait encore des écarts, les mesures MIRE et le REAT sont plus proches.

Les bouchons moulés présentent quant à eux des atténuations beaucoup plus proches du REAT avec une bonne concordance jusqu'à 500 Hz. On relève une probable erreur de mesure autour de 6000 Hz. En effet, toutes les mesures des bouchons présentent cette perte d'atténuation autour de cette fréquence. Ce comportement suggère une forte résonance due au canal supplémentaire dans lequel est inséré le microphone miniature. L'atténuation mesurée à partir 2000 Hz est probablement faussée à cause de cette résonance qui rend peu exploitables les mesures d'atténuations des bouchons moulés.

Ces mesures mettent à nouveau en évidence les fortes variations selon la fréquence des atténuations en bandes fines, telles que déjà montrées en section 3.3. On a également constaté l'importante variabilité inter-individuelle qui existe lors des mesures d'atténuations.

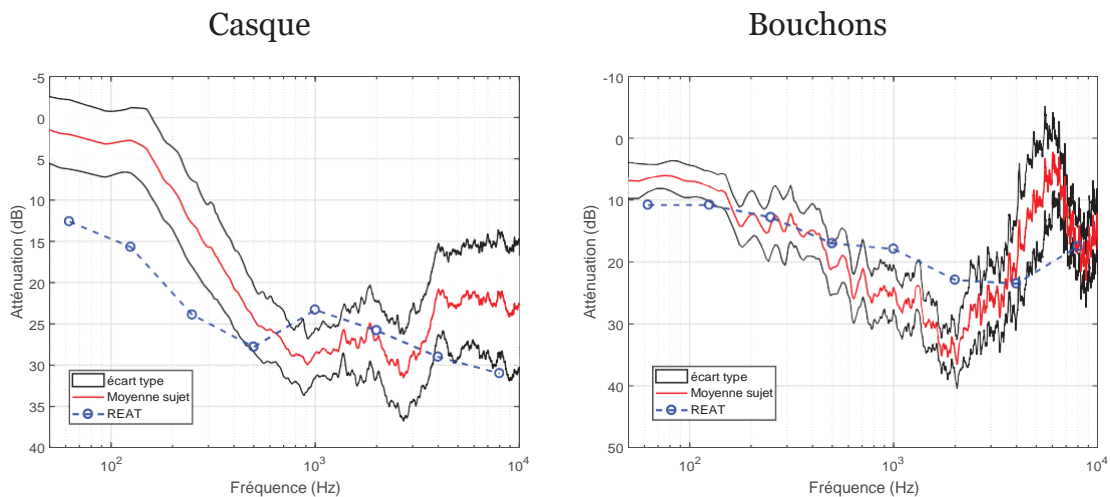


Figure 4.12 – Mesures des atténuations des PICB utilisés durant la campagne de mesure. La courbe bleue représente les valeurs REAT fournies par le constructeur. La courbe rouge correspond à la moyenne des mesures exploitables effectuées durant les tests. Les courbes noires représentent ± 1 écart type. Gauche : casque. Droite : bouchons moulés.

La campagne de mesure en collaboration avec la SNCF a permis d'évaluer l'influence du port de PICB (un casque et des bouchons moulés) sur l'audibilité d'alarmes pour différents statuts auditifs. Les résultats ont mis en évidence que le PICB améliore globalement la détection des normo-entendants tandis qu'il détériore celle des malentendants. Ces observations sont en accord avec la littérature. Au cours de cette campagne, les atténuations des PICB ont également été mesurées à chaque passage des auditeurs. Ces mesures d'atténuation ont

mis en évidence les écarts importants qui existent *in situ* entre les utilisateurs mais aussi entre les méthodes de mesure. Elles ont également mis en évidence les variations rapides de l'atténuation en fonction de la fréquence qui ne peuvent pas être décrites à partir des valeurs REAT. Enfin, cette campagne de mesure aura au total duré plus d'un an à cause des contraintes de recrutement et d'emploi du temps afin d'organiser les passages de chaque auditeur. Cela montre bien les difficultés liées à l'évaluation de l'effet du port de PICB par la méthode des tests auditifs. Afin d'éviter ces difficultés, nous présentons dans les chapitres suivants (chapitres 5 et 6) deux méthodes alternatives pour évaluer avec plus de facilité les effets du port de PICB sur la détection de signal dans le bruit : une méthode par simulation sonore ainsi qu'une méthode basée sur un modèle prédictif.

Chapitre 5

Simulation sonore

La première méthode proposée pour faciliter l'évaluation des effets du port de PICB sur la détection dans le bruit est la simulation sonore. Les difficultés de la méthode classique sont liées à la nécessité de recruter un nombre suffisant d'auditeurs de façon à obtenir des résultats statistiquement significatifs. Cela nécessite de recruter suffisamment d'auditeurs aux profils variés dans chaque classe d'audition, mais il est également nécessaire de disposer de suffisamment d'auditeurs avec des profils auditifs semblables. Le recrutement peut alors s'avérer difficile et long. La possibilité de simuler les atteintes auditives permettrait d'effectuer les tests subjectifs en ayant recours à une population normo-entendante (plus simple à recruter et plus réduite) qui effectuera les tests avec des signaux sonores qui auront été modifiés de façon à ce que les normo-entendants les perçoivent comme s'ils étaient malentendants. Les atténuations des PICB peuvent également être simulées lors de la modification des signaux de tests de façon à ce que les auditeurs n'aient plus à les manipuler et cela permet également de maîtriser l'atténuation apportée lors des tests. On propose dans ce chapitre une revue des types de simulation d'atteintes auditives existants, puis nous présentons en détail le simulateur que nous utilisons avant de présenter l'expérience réalisée et les résultats obtenus.

5.1 Simulation d'atteintes auditives

5.1.1 Revue de littérature

La simulation sonore d'atteintes auditives représente un outil particulièrement intéressant pour étudier les mécanismes de perception chez les malentendants. En effet, la possibilité de simuler un aspect en particulier de la déficience auditive (tel que le recrutement de sonie ou la perte de sélectivité fréquentielle) chez des normo-entendants peut, s'il est correctement simulé, permettre d'étudier l'effet en question plus facilement et de façon plus précise que chez des malentendants pour qui les déficiences auditives sont la conséquence de plusieurs mécanismes entremêlés (Moore et al., 1993). C'est un outil qui permet de contrôler le niveau du mécanisme que l'on étudie mais qui représente également un outil de prévention indéniable dans le sens où il permet à des normo-entendants d'expérimenter

par l'écoute comment la perception d'un malentendant est modifiée.

Pour simuler les augmentations des seuils et le recrutement de sonie, deux approches ont fait l'objet de plusieurs études : l'ajout aux stimuli d'un bruit masquant dont le spectre est déterminé pour que les seuils auditifs de sons purs masqués par ce bruit correspondent à l'audiogramme que l'on souhaite simuler (ETM pour Equivalent Threshold Masking d'après la terminologie de Lum *et al* (Lum et al., 2000)) et l'utilisation d'une expansion dynamique multi-bande (Villchur, 1974) (MDE pour Multiband Dynamic Expansion d'après la terminologie de Lum *et al* (Lum et al., 2000)).

La méthode ETM permet de reproduire les effets de pertes faibles à moyennes sur la perception de la parole (Lum et al., 2000). Fabry & Van Tasell (Fabry et al., 1986) ont mesuré les scores de reconnaissance de consonnes chez 6 auditeurs souffrant de pertes unilatérales dans l'oreille malentendante sans simulation et dans l'oreille saine en utilisant l'ETM. Pour trois d'entre eux, les performances relevées avec l'oreille saine en simulant les pertes étaient similaires aux performances de l'oreille malentendante. Florentine (Florentine, 1992) utilise également un bruit masquant ayant la forme de l'audiogramme du malentendant simulé pour mesurer des fonctions psychométriques chez des auditeurs normo-entendants avec simulation. L'auteur rapporte une bonne reproduction des performances des malentendants malgré certains profils auditifs qui ne sont pas correctement simulés. De manière générale, l'ETM reproduit bien les performances des malentendants mais ne reproduit pas tous les effets liés à la déficience auditive, comme le rapportent Desloges *et al* (Desloge et al., 2012). Ils rapportent par exemple que si l'ETM permet de reproduire les performances, la perte de sélectivité fréquentielle n'est pas reproduite (Dubno et al., 1992 ; Sommers et al., 1993 ; Leek et al., 1993). La méthode ETM n'est cependant pas sans défaut : l'ajout d'un bruit aux stimuli dénature ces derniers en y ajoutant un bruit masquant et la méthode ne peut pas être utilisée pour simuler de trop grandes atteintes qui nécessiteraient un bruit masquant trop élevé (elle se limite à environ 70 dB de pertes (Desloge et al., 2012)).

La méthode MDE a l'avantage de ne pas avoir la même limitation que l'ETM. Comme elle consiste à appliquer des atténuations de façon dynamique dans les différentes bandes de fréquences considérées au lieu d'ajouter un bruit masquant, elle peut simuler des pertes plus importantes. Une comparaison des méthodes MDE et ETM a été réalisée par Lum & Braida (Lum et al., 2000). Les auteurs rapportent que malgré leurs principes différents, les résultats de ces deux méthodes étaient comparables.

Pour simuler la perte de sélectivité fréquentielle observée chez les malentendants, une méthode utilisée est le "lissage" du spectre fréquentiel ("smearing" en anglais) (Baer et al., 1993). Le lissage consiste à "étaler" les composantes fréquentielles des stimuli afin qu'elles soient moins distinctes les unes des autres. Moore & Glasberg (Moore et al., 1992) utilisent ainsi cette méthode pour mesurer des filtres auditifs de normo-entendants en simulant des atteintes auditives et parviennent bien à retrouver des ERB élargis comme chez les malentendants. Boothroyd *et al* (Boothroyd et al., 1996) utilisent également le smearing pour étudier l'impact de la perte de sélectivité fréquentielle sur la compréhension de

la parole. Les auteurs rapportent une baisse de performance avec l'augmentation du smearing.

Il est possible de combiner ces approches pour tenter de simuler en même temps toutes les conséquences des atteintes auditives en combinant la MDE ou l'ETM (ou les deux) au lissage fréquentiel (Nejime et al., 1997 ; Moore et al., 1997b).

Les méthodes présentées permettent de reproduire les performances des auditeurs malentendants, en plus de permettre d'étudier l'impact des différentes conséquences des déficiences auditives sur la perception (de la parole par exemple). Cependant, ces approches présentent leurs limites et cherchent principalement à reproduire les conséquences des déficiences sans porter une attention particulière à reproduire la même qualité de perception d'un malentendant (la présence d'un bruit comme pour la méthode ETM par exemple dégrade le signal d'origine). Une autre approche s'est développée, qui cherche à être plus proche de la réalité en simulant l'ensemble des conséquences des atteintes auditives ainsi qu'à reproduire réellement la perception qu'ont les malentendants (Hu et al., 2011 ; Irino et al., 2013) en évitant de dégrader le signal en ajoutant en lui rajoutant un bruit par exemple. C'est sur ce type de principe que repose le simulateur que nous utilisons et que nous présentons plus en détail ci-après.

5.1.2 Simulateur d'atteintes auditives du CRNL

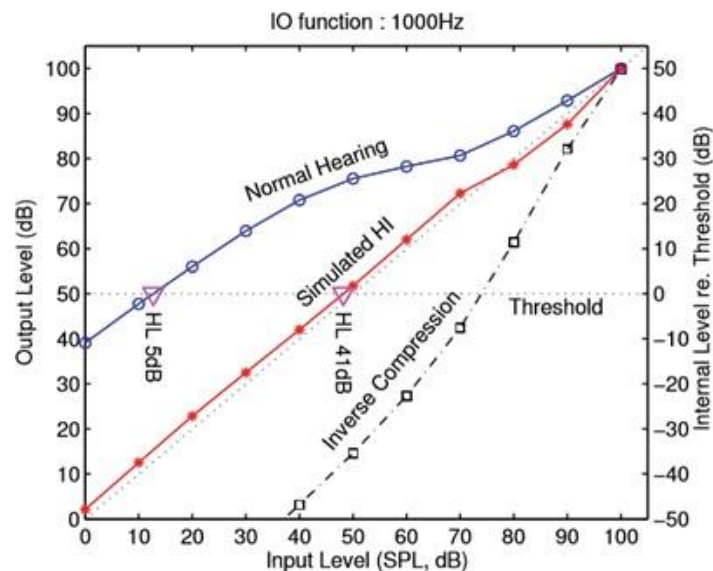


Figure 5.1 – Illustration du fonctionnement du simulateur. En bleu : fonction d'entrée-sortie de l'oreille d'un normo-entendant. En rouge : fonction d'entrée-sortie de l'oreille d'un malentendant. En noir : compression inverse pour ramener la courbe bleue au niveau de la courbe rouge. Issue de Nagae et al., 2014.

Le simulateur d'atteintes auditives que nous utilisons a été développé par Grimault *et al* (Grimault et al., 2018 ; Garcia, 2016). Ce simulateur est basé

sur l'approche proposée par Irino *et al* (Irino et al., 2013) utilisant des filtres gammachirp dynamiques compressifs (Irino et al., 2006).

Le principe de base du simulateur, exposé dans Nagae *et al* (Nagae et al., 2014) est de compenser la compression cochléaire de l'oreille saine. Ce principe est illustré à la figure 5.1. La courbe bleue représente le fonctionnement d'une oreille de normo-entendant : pour de faibles niveaux d'entrée, l'oreille amplifie ces niveaux ; plus le niveau d'entrée est élevé moins le signal est amplifié. Cette compression est réalisée par les Cellules Ciliées Externes (CCE) et est donc liée aux filtres auditifs ; quand l'oreille amplifie certaines fréquences, il est alors plus facile de les détecter dans du bruit. Chez une personne malentendante, les CCE endommagées ne peuvent plus effectuer cette action correctement. Par conséquent les signaux de faible intensité sont difficiles à percevoir à moins d'augmenter leur niveau. Cette situation est représentée par la courbe pointillée à la figure 5.1 : en l'absence de compression cette courbe est linéaire. En appliquant une compression inverse (en noir sur la figure 5.1) aux signaux diffusés il est alors possible de compenser la compression cochléaire d'un normo-entendant pour lui faire percevoir des signaux tels que les percevrait un malentendant.

La compression inverse est réalisée à partir du modèle "dynamic compressive gammachirp" (dcGC) proposé par Irino et Patterson (Irino et al., 2006).

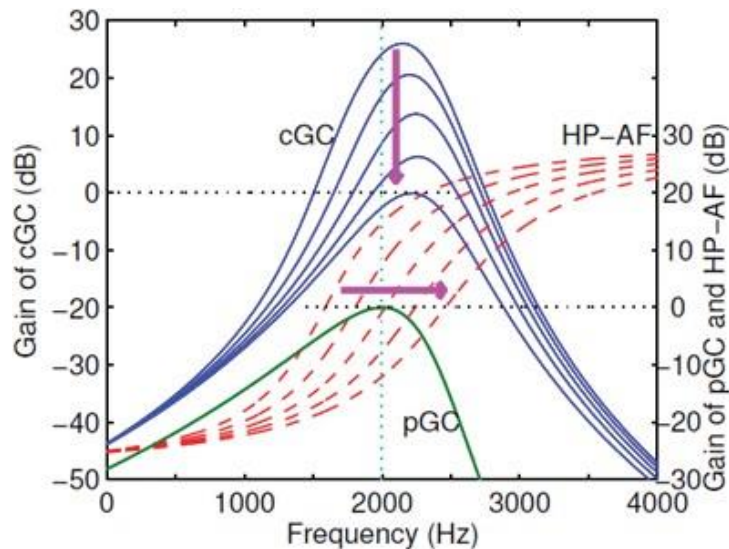


Figure 5.2 – Combinaison des filtres actifs et passifs pour obtenir les filtres dcGC (issue de Irino et al., 2013). Les flèches roses indiquent le comportement du cGC : plus le niveau augmente, moins le cGC amplifie. Pour simuler la perte auditive, il faut inverser les flèches : plus le niveau est faible plus le gain du cGC est diminué.

Ce modèle reproduit le fonctionnement de l'oreille en combinant des filtres gammachirp (pGC pour passive GammaChirp) et des filtres passe-haut dynamiques (HP-AF pour High Pass-Asymmetric Function). Le principe est illustré à la figure 5.2. Les filtres pGC estiment le niveau dans différentes bandes de fréquences et ces niveaux vont venir contrôler la position du filtre HP-AF associé

à la bande considérée. Plus le niveau estimé est élevé, plus le HP-AF est décalé vers les hautes fréquences. La combinaison de ces deux filtres donne le filtre final gammachirp compressif (cGC pour compressive GammaChirp). Les flèches roses sur la figure 5.2 résumant le comportement du cGC : pour de faibles niveaux d'entrée, l'amplification fournie par le cGC est maximale et plus le niveau estimé par le pGC augmente (et le HP-AF est décalé vers les hautes fréquences), plus l'amplification fournie par le cGC diminue jusqu'à être nulle. Le cGC reproduit ainsi le fonctionnement de l'oreille saine. Pour simuler des pertes auditives à partir de ce modèle, Irino *et al* (Irino et al., 2013) proposent d'inverser cette compression, ce qui revient à inverser le sens des flèches de la figure 5.2 : plus le niveau d'entrée est faible, plus le signal sera atténué pour compenser la compression cochléaire ; plus le niveau est fort moins le signal est atténué jusqu'au gain nul.

Fonctionnant sur ce principe, en dessous de 37 dB de pertes le simulateur va réaliser une perte de compression en simulant un dysfonctionnement des CCE (fonctionnement actif) pour compenser la compression cochléaire. Au-delà de 37 dB de pertes, une perte passive est ajoutée simulant un dysfonctionnement des CCI (fonctionnement passif). Cette limite de 37 dB est une limite intrinsèque du modèle sur lequel repose le simulateur, ce n'est pas une limite physiologique observée en pratique.

5.2 Expérience

Afin de tester l'approche par simulation sonore, une expérience semblable à celle présentée au chapitre 4 a été réalisée. Dans cette seconde expérience, les auditeurs étaient tous normo-entendants. Les atteintes auditives ainsi que les PICB ont été simulés en modifiant les signaux sonores.

5.2.1 Participants

Huit auditeurs normo-entendants ayant des pertes inférieures à 20 dB HL à toutes les fréquences pour les deux oreilles ont participé à cette seconde expérience. Les auditeurs ont été choisis sur la base de leur audiogramme en cherchant à obtenir un groupe d'auditeur le plus homogène possible afin que le simulateur d'atteintes auditives produise des effets comparables entre les différents auditeurs. Les audiogrammes moyens des auditeurs sont présentés figure 5.3.

5.2.2 Mesure des seuils

Ces tests ont également été effectués dans la salle d'écoute de l'INRS (figure 4.5). Le dispositif expérimental est globalement identique à celui de la première expérience à la différence des enceintes utilisées : au lieu d'utiliser 3 enceintes comme précédemment, seule l'enceinte centrale est utilisée au cours de ces tests. Ce changement a été nécessaire afin de pouvoir utiliser le simulateur d'atteintes auditives. En effet, le simulateur repose sur un mécanisme actif : il ajuste le niveau

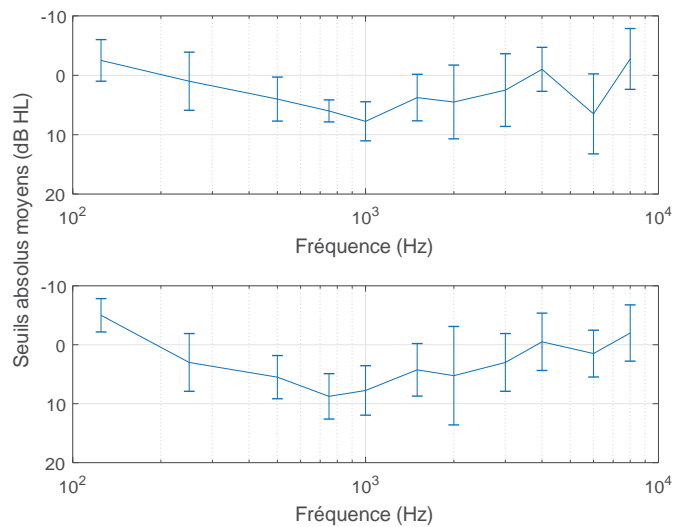


Figure 5.3 – Audiogrammes moyens des auditeurs de la seconde expérience. Les barres d’erreur indiquent un écart-type. Haut : oreille droite. Bas : oreille gauche.

dans différentes bandes de fréquences en fonction du niveau d’origine dans ces bandes. Il n’est donc pas possible de simuler les atteintes séparément sur les bruit de fond seuls et les alarmes seules ; il faut utiliser des signaux contenant le mélange des deux. Une fois la simulation effectuée, nous ne pouvons pas non plus séparer à nouveau les signaux. Dans ces conditions, les bruits de fond et alarmes n’étant plus séparés, les signaux de test sont diffusés depuis l’enceinte centrale.

5.2.2.1 Vérification des signaux utilisés

Les alarmes étant diffusées par la même enceinte que durant les tests de l’étude expérimentale (chapitre 4), il n’est pas nécessaire de les corriger. Par contre, afin de pouvoir comparer les résultats de cette expérience avec ceux de l’expérience précédente, il est nécessaire de vérifier l’impact du changement d’enceintes sur les bruits de fond. Pour cela, les spectres produits à la position de l’auditeur par les bruits de fond dans les deux configurations ont été mesurés avec un microphone placé à la position qu’occupe la tête des auditeurs durant les tests. On obtient ainsi la différence entre les spectres à la position de l’auditeur associés aux deux configurations expérimentales. Les bruits ont ensuite été corrigés pour limiter cette différence : pour chaque bruit, l’opposé de la différence mesurée précédemment a été appliqué au module du spectre du signal. La figure 5.4 montre les résultats de ces mesures avant et après correction.

Avant correction, des différences sont présentes entre les deux configurations et la correction est donc appliquée aux bruits. Après correction, les spectres produits par les deux bruits de fond dans la nouvelle configuration sont très proches de ceux mesurés dans l’ancienne configuration. Les signaux utilisés avec le simulateur d’atteintes seront donc les signaux déjà corrigés pour prendre en compte le changement de configuration.

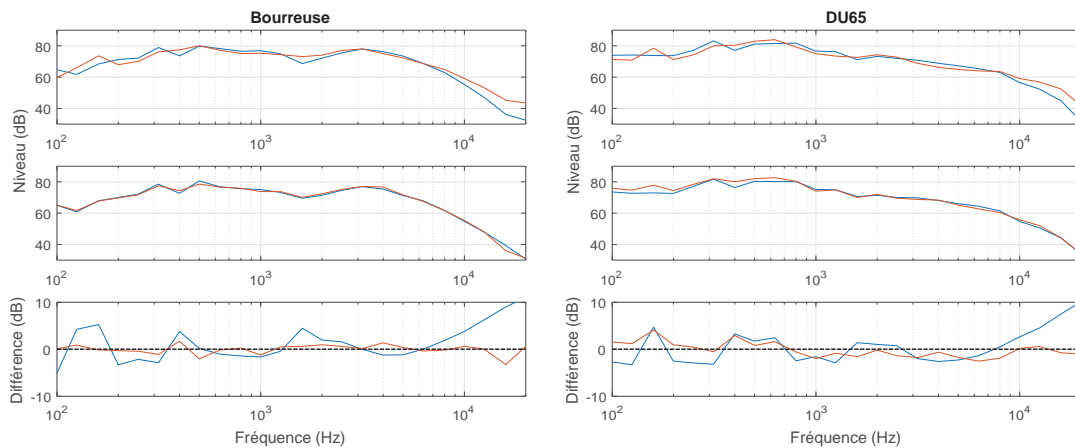


Figure 5.4 – Correction des bruits de fonds. Courbes bleues (haut et milieu) : bruit émis avec l’ancienne configuration. Courbes rouges (haut et milieu) : bruit émis avec la nouvelle configuration. Haut : Mesures avant correction. Milieu : Mesures après correction. Bas : Différences entre les deux configurations avant correction (bleu) et après correction (rouge)

5.2.3 Modification des signaux

5.2.3.1 Simulation des atténuations

Pour simuler les PICB, nous ne reproduisons que leur atténuation. Comme nous ne nous intéressons pas à l’effet des PICB sur la localisation, il n’est pas nécessaire de reproduire le déphasage qu’ils produisent. Nous ne simulons pas non plus l’effet d’occlusion car à forts niveaux, l’effet d’occlusion ne va modifier que la perception qu’a l’auditeur des sons qu’il produit lui même. Les niveaux des signaux de test sont trop élevés pour qu’ils soient modifiés par l’effet d’occlusion. Nous nous contentons donc d’appliquer à nos signaux les atténuations des PICB.

Pour ce faire, après avoir calculé les spectres des signaux, on sépare leur module et leur phase. Les modules sont modifiés en leur appliquant le facteur d’atténuation suivant :

$$\text{facteur d'atténuation} = 10^{\frac{-G}{20}} \quad (5.1)$$

où G est un vecteur contenant les valeurs d’atténuation, en dB, en fonction de la fréquence. Le module est ensuite réassocié à la phase pour obtenir un spectre en fréquence à partir duquel le signal temporel est obtenu en effectuant une fft inverse. La démarche est illustrée à la figure 5.5.

Les atténuations simulées sont obtenues à partir de mesures objectives réalisées soit sur les auditeurs de la première expérience, soit sur la tête ISL. Comme on cherche à évaluer la faisabilité de cette méthode et non pas à comparer l’influence de différents profils d’atténuation, chaque PICB sera simulé par une unique fonction d’atténuation en bandes fines.

La figure 5.6 représente les atténuations mesurées durant la campagne de mesure, celles mesurées sur la tête ISL et les données REAT. Concernant le

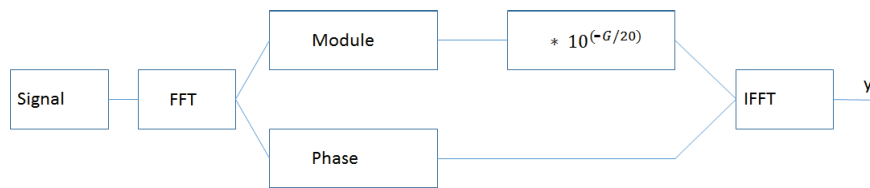


Figure 5.5 – Diagramme de la simulation de l’atténuation des PICB. G contient les valeurs d’atténuation, en dB, du PICB.

casque, l’atténuation choisie pour être simulée est l’atténuation moyenne obtenue sur les auditeurs (figure 5.6 gauche, courbe rouge). On choisit cette atténuation car les valeurs REAT du constructeur et les mesures sur la tête ISL s’éloignent beaucoup des mesures réalisées sur les auditeurs. En choisissant cette mesure nous nous rapprochons au maximum de l’atténuation moyenne qu’ont du avoir les auditeurs de la première expérience. Concernant les bouchons moulés, nous ne pouvons pas utiliser les mesures réalisées sur les auditeurs à cause du défaut qui apparaît vers 6 kHz. À la place notre choix se porte sur une moyenne de mesures réalisées pour différentes mises en places sur la tête ISL (figure 5.6, courbe noire). Ce choix est motivé par la bonne concordance en basses fréquences entre les mesures sur la tête ISL et celles sur auditeurs.

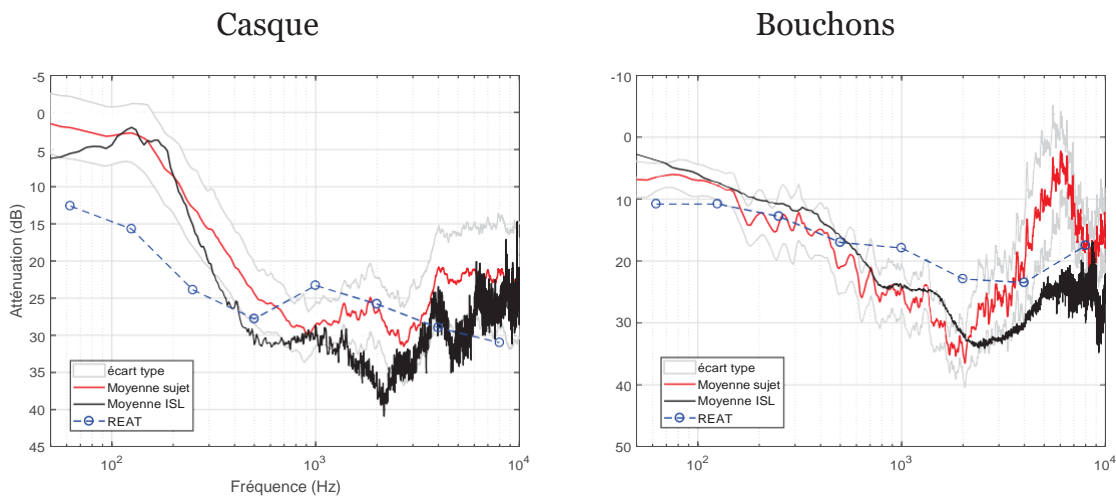


Figure 5.6 – Atténuations disponibles pour la simulation. Gauche : casque. Droite : bouchon. Courbe rouge : moyenne des mesures sur auditeurs. Courbe noire : moyenne des mesures sur tête ISL. Courbe bleue : valeurs REAT du constructeur.

5.2.3.2 Atteintes simulées

Les atteintes auditives simulées ont été choisies dans le but de reproduire les résultats de l’expérience précédente. On fournit donc au simulateur les audiogrammes moyens des classes HI1, HI2 et HI3 présentés au chapitre précédent (voir section 4, figure 4.4). À Nouveau, nous avons quatre groupes d’auditeurs :

NH (les 8 "vrais" auditeurs sans simulation d'atteintes auditives) et les trois groupes malentendants simulés : HI_{1sim} , HI_{2sim} et HI_{3sim} . Le simulateur ajustant les largeurs de filtres en fonction des pertes qui lui sont renseignées, il n'est pas nécessaire de préciser les ERB moyens de chaque groupe. Ce dernier point est susceptible d'apporter une différence entre les deux campagnes de mesure à cause du lien entre pertes et élargissement qui est susceptible de beaucoup varier d'un sujet à l'autre.

5.2.4 Résultats

La figure 5.7 montre les seuils moyens mesurés pour chaque alarme et dans les trois conditions de protection : sans simulation de PICB, avec la simulation du casque et avec la simulation des bouchons. Pour le groupe NH, les seuils sans simulation de PICB (figure 5.7 haut) sont en moyenne plus élevés que lors de la première expérience (voir figure 4.7). Cela peut s'expliquer par le fait que le groupe de normo-entendants lors de cette seconde expérience diffère des normo-entendants de la première expérience mais aussi par la différence du dispositif expérimental. Les auditeurs sont moins nombreux (8 contre 28 lors de la première expérience) et ils ont été choisis sur la base de leur audiogramme dans le but qu'ils soient les plus ressemblants possible. Le groupe de normo-entendants de la première expérience présentait plus de disparités et il semble que ce premier groupe était globalement plus performant.

Toujours pour le groupe sans simulation de PICB, on constate également qu'il n'y a pas d'augmentation des seuils masqués avec la perte auditive comme c'était le cas lors de la première campagne de mesure (voir figure 4.7). Cette erreur peut provenir du simulateur d'atteintes auditives utilisé. Les pertes simulées dépassant 37 dB pour tous les groupes (voir figure 4.4), le simulateur ajoute une perte passive en plus de la perte active. Cependant, sans simulation de PICB, les signaux sont trop forts pour que la partie active se mette en marche et seule la perte passive est alors simulée. Les auditeurs écoutent alors des signaux qui n'ont subi qu'une atténuation passive (comme un PICB). Nous avons pu voir dans les sections précédentes que les normo-entendants ont tendance à voir leurs seuils masqués diminuer quand les signaux sont atténués et il semblerait que c'est ce qu'il se produit ici.

Le fait que les seuils masqués augmentent bien avec l'atteinte auditive quand les PICB sont simulés (figure 5.7 bas) va également dans le sens de cette explication. Quand les PICB sont simulés, les niveaux perçus par le simulateur sont assez faibles pour que le mécanisme actif se mette en marche et on observe alors bien une augmentation des seuils masqués avec la perte.

La figure 5.8 présente les seuils obtenus lors de cette seconde expérience, moyennés sur les 7 alarmes et sur les 8 sujets ainsi que les seuils moyens obtenus lors de la première expérience pour comparaison. À nouveau, on voit que sans PICB on ne reproduit pas l'augmentation des seuils avec la perte à cause des raisons citées précédemment (limitation du simulateur, dispositif expérimental).

Des ANOVA ont été réalisées pour comparer les groupes d'auditeurs selon la

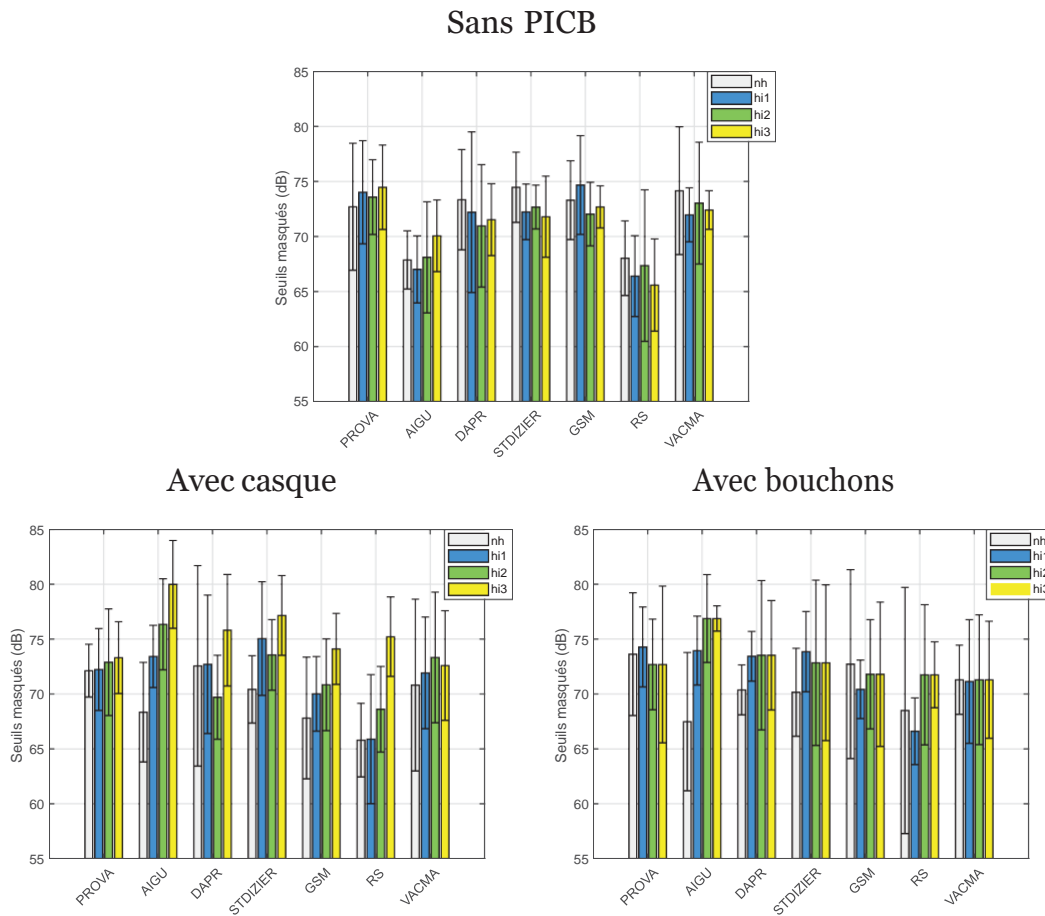


Figure 5.7 – Seuils masqués moyens par alarme mesurés avec et sans simulation de PICB. En abscisse : les différentes alarmes. Les barres grises, bleues, vertes et jaunes correspondent respectivement aux groupes NH, HI_{1sim}, HI_{2sim} et HI_{3sim}. Les barres d’erreur représentent les écarts-types. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec simulation du casque. Bas droite : avec simulation des bouchons

méthode utilisée (expérience avec malentendants ou expérience avec simulation sonore) dans chaque condition de PICB.

Le groupe NH (normo-entendant) diffère toujours entre les deux méthodes ($F(1,34)=10.33$, $p=0.003$ sans PICB, $F(1,34)=8.067$, $p=0.008$ avec le casque et $F(1,34)=8.407$, $p=0.007$ avec les bouchons). La figure 5.8 permet de tirer les mêmes conclusions que précédemment sur le groupe NH, à savoir que le groupe de normo-entendants ayant participé à l’expérience avec la simulation sonore diffère du groupe de normo-entendants de la première expérience, d’où ces différences. La même figure permet également d’observer l’effet du simulateur d’atteintes auditives : quand les PICB sont simulés, les niveaux en jeu permettent au simulateur de correctement fonctionner et on observe bien une augmentation du seuil moyen avec l’augmentation des pertes.

Contrairement au groupe NH, les résultats des groupes de malentendants simulés ne diffèrent pas de ceux des vrais malentendants comme on peut le voir sur la figure 5.8, les intervalles de confiance des deux méthodes se croisant pour

chaque groupe de malentendants. Les ANOVA conduisent à cette conclusion en n'indiquant aucune différence significative entre les groupes selon la méthode utilisée :

- . Groupe HI1 :
 - SP : $F(1,22) = 0.145$, $p = 0.707$; $BF_{10} = 0.272$
 - Casque : $F(1,22) = 2.259$, $p = 0.147$; $BF_{10} = 0.672$
 - Bouchons : $F(1,22) = 1.442$, $p = 0.243$; $BF_{10} = 0.479$
- . Groupe HI2 :
 - SP : $F(1,23) = 1.122$, $p = 0.3$; $BF_{10} = 0.453$
 - Casque : $F(1,23) = 0.976$, $p = 0.333$; $BF_{10} = 0.383$
 - Bouchons : $F(1,23) = 0.018$, $p = 0.895$; $BF_{10} = 0.307$
- . Groupe HI3 :
 - SP : $F(1,17) = 1.453$, $p = 0.245$; $BF_{10} = 0.506$
 - Casque : $F(1,17) = 0.0116$, $p = 0.737$; $BF_{10} = 0.346$
 - Bouchons : $F(1,17) = 0.094$, $p = 0.793$; $BF_{10} = 0.345$.

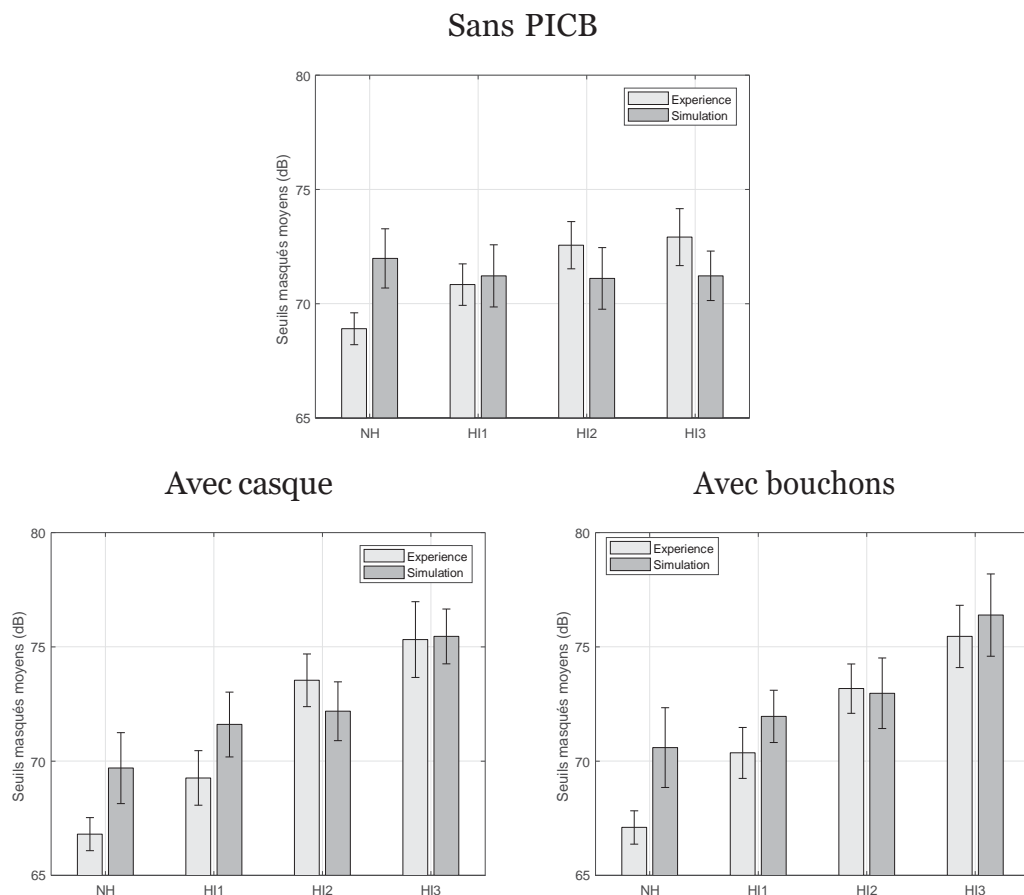


Figure 5.8 – Seuils masqués mesurés moyennés par sujets et alarmes pour les quatre groupes d'auditeurs avec les vrais PICB et les PICB simulés. Les barres d'erreur indiquent les intervalles de confiance. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons

5.2.5 Effet des PICB

Le but de ce travail est de proposer des méthodes plus rapides que les tests auditifs sur malentendants pour évaluer l'effet des PICB, il reste donc intéressant d'observer les effets des PICB sur la détection obtenue avec la simulation malgré la mauvaise reproduction des résultats des groupes malentendants dans la condition sans simulation des PICB.

Les effets moyennés par alarme des simulations de PICB sont présentés figures 5.9 et 5.10. De façon générale, on observe les tendances attendues : le groupe NH a des seuils masqués globalement plus bas avec la simulation des PICB que sans. Concernant les groupes malentendants, plus la perte auditive simulée est importante, plus la simulation du PICB va avoir un effet de détérioration sur la détection des alarmes dans le bruit.

Plus précisément, le groupe NH présente une diminution de ses seuils masqués (amélioration) pour la majorité des alarmes avec les deux simulations de PICB. L'amplitude des améliorations est comparable à celles des améliorations durant la première expérience. Cependant, les alarmes ne sont pas affectées de la même façon. Le seuil masqué de l'alarme AUTOPROVA par exemple était significativement diminué pour le groupe NH avec les PICB dans la première expérience (voir figures 4.9 et 4.10). Dans cette seconde expérience, l'effet des simulations de PICB est presque inexistant. Ces différences peuvent s'expliquer par plusieurs raisons.

Premièrement, malgré toutes les précautions prises pour assurer la plus grande similitude possible entre les deux configurations expérimentales, le fait de diffuser les bruits de fond par l'enceinte centrale peut quand même être à l'origine de différences dans le champ acoustique (sur la directivité par exemple) qui auraient pour conséquence de modifier les effets de masquage en jeu durant les mesures. Ensuite, comme exposé précédemment, le groupe de normo-entendants diffère du précédent. Le premier groupe était composé d'auditeurs normo-entendants avec des profils auditifs variés, les auditeurs du second groupe ont des profils semblables. Les groupes normo-entendants diffèrent donc entre la première et la deuxième expérience, ce qui peut être une source de différence dans les résultats des groupes NH des deux expériences. Finalement, la simulation des PICB a probablement un rôle non négligeable. Durant la première expérience, chaque auditeur mettait en place ses PICB ce qui pouvait résulter en des atténuations très différentes d'un auditeur à l'autre (voir section 4.2.3). Ici, chaque PICB est simulé par une seule atténuation car on cherche à reproduire l'effet moyen du PICB pour vérifier la faisabilité de cette méthode. De plus, utiliser chaque atténuation individuelle nécessiterait autant de temps que lors de la première expérience or nous cherchons justement à réduire le temps d'expérimentation. En utilisant une atténuation unique, nous ne pouvons donc pas reproduire la variabilité des atténuations qui a été observée lors de la première expérience.

Les groupes malentendants voient leur capacité de détection se dégrader de plus en plus avec la perte simulée. Le groupe HI1 est celui pour lequel il y a le plus de différences entre les deux méthodes. Lors de la première expérience, la détection des alarmes s'améliorait pour ce groupe avec le port de PICB. Lors de la simulation sonore, la simulation des PICB apporte moins d'amélioration et

plus de dégradation pour le groupe HI1.

Le groupe HI2 a des résultats semblables dans les deux méthodes. Suivant l'alarme, ses seuils masqué sont diminués ou augmentés avec la simulation des PICB et les ordres de grandeur des effets sont comparables.

Finalement, comme attendu le groupe HI3 ne présente que des détériorations (à l'exception du signal VACMA avec la simulation des bouchons). Cependant, l'amplitude des détériorations est clairement plus élevée pour la simulation. Cette différence peut provenir des atténuations appliquées. Ces dernières étant simulées, on évite alors les problématiques liées à un mauvais placement ou une mauvaise étanchéité du PICB, assurant ainsi une meilleure atténuation. Comme expliqué précédemment, cette classe d'audition est la plus susceptible d'être gênée par l'atténuation apportée par un PICB si elle est trop élevée. La dégradation plus importante observée ici suggère que l'atténuation simulée est effectivement plus importante que l'atténuation expérimentée lors de la première expérience.

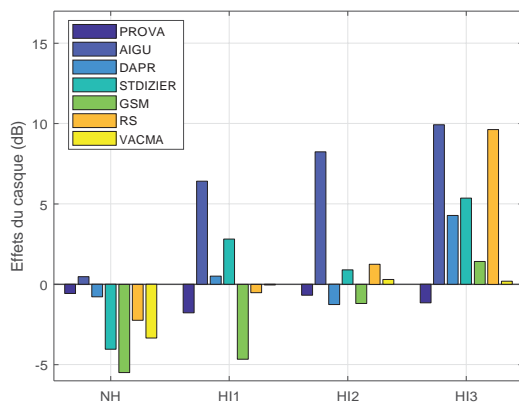


Figure 5.9 – Effet moyen par groupe et alarme pour le casque.

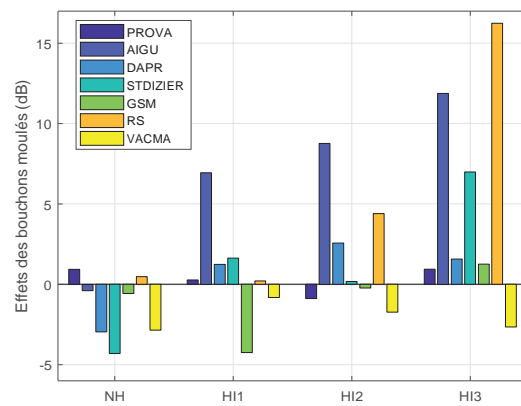


Figure 5.10 – Effet moyen par groupe et alarme pour les bouchons moulés.

Pour comparer les effets mesurés selon les deux méthodes (expérience avec vrais malentendants et expérience avec simulation des malentendants), les figures 5.11 (casque) et 5.12 (bouchons) montrent les effets des PICB moyennés sur les alarmes et sur les auditeurs pour les quatre groupes d'auditeurs. Des ANOVA à mesures répétées avec l'alarme en facteur de répétition ont été réalisés sur les effets mesurés afin d'évaluer si les effets de PICB observés selon les deux méthodes diffèrent de façon significative.

Hormis pour le casque avec le groupe HI1 et les bouchons avec le groupe HI3, les ANOVA ne montrent pas de différence significative ($p > 0.05$ dans tous les cas sauf les deux cités précédemment) entre les effets obtenus selon les deux méthodes employées :

- Groupe NH :
 - Casque : $F(1,34) = 1.525$, $p = 0.842$; $BF_{10} = 0.257$
 - Bouchons : $F(1,34) = 0.270$, $p = 0.607$; $BF_{10} = 0.268$
- Groupe HI1 :
 - Casque : $F(1,22) = 4.578$, $p = 0.044$; $BF_{10} = 0.637$

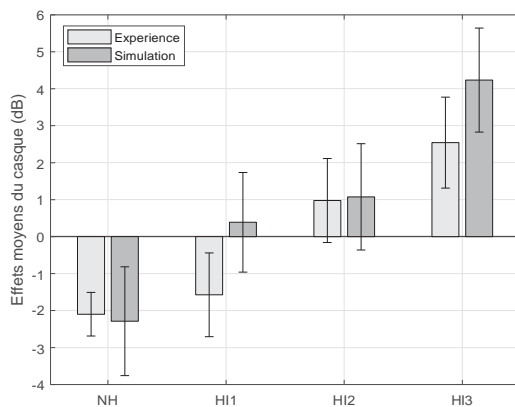


Figure 5.11 – Effet moyen par groupe pour le casque.

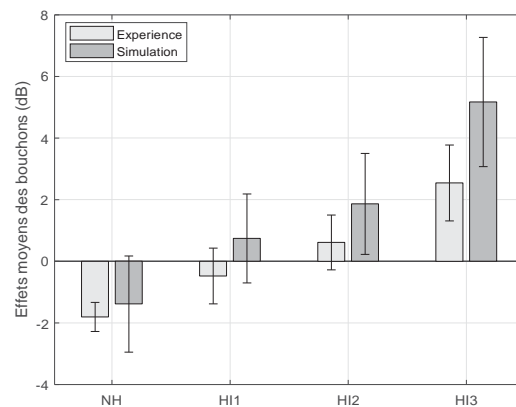


Figure 5.12 – Effet moyen par groupe pour les bouchons moulés.

- Bouchons : $F(1,22) = 1.753$, $p = 0.199$; $BF_{10} = 0.403$
- . Groupe HI2 :
 - Casque : $F(1,23) = 0.008$, $p = 0.931$; $BF_{10} = 0.254$
 - Bouchons : $F(1,23) = 2.614$, $p = 0.120$; $BF_{10} = 0.384$
- . Groupe HI3 :
 - Casque : $F(1,17) = 0.998$, $p = 0.332$; $BF_{10} = 0.290$
 - Bouchons : $F(1,17) = 4.722$, $p = 0.044$; $BF_{10} = 0.572$

La simulation sonore permet de retrouver des effets du port de PICB semblables à ceux obtenus lors de l'expérience. Des différences subsistent cependant, les effets ne sont pas reproduits à l'identique mais on retrouve les tendances attendues.

5.2.6 Conclusion

La simulation sonore permet de faire passer des tests subjectifs à des auditeurs normo-entendants qui écouteront des signaux modifiés pour simuler des atteintes auditives et des PICB. En procédant de cette manière, le recrutement d'auditeurs s'est révélé beaucoup plus simple et rapide. Les tests ont également pris moins de temps, les auditeurs n'ayant plus à manipuler les PICB, ces derniers étant simulés en amont du simulateur d'atteintes auditives afin que le simulateur travaille avec les vrais niveaux qui parviennent aux auditeurs. Des limites ont été mises en lumière dans l'analyse des résultats obtenus avec la simulation sonore. En effet, le simulateur d'atteintes auditives est limité quand les niveaux employés sont trop élevés (sans PICB) : seul le mécanisme passif du simulateur fonctionne ce qui a pour conséquence de diminuer les seuils masqués (au lieu de les augmenter) avec la perte. Quand les niveaux sont suffisamment bas (avec simulation des PICB), le simulateur fonctionne correctement et les effets observés sont bien ceux attendus. Cependant, les seuils moyens mesurés peuvent beaucoup différer de ceux mesurés durant la première expérience. Ces différences peuvent s'expliquer par les auditeurs qui sont différents (particulièrement pour le groupe NH)

mais aussi par les simulations des PICB qui ne reproduisent pas la variabilité des atténuations observée en pratique. Enfin, un changement de configuration expérimentale a dû être effectué et a pu également être source de différence.

Malgré cela, les effets des PICB sur la détection mesurés avec cette méthode restent cohérents avec ceux mesurés avec les vrais PICB et auditeurs malentendants. On observe bien une amélioration pour les normo-entendants et une dégradation augmentant avec la perte pour les malentendants. Cette expérience a pu montrer la possibilité d'utiliser la simulation sonore pour estimer les effets de PICB sur la détection dans le bruit. Cependant des améliorations restent à apporter pour pouvoir se contenter de cette méthode. Améliorer le simulateur d'atteintes est compliqué à l'heure actuelle, la perception des malentendants à forts niveaux (niveaux auxquels la compression cochléaire n'entre pas en jeu) n'étant pas encore bien comprise. Il serait intéressant d'effectuer une nouvelle campagne de mesure utilisant différentes simulations d'atténuations. Si cela rallongerait considérablement les tests et ferait perdre son attrait à cette méthode pour évaluer l'impact d'un PICB, ce serait une approche intéressante pour évaluer l'impact que peuvent réellement avoir les variations d'atténuations sur la détectabilité.

Enfin, malgré les défauts exposés, cette méthode reste idéale en tant qu'outil didactique afin de faire constater aux travailleurs (ou tout individu exposé au bruit) l'impact que peut avoir le bruit sur l'audition et les conséquences des pertes auditives. Elle permettrait également d'encourager le port et la bonne mise en place du PICB en illustrant l'intérêt qu'ont les normo-entendants à les utiliser.

Chapitre 6

Modèle prédictif

Ce chapitre propose une seconde méthode pour évaluer l'effet du port de PICB. Il s'agit ici de développer un modèle capable de prédire les seuils masqués sans avoir recours à l'expérimentation, supprimant ainsi toutes les difficultés liées à la méthode usuelle. Le modèle proposé est basé sur une utilisation des patterns d'excitation tels que proposés par Glasberg & Moore (Glasberg et al., 1990) et sur la théorie de la détection du signal (Green et al., 1988). Après une revue bibliographique, ce chapitre présente un article actuellement en cours de révision dans la revue *Acta Acustica*. Cet article présente le fonctionnement du modèle et son utilisation pour évaluer, à partir de la première expérience (présentée au chapitre 4), les paramètres nécessaires à la prédiction de seuils masqués. Le fonctionnement du modèle est ensuite évalué. Les résultats de la première expérience sont reproduits avec le modèle pour tester sa capacité à prédire les effets des PICB. Enfin, deux exemples d'utilisation du modèle sont présentés.

6.1 Revue de littérature

La modélisation représente un outil d'intérêt pour l'étude du système auditif en permettant par exemple de confronter à la réalité des hypothèses faites sur son fonctionnement.

Certains modèles adoptent des approches physiologiques qui tentent de reproduire les mécanismes de l'oreille tels que les modèles de Patterson *et al* ou Moore & Glasberg (Patterson et al., 1995 ; Moore et al., 2004). D'autres modèles adoptent une approche plus mathématique cherchant à reproduire le traitement de signal que semble réaliser l'oreille, tels que les modèles proposés par Durlach *et al* ainsi que Lutfi (Durlach et al., 1986 ; Lutfi, 1993). Ce second type de modèle fait régulièrement intervenir la notion d'observateur idéal en intégrant un étage décisionnel dont les performances sont optimales, et par conséquent meilleures que celles que l'on peut observer chez de véritables auditeurs. Les performances des modèles basés sur un observateur idéal sont alors généralement dégradées en ajoutant un bruit au modèle pour limiter les écarts avec la réalité, bien que ce bruit ne repose pas sur des justifications physiologiques (Gresham et al., 1998).

Il est possible de combiner observateur idéal et physiologie pour profiter des forces de ces deux approches comme l'ont proposé Gresham & Collins (Gresham et al., 1998). Les auteures expliquent que les modèles d'observateurs idéaux nécessitent l'ajout d'un bruit parce qu'ils n'emploient pas ou peu de traitements reproduisant les aspects physiologiques. Le fait de combiner ces deux approches permet aux auteurs d'identifier certains processus physiques à l'origine des différences entre observateur idéal et expérience.

Il existe un très grand nombre de modèles du système auditif (voir Jepsen *et al* (Jepsen et al., 2008) pour une revue) et cette revue n'a pas vocation à être exhaustive, nous nous attardons seulement sur certaines références.

Dubois (Dubois, 2011) combine également les approches d'observateur idéal et de modèle physiologique dans le modèle de calcul de seuil masqué de signaux mono ou multifréquentiels qu'elle a développé. Ce modèle combine l'utilisation de patterns d'excitation à un modèle de sommation statistique (Green et al., 1988) pour combiner les informations obtenues pour les différentes composantes fréquentielles. Dans le cas d'un signal monofréquentiel, le modèle calcule la différence entre le pattern du masque combiné au signal et le pattern du masque seul pour vérifier si le signal peut être détecté. Pour ce faire, la différence entre les patterns est comparée aux différences obtenues expérimentalement entre des patterns de signaux pour lesquels il y avait détection. Dans le cas d'un signal multifréquentiel, le même traitement est appliqué à toutes les fréquences d'intérêt et leurs contributions sont combinées par le modèle de sommation statistique. Ce modèle s'applique à des situations où le masque ne contient pas de composantes aux mêmes fréquences que celles qui constituent le signal.

Comme illustré par le modèle cité précédemment (Dubois, 2011), au-delà de contribuer à l'étude du système auditif, les modèles ont également des applications pratiques en permettant par exemple de prédire les performances d'une population pour une tâche donnée.

Dans leur revue, Schell-majoor *et al* (Schell-Majoor et al., 2015) testent 5 approches différentes pour prédire les seuils de détection de "vrais" signaux (par opposition à des sons purs masqués par des bruits contrôlés comme il est souvent le cas dans les expériences de perception). Les auteurs ont mesuré les seuils masqués de 9 normo-entendants pour 8 signaux dans 2 bruits de fond. Les signaux présentaient des caractéristiques spectrales très différentes, certains étant larges bandes, d'autre ayant des composantes spectrales marquées dans différentes régions fréquentielles. De plus, 4 des 8 signaux étaient non stationnaires. Les deux bruits de fond étaient stationnaires et l'un dominait en basses fréquences ($f < 300\text{Hz}$), l'autre en hautes fréquences ($f > 500\text{Hz}$). Les résultats servent de point de comparaison aux prédictions obtenues par 2 approches dites techniques et 3 modèles plus évolués. Les approches techniques consistent à établir des critères simples à partir des seuils mesurés. Il s'agit par exemple d'utiliser les résultats obtenus par les auteurs pour définir un SNR moyen auquel la détection est censée se produire. Il suffirait ensuite de régler le niveau du signal cible pour atteindre ce SNR. Nous ne nous attardons pas sur ces approches car il ne s'agit pas de modèles à proprement parlé et les auteurs relèvent des erreurs avec ces approches qui

atteignent jusqu'à 16 dB. Nous nous attardons au contraire sur les trois modèles psychoacoustique évalués :

- (1) PEMO (PERception MOdel, (Dau et al., 1996 ; Dau et al., 1997))
- (2) CASP (Computational model of human Auditory Signal processing and Perception (Jepsen et al., 2008))
- (3) Mean STPL (Mean Short-Term Partial Loudness. (Glasberg et al., 2005))

Le premier modèle, PEMO, transforme un signal physique en une représentation perceptive appelée représentation interne. Le modèle embarque un étage décisionnel correspondant à un observateur idéal qui, entre deux stimuli, choisit celui contenant le signal cible. L'ensemble se comporte un auditeur artificiel. Deux versions sont utilisées par Schell-Majoer *et al*, celle de 1996 (Dau et al., 1996) qui est la version d'origine, et celle de 1997 (Dau et al., 1997) capable de détecter les changements d'amplitude dans l'enveloppe du signal. Le deuxième modèle, CASP, reprend principalement le PEMO mais des changements sont introduits pour reproduire le comportement non linéaire de la membrane basilaire. Deux versions sont également évaluées par Schell-Majoer *et al*, correspondant aux deux versions du PEMO. Le dernier, Mean STPL, a été développé spécifiquement pour prédire les seuils masqués de signaux variant dans le temps, bien que les deux autres modèles puissent également être appliqués à des signaux non stationnaires. Le modèle Mean STPL calcule des sonies "partielles", c'est à dire la sonie associée à une portion temporelle du signal, et les moyenne pour obtenir la sonie moyenne (Mean STPL). Le niveau du bruit masquant est fixé tandis que celui du signal à détecter est ajusté pour atteindre un critère de détectabilité défini expérimentalement.

Les trois modèles s'avèrent capables de prédire la plupart des effets que les auteurs ont observé expérimentalement. Le modèle CASP, dans ses deux versions, présente l'erreur la plus importante (environ 10 dB) et le Mean STPL est celui dont les prédictions sont les plus en accord avec les données expérimentales (erreur d'environ 6 dB). De façon générale, les prédictions sont meilleures dans le bruit qui domine en basses fréquences.

Dans le cadre de la sécurité au travail, les modèles de perception peuvent être utilisés pour assurer la détection de signaux sonores utiles par des salariés aux profils auditifs variés. C'est dans ce but qu'a été développé le logiciel Detectsound (Zheng et al., 2007). En se basant sur la formulation proposée par Moore & Glasberg (Moore et al., 1987), Detectsound évalue les seuils masqués associés à une situation donnée (bruit masquant, atténuation du PICB et statut auditif du travailleur) à partir de l'équation suivante :

$$P_s = K \int_0^{\infty} N(f)W(f)df \quad (6.1)$$

où P_s désigne le seuil masqué, $N(f)$ le spectre du bruit, $W(f)$ le filtre auditif de l'auditeur et K la constante de détection.

À partir des seuils masqués qu'il estime, le logiciel propose une fenêtre de conception allant de 12 à 25 dB au-dessus des seuils évalués précédemment (avec

une limite maximale à 105 dB) correspondant aux niveaux optimaux que devrait avoir une alarme. L'alarme évaluée est ensuite comparée à cette fenêtre de conception, un minimum de trois composantes de l'alarme se trouvant dans la fenêtre étant conseillé par les auteurs du modèle. Detectsound travaille à partir des spectres en tiers d'octave des bruits de fond et des alarmes, et utilise les valeurs d'atténuation des PICB également obtenues pour quelques bandes de tiers d'octave seulement (tel que les valeurs REAT par exemple). Cependant, comme nous l'avons abordé dans les chapitres 3 et 4, les valeurs d'atténuation des PICB en bandes de tiers d'octave ne permettent pas de rendre compte de toutes les variations de l'atténuation en fonction de la fréquence. De même, les spectres des alarmes et des bruits en bande de tiers d'octave peuvent ne pas être assez précis.

Detectsound a également la particularité de prendre en compte le statut auditif du travailleur évalué. Ceci est réalisé en tenant compte de ses seuils absolus mais aussi de la largeur de ses filtres auditifs ($W(f)$) dans l'équation 6.1). Mais si le logiciel tient compte des largeurs de filtres connues, il ne prend pas en compte leur évolution avec le niveau sonore et ne reproduit donc pas l'évolution du masquage fréquentiel avec le niveau. Ce modèle présente de très bonnes performances pour la prédiction de seuils masqués de sons purs (Zheng et al., 2007) avec des erreurs comprises entre -1 et 7.5 dB selon les caractéristiques du bruit (en particulier les caractéristiques temporelles) mais présente les limites citées précédemment : spectres et atténuations définis en bandes larges et non prise en compte de la variation de la largeur des filtres avec le niveau sonore.

Van der Heijden & Kohlrausch (Van Der Heijden et al., 1994) se basent sur les mêmes travaux (Moore et al., 1987) que Detectsound pour évaluer une approche de prédiction de seuils à partir du modèle de calcul de pattern d'excitation de Moore & Glasberg (Moore et al., 1987). Ils comparent le pattern d'excitation d'un masque seul à celui d'un masque combiné au signal cible. Ils supposent qu'il y a détection lorsque, à n'importe quelle fréquence, la différence atteint un critère arbitraire de 1 dB. On désigne cette approche où la différence est recherchée seulement à une fréquence (même différente du signal cible) comme étant l'approche locale. Les auteurs obtiennent de bonnes concordances avec des données expérimentales quand les masques sont des bandes de bruit étroites mais pas quand il s'agit de sons purs. Les auteurs ont fait le choix de ne pas utiliser un modèle intégrateur, c'est à dire qui combine les informations de différentes bandes d'observation. Ils justifient ce choix en avançant le fait que l'intégration spectrale ne devrait jouer un rôle que pour des signaux large bande (Langhans et al., 1992). Dans notre cas (signaux sonores dans des bruits industriels), nous nous intéressons à des signaux large bande, l'approche locale ne conviendrait donc pas.

L'approche multi-bande a cependant été évaluée par Florentine & Buus (Florentine et al., 1981) pour prédire des seuils de discrimination d'intensité à partir de modèles plus anciens de patterns d'excitation (Zwicker, 1956 ; Zwicker, 1970 ; Maiwald, 1967). Les prédictions du modèle ont été comparées à celles d'une approche locale. Si l'approche donnait des résultats qualitativement satisfaisants, seule l'approche multi-bande donnait des résultats

quantitativement justes.

Le modèle que nous proposons ici est basé sur l'utilisation des patterns d'excitation (calculé selon le modèle de Glasberg & Moore (Glasberg et al., 1990)) et la Théorie de la Détection du Signal (TDS, Green et al., 1988). La différence entre les patterns d'excitation sera évaluée en combinant les informations observées dans différentes bandes de fréquence indépendantes. Il s'agit donc d'un modèle multi-bande qui se rapproche du traitement en fréquence qu'effectue notre oreille. Comparé aux modèles cités, cette approche permettra d'établir un critère de détection variable selon la performance de détection que l'on souhaite prédire, et ce critère ne sera pas fixé arbitrairement. Enfin ce modèle travaillera avec des signaux en bande fine et non pas en bandes de tiers d'octave. Cependant le modèle n'intègre pas de traitement temporel et devrait donc être moins performant dans le cas de signaux non stationnaires.

6.2 Modèle

Nous proposons de modéliser les auditeurs en utilisant la notion de bruit interne σ . Ce bruit représente les effets cumulés de tout bruit qui affecte la capacité de détection d'un auditeur. Il peut s'agir par exemple d'un bruit neuronal ou d'une déficience auditive. L'hypothèse à l'origine du modèle est alors que le niveau de bruit interne prend en considération la déficience auditive et qu'il va varier avec le statut auditif. Plus précisément, on s'attend ainsi à ce que le bruit interne soit plus important pour un auditeur malentendant que normo-entendant, et que plus la déficience est importante, plus le bruit interne l'est également.

Dans le contexte d'une tâche de détection auditive, la TDS permet d'exprimer l'indice de détectabilité d' (représentant le niveau de performance visé dans la tâche) en fonction de la différence entre les stimuli ($\Delta\mu$) et du bruit interne σ . En simulant un auditeur à partir d'une valeur de σ associée à son statut auditif et en fixant un niveau de performance à travers d' , il est alors possible de retrouver la différence entre le bruit et le signal qui permet la détection. C'est ce principe que met en œuvre le modèle.

Pour déterminer les valeurs de bruit interne à associer aux différents profils auditifs, nous proposons d'utiliser les seuils masqués sans PICB mesurés lors de la première expérience. Nous connaissons en effet les écarts entre bruit et signal permettant la détection en ayant mesuré les seuils, ainsi que le niveau de performance d' qui est fixé par le protocole de mesure. Il est alors possible d'estimer σ à partir de ces deux grandeurs.

La section suivante est constituée d'un article actuellement en révision au journal "Acta Acustica" présentant le fonctionnement du modèle et son application pour calculer les valeurs de bruit interne associées à différents statuts auditifs. Les sections suivantes présenteront les tests et applications du modèle pour estimer des seuils masqués.

6.2.1 Estimation du bruit interne σ

Modeling detection in noise for normal and hearing impaired listeners: the effect of elevated thresholds and enlarged auditory filters

Ossen El Sawaf^{1,2}), Jean-Pierre Arz¹), Nicolas Grimault²)

¹) INRS, 1 rue du Morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre, France

²) CNRS, UMR5292–Centre Hospitalier Le Vinatier, 9 bd Pinel, 69675 Bron Cedex, France

Summary

In many situations, assessing the ability of listeners to detect a sound is of paramount importance. In particular, this becomes critical for alarm sounds detection. Such a detection can be impaired by various factors such as hearing impairments, noisy backgrounds or hearing protectors. This model of detectability is dedicated to understand which factors can impede detection. In particular, the influence of absolute thresholds and the influence of enlarged auditory filters on the listeners' detection ability are modeled independently. Based on previously measured masked thresholds of 73 listeners in 4 groups (with hearing ranging from normal to strongly impaired), the current model was derived from Signal Detection Theory (SDT) [1, 2] applied to the Glasberg and Moore excitation pattern model [3]. Overall, the results show that the model can predict accurately the influence of both the absolute thresholds and the enlarged auditory filters on the detection ability for normal hearing and hearing-impaired listeners with various hearing profiles. Furthermore, the model suggests that all the impairment can be accounted by these two factors for these groups of listeners in this alarm detection task. Finally, the model should also further enable the development of a more general predictive detection model.

1 Introduction

In many workplaces, acoustic warning signals are used for rapidly alerting workers of a hazardous situation. In practice, a number of factors may affect the efficiency of these warning signals by reducing their audibility [4, 5]. These factors can be as various as worker hearing status, presence of background noise or use of Hearing Protection Devices (HPDs). An impaired ability to detect a warning signal could lead to failure to react to these signals, thereby causing a possibly fatal accident.

The ability to predict masked thresholds (i.e. target signal thresholds in a background noise) would be of prime interest in relation to warning detection and accident prevention. Such models have already been

put forward, for example the model implemented by Detectsound [6] or Glasberg and Moore's model [7]. The former proposes an optimal warning signal level based on knowledge of background noise, hearing status and HPD attenuation for 1/3 octave bands. The Glasberg and Moore model involves computing excitation patterns prior to performing a number of loudness calculations.

The main aim of the work described in this paper is to develop a model of detection for various hearing status. This model would serve as a basis for a new predictive approach beyond the scope of the paper. The evaluation model is mainly derived from Signal Detection Theory (SDT) [1, 2] applied to the Glasberg and Moore [3] excitation pattern model; it can be applied to hearing-impaired listeners. Basically, the SDT consists in modeling the detection performances by the variance of an internal noise (σ). It is worth to note that the current version of the model does not take into account time-varying aspects of the signals and should then not be applied to study time-varying sounds at the moment.

For its application to various hearing statuses, the model must be capable of considering absolute hearing thresholds and auditory filter widths since these two parameters may play an important part in relation to signal detectability in noise. Absolute thresholds set the limit below which signals cannot be perceived at all by listeners. In practice, while the detectability of a warning signal in noise is rarely impeded by absolute thresholds in normal-hearing listeners, hearing-impaired listeners may exhibit absolute thresholds so high that they do indeed impede their detection ability. Furthermore, it may be difficult to assess to what extent elevated absolute thresholds alone affect detection because various suprathreshold effects can affect detection, when sound levels are higher than absolute hearing thresholds. The effect is more apparent when studying detectability when wearing HPDs. Lazarus [8] and Arz *et al* [5] have shown that detection may be impeded when hearing-impaired listeners are wearing HPDs, because the HPD attenuations combine to their absolute thresholds which results in a significant increase of their detection thresholds. Auditory filters play an important role since they are at the

basis of frequency selectivity. Fletcher [9] has shown that, when the ear listens to a tone, a filter centered on the target tone excludes noise outside the filter bandwidth. The broader the bandwidth, the more noise is processed by the ear and the greater the target tone masking. Glasberg and Moore [10] have shown that filters bandwidth increases with increasing sound level, thereby degrading frequency selectivity and increasing masking effects at higher levels. The auditory filters of hearing-impaired listeners tend to be broader than those of normal-hearing listeners when the absolute thresholds exceed approximately 30 dB HL [11, 12, 13]. Beyond 30 dB HL, the filters width tends to increase with increasing absolute thresholds, resulting in stronger and more troublesome masking effects.

This paper first describes the general framework of the model. Second, the hearing characteristics of the participants of a previously conducted experiment, involving measurement of masked thresholds, are presented. Third, the model is further detailed by focusing on simulating hearing impairment. Finally, the results of the previous experiment are modelled and analysed to assess how the internal noise of the SDT (σ) varies with hearing status. The effects of elevated absolute thresholds and/or the effect of enlarged auditory filters are then simulated independently to account for their influence upon detection in noise.

2 General principle

Signal Detection Theory (SDT) states that signal perception can be represented as a distribution of the internal response to a stimulus upon a perceptive axis [1, 2]. When detecting a signal embedded in masking noise, the two distributions corresponding to the Noise alone (N) and the Noise + Signal (NS) are centered at different positions. Each distribution is defined by its mean value μ (μ_N for Noise, μ_{NS} for Noise + Signal) and by its variance σ (σ_N for Noise, σ_{NS} for Noise plus Signal). The assumptions usually made in SDT are that the distributions are normal and that their variances are equal. Thus $\sigma_N = \sigma_{NS} = \sigma$ [2]. Variance σ represents the "internal noise" which is the cumulative effect of any noise that impacts the detection ability of a listener. For example, it can relate to a neuronal noise, a hearing impairment and/or a cognitive noise. A high internal noise (i.e. a large value of σ) leads to superposition of the two distributions and makes the detection task harder. In fact, similar distributions for noise alone and for noise plus signal mean that it will be difficult to discriminate the noise plus signal from the noise alone. In the SDT framework, the internal noise (σ) and the difference between the two distribution mean values ($\Delta\mu = \mu_{NS} - \mu_N$) make it possible to compute the detectability index d as:

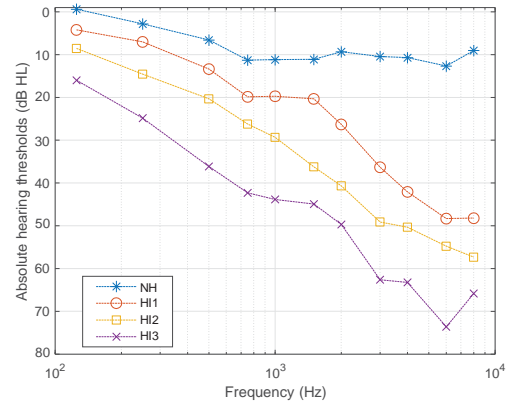


Figure 1: Average audiograms per hearing groups

$$d = \frac{\Delta\mu}{\sigma}. \quad (1)$$

This detectability index corresponds to the degree of distribution superposition [1, 2] and is then related to the difficulty of the detection task. The smaller d , the harder the detection task. Index d is therefore related to the detection percentage targeted in the task.

The value of $\Delta\mu$ is directly linked to the physical characteristics of the detection task sounds and, at threshold, $\Delta\mu$ yields the target signal level in dB.

Our strong assumption is that a single value of σ (related to hearing impairment) is associated with each listener across all frequencies. This simplification, which is only partially valid as σ would probably vary across frequencies along with absolute thresholds, allows us to study internal noise in a general manner. Assuming such a simplification, we can therefore estimate the internal noise (σ), using $\sigma = \Delta\mu/d$, based on the targeted detection percentage (d) in a detection task and the value of $\Delta\mu$ (related to the measured thresholds in dB). Conversely, if we know the value of σ , we can calculate the value of $\Delta\mu$ and the corresponding masking threshold of the target signal.

The method used to determine the values of internal noise (σ) for various hearing statuses is presented below. It is based on the results of a detection experiment only briefly described here, but which will be detailed in a forthcoming paper.

3 Method

3.1 Participants

Seventy-three subjects aged from 18 to 81 (mean age = 53.3 years; SD = 14.5 years) with hearing status ranging from normal to highly impaired took part in a detection experiment. Their absolute thresholds were measured using pure-tone audiometry at 11 standard

Hearing group	Filter center frequency			
	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz
NH	1.15	1.2	1.24	1.16
HI1	1.28	1.27	2.1	2.38
HI2	1.34	1.5	2.78	2.78
HI3	1.88	2.33	3.57	3.24

Table 1: Measured auditory filter enlargement factors for each hearing group

audiometric frequencies from 125 to 8000 Hz (see Figure 1). To group the subjects into different classes, an average loss indicator, named BIAP, was computed as the mean of the absolute thresholds of the subjects' best ear at 500, 1000, 2000 and 4000 Hz. Four groups were then considered: Normal Hearing (Group NH: BIAP \leq 20 dB HL, 28 subjects), weak to medium Hearing Impairment (Group HI1: $20 < \text{BIAP} \leq 30$ dB HL, 16 subjects), medium to severe Hearing Impairment (Group HI2: $30 < \text{BIAP} \leq 40$ dB HL, 17 subjects) and severe Hearing Impairment (Group HI3: BIAP $>$ 40 dB HL, 12 subjects). Figure 1 displays the best ear mean absolute thresholds for each group. The shapes of the auditory filters centered at 500, 1000, 2000 and 3000 Hz were evaluated from a notched-noise experiment ([14, 15, 16]) in which the noise level was fixed and the pure tone level varied. Six different notches (4 symmetric and 2 asymmetric) were used; their lower and upper limits, expressed as a fraction of the central frequency of the filter, were: [0-0] (i.e. no notch), [0.2-0.2], [0.3-0.3] and [0.5,0.5] for the 4 symmetric notches ; [0.3-0.5] and [0.5-0.3] for the 2 asymmetric notches. The noise was a white noise with a default level of 40 dB/Hz. However, for some hearing-impaired listeners, this level had to be raised up to 50 dB/Hz or even 60 dB/Hz in some rare cases, the criterion for this adjustment being that the threshold measured for the [0.5-0.5] notch should be at least 4 dB higher than the absolute threshold at this frequency. The threshold measurements were performed monaurally using TDH 39 headphones. All auditory filter were assumed to have the form of an asymmetric rounded exponential (roexp(pu,p1,r)) as described by Patterson *et al* and Glasberg and Moore ([17, 12]).

The Equivalent Rectangular Bandwidths (ERB) of the filters were then obtained from these parameters. Table 1 shows the enlargement factors the four measured filters, defined for each frequency as the ratio between the measured ERB and the ERB of normal-hearing listeners (ERBn) provided by Glasberg and Moore([3]). For each center frequency and each listener, the ear with the best frequency selectivity was considered.

3.2 Detection Task

Two masking noises and 7 warning signals commonly used by French national railroad company SNCF, were used in the detection task. The 2 masking noises

dominate at low frequencies ($f < 500$ Hz) and most of their energy is below 3 kHz. The 7 alarms were all harmonic sounds except for 1 signal which is composed of 2 inharmonic pure tones. The alarms exhibit different frequency contents : some alarms had mainly low frequency contents ($f < 1500$ Hz) with only a few harmonics and other alarms had mainly high frequency contents with a lot of harmonics over the frequency spectrum. Out of the 7 alarms, only 2 were non-stationary and consisted of two alternating tones. This set of alarms is therefore diverse, mostly stationary, and illustrates a wide variety of situations.

The stimuli were presented to the listeners through speakers and for each warning signal, the masked threshold was estimated in the presence of its respective masking noise using an adaptive, 2 Interval, Forced-Choice (2IFC) procedure with a 2-down 1-up adaptive rule. This procedure led to 70.7 % detection [18] and a detectability index d' of 0.78 ([19]). The noise levels were fixed at 86 dB(A) while the warning signals started at 86 dB(A) and varied according to listeners response. The initial 5 dB step size was reduced to 3 dB after the first 3 reversals and finally to 1 dB after 2 further reversals. The thresholds were calculated as the average level of the last 4 reversals. The results of this experiment were used to design the model presented here.

3.3 Model

3.3.1 Estimating σ

The first step of the model is to compute the Excitation Pattern (EP) of the Noise alone ($EP(N)$) and the Excitation Pattern of the Noise mixed with the Signal ($EP(NS)$) at the measured threshold. Based on Moore and Glasberg's [3] proposed approach, this computation involves 321 overlapping auditory filters (roexp filters [17]) for normal-hearing listeners. For hearing-impaired listeners, the excitation patterns can be computed with broader but fewer bands depending on the measured ERBs (see Section 3.3.2 below).

The second step of the model is to estimate, from the previously computed patterns, the value of $\Delta\mu$ that is linked to the sound levels of the noise and the signal. However, to account for the auditory system's capacity to integrate information across a large frequency spectrum, $\Delta\mu$ cannot be computed from Equation 1. Instead, we need to apply the multi-

band energy detector model expression [20]. The detectability index is then expressed in terms of the detection index in each independent frequency band (d_i) by:

$$d = \sqrt{\sum_{i=1}^{Nb} d_i^2} = \sqrt{\sum_{i=1}^{Nb} \frac{\Delta\mu_i^2}{\sigma_i^2}} \quad (2)$$

where Nb is the number of independent bands (33 bands for normal-hearing listeners or fewer bands for hearing-impaired listeners). The bands are defined on the ERB_N -number scale [3, 21] (referred simply as the "E-scale" in the rest of this paper). In each independent band, $\Delta\mu_i$ is the difference between the excitation pattern of NS and the excitation pattern of N for this band: $\Delta\mu_i = EP_i(NS) - EP_i(N)$. Assuming that σ is the same for all frequency bands ($\sigma_i = \sigma$), σ is then expressed from Equation 2 as:

$$\sigma = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{Nb} \Delta\mu_i^2}}{d} \quad (3)$$

3.3.2 Hearing impairment simulation

For hearing-impaired listeners, the model can take into account independently both absolute thresholds elevation and auditory filters enlargements. To consider the higher absolute thresholds of hearing-impaired listeners, the absolute thresholds values are first converted from dB HL to dB SPL using the ISO 389-1 [22] conversion table. The absolute threshold values, expressed in dB SPL are then compared with the excitation patterns levels (also expressed in dB SPL) in each independent frequency band. Three situations may then arise:

- If the absolute threshold is lower than the noise pattern level (i.e. the noise is audible in this band), then $\Delta\mu_i$ is equal to the difference between the two excitation patterns: $\Delta\mu_i = EP_i(NS) - EP_i(N)$;
- If the absolute threshold is higher than the NS excitation pattern (i.e. neither Noise nor the Noise + Signal are audible in this band), then $\Delta\mu_i = 0$
- If the absolute threshold is between the two patterns (i.e. Noise alone is not audible but Noise + Signal is audible in this band), then $\Delta\mu_i$ is equal to the difference between the NS excitation pattern and the absolute threshold: $\Delta\mu_i = EP_i(NS) - \text{absolute threshold}$.

The original excitation pattern model [3] is also modified to take into account the auditory filter enlargement that occurs in hearing-impaired listeners [11, 12, 13]. The purpose is to reduce the number of independent bands used so σ is computed with fewer independent bands than the 33 usual bands used

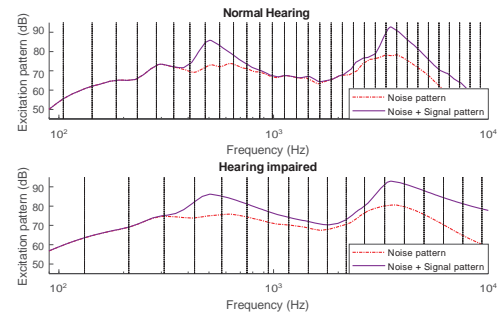


Figure 2: Example of modified excitation patterns. The vertical dashed lines are the independent bands limits. Top: normal hearing patterns with independent bands corresponding to the ERB_N . Bottom: hearing-impaired patterns are wider because they were computed with broader filters, and the independent bands used to compute $\Delta\mu_i$ are fewer and broader.

for normal-hearing listeners. To deduce the number of independent bands from the 4 measured enlargement factors shown in Table 1, the 33 bands used for normal-hearing listeners are first separated into 4 frequency regions on the E-scale. Each region is associated with 1 of the 4 measured enlargement factors and its corresponding center frequency (to cover the 33 normal bands, the regions associated with 500 Hz and 3000 Hz are noticeably broader than the region associated with 1000 Hz and 2000 Hz). The number of bands contained in each region is then divided by the associated enlargement factor. The resulting number is rounded to the nearest integer to determine finally how many independent bands can fit into a given frequency region, when the enlargement factor is considered.

Once the number of independent bands fitting into a region has been determined, their characteristics (central, upper and lower frequencies) must be computed. This computation is fairly easy because each band has a unit width on the E-scale. It is therefore easy to place the new bands on the E-scale and the subsequent frequency conversion is straightforward using the reciprocal of Equation (4) in Glasberg and Moore [3]. Lastly, the width of each overlapping filter used by the excitation pattern model is determined by interpolating the bandwidths of the independent bands. Hence, larger filters are used to compute the excitation patterns and fewer but wider independent frequency bands are used to compute σ for each hearing-impaired listener.

In essence, the model can compute σ while simulating the impairment by:

- Using wider, overlapping auditory filters to compute the excitation patterns (see Figure 2)
- Modifying the excitation patterns values based

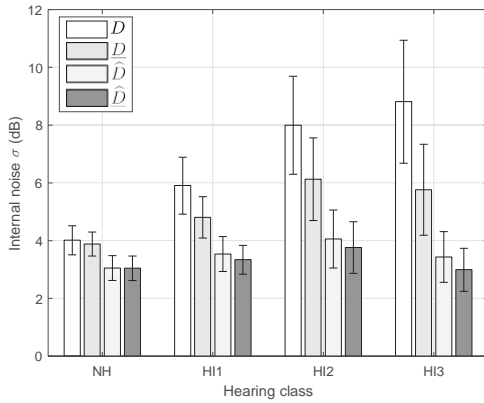


Figure 3: Values of σ averaged across target signal for participants grouped by hearing status: NH, HI1, HI2 and HI3. D , \bar{D} , \hat{D} and $\diamond D$ bars correspond to different hearing impairment simulations. D : no simulation; \bar{D} : simulation of elevated thresholds only; \hat{D} : simulation of enlarged ERBs only; $\diamond D$: simulation of elevated thresholds and enlarged ERBs. (see text for details). Black lines are 95% confidence intervals.

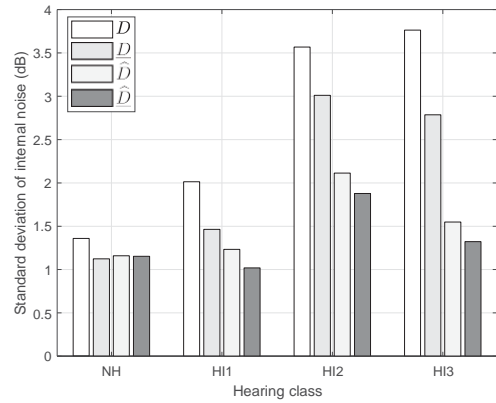


Figure 4: Standard deviation of internal noise σ for all conditions. D : no simulation. \bar{D} : simulation of elevated thresholds only. \hat{D} : simulation of enlarged ERBs only. $\diamond D$: simulation of elevated thresholds and enlarged ERBs (see text for details)

353 on the absolute thresholds before computing the
354 $\Delta\mu_i$ values

- 355 • Using less than 33, larger than normal, independ-
356 ent auditory filters to compute the $\Delta\mu_i$ values
357 (see figure 2).

358 This leads to the assumption that the internal noise
359 in SDT is due to three different components : a com-
360 ponent related to elevated absolute thresholds, a com-
361 ponent related to enlarged auditory filters and a third
362 component related to all other unknown aspects (like
363 age or cognitive factors). When elevated absolute
364 thresholds and enlarged auditory filters are not sim-
365 ulated in the excitation pattern, all components of
366 the internal noise are included in σ . When filter en-
367 largement and/or threshold elevation are simulated
368 in the model, the related noise components are the-
369 oretically excluded from σ . Thus, the nature of the
370 internal noise that is computed is different depending
371 whether or not we add simulation of hearing impair-
372 ment. Moreover, the internal noise (i.e. σ) is expected
373 to be reduced when hearing loss is simulated in the
374 model.

375 4 Results

376 To evaluate σ , and to estimate independently or
377 in combination the effects of both elevated absolute
378 thresholds and enlarged auditory filters, the values of
379 σ were computed in the following 4 simulation condi-
380 tions:

- 381 • Without hearing impairment simulation (Condi-
382 tion D)

- With elevated absolute thresholds simulation 383
only (Condition \bar{D}) 384
- With enlarged auditory filters simulation only 385
(condition \hat{D}) 386
- With both elevated absolute thresholds and en- 387
larged auditory filters simulation (Condition $\diamond D$). 388

389 The internal noise σ was computed for each listener
390 and for each of the 7 warning signals by computing
391 the excitation patterns at threshold. When hearing
392 impairment (elevated absolute thresholds and/or en-
393 larged auditory filters) was simulated in the excitation
394 patterns, the individual absolute thresholds and the
395 individual auditory filters estimated in the previous
396 experiment were used. The values of σ were averaged
397 across alarms for each listener. A repeated measures
398 ANOVA was carried out to compare σ across hearing
399 groups with the impairment simulation condition as
400 the repeated factor, post-hoc comparisons (HI_i com-
401 pared to NH) adjusted using the Bonferroni correc-
402 tion were carried out. Further analysis consisted of
403 bayesian repeated measures ANOVAs ([23, 24]). All
404 the analyses were carried out with the JASP software
405 [25].

406 Figure 3 displays the mean values of σ for the 4 sim-
407 ulation conditions and the 4 hearing groups as well as
408 the associated 95 % confidence intervals. Addition-
409 ally, Figure 4 displays the standard deviation of σ for
410 the 4 hearing groups within the 4 simulation condi-
411 tions.

412 The repeated measures ANOVA shows a signifi-
413 cant effect of the impairment simulation condition
414 ($F(3,207)=201.87$, $p<0.001$), of the hearing group
415 ($F(3,69)=5.367$, $p<0.005$) and of the interaction of
416 both ($F(3,207)=19.83$, $p<0.001$).

An ANOVA and a Bayesian ANOVA show a significant effect of the group ($F(3,69)=13.3$, $p<0.001$; $BF_{01} <1/100$) when there is no impairment simulation (condition *D*). Post-hoc tests with Bonferroni correction show no difference between Group HI1 and Group NH in this condition ($p>0.1$), while Groups HI2 and HI3 are different from Group NH ($p<0.001$ for both).

When introducing simulation of elevated thresholds (condition *D*) the ANOVAs also show an effect of the group although less significant than the case without hearing impairment simulation ($F(3,69)=4.93$, $p=0.004$; $BF_{01}=0.072$). In this simulation condition, post-hoc tests show no significant difference for Groups HI1 and HI3 compared to Group NH ($p>0.95$ for Group HI1 and $p>0.06$ for Group HI3). Group HI2 remains different from Group NH ($p=0.005$).

When simulating enlarged auditory filters (condition *E*), the ANOVAs show no group effect ($F(3,69)=1.586$, $p>0.2$; $BF_{01}=2.326$).

Finally, accounting for both elevated thresholds and enlarged auditory filters (condition *F*) also show no group effect ($F(3,69)=1.18$, $p>0.3$; $BF_{01}=3.78$) with the BF_{01} showing evidence for the null model over the group model.

Another ANOVA and Bayesian ANOVA were conducted to assess the effect of impairment simulation over each group.

Group NH is little affected by impairment simulation ($F(3,108)=5.302$, $p=0.002$; $BF_{01}=0.057$). Post-hoc tests with Bonferroni correction show no difference with *D* for Group NH when elevated thresholds are simulated ($p=1$), while considering the enlarged auditory filters yields significant difference ($p<0.05$ when comparing *E* or *F* to *D*). Figure 3 shows that Group NH mean value is indeed barely affected when considering higher absolute thresholds. When considering enlarged auditory filters however, the mean value is reduced by a small amount.

Group HI1 is affected by impairment simulation ($F(3,60)=10.49$, $p<0.001$; $BF_{01} <1/100$). However, post-hoc tests with Bonferroni correction show no difference with *D* when only elevated thresholds are accounted for ($p>0.2$). Conditions under which enlarged auditory filters are simulated (conditions *E* and *F*) are different from *D* ($p<0.001$). Figure 3 shows that this group mean value is more reduced when enlarged auditory filters are taken into account than it is with simulation of elevated thresholds. When simulating both, the mean value is close to the one with the enlarged auditory filters only.

Group HI2 is also affected by impairment simulation ($F(3,64)=8.92$, $p<0.001$; $BF_{01}=0.002$). Post-hoc tests with Bonferroni correction show no difference with *D* when only the elevated thresholds are accounted for ($p>0.3$) while conditions *E* and *F* differ from *D* ($p<0.001$ in both cases). Simulation of enlarged auditory filters with or without elevated

thresholds further reduces the mean value.

Group HI3 is strongly affected by impairment simulation ($F(3,44)=13.11$, $p<0.001$; $BF_{01} <1/100$). Post-

hoc tests show that all simulation conditions (*D*, *E* and *F*) are different from *D* ($p<0.001$ for *D* and

E). In figure 3 Group HI3 has the highest mean value in condition *D* (no simulation). When considering the elevated thresholds (*D*), the mean is clearly reduced. Accounting for enlarged auditory filters clearly reduces the mean value further. When considering elevated thresholds and enlarged auditory filters (condition *F*), mean value and standard deviation are even further reduced.

5 Discussion

The model allows worthwhile analysis despite its known limits, namely that it does not consider any temporal aspects and it is based on the major assumption that the internal noise σ is the same throughout all frequency bands. Thus, the estimated σ values yield meaningful information regarding the mechanisms underlying detectability. When hearing status is not considered (i.e. no hearing loss simulation, Condition *D*), the results show that the σ values obtained are very different across the hearing groups and that the higher the absolute thresholds, the higher the internal noise. This is consistent with the idea that when internal noise includes all aspects of hearing impairment, internal noise increases with hearing impairment.

When hearing impairment simulation is simulated in the model, there is less discrepancy in the σ values across groups of listeners (figure 3 and 4) and the hearing-impaired groups get closer to the normal hearing group to the point at which there is no statistical difference between groups. Testing different configurations (situations *D* to *F*) then enable to assess independently the influence of elevated absolute thresholds and the influence of enlarged auditory filters for each group of listeners.

Group NH is barely affected by hearing impairment simulation (small size effect, around one dB) as expected. It is affected almost exclusively by the enlarged filters, hinting that the known formulae for

ERBn ([3]) may have given narrower auditory filters than those measured for this group of normal-hearing listeners.

Group HI1 is fairly similar to Group NH and never differs from Group NH whatever the impairment simulation condition, meaning that they remain comparable although their slight hearing impairment. They benefit mainly from the addition of the enlarged filters in coming closer to Group NH listeners (Figure 3), so it appears that their degradation, along with Group

NH, arises mainly from poorer frequency selectivity

rather than from elevated thresholds.

Group HI2 exhibits a markedly stronger influence of enlarged auditory filters than of elevated absolute thresholds. Indeed, the results for this group are the same as the results for Group NH as soon as enlarged auditory filters are simulated. This shows that higher absolute thresholds does not disturb detection as much as poorer frequency selectivity does.

Finally, Group HI3 appears to be the most affected by elevated absolute thresholds, as it is the only one where a significant difference appears between condition D (no impairment simulation) and condition \underline{D} (simulation of elevated thresholds). This probably indicates that these subjects' absolute thresholds are so high that they strongly impede their detection ability. When enlarged filters are simulated, Group HI3 is even more affected than when elevated thresholds are considered (Figure 3). This behaviour suggests that this group of listeners is strongly affected by degradation of both mechanisms.

Overall, without any simulation of hearing impairment, internal noise value increase continuously when increasing hearing impairment. Moreover, the larger the hearing impairment, the stronger is the benefit of the simulation of elevated thresholds and/or enlarged auditory filters. This comes from the fact that the simulations remove the components of the internal noise related to threshold elevation and/or enlarged auditory filters thus finally leading to equal internal noise across groups when both are simulated. In more details, the model reveals that for all groups, impeded detection ability is mainly caused by the enlarged auditory filters, even though Group HI3 exhibits a strong effect of elevated thresholds.

At present, although the model cannot describe all the phenomena associated with hearing impairment, simulating hearing threshold elevation along with degraded frequency selectivity makes it possible to make internal noise comparable across all groups of listeners (the null hypothesis is supported by a $BF_{01}=3.78$).

The other effects reported in the literature, such as aging and temporal aspects in signal detection, are about negligible in this study to estimate accurate σ values.

6 Prospects

The model described in this paper enables easy assessment of internal noise in relation to hearing impairment. It also offers the ability to evaluate independently the impact of both elevated absolute thresholds and degraded frequency selectivity on detection. The same analysis could be done on a specific signal to assess which part of the hearing process is really relevant for detection, thereby assisting warning signal design or selection.

To provide greater assistance in choosing the right warning signal, the model can be inverted to use

known values of σ , obtained from 73 subjects, and to predict the signal level (expressed by $\Delta\mu$) required to reach a desired detection percentage (expressed as d); thereby providing a detection tool that is able to easily account for impairment. Such a reverse predictive model could also consider the attenuation provided by a hearing protection device. It is known that use of HPDs combined with hearing impairment may increase the risk of failed detection, depending on the acoustic characteristics of the warning signal and the background noise [8, 26, 27]. Passive attenuation of such a protection device can easily be added in the model, thus providing an assistance to select or design alarms and HPDs. Such a predictive model could simulate elevated thresholds or/and enlarged auditory filters, so it would enable to predict the masked thresholds of a listeners knowing his hearing status with more or less accuracy (absolute thresholds and/or auditory filters or only hearing group). Such a model would be also expected to prompt better predictions if the hearing status is precisely known. The accuracy to predict detection thresholds with such a predictive model should be further tested and falls outside the scope of this paper.

7 Conclusion

A model to compute the values of internal noise with respect to various degrees of hearing impairment has been developed. The model is an easy-to-use tool for assessing the influence of enlarged auditory filters and elevated hearing thresholds on auditory detection. By applying the model to a specific signal, identification of which of these two phenomena causes signal detection is possible. Finally, the model could be used to predict detection thresholds for normal and hearing-impaired listeners based on the internal noise values provided in this paper.

References

- [1] David M. Green and John A. Swets. *Signal detection theory and psychophysics*. Peninsula Publ, Los Altos Hills, Calif, repr. ed edition, 1988. OCLC: 837792861.
- [2] Brian C. J. Moore. Chapter 3 Appendix : Signal detection Theory. In *An Introduction to the Psychology of Hearing*. Brill, sixth edition edition, 2012.
- [3] Brian R Glasberg and Brian C.J Moore. Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hearing Research*, 47(1-2):103–138, August 1990.
- [4] P.A. Wilkins. A field study to assess the effects of wearing hearing protectors on the perception

- of warning sounds in an industrial environment. *Applied Acoustics*, 17(6):413–437, 1984.
- [5] Jean-Pierre Arz, Jean-Pierre Gettliffe, and Philippe Delattre. Effect of wearing hearing protectors on the audibility of railway warning signals – an experimental study. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 24(1):149–159, January 2018.
- [6] Yun Zheng, Christian Giguère, Chantal Laroche, Catherine Sabourin, Ariel Gagné, and Mélissa Elyea. A Psychoacoustical Model for Specifying the Level and Spectrum of Acoustic Warning Signals in the Workplace. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 4(2):87–98, January 2007.
- [7] Brian R. Glasberg and Brian C. J. Moore. Development and Evaluation of a Model for Predicting the Audibility of Time-Varying Sounds in the Presence of Background Sounds. *J. Audio Eng. Soc*, 53(10):906–918, 2005.
- [8] Hans Lazarus. Signal recognition and hearing protectors with normal and impaired hearing. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 11(3):233–250, 2005.
- [9] Harvey Fletcher. Auditory patterns. *Reviews of modern physics*, 12(1):47, 1940.
- [10] Brian R. Glasberg and Brian C. J. Moore. Frequency selectivity as a function of level and frequency measured with uniformly exciting notched noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(5):2318–2328, November 2000.
- [11] Mary Florentine, Søren Buus, Bertram Scharf, and Eberhard Zwicker. Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 23(3):646–669, 1980.
- [12] B. R. Glasberg and B. C. Moore. Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments. *J. Acoust. Soc. Am.*, 79(4):1020–1033, April 1986.
- [13] Brian C. J. Moore. *Cochlear hearing loss: physiological, psychological and technical issues*. Wiley series in human communication science. Wiley, Chichester, 2. ed edition, 2007. OCLC: 863078597.
- [14] Roy D. Patterson. Auditory filter shapes derived with noise stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 59(3):640–654, March 1976.
- [15] R. D. Patterson and Brian C. J. Moore. Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution. *Frequency selectivity in hearing*, pages 123–177, 1986.
- [16] B. C. Moore and B. R. Glasberg. Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns. *Hear. Res.*, 28(2-3):209–225, 1987.
- [17] Roy D. Patterson, Ian Nimmo-Smith, Daniel L. Weber, and Robert Milroy. The deterioration of hearing with age: Frequency selectivity, the critical ratio, the audiogram, and speech threshold. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(6):1788–1803, December 1982.
- [18] H. Levitt. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.*, 49(2):Suppl 2:467+, February 1971.
- [19] J.A. Swets. *Signal detection and recognition by human observers: contemporary readings*. John Wiley, 1964.
- [20] David M. Green. Detection of Multiple Component Signals in Noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 30(10):904–911, October 1958.
- [21] Brian C. J. Moore. *An Introduction to the Psychology of Hearing*. Brill, sixth edition edition, 2012.
- [22] International Organization for standardization (ISO). Acoustics - Reference zero for the calibration of audiometric equipment - Part 1 : reference equivalent threshold sound pressure levels for pure tones and supra-aural earphones, 2018.
- [23] Zoltan Dienes. Using Bayes to get the most out of non-significant results. *Frontiers in Psychology*, 5, July 2014.
- [24] Eric-Jan Wagenmakers, Jonathon Love, Maarten Marsman, Tahira Jamil, Alexander Ly, Josine Verhagen, Ravi Selker, Quentin F. Gronau, Damian Dropmann, Bruno Boutin, Frans Meershoff, Patrick Knight, Akash Raj, Erik-Jan van Kesteren, Johnny van Doorn, Martin Šmíra, Sacha Epskamp, Alexander Etz, Dora Matzke, Tim de Jong, Don van den Bergh, Alexandra Sarafoglou, Helen Steingroever, Koen Derks, Jeffrey N. Rouder, and Richard D. Morey. Bayesian inference for psychology. Part II: Example applications with JASP. *Psychonomic Bulletin & Review*, 25(1):58–76, February 2018.
- [25] JASP Team. JASP (Version 0.9)[Computer software], 2018.

- 737 [26] Christian Giguère and E. H. Berger. Modeling
738 the interaction between the hearing protector at-
739 tenuation function and the hearing loss profile on
740 sound detection in noise. Maastricht, May 2015.
- 741 [27] Sharon M. Abel, Hans Kunov, M. Kathleen
742 Pichora-Fuller, and Peter W. Alberti. Signal De-
743 tection in Industrial Noise: Effects of Noise Ex-
744 posure History, Hearing Loss, and the Use of Ear
745 Protection. *Scandinavian Audiology*, 14(3):161–
746 173, January 1985.

6.2.2 Prédiction de seuil

La section précédente (6.2.1) a présenté les estimations du bruit interne effectuées à partir des résultats sans PICB de 73 auditeurs ayant participé à la première expérience ¹. Ces valeurs de bruit interne peuvent désormais être utilisées pour simuler des auditeurs et estimer leurs seuils de détection dans différentes situations. Le diagramme présenté à la figure 6.1 résume le principe de fonctionnement du modèle pour estimer ces seuils. Les patterns d'excitation du bruit seul et du bruit combiné à l'alarme sont calculés et la différence des patterns est déterminée à partir de plusieurs bandes d'observations. Le niveau de l'alarme est alors incrémenté jusqu'à ce que la différence entre les patterns dépasse le critère $d' \neq$. Une fois ce critère atteint, le niveau L_{al} donné par le modèle correspond au seuil prédit.

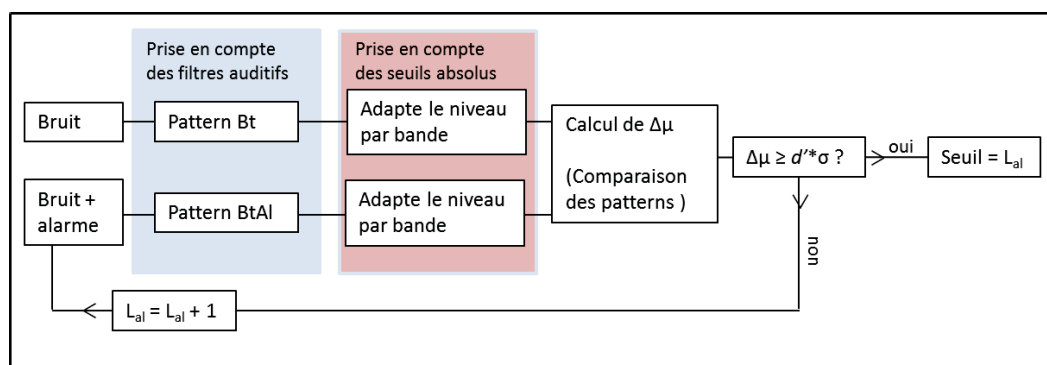


Figure 6.1 – Diagramme du modèle de prédiction. La valeur L_{al} correspond au niveau du signal à détecter en dB. Le niveau du bruit est fixé. Les cases sur fonds colorés correspondent à des étapes facultatives. En bleu : la prise en compte des filtres auditifs modifie la forme des patterns d'excitation et peut réduire le nombre de bandes d'observation. En rouge : la prise en compte des seuils absolus limite le niveau des patterns dans chaque bande pour qu'ils ne participent pas à la détection s'ils sont inférieurs aux seuils absolus.

6.3 Tests du modèle

Un premier test a été réalisé pour évaluer l'erreur de prédiction en utilisant les données des auditeurs ayant participé à la première expérience. Ensuite, le comportement du modèle a également été évalué pour vérifier s'il reproduit qualitativement le comportement du modèle Detectsound (Zheng et al., 2007). Dans ce deuxième test, nous utilisons des statuts auditifs hypothétiques différents de ceux des participants à l'expérience. Par la suite, dans la section 6.4, nous utiliserons le modèle pour tenter de reproduire les résultats observés lors de notre première expérience (en utilisant à nouveaux les vrais statuts auditifs des participants).

1. 74 auditeurs avaient participé à cette expérience. Mais un des auditeurs les plus malentendants avait des filtres auditifs si larges que le modèle ne pouvait pas correctement les prendre en compte.

6.3.1 Estimation de l'erreur

Pour évaluer les capacités du modèle, nous séparons les auditeurs de chaque groupe d'audition en deux sous-groupes de taille équivalente en effectuant un tirage aléatoire. À partir des seuils masqués sans PICB des auditeurs du premier sous-groupe, on calcule les valeurs de σ pour chaque individu. Ensuite, les seuils masqués avec et sans PICB des auditeurs du second sous-groupe sont évalués par le modèle à partir de leur statuts auditifs (les simulations sont donc effectuées en prenant en compte les seuils absolus et filtres auditifs connus, simulation \mathcal{N} dans l'article présenté précédemment) et de la valeur moyenne de σ calculée sur le premier sous-groupe.

Les atténuations utilisées pour les PICB sont les mêmes que celles utilisées lors de la seconde expérience (section 5.2.3.1) ; une atténuation unique est donc utilisée pour chaque PICB. L'erreur du modèle est estimée dans chacune des trois conditions de protection (sans PICB, avec casque, avec bouchons) en calculant l'erreur quadratique moyenne (RMSE) entre les prédictions du modèle et les résultats expérimentaux.

Nous effectuons ainsi 10 tirages aléatoires en calculant à chaque fois le RMSE. L'erreur globale du modèle est ensuite estimée en moyennant les RMSE obtenues à chacun des 10 tirages.

Ainsi on obtient, selon la condition de protection, les erreurs suivantes en dB :

- Sans PICB : $RMSE_{moyen} = 5.2$; écart-type = 0.4
- Avec casque : $RMSE_{moyen} = 6.5$; écart-type = 0.3
- Avec bouchons : $RMSE_{moyen} = 7.2$; écart-type = 0.3.

Dans les cas avec PICB, les erreurs sont plus importantes, ce qui est probablement lié aux fonctions d'atténuation utilisées pour simuler les PICB (une fonction unique par PICB) car ces fonctions ne rendent pas compte des variations d'atténuation entre auditeurs observées en pratique.

À titre de comparaison, il est possible de se rapporter à des modèles déjà présents dans la littérature tels que les trois modèles évalués par Schell-Majoor *et al.* (Schell-Majoor *et al.*, 2015) cités précédemment. Dans leur revue, les auteurs calculent le RMSE entre les prédictions des différents modèles et leur mesures, les erreurs vont de 6.1 dB à 10.2 dB (le détail est donné au tableau 6.1).

Modèle	Mean STPL	PEMO (1996)	PEMO (1997)	CASP v1	CASP v2
Erreur associée (dB)	6.1	6.4	7.3	10.2	10.2

Tableau 6.1 – Erreur quadratique moyenne associée à chacun des modèles évalués par Schell-Majoor *et al.* (Schell-Majoor *et al.*, 2015)

Les données utilisées par Schell-Majoor étant différentes de nos données, nous ne pouvons pas comparer directement ces erreurs mais cela nous permet de disposer d'un point de comparaison avec des modèles qui ont déjà été évalués dans la littérature. On remarque que l'erreur de notre modèle, comprise entre 5.2 et 7.2 dB, est donc de l'ordre de grandeur des modèles les plus performants

évalués par Schell-Majoer *et al.*

6.3.2 Reproduction de Giguère et al., 2015

Un second test du modèle a été réalisé en tentant de reproduire les résultats de l'étude de Giguère et Berger (Giguère et al., 2015). Dans cette étude (déjà abordée au chapitre 2), les auteurs utilisent le logiciel Detectsound pour évaluer l'influence des pertes auditives et des filtres auditifs sur l'éventuelle détérioration de la capacité de détection chez 3 auditeurs hypothétiques (normo-entendant, peu malentendant, fortement malentendant). La détérioration est évaluée en fonction de différents profils d'atténuation. Pour ce faire, les auteurs calculent les seuils masqués avec et sans PICB de 6 son purs (500, 1000, 2000, 3000, 4000 et 6000 Hz) dans un bruit proche d'un bruit blanc. Le modèle que nous proposons est utilisé pour prédire les seuils masqués à ces fréquences avec les différentes atténuations proposées par Giguère & Berger. L'effet des pertes auditives et des filtres auditifs est évalué en ne simulant que l'un ou l'autre des paramètres dans le modèle.

Dans le premier cas, les auteurs testent des fonctions d'atténuation apportant un niveau global sous protecteur identique mais ayant des pentes différentes. Les résultats sont montrés à la figure 6.2. Les différentes courbes de couleur correspondent à des atténuations avec différentes pentes (de 0 à 8 dB/octave). Il apparaît qu'une atténuation avec une forte pente va causer une élévation des seuils due aux filtres et aux pertes. De plus, cette élévation augmente avec la pente. Le normo-entendant n'est presque pas touché par cette élévation. Quant aux malentendants, plus leurs pertes sont élevées, plus ils subissent cette élévation. Notre modèle reproduit bien les élévations dues aux pertes auditives bien, qu'elles semblent plus élevées qu'avec Detectsound. Cependant, les élévations causées par les filtres auditifs sont beaucoup moins marquées qu'avec Detectsound, et n'apparaissent principalement que pour l'auditeur le plus malentendant. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que notre modèle prend en compte la variation de la largeur des filtres auditifs avec le niveau sonore (contrairement à Detectsound). La présence d'une atténuation réduit le niveau et donc les largeurs de filtres auditifs, ce qui peut expliquer que notre modèle prévoit une détérioration due aux filtres auditifs beaucoup moins importante. C'est également la raison pour laquelle nos courbes affichent des améliorations (même minimales) dues aux filtres auditifs, ce que n'est pas capable de prévoir Detectsound.

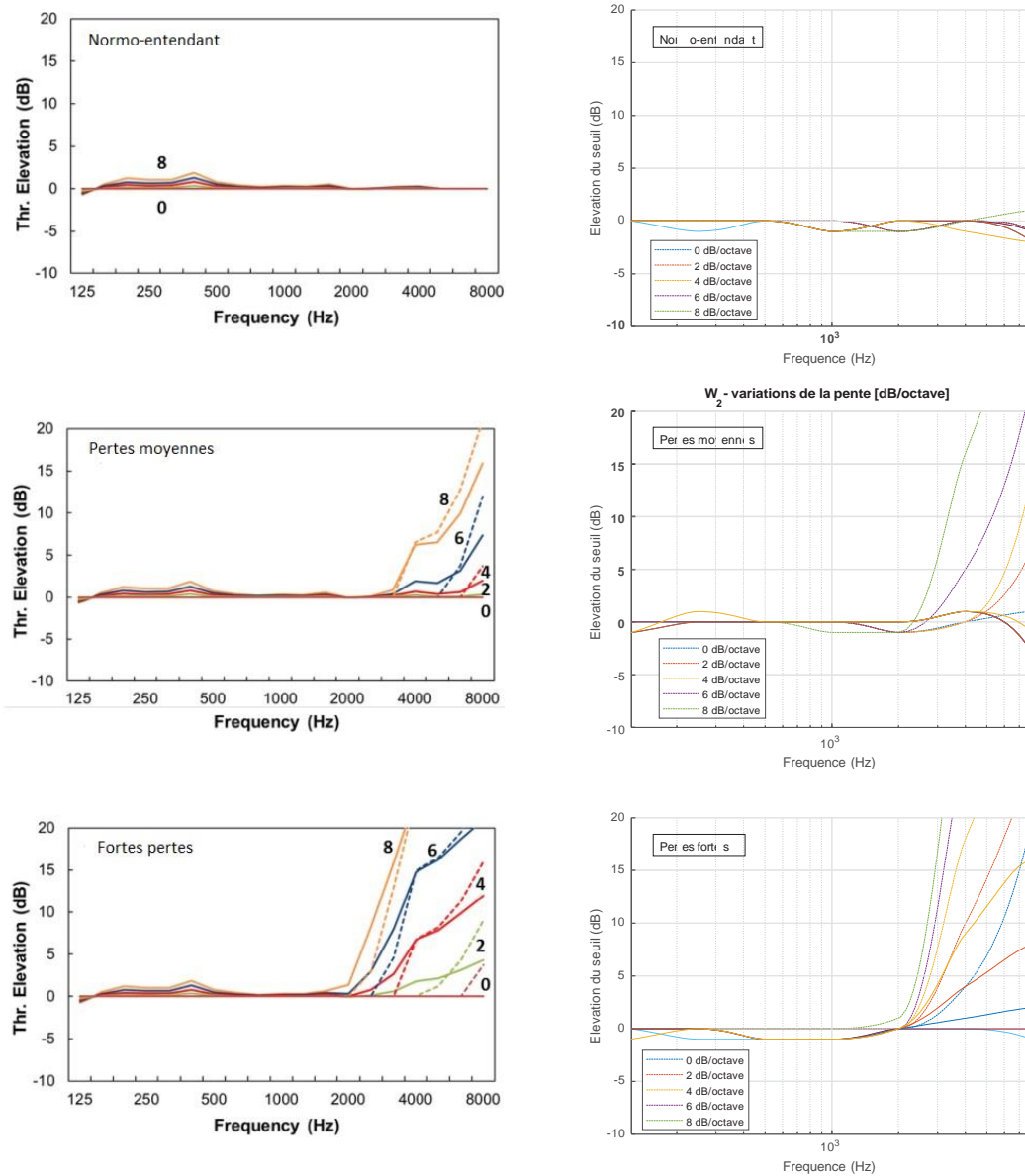


Figure 6.2 – Comparaison entre le modèle et le logiciel Detectsound de l’influence de différentes pentes d’atténuation des PICB. Les courbes montrent les élévations de seuils provoquées par les différentes fonctions d’atténuation appliquées. Les lignes pointillées correspondent aux élévations provoquées par les seuils absolus (type 1), les lignes pleines correspondent aux élévations provoquées par les filtres auditifs (type 2). Les figures de gauche sont obtenues avec le logiciel Detectsound et sont issues de Giguère & Berger (Giguère et al., 2015)

Dans le deuxième cas, les fonctions d’atténuation testées ont toutes la même pente (4 dB/octave) mais apportent des niveaux sous protecteur différents, les résultats sont présentés à la figure 6.3 (les différentes courbes de couleurs correspondent à différents niveaux sous protecteurs). Dans ce cas, les élévations de seuils causées par les filtres auditifs sont toutes confondues (courbe noire sur les graphes de gauche à la figure 6.3). Plus l’atténuation est forte (et donc le niveau

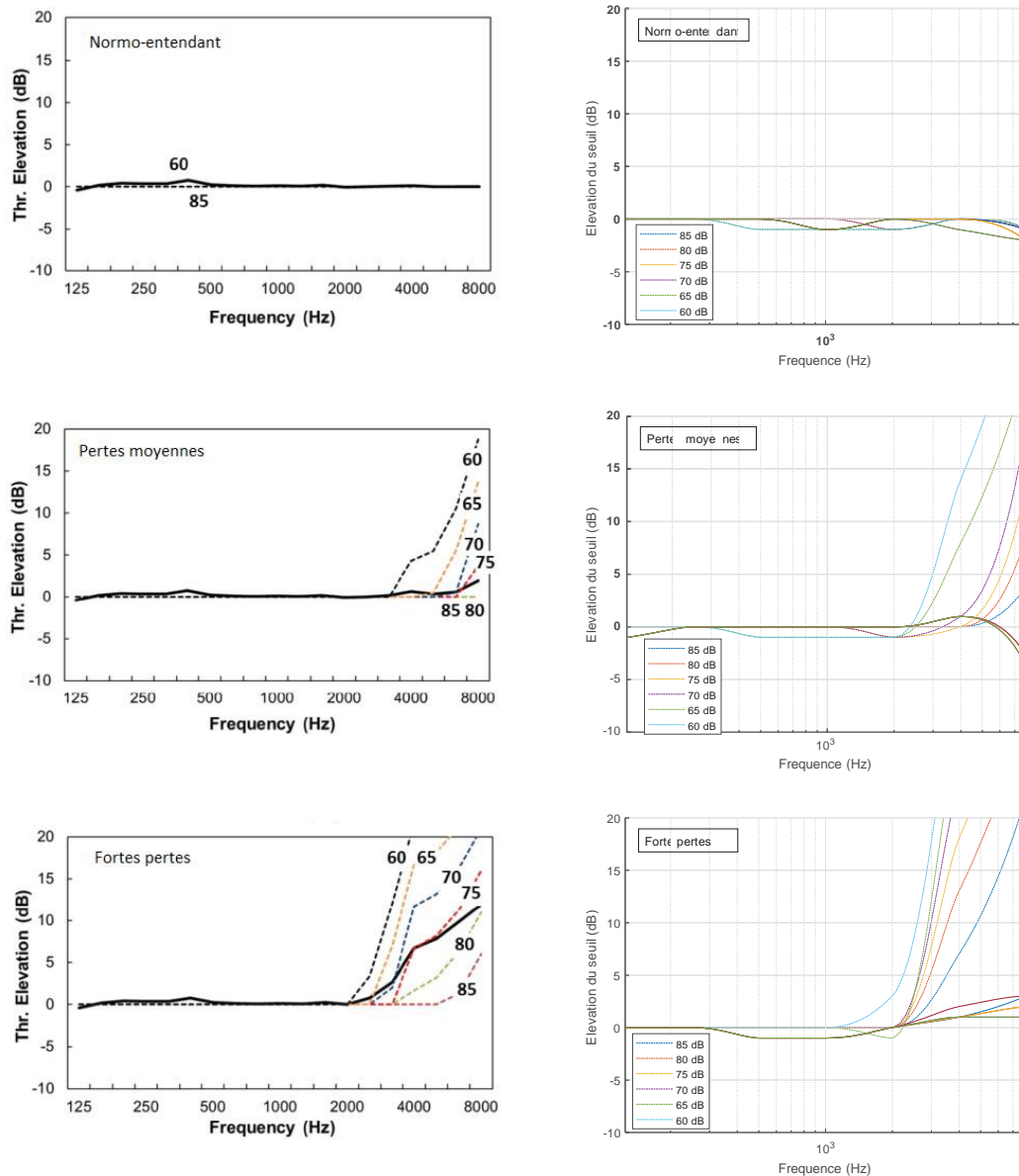


Figure 6.3 – Comparaison de l’influence de différents niveaux d’atténuation sous PICB entre le modèle et le logiciel Detectsound. Les courbes montrent les élévations de seuils provoquées par les différentes fonctions d’atténuation appliquées. Les lignes pleines correspondent aux élévations provoquées par les seuils absolus (type 1), les lignes pointillées correspondent aux élévations provoqués par les filtres auditifs (type 2). Les figures de gauche sont obtenues avec le logiciel Detectsound et sont issues de Giguère & Berger (Giguère et al., 2015)

sous protecteur faible), plus l’élévation causée par les pertes auditives est importante. À nouveau, notre modèle reproduit bien le comportement exhibé par Detectsound avec les pertes auditives mais pas avec les filtres auditifs.

Notre modèle reproduit bien les résultats de Giguère & Berger (Giguère et al., 2015) concernant les pertes auditives. Concernant les filtres auditifs, nos résultat diffèrent mais il est difficile de directement comparer les deux

modèles, celui de Detectsound ne prenant pas en compte la variation des filtres auditifs avec le niveau sonore. Il est envisageable qu'en ne réduisant pas les largeurs de filtres auditifs lorsqu'un PICB est pris en compte, Detectsound surestime l'effet dégradant des filtres auditifs. On constate également à la figure 6.3 que pour Detectsound les élévations dues aux filtres auditifs sont identiques quel que soit le niveau sous PICB. Or, comme le masquage fréquentiel évolue avec le niveau, les résultats que donne notre modèle (différentes élévations causées par les filtres selon le niveau) semblent plus cohérents.

Globalement, les tests effectués indiquent un bon fonctionnement du modèle avec des erreurs relativement faibles. Le modèle est alors utilisé dans la section suivante afin de prédire les résultats de la première expérience et pour évaluer son intérêt en tant que méthode d'évaluation de l'effet du port de PICB.

6.4 Reproduction de la campagne de mesure

Les seuils absolus et filtres auditifs des participants de la première expérience (décrite au chapitre 4) ont été utilisés pour prédire leur seuils masqués avec et sans PICB avec le modèle et pour évaluer sa capacité à reproduire les effets des PICB. Le statut auditif individuel de chaque participant est utilisé mais le bruit interne σ utilisé pour chaque groupe d'audition est le bruit moyen associé à ce groupe. Ce bruit étant le bruit moyen de tous les bruits calculés à partir des différents sous-ensembles en section 6.3.1, quand les pertes auditives et les filtres auditifs sont pris en compte. Chaque auditeur est donc simulé à partir de son statut auditif individuel et d'un bruit interne commun à son groupe d'audition.

On présente d'abord les seuils masqués prédits dans les différentes conditions de protection puis ces résultats sont comparés à ceux de l'expérience. On s'intéresse ensuite en particulier aux effets prédits des PICB, les comparant aux effets mesurés lors de l'expérience.

6.4.1 Seuils masqués prédits sans et avec PICB

La figure 6.4 représente les seuils masqués moyens par alarme prédits par le modèle. Comme pour les résultats de la campagne de mesure, on constate une augmentation des seuils masqués avec la perte auditive. En particulier, dans le cas sans PICB, les seuils masqués des alarmes AVERTISSEUR AIGU, STDIZIER, GSM et RS semblent être les plus affectés par la perte auditive comme observé en pratique. Toujours comme observé en pratique sans PICB, les seuils masqués des alarmes AUTOPROVA et VACMA sont peu affectés par les pertes auditives. Ces observations indiquent un fonctionnement du modèle cohérent avec la réalité.

En prenant en compte les PICB, les seuils masqués sont plus élevés que sans PICB et leur augmentation avec la perte est plus marquée. Comme en pratique, les seuils masqués des alarmes ayant beaucoup de composantes hautes fréquences augmentent le plus avec la perte auditive quand le PICB est pris en compte, alors que les alarmes plus basses fréquences sont moins affectées. Enfin, on constate que les seuils masqués obtenus avec le modèle semblent globalement

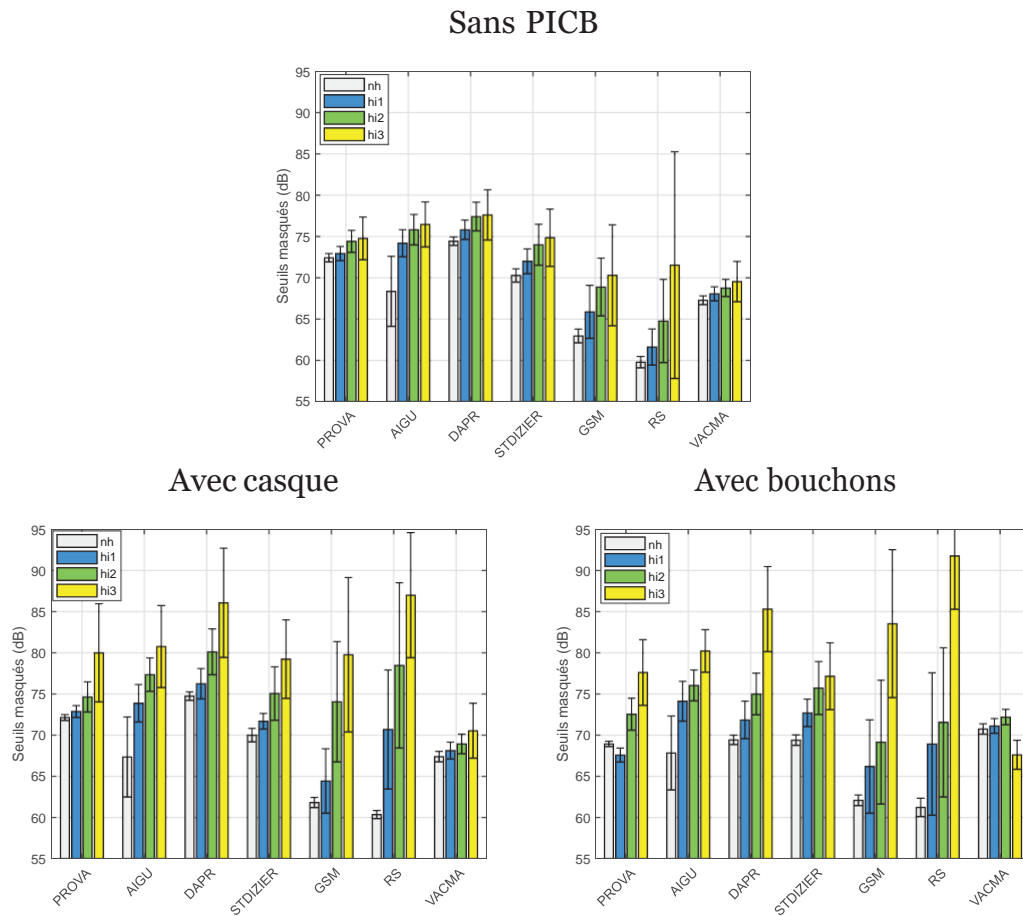


Figure 6.4 – Seuils masqués moyens par alarme obtenus avec le modèle avec et sans simulation de PICB. En abscisse : les différentes alarmes. Les barres grises, bleues, vertes et jaunes correspondent respectivement aux groupes NH_{mod} , $HI1_{mod}$, $HI2_{mod}$ et $HI3_{mod}$. Les barres d’erreur représentent les écarts-types. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec simulation du casque. Bas droite : avec simulation des bouchons.

plus élevés que ceux mesurés.

Les seuils masqués prédits par le modèle évoluant comme attendu, nous les avons analysés en effectuant des ANOVA (dans leur version classique et bayésienne) pour savoir si le modèle reproduit bien les effets observés lors de la première expérience. Les analyses ont été effectuées sur trois jeux de données correspondant aux trois conditions de protection (sans PICB, avec le casque et avec les bouchons). La figure 6.5 montre les seuils moyens par groupe d’audition associés à ces jeux de données (les seuils obtenus lors de l’expérience y sont également représentés pour comparaison).

Les résultats des analyses (présentées au tableau 6.2) indiquent un effet du groupe d’audition sur les seuils masqués dans les trois conditions :

- sans PICB : $F(3,70) = 25.71, p < .001$
- avec le casque : $F(3,70) = 99.89, p < .001$

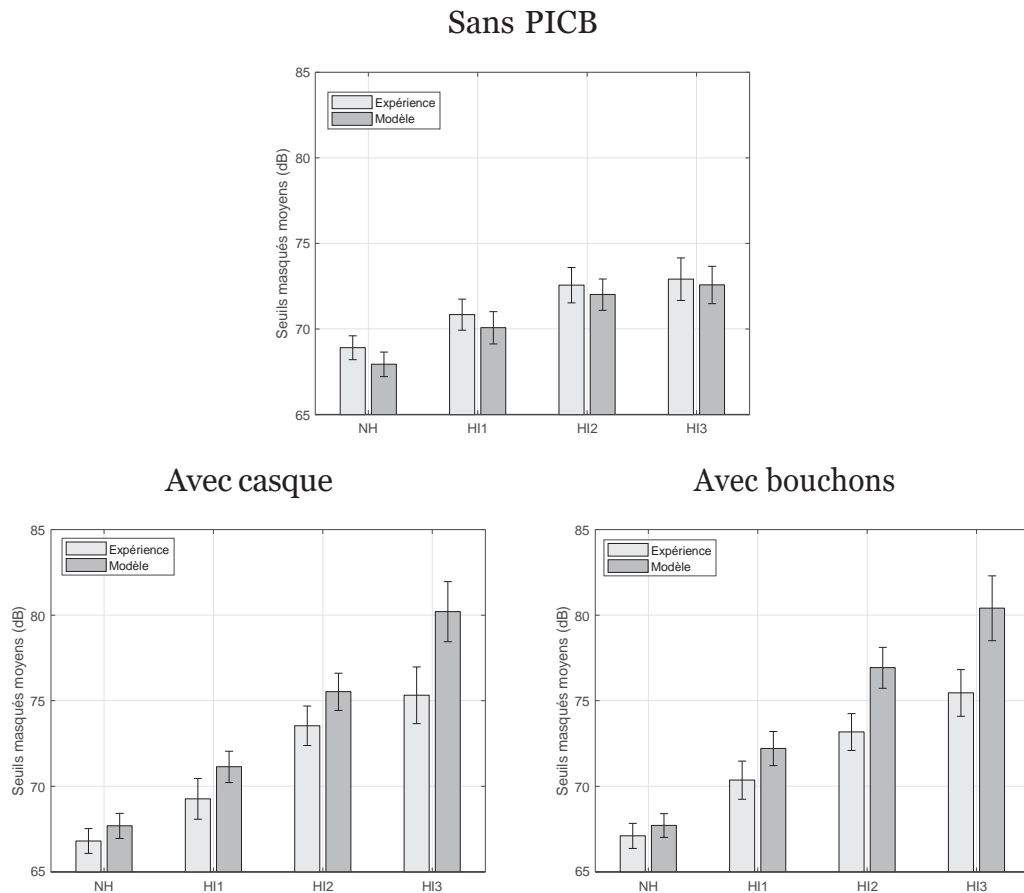


Figure 6.5 – Seuils masqués moyens obtenus par le modèle et par les mesures. Les barres d’erreur indiquent les intervalles de confiance. Haut : sans PICB. Bas gauche : avec le casque. Bas droite : avec les bouchons

— avec les bouchons : $F(3,70) = 135.8, p < .001$.

De plus, des analyses post-hoc comparant les groupes d’audition entre eux montrent que :

- sans PICB : tous les groupes malentendants diffèrent du groupe normo-entendant ($p=0.012$ pour HI1, $p < .001$ pour HI2 et HI3) et les groupes HI2 et HI3 diffèrent entre eux ($p < .001$).
- avec le casque : tous les groupes diffèrent significativement les uns des autres ($p < .001$ pour toutes les paires)
- avec les bouchons : à nouveau, tous les groupes affichent une différence significative ($p < .001$).

L’effet de groupe observé lors de la première expérience est donc reproduit mais il semble être plus fort avec le modèle : lors de l’expérience, les tests post-hoc avaient révélé moins de paires significativement différentes, en particulier dans les cas avec PICB. Les résultats des analyses Bayésiennes, présentés au tableau 6.3, viennent confirmer ces observations : dans les trois conditions, le facteur BF_{10} est largement supérieur à 100 indiquant un effet très fort du groupe d’audition. Dans les trois conditions, le facteur BF_{10} est également grandement

6.4. Reproduction de la campagne de mesure

		Somme des carré	df	Carré moyen	F	p
Sans PICB	Groupe	2431	3	810.27	25.71	<0.001
	Résidu	2206	70	31.51		
Avec Casque	Groupe	11632	3	3877	99.89	<.001
	Résidu	2717	70	38.82		
Avec bouchon	Groupe	12456	3	4151.86	135.8	<.001
	Résidu	2140	70	30.57		

Tableau 6.2 – Résultats des ANOVA réalisées sur les trois conditions de protection.

	Modèle	P(M)	P(M Data)	BFm	BF10	erreur %
Sans PICB	Groupe	0.2	4.288e-128	1.715e-127	5.868e+6	0.475
Casque	Groupe	0.2	1.195e-77	4.780e-77	1.098e+20	0.880
Bouchons	Groupe	0.2	2.147e-96	8.589e-96	4.087e+21	0.451

Tableau 6.3 – Résultats des ANOVA Bayésiennes réalisées sur les trois jeux de données (sans PICB, avec casque et avec bouchons) issus des résultats du modèle.

supérieur à celui obtenu lors de l'analyse des résultats de l'expérience, confirmant un effet plus marqué avec le modèle que lors de l'expérience. Enfin, la valeur de BF_{10} plus importante quand il y a un PICB suggère, comme attendu, un effet du port de PICB.

Le modèle reproduit les effets de groupes observés en pratique mais ils semblent plus importants que lors de l'expérience. Avant de nous attarder sur les effets à proprement parler des PICB, nous avons donc comparé les résultats des différents groupes d'audition selon la méthode utilisée (expérience ou modèle). Pour cela, nous avons fait des ANOVA (classique et bayésienne) dans chaque condition de PICB sur des jeux de données regroupant les seuils expérimentaux et ceux du modèle.

Ces analyses indiquent que les seules différences significatives entre le modèle et l'expérience apparaissent pour les groupes HI2 et HI3 avec bouchons :

- HI2 : $F(1,32)=15.60$, $p<.001$ et $BF_{10}=18.3$
- HI3 : $F(1,22)=9.645$, $p=0.005$ et $BF_{10}=4.063$.

Dans trois situations, les analyses donnent des résultats différents :

- NH sans PICB : $F(1,54)=4.964$, $p = 0.03$ et $BF_{10}=0.035$
- HI2 avec casque : $F(1,32)=4.518$, $p = 0.041$ et $BF_{10}=0.808$
- HI3 avec casque : $F(1,22)=5.502$, $p = 0.028$ et $BF_{10}=1.9$.

Dans ces 3 situations l'analyse classique indique un effet significatif de la méthode utilisée mais ce résultat est contredit par l'analyse bayésienne. Les faibles valeurs de BF_{10} (inférieures à 3), associées aux faibles valeurs de la statistique F, semblent

indiquer que l'absence d'effet est le résultat à favoriser. Pour tous les cas restants, les deux analyses ne montrent pas d'effet significatif de la méthode quant aux seuils masqués obtenus.

Le peu de cas dans lequel le modèle diffère significativement de l'expérience est donc une indication de sa capacité à correctement reproduire l'évolution des seuils observée en pratique.

Les différentes analyses ayant montré que l'effet de groupe est plus important lorsque les PICB sont pris en compte, nous nous intéressons en particulier à l'effet du port de PICB dans la section qui suit.

6.4.2 Effet des PICB

Nous analysons maintenant les prédictions du modèle en réunissant les 3 jeux de données pour réaliser des ANOVA à mesures répétées avec les alarmes et les PICB comme facteurs de répétition. Les résultats sont résumés au tableau 6.4. Ces analyses visent à évaluer si l'effet du port de PICB (défini comme la différence entre les seuils masqués avec PICB et les seuils masqués sans PICB) diffèrent selon la méthode employée.

L'interaction PICB*groupe est très marquée ($F(2,840) = 29.64$, $p < .001$; $BF_{incl} \gg 100$), comme pour l'expérience. Cependant, ici le PICB seul a également un effet significatif ($F(2,840) = 111.77$, $p < .001$; $BF_{10} \gg 100$) ce qui n'était pas le cas lors de l'expérience.

L'effet du port de PICB sur chaque groupe est également analysé en réalisant un test d'effet principal dont les résultats sont présentés au tableau 6.5. Ce test indique un effet significatif du port de PICB sur les trois groupes malentendants ($p < .001$ pour les trois groupes) mais pas pour le groupe NH ($p = 0.128$). Ces résultats diffèrent de l'expérience où le seul groupe sur lequel le port de PICB n'avait pas d'effet significatif était le groupe HI2. L'absence d'effet significatif sur le groupe NH amène à penser que le modèle ne reproduit pas l'amélioration qui était observée chez les normo-entendants lors de l'expérience. Tandis que l'effet significatif du PICB sur tous les groupes de malentendants (même HI2) suggère une surestimation de la dégradation causée par le PICB.

Les effets des PICB sont montrés plus en détail aux figures 6.6 et 6.7 qui montrent les effets moyennés pour chaque alarme, obtenus avec le modèle. Si l'effet majeur, une augmentation de la dégradation avec le PICB, est reproduit ; on constate que le modèle ne prévoit effectivement que peu ou pas d'amélioration grâce au port du PICB et que les dégradations sont plus fortes que lors de l'expérience.

Les figures 6.8 et 6.9 permettent de comparer les effets obtenus selon le modèle et l'expérience. À nouveau, on peut observer que le modèle ne reproduit presque pas l'amélioration liée aux PICB et les dégradations à cause des PICB sont clairement surestimées par le modèle. Pour comparer les effets obtenus selon les deux méthodes, des ANOVA, classiques et bayésiennes, à mesures répétées avec l'alarme comme facteur de répétition sont réalisées. Leurs résultats sont

6.4. Reproduction de la campagne de mesure

ANOVA	Somme des carrés ddl			Carré moyen	F	p
	PICB	3192	2	1596.073	111.77	<0.001
PICB*Groupe	2540	6	423.293	29.64	<0.001	
Résidus	3912	840	4.657			

ANOVA Bayésienne	Modèles	P(M)	P(M Data)	BFm	BF10	erreur %
	PICB	0.1	3.307e-151	2.977e-150	1.264e+11	7.634
	Effet	P(incl)		P(incl data)		BFincl
	PICB * Groupe	0.2		1		4.824e+18

Tableau 6.4 – Prédications du modèle : résultats de l'ANOVA et de l'ANOVA Bayésienne sur le jeu de données regroupant les trois conditions de protection.

Groupe	Somme des carrés	ddl	Carré moyen	F	p
NH	7.238	2	3.619	2.135	0.128
HI1	255	2	127.503	28.295	<.001
HI2	1526.157	2	763.078	73.818	<.001
HI3	2880.088	2	1440.044	23.974	<.001

Tableau 6.5 – Résultats du test à effet principal sur le jeu de données issues du modèle regroupant les trois conditions de protections.

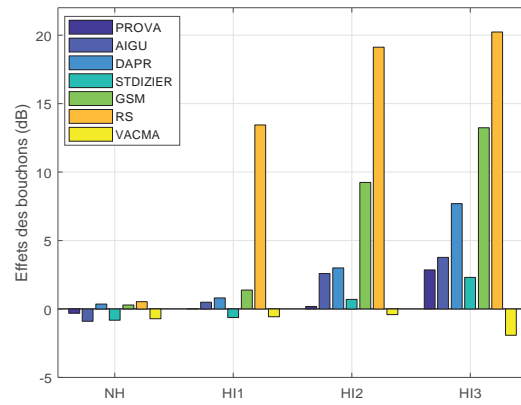
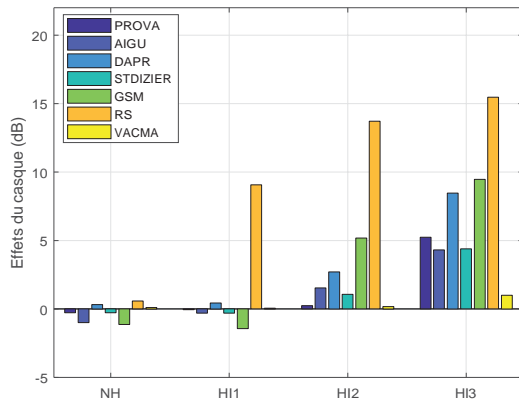


Figure 6.6 – Effet moyen par groupe et alarme pour le casque.

Figure 6.7 – Effet moyen par groupe et alarme pour les bouchons moulés.

présentés aux tableaux 6.6 et 6.7. Ces analyses indiquent que les effets moyens des PICB sont toujours différents entre le modèle et l'expérience. Cependant, pour le groupe HI2 avec le casque et le groupe HI3 avec les deux PICB, l'analyse bayésienne n'indique pas d'effet significatif du modèle contrairement à l'analyse classique.

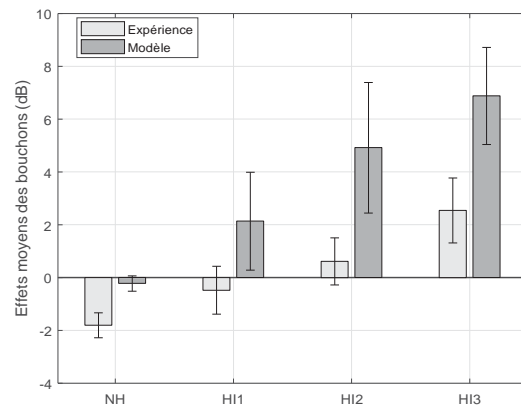
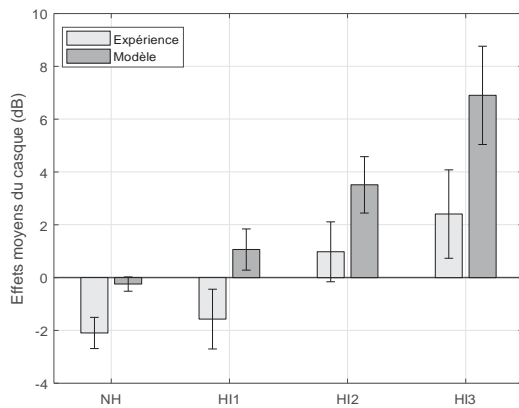


Figure 6.8 – Comparaison des effets moyens du casque entre l'expérience et le modèle.

Figure 6.9 – Comparaison des effets moyens des bouchons entre l'expérience et le modèle.

Pour conclure, en observant les figures 6.5, 6.6 et 6.7, on constate que le modèle a un comportement conforme à celui attendu. Les seuils masqués diffèrent selon le groupe d'audition et augmentent bien avec les pertes. De plus, l'effet du port de PICB est bien reproduit, les augmentations de seuils masqués étant plus marquées avec les PICB que sans. Cependant, on constate que sans PICB, le modèle sous-estime les seuils masqués, alors qu'il les surestime avec PICB (figure 6.5). L'effet des PICB étant quantifié par la différence entre ces deux

6.4. Reproduction de la campagne de mesure

			Somme des carrés	df	Carré moyen	F	p
NH	Casque	Méthode	336.8	1	336.75	18.56	<.001
		Résidus	979.7	54	18.14		
	Bouchons	Méthode	245.2	1	245.244	20.16	<.001
		Résidus	656.8	54	12.16		
HI1	Casque	Méthode	388.8	1	388.75	17.76	<.001
		Résidus	656.6	30	21.89		
	Bouchons	Méthode	382.3	1	382.27	13.24	0.001
		Résidus	866.2	30	28.87		
HI2	Casque	Méthode	382.5	1	382.51	8.362	0.007
		Résidus	1463.8	32	45.74		
	Bouchons	Méthode	1101.9	1	1101.95	45.01	<0.001
		Résidus	783.4	32	24.48		
HI3	Casque	Méthode	561.9	1	561.9	4.763	0.04
		Résidus	2595.6	22	118		
	Bouchons	Méthode	653.6	1	653.56	6.564	0.018
		Résidus	2190.3	22			

Tableau 6.6 – Résultats des ANOVA à mesures répétées comparant les effets des PICB selon les groupes entre le modèle et l'expérience

		Modèle	P(M)	P(M data)	BFm	BF10	erreur
NH	Casque	Méthode	0.2	8.585e-8	3.434e-7	146.632	1.271
	Bouchons	Méthode	0.2	0.448	3.242	207.183	1.410
HI1	Casque	Méthode	0.2	2.94e-20	1.176e-19	6.304	1.411
	Bouchons	Méthode	0.2	6.851e-23	2.74e-22	4.887	1.110
HI2	Casque	Méthode	0.2	2.025e-23	8.102e-23	2.105	0.865
	Bouchons	Méthode	0.2	2.478e-39	9.912e-39	154.712	0.694
HI3	Casque	Méthode	0.2	1.666e-9	6.662e-9	1.048	1.014
	Bouchons	Méthode	0.2	2.985e-18	1.194e-17	1.461	2.029

Tableau 6.7 – Résultats des ANOVA bayésiennes à mesures répétées comparant les effets des PICB selon les groupes entre le modèle et l'expérience

seuils masqués, il est alors normal que le modèle surestime l'effet de dégradation dû au port de PICB.

Les effets des PICB diffèrent donc toujours entre l'expérience et le modèle car ce dernier les surestime. Malgré cela, les analyses ont montrés que les résultats bruts du modèle (sans s'attarder sur l'effet des PICB) diffèrent peu de ceux de l'expérience et qu'il reproduit des seuils masqués évoluant comme attendu selon la perte auditive. En conséquent, si quantitativement des améliorations sont encore à apporter, qualitativement le modèle est considéré satisfaisant.

6.5 Perspectives du modèle

Des améliorations restent à apporter au modèle que nous proposons. Le fait que le modèle ne prédise pas d'amélioration de la détection avec le port de PICB pour des normo-entendants suggère que les filtres auditifs ne se resserrent pas assez avec la diminution du niveau. La prise en compte de la variation des filtres auditifs selon le niveau doit donc être améliorée car la façon dont ce phénomène est géré dans le modèle ne semble pas tout à fait conforme à la réalité. De plus, il ne prend pas encore en compte les aspects temporels des signaux évalués et devrait donc être moins performant sur des niveaux non-stationnaires. Malgré ces défauts, le modèle est satisfaisant et présente des intérêts, en particulier en matière d'évaluation de l'audibilité d'alarme pour différents auditeurs et protecteurs.

Ci-dessous nous allons illustrer deux utilisations du modèle pour évaluer comment les seuils masqués varient en fonction (1) du pourcentage de détection visé et (2) du niveau du bruit masquant.

En offrant la possibilité de faire varier le pourcentage de détection, le modèle permet de produire des fonctions psychométriques pour observer comment évolue le niveau du signal cible selon le pourcentage de détection visé. En calculant deux courbes psychométriques, avec et sans PICB, on peut évaluer l'effet du PICB en observant l'éventuel décalage de la courbe avec le PICB par rapport à celle sans PICB. Les figures 6.10 et 6.11 montrent les fonctions psychométriques obtenues avec et sans PICB en utilisant les profils moyens des 4 groupes d'audition pour deux alarmes.

Dans le cas de l'alarme GSM (figure 6.10), on peut constater que seul le groupe le plus malentendant (HI3) voit sa fonction psychométrique décalée vers de plus forts niveaux avec le PICB. Le groupe HI3 est donc le seul qui est réellement gêné pour percevoir cette alarme avec le PICB. On peut donc considérer ce signal comme étant une "bonne alarme" car il est peu sensible à la malentendance. En pratique, on constate effectivement que la perception de ce signal est dégradée seulement pour le groupe HI3 (figure 4.9).

Dans le cas du signal RS (figure 6.11), à part pour le profil normo-entendant, tous les auditeurs voient leur fonction psychométrique grandement décalée à cause du PICB. Dans ce cas, il est possible de conclure qu'il s'agit d'un mauvais signal car très sensible à la malentendance. À nouveau, il s'agit bien de l'effet que l'on constate en pratique à la figure 4.9.

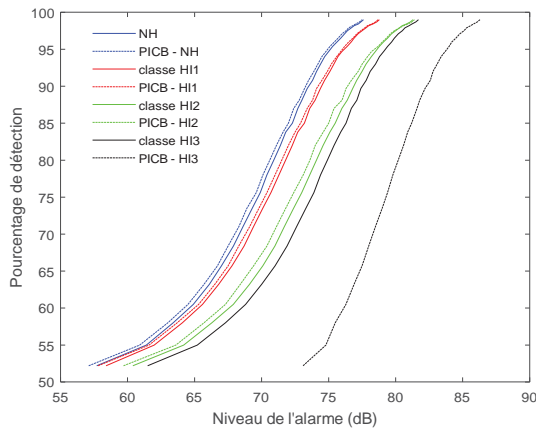


Figure 6.10 – Fonctions psychométrique obtenues avec le modèle pour les différentes classes d'audition pour l'alarme GSM. Courbes pleines : sans PICB. Courbes pointillées : avec PICB.

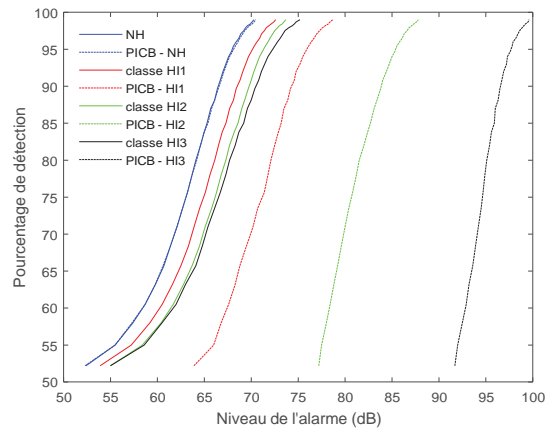


Figure 6.11 – Fonctions psychométrique obtenues avec le modèle pour les différentes classes d'audition pour l'alarme RS. Courbes pleines : sans l'alarme RS. Courbes pointillées : avec l'alarme RS.

Toujours dans l'optique de dimensionner ou choisir au mieux les alarmes pour garantir leur audibilité, il est possible d'utiliser le modèle pour facilement tracer le niveau de perception d'un signal en fonction du niveau du bruit masquant. En faisant cela nous obtenons des courbes comme celles montrées aux figures 6.12 et 6.13.

Sur ces figures, les courbes représentent l'évolution du niveau d'alarme nécessaire pour une détection d'environ 71 % en fonction du niveau du bruit, sans et avec PICB. Pour les normo-entendants sans PICB, le niveau des alarmes augmente de façon linéaire avec le niveau du bruit. Pour les malentendants cependant, le niveau de l'alarme est fixe avant d'évoluer comme pour les normo-entendants. Cela est dû au fait que lorsque le bruit est trop faible, le seuil de détection de l'alarme correspond simplement au niveau permettant de dépasser les seuils absolus d'où un niveau d'alarme constant. Une fois que le bruit est suffisamment fort, la perception de l'alarme est supra-liminaires et son niveau doit augmenter avec celui du bruit pour qu'elle reste détectée. En observant le niveau auquel ce changement a lieu chez un malentendant, on peut estimer quelle alarme convient le mieux dans une situation donnée. Par exemple, pour des malentendants, l'alarme VACMA est beaucoup moins difficile à détecter dans ce bruit que l'alarme RS (figures 6.12 et 6.13).

En traçant à nouveau ces courbes mais en prenant en compte les PICB (graphes de droite sur les figures 6.12 et 6.13), on observe les mêmes formes de courbes. Cependant, avec PICB, quand le niveau de l'alarme stagne cela correspond à une surprotection du PICB. En effet, son atténuation s'ajoute aux seuils absolus de l'auditeur et gêne alors la perception (dégradation de type 1 comme exposée au chapitre 2). On voit que pour les normo-entendants cette surprotection a lieu pour des niveaux de bruit ne nécessitant pas de porter un PICB

(autour de 60 dB). Pour les malentendants par contre, elle peut se produire à des niveaux pour lesquels le port de PICB est nécessaire (à partir de 80 dB). L'alarme RS est alors un mauvais choix de signal car quel que soit le niveau de bruit, l'atténuation du PICB ajoutée aux seuils absolus aux fréquences d'intérêt pour détecter ce signal provoque toujours une surprotection. Dans le cas de l'alarme VACMA, cette dernière est moins sensible à cet effet, ce qui en fait un meilleur choix que RS.

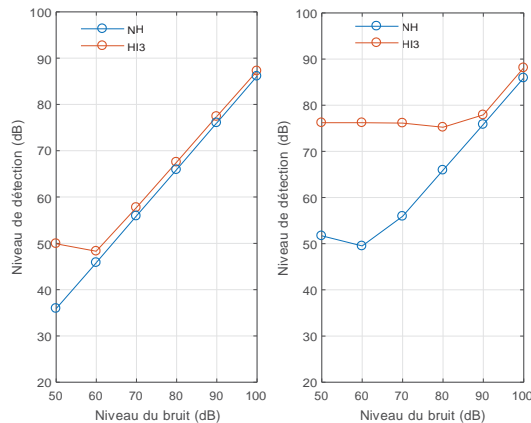


Figure 6.12 – Niveau de détection de l'alarme VACMA en fonction du niveau du bruit. Gauche : sans PICB. Droite : avec PICB.

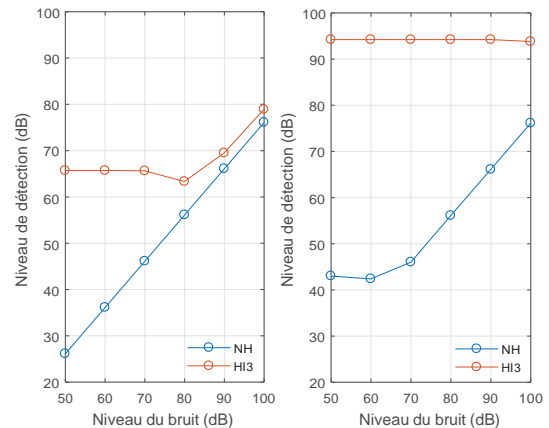


Figure 6.13 – Niveau de détection de l'alarme RS en fonction du niveau du bruit. Gauche : sans PICB. Droite : avec PICB.

6.5.1 Conclusion

Un modèle de prédiction de seuils masqués a été proposé pour faciliter l'évaluation de l'impact du port de PICB sur la détection de signaux utiles dans le bruit. Les paramètres du modèle ont été définis à partir des résultats de la première expérience lors de laquelle l'impact de PICB sur la détection de 7 alarmes a été mesuré. Différents tests ont été réalisés pour évaluer le modèle et ont montré qu'il était capable de reproduire les seuils masqués observés expérimentalement avec une erreur réduite. Cependant, la surestimation des seuils masqués lorsque les PICB sont pris en compte conduit à une surestimation des effets des PICB évalués. En d'autres termes, qualitativement le modèle fonctionne correctement mais quantitativement des améliorations sont encore nécessaires. La première étape nécessaire semble être d'améliorer la prise en compte de la variation des filtres auditifs avec le niveau, ce qui permettrait probablement de réduire la surestimation des seuils masqués avec PICB. À l'avenir le modèle devra également être modifié pour pouvoir prendre en compte les fluctuations temporelles s'il venait à être appliqué à des signaux non-stationnaires.

En l'état, il est déjà possible de voir les possibilités qu'offre le modèle quant à la question de la perception de signaux utiles dans le bruit. Nous avons vu qu'il pouvait être très aisé d'anticiper grâce au modèle si, dans une situation donnée

(bruit, signal et statut auditif), un PICB dégraderait ou non la perception du signal cible et en particulier s'il causerait une surprotection. Le modèle peut donc facilement être utilisé pour aider au choix de PICB ainsi qu'à dimensionner ou choisir des alarmes faciles à détecter.

Chapitre 7

Conclusion

L'utilisation de Protecteurs Individuels Contre le Bruit (PICB) afin de protéger l'audition des travailleurs est très répandue dans le monde professionnel mais soulève des questions quant à la sécurité des salariés. En effet, la question se pose de connaître l'effet du port de PICB sur la capacité des travailleurs à détecter dans le bruit des signaux sonores importants (dysfonctionnements de machine, alarmes de sécurité). La méthode la plus utilisée, basée sur des mesures expérimentales sur de réels auditeurs, est particulièrement longue et compliquée à mettre en œuvre. Par conséquent, nous avons proposé deux méthodes alternatives pour évaluer plus simplement l'impact du port de PICB sur la capacité de détection dans le bruit.

Dans un premier temps, afin de disposer de données de contrôle, nous avons mesuré expérimentalement l'effet de deux PICB (un casque anti-bruit et des bouchons moulés individuels) sur la capacité de détection dans le bruit auprès d'auditeurs normo-entendants et malentendants. Cette étape était nécessaire car il n'y avait pas de données disponibles sur l'effet de ces PICB. Les résultats de cette expérience ont montré que, pour les deux PICB, les seuils masqués des auditeurs normo-entendants étaient globalement plus faibles avec PICB que sans, illustrant l'amélioration de l'audibilité apportée par les PICB aux auditeurs normo-entendants. Au contraire, pour les auditeurs malentendants, la tendance est à une dégradation de l'audibilité et cette dégradation augmente avec l'augmentation des pertes. De plus, la dégradation est particulièrement marquée pour les alarmes qui ont des composantes fréquentielles dominantes en hautes fréquences. Les résultats de cette campagne de mesure se sont avérés en accord avec la littérature existante.

Dans un deuxième temps, un simulateur d'atteintes auditives a été utilisé afin de reproduire le même type d'expérience mais en ne recrutant qu'un groupe restreint d'auditeurs normo-entendants, ce qui facilite grandement la mise en œuvre de l'expérience. Le simulateur permet de modifier les signaux de tests pour que les participants normo-entendants perçoivent les signaux comme des malentendants. Les participants ont ainsi effectué les tests subjectifs en percevant les signaux modifiés suivant trois profils auditifs de malentendants différents (ces profils correspondent aux profils moyens des trois groupes établis lors de la première campagne de mesure). Les signaux sont également modifiés pour simuler

les atténuations apportées par les PICB.

Les résultats de cette expérience ont montré que lorsque les PICB sont également simulés, le simulateur d'atteintes auditives permet de correctement reproduire les seuils et effets observés expérimentalement. Sans PICB cependant, cette méthode ne reproduit pas correctement les effets observés. Cela est dû à des limitations intrinsèques au simulateur l'empêchant de correctement reproduire une audition de malentendant lorsque les niveaux sonores engagés sont trop élevés (comme dans le cas sans PICB). Soulignons cependant que les limites du simulateur ne l'affectent plus quand les signaux traités sont de faible intensité sonore et qu'il pourrait donc, en l'état, être utilisé pour étudier des situations où des malentendants seraient exposés à de faibles niveaux sonores.

Enfin, dans un troisième temps, nous avons développé et évalué un modèle de prédiction des seuils masqués. Ce modèle est basé sur un modèle de calcul de pattern d'excitation et sur la théorie de la détection du signal. Le modèle combine les informations présentes dans différentes bandes d'observation pour évaluer les différences entre le pattern du bruit seul et celui du bruit combiné au signal à détecter, puis il évalue à partir de ces différences si le signal cible est détecté. Pour pouvoir considérer le statut auditif de l'auditeur, le modèle de calcul des patterns d'excitation a été modifié de manière à prendre en compte les largeurs de filtres auditifs et les seuils absolus. Les tests effectués ont montré que le modèle était capable de reproduire les tendances observées expérimentalement : augmentation des seuils masqués avec la perte et effet négatif du port de PICB pour les auditeurs malentendants (pertes moyennes et élevées).

Cependant, l'effet d'amélioration chez les normo-entendants est sous-estimé et l'effet de dégradation chez les malentendants est surestimé. Le manque d'amélioration pour les normo-entendants indique a priori une mauvaise prise en compte de l'évolution de la largeur des filtres auditifs avec le niveau sonore. Au final, les résultats du modèle sont conservateurs par rapport aux résultats expérimentaux (ils sous-estiment les améliorations et surestiment les dégradations), ce qui en fait un outil approprié pour assurer la sécurité des travailleurs.

Les méthodes que nous avons proposées et évaluées pour faciliter l'estimation de l'effet du port de PICB présentent donc chacune des limitations. Malgré cela, les résultats obtenus concordent avec la réalité expérimentale et encouragent à poursuivre le perfectionnement de ces méthodes afin de proposer des outils permettant d'évaluer rapidement et de façon fiable les éventuels dangers liés à l'utilisation d'un PICB donné. En particulier, le modèle peut d'ores et déjà être utilisé afin d'étudier facilement de nombreuses situations et pour aider au choix et/ou à la conception d'alarmes dont l'audibilité est peu sensible au port de PICB et aux problèmes d'audition des salariés.

Bibliographie

- Abel, S. M. et D. L. Spencer (1997). « Active noise reduction versus conventional hearing protection. Relative benefits for normal-hearing and impaired listeners ». In : *Scandinavian Audiology* 26.3, p. 155–167.
- Abel, S. M., H. Kunov, M. K. Pichora-Fuller et P. W. Alberti (1985). « Signal Detection in Industrial Noise : Effects of Noise Exposure History, Hearing Loss, and the Use of Ear Protection ». In : *Scandinavian Audiology* 14.3, p. 161–173.
- Alali, K. et J. G. Casali (2012). « Auditory backup alarms : distance-at-first-detection via in-situ experimentation on alarm design and hearing protection effects ». In : *Work* 41.Supplement 1, p. 3599–3607.
- Arz, J. P. (2016). *Perception des alarmes sonores sous protecteur auditif par des salariés ayant des atteintes auditives*. url : <http://www.inrs.fr/inrs/recherche/etudes-publications-communications/doc/etude.html?refINRS=EL2016-004>.
- Arz, J.-P. (2016). « Comment étudier l'effet d'un protecteur auditif sur l'audibilité des signaux avertisseurs de danger ? » In : *Hygiène & Sécurité du Travail* 243, p. 64–69.
- Arz, J.-P., J.-P. Gettliffe et P. Delattre (2018). « Effect of wearing hearing protectors on the audibility of railway warning signals – an experimental study ». In : *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 24.1, p. 149–159.
- Baer, T. et B. C. J. Moore (1993). « Effects of spectral smearing on the intelligibility of sentences in noise ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 94.3, p. 1229–1241.
- Baker, R. J. et S. Rosen (2002). « Auditory filter nonlinearity in mild/moderate hearing impairment ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 111.3, p. 1330–1339.
- Baker, R. J. et S. Rosen (2006). « Auditory filter nonlinearity across frequency using simultaneous notched-noise masking ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 119.1, p. 454–462.
- Berger, E. H. (1986). « Methods of measuring the attenuation of hearing protection devices ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 79.6, p. 1655–1687.
- Berger, E. H. et J. E. Kerivan (1983). « Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real ear attenuation at threshold ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 74.1, p. 81–94.

- Berger, E. H. (2005). « Preferred Methods for Measuring Hearing Protector Attenuation ». In : Inter-Noise 2005. Rio.
- Berger, E. H., R. W. Kieper et D. Gauger (2003). « Hearing protection : Surpassing the limits to attenuation imposed by the bone-conduction pathways ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 114.4, p. 1955–1967.
- Berger, E. H., R. W. Kieper et M. E. Stergar (2012). « Performance of new acoustical test fixtures complying with ANSI S12.42-2010, with particular attention to the specification of self insertion loss. » In : Inter-Noise 2012. New York.
- Boothroyd, A., B. Mulhearn, J. Gong et J. Ostroff (1996). « Effects of spectral smearing on phoneme and word recognition ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 100.3, p. 1807–1818.
- Boyer, S. W., O. Doutres, F. Sgard, F. Laville et J. Boutin (2013). « Sound transfer path analysis to model the vibroacoustic behaviour of a commercial earmuff ». In : ICA 2013. Montreal, Canada, p. 040008–040008.
- Carillo, K., F. Sgard et O. Doutres (2018). « Numerical study of the broadband vibro-acoustic response of an earmuff ». In : *Applied Acoustics* 134, p. 25–33.
- Casali, J. G., G. S. Robinson, E. C. Dabney et D. Gauger (2004). « Effect of electronic ANR and conventional hearing protectors on vehicle backup alarm detection in noise ». In : *Human factors* 46.1, p. 1–10.
- Casali, J. G. et W. H. Wright (1995). « Do Amplitude-Sensitive Hearing Protectors Improve Detectability of Vehicle Backup Alarms in Noise ? » In : *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 39.15, p. 994–998. url : <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154193129503901506>.
- Dau, T., B. Kollmeier et A. Kohlrausch (1997). « Modeling auditory processing of amplitude modulation. I. Detection and masking with narrow-band carriers ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 102.5, p. 2892–2905.
- Dau, T., D. Püschel et A. Kohlrausch (1996). « A quantitative model of the “effective” signal processing in the auditory system. I. Model structure ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 99.6, p. 3615–3622.
- Dauman, R. (2013). « Bone conduction : An explanation for this phenomenon comprising complex mechanisms ». In : *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases* 130.4, p. 209–213.
- Davis, H. (1983). « An active process in cochlear mechanics ». In : *Hearing Research* 9.1, p. 79–90.
- Desloge, J. G., C. M. Reed, L. D. Braida, Z. D. Perez et L. A. Delhorne (2012). « Auditory-Filter Characteristics for Listeners With Real and Simulated Hearing Impairment ». In : *Trends in Amplification* 16.1, p. 19–39.
- Dienes, Z. (2014). « Using Bayes to get the most out of non-significant results ». In : *Frontiers in Psychology* 5.

- Dubno, J. R. et D. D. Dirks (1989). « Auditory filter characteristics and consonant recognition for hearing-impaired listeners ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 85.4, p. 1666–1675.
- Dubno, J. R. et A. B. Schaefer (1992). « Comparison of frequency selectivity and consonant recognition among hearing-impaired and masked normal-hearing listeners ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 91.4, p. 2110–2121.
- Dubois, F. (2011). « Détection de signaux émergents au sein d’habitacles : mesures et modélisation ». Thèse de doct. Provence Aix-Marseille.
- Durlach, N. I., L. D. Braida et Y. Ito (1986). « Towards a model for discrimination of broadband signals ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 80.1, p. 63–72.
- Egan, J. P. et H. W. Hake (1950). « On the Masking Pattern of a Simple Auditory Stimulus ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 22.5, p. 622–630.
- Fabry, D. A. et D. J. Van Tasell (1986). « Masked and filtered simulation of hearing loss : effects on consonant recognition ». In : *Journal of Speech and Hearing Research* 29.2, p. 170–178.
- Fletcher, H. (1940). « Auditory patterns ». In : *Reviews of modern physics* 12.1, p. 47.
- Florentine, M. (1992). « Effects of cochlear impairment and equivalent-threshold masking on psychoacoustic tuning curves ». In : *Audiology : Official Organ of the International Society of Audiology* 31.5, p. 241–253.
- Florentine, M. et S. Buus (1981). « An excitation-pattern model for intensity discrimination ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 70.6, p. 1646–1654.
- Florentine, M., S. Buus, B. Scharf et E. Zwicker (1980). « Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers ». In : *Journal of Speech, language, and Hearing Research* 23.3, p. 646–669.
- Garcia, S. (2016). *Hearing Loss Simulator*. url : [https : / / hearinglossimulator.readthedocs.io](https://hearinglossimulator.readthedocs.io).
- Giguère, C. et E. H. Berger (2015). « Modeling the interaction between the hearing protector attenuation function and the hearing loss profile on sound detection in noise ». In : *Euronoise 2015*. Maastricht.
- Glasberg, B. R. et B. C. J. Moore (1986). « Auditory filter shapes in subjects with unilateral and bilateral cochlear impairments ». In : *J. Acoust. Soc. Am.* 79.4, p. 1020–1033.
- Glasberg, B. R. et B. C. J. Moore (1990). « Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data ». In : *Hearing Research* 47.1-2, p. 103–138.
- Glasberg, B. R. et B. C. J. Moore (2005). « Development and Evaluation of a Model for Predicting the Audibility of Time-Varying Sounds in the Presence of Background Sounds ». In : *J. Audio Eng. Soc* 53.10, p. 906–918.
- Green, D. M. et J. A. Swets (1988). *Signal detection theory and psychophysics*. Repr. ed. OCLC : 837792861. Los Altos Hills, Calif : Peninsula Publ.

- Gresham, L. C. et L. M. Collins (1998). « Analysis of the performance of a model-based optimal auditory signal processor ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 103.5, p. 2520–2529.
- Grimault, N., T. Irino, S. Dimachki, A. Corneyllie, R. D. Patterson et S. Garcia (2018). « A Real Time Hearing Loss Simulator ». In : *Acta Acustica united with Acustica* 104.5, p. 904–908.
- Hu, H., J. Sang, M. E. Lutman et S. Bleeck (2011). « Simulation of hearing loss using compressive gammachirp auditory filters ». In : *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2011*. IEEE, p. 5428–5431.
- Irino, T., T. Fukawatase, M. Sakaguchi, R. Nisimura, H. Kawahara et R. D. Patterson (2013). « Accurate estimation of compression in simultaneous masking enables the simulation of hearing impairment for normal-hearing listeners ». In : *Advances in Experimental Medicine and Biology* 787, p. 73–80.
- Irino, T. et R. D. Patterson (2006). « A dynamic compressive gammachirp auditory filterbank ». In : *IEEE transactions on audio, speech, and language processing* 14.6, p. 2222–2232.
- ISO 1999 :2013 (2013). *ISO 1999 :2013. Acoustique - Estimation de la perte auditive induite par le bruit*.
- JASP Team (2019). *JASP (Version 0.11.0)[Computer software]*.
- Jepsen, M. L., S. D. Ewert et T. Dau (2008). « A computational model of human auditory signal processing and perception ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 124.1, p. 422–438.
- Jurado, C. et B. C. J. Moore (2010). « Frequency selectivity for frequencies below 100 Hz : Comparisons with mid-frequencies ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 128.6, p. 3585–3596.
- Kim, D. (1986). « Active and nonlinear cochlear biomechanics and the role of outer-hair-cell subsystem in the mammalian auditory system ». In : *Hearing Research* 22.1-3, p. 105–114.
- Kusy, A. (2008). « Affaiblissement acoustique in situ des protecteurs individuels contre le bruit - Etude bibliographique ». In : *ND 2295 Hygiène et sécurité au travail*, p. 43–59.
- Langhans, A. et A. Kohlrausch (1992). « Spectral integration of broadband signals in diotic and dichotic masking experiments ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 91.1, p. 317–326.
- Laroche, C. et C. Giguère (2010). « Effect of hearing protection and hearing loss on warning sound design ». In : *ICA 2010*. Sydney, Australia.
- Laroche, C., C. Giguère, V. Vaillancourt, K. Roy, H. Nélisse et N. Ellaham (2017). « Effects of hearing protection on detection and reaction thresholds for reverse alarms ». In : *NHCA 2017*. San Antonio, Texas.
- Laroche, C., C. Giguère, V. Vaillancourt, E. Shmigol, M. Rahnama, A. Gravel et al. (2016). « Effect of a level-dependent hearing protector on detection thresholds, perceived urgency, and localization performance of reverse alarms ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 140.4, p. 3201–3201.

- Laroche, C., R. Héту, H. T. Quoc, B. Josserand et B. Glasberg (1992). « Frequency selectivity in workers with noise-induced hearing loss ». In : *Hearing research* 64.1, p. 61–72.
- Lazarus, H. (2005). « Signal recognition and hearing protectors with normal and impaired hearing ». In : *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 11.3, p. 233–250.
- Leek, M. R. et V. Summers (1993). « Auditory filter shapes of normal-hearing and hearing-impaired listeners in continuous broadband noise ^{a)} ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 94.6, p. 3127–3137.
- Levitt, H. (1971). « Transformed up-down methods in psychoacoustics ». In : *J. Acoust. Soc. Am.* 49.2, Suppl 2 :467.
- Lum, D. S. et L. D. Braida (2000). « Perception of speech and non-speech sounds by listeners with real and simulated sensorineural hearing loss ». In : *Journal of Phonetics* 28.3, p. 343–366.
- Lutfi, R. A. (1993). « A model of auditory pattern analysis based on component-relative-entropy ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 94.2, p. 748–758.
- Lutfi, R. A. et R. D. Patterson (1984). « On the growth of masking asymmetry with stimulus intensity ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 76.3, p. 739–745.
- Maiwald, D. (1967). « Die berechnung von modulationsschwellen mit hilfe eines funktionsschemas ». In : *Acustica* 18, p. 193–207.
- Martin, A. M. (1979). « Dependence of acoustic attenuation of hearing protectors on incident sound level. » In : *British Journal of Industrial Medicine* 36.1, p. 1–14.
- Moore, B. C. J. (2007). *Cochlear hearing loss : physiological, psychological and technical issues*. 2. ed. Wiley series in human communication science. OCLC : 863078597. Chichester : Wiley.
- Moore, B. C. J. (2008). « Basic auditory processes involved in the analysis of speech sounds ». In : *Philosophical Transactions of the Royal Society B : Biological Sciences* 363.1493, p. 947–963.
- Moore, B. C. J. (2012). *An Introduction to the Psychology of Hearing*. Sixth Edition. Emerald.
- Moore, B. C. J. et B. R. Glasberg (1987). « Formulae describing frequency selectivity as a function of frequency and level, and their use in calculating excitation patterns ». In : *Hear. Res.* 28.2-3, p. 209–225.
- Moore, B. C. J. et B. Glasberg (1997a). « A model of loudness perception applied to cochlear hearing loss ». In : *Auditory Neuroscience* 3, p. 289–311.
- Moore, B. C. J. et B. R. Glasberg (1983). « Suggested formulae for calculating auditory-filter bandwidths and excitation patterns ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 74.3, p. 750–753.
- Moore, B. C. J. et B. R. Glasberg (1993). « Simulation of the effects of loudness recruitment and threshold elevation on the intelligibility of speech in quiet and in a background of speech ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 94.4, p. 2050–2062.

- Moore, B. C. J. et B. R. Glasberg (2004). « A revised model of loudness perception applied to cochlear hearing loss ». In : *Hearing Research* 188.1-2, p. 70–88.
- Moore, B. C. J., B. R. Glasberg et A. Simpson (1992). « Evaluation of a method of simulating reduced frequency selectivity ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 91.6, p. 3402–3423.
- Moore, B. C. J., D. A. Vickers, B. R. Glasberg et T. Baer (1997b). « Comparison of real and simulated hearing impairment in subjects with unilateral and bilateral cochlear hearing loss ». In : *British Journal of Audiology* 31.4, p. 227–245.
- Nagae, M., T. Irino, R. Nisimura, H. Kawahara et R. D. Patterson (2014). « Hearing impairment simulator based on compressive gammachirp filter ». In : *Asia-Pacific Signal and Information Processing Association, 2014 Annual Summit and Conference (APSIPA)*. APSIPA, p. 1–4.
- Nejime, Y. et B. C. J. Moore (1997). « Simulation of the effect of threshold elevation and loudness recruitment combined with reduced frequency selectivity on the intelligibility of speech in noise ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 102.1, p. 603–615.
- Nélisse, H., C. Le Cocq, J. Boutin, F. Laville et J. Voix (2015). « Systematic Evaluation of the Relationship between Physical and Psychoacoustical Measurements of Hearing Protectors' Attenuation ». In : *Journal of Occupational and Environmental Hygiene* 12.12, p. 829–844.
- NF EN 458 (2016). NF EN 458 :2016. *Protecteurs individuels contre le bruit. Recommandations relatives à la sélection, à l'utilisation, aux précautions d'emploi et à l'entretien. Document guide.*
- NF EN ISO 11904-1 (2003). NF EN ISO 11904-1 Aout 2003. *Acoustique - Détermination de l'exposition sonore due à des sources placées à proximité de l'oreille - Partie 1 : technique du microphone placé dans une oreille réelle (technique MIRE).*
- NF EN ISO 11904-2 (2005). NF EN ISO 11904-2 Juin 2005. *Acoustique - Détermination de l'exposition sonore due à des sources sonores placées à proximité de l'oreille - Partie 2 : technique utilisant un mannequin.*
- NF EN ISO 4869-1 :2018 (2018). NF EN ISO 4869-1 *Acoustique – Protecteurs individuels contre le bruit – Partie 1 : Méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique.*
- NF EN ISO 7731 (2008). NF EN ISO 7731. *Ergonomie - Signaux de danger pour lieux publics et lieux de travail - Signaux de danger auditifs.*
- Patterson, R. D. et B. C. J. Moore (1986). « Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution ». In : *Frequency selectivity in hearing*, p. 123–177.
- Patterson, R. D. (1976). « Auditory filter shapes derived with noise stimuli ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 59.3, p. 640–654.
- Patterson, R. D., M. H. Allerhand et C. Giguère (1995). « Time-domain modeling of peripheral auditory processing : A modular architecture and a software platform ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 98.4, p. 1890–1894.

- Reinfeldt, S., S. Stenfelt, T. Good et B. Håkansson (2007). « Examination of bone-conducted transmission from sound field excitation measured by thresholds, ear-canal sound pressure, and skull vibrations ». en. In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 121.3, p. 1576–1587. url : <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.2434762> (visité le 20/06/2017).
- Robinson, G. S. et J. G. Casali (1995). « Audibility of reverse alarms under hearing protectors for normal and hearing-impaired listeners ». In : *Ergonomics* 38.11, p. 2281–2299.
- Rosen, S., R. J. Baker et A. Darling (1998). « Auditory filter nonlinearity at 2 kHz in normal hearing listeners ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 103.5, p. 2539–2550.
- Rosen, S., R. J. Baker et S. Kramer (1992). « Characterizing Changes in Auditory Filter Bandwidth as a Function of Level ». In : *Auditory Physiology and Perception*. Elsevier, p. 171–177.
- S12.42, A. (2010). *ANSI/ASA S12.42 - 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*.
- Schell-Majoer, L., J. Rennie, S. D. Ewert et B. Kollmeier (2015). « Application of psychophysical models for audibility prediction of technical signals in real-world background noise ». In : *Applied Acoustics* 88, p. 44–51.
- Shailer, M. J., B. C. J. Moore, B. R. Glasberg, N. Watson et S. Harris (1990). « Auditory filter shapes at 8 and 10 kHz ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 88.1, p. 141–148.
- Sommers, M. S. et L. E. Humes (1993). « Auditory filter shapes in normal-hearing, noise-masked normal, and elderly listeners ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 93.5, p. 2903–2914.
- Stebbins, W. C., J. E. Hawkins, L.-G. Johnsson et D. B. Moody (1979). « Hearing thresholds with outer and inner hair cell loss ». In : *American Journal of Otolaryngology* 1.1, p. 15–27.
- Stenfelt, S. (2011). « Acoustic and Physiologic Aspects of Bone Conduction Hearing ». In : *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*. Sous la dir. de M. Kompis et M.-D. Caversaccio. T. 71. Basel : KARGER, p. 10–21.
- Trompette, N., A. Kusy et J. Ducourneau (2015). « Suitability of commercial systems for earplug individual fit testing ». In : *Applied Acoustics* 90, p. 88–94.
- Vaillancourt, V., H. Nélisse, C. Laroche, C. Giguère, J. Boutin et P. Laferrière (2013). « Comparison of sound propagation and perception of three types of backup alarms with regards to worker safety ». In : *Noise and Health* 15.67, p. 420.
- Van Der Heijden, M. et A. Kohlrausch (1994). « Using an excitation-pattern model to predict auditory masking ». In : *Hearing Research* 80.1, p. 38–52.
- Villchur, E. (1974). « The Effect of Recruitment on Speech Perception—A Simulation for Normal Listeners ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 55.2, p. 450–450.

- Wagenmakers, E.-J., J. Love, M. Marsman, T. Jamil, A. Ly, J. Verhagen et al. (2018). « Bayesian inference for psychology. Part II : Example applications with JASP ». In : *Psychonomic Bulletin & Review* 25.1, p. 58–76.
- Wetzels, R., D. van Ravenzwaaij et E.-J. Wagenmakers (2015). « Bayesian Analysis ». In : *The Encyclopedia of Clinical Psychology*. Sous la dir. de R. L. Cautin et S. O. Lilienfeld. Hoboken, NJ, USA : John Wiley & Sons, Inc., p. 1–11.
- Yates, G. K. (1995). « Cochlear Structure and Function ». In : *Hearing*, p. 41–74.
- Zera, J. et R. Mlynski (2010). « Determination of earmuff transmittance with the use of MIRE technique and with artificial test fixtures. » In : ICA 2010. Sydney, Australia.
- Zheng, Y., C. Giguère, C. Laroche, C. Sabourin, A. Gagné et M. Elyea (2007). « A Psychoacoustical Model for Specifying the Level and Spectrum of Acoustic Warning Signals in the Workplace ». In : *Journal of Occupational and Environmental Hygiene* 4.2, p. 87–98.
- Zhou, B. (1995). « Auditory filter shapes at high frequencies ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 98.4, p. 1935–1942.
- Zwicker, E. (1956). « Die elementaren Grundlagen zur Bestimmung der Informationskapazität des Gehörs ». In : *Acta Acustica united with Acustica* 6.4, p. 365–381.
- Zwicker, E. (1970). « Masking and psychological excitation as consequences of the ear's frequency analysis ». In : *Frequency analysis and periodicity detection in hearing*, p. 376–394.

Annexes

Annexe A

Atténuation des PICB en bande fine

Cette annexe présente les atténuations mesurées en bandes fines et en tiers d'octave ainsi que les valeurs REAT renseignées par les constructeurs des 10 PICB des tableaux 3.1 et 3.2. Les mesures bandes fines ont été réalisées en utilisant un bruit rose à 90 dB(A) de 10 secondes et les analyses utilisaient les paramètres suivants :

- Pas fréquentiel de 6,25 Hz ($N_{fft} = 8192$, $F_s = 51200$)
- FFT avec overlap à 50%
- Spectres lissés avec une moyenne glissante sur 13 points.

Les valeurs en tiers d'octave sont obtenues en faisant la différence des niveaux en tiers d'octave sans et avec PICB.

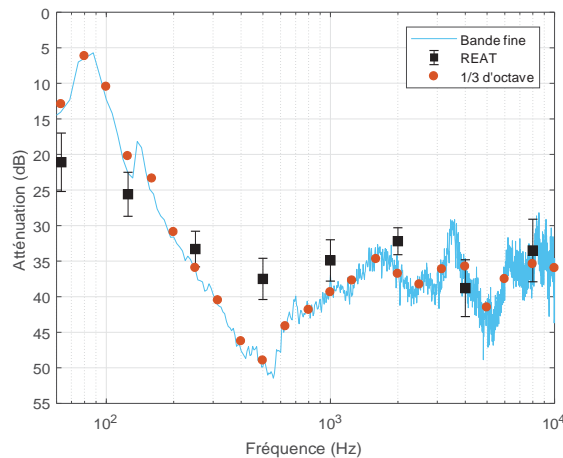


Figure A.1 – Atténuation en bande fine du PICB n°1 (voir tableau 3.1).

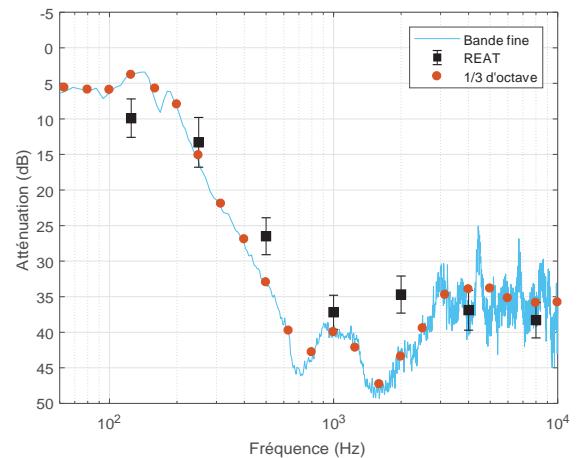


Figure A.2 – Atténuation en bande fine du PICB n°2 (voir tableau 3.1).

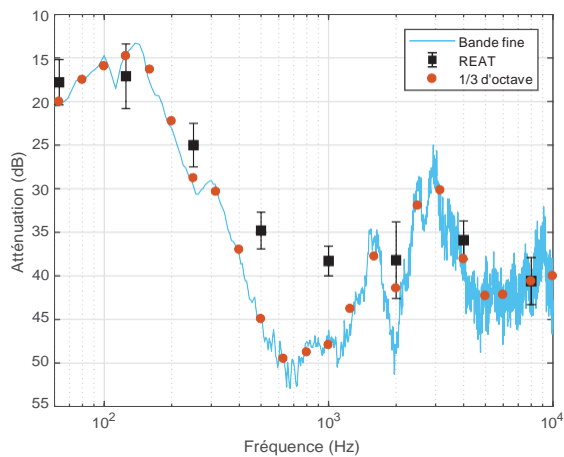


Figure A.3 – Atténuation en bande fine du PICB n°3 (voir tableau 3.1).

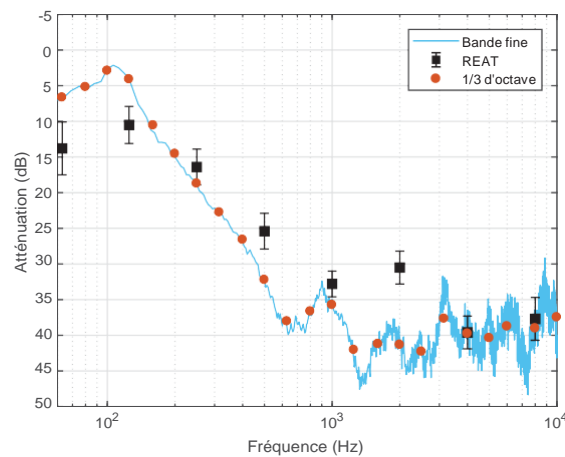


Figure A.4 – Atténuation en bande fine du PICB n°4 (voir tableau 3.1).

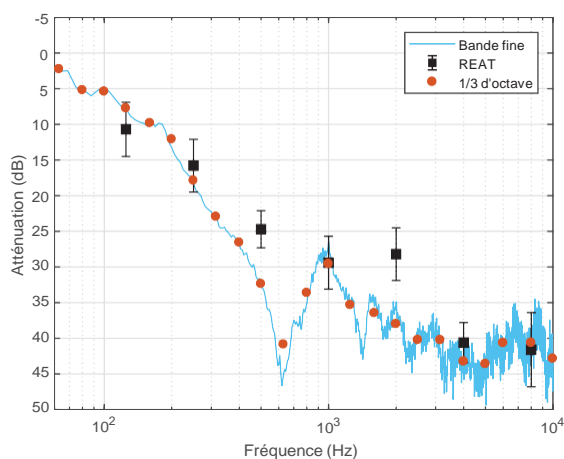


Figure A.5 – Atténuation en bande fine du PICB n°5 (voir tableau 3.1).

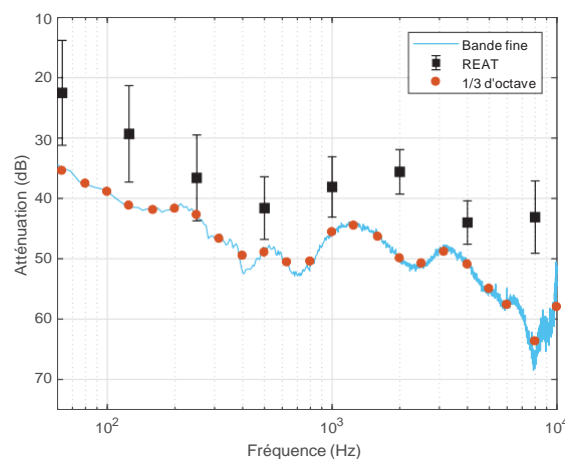


Figure A.6 – Atténuation en bande fine du PICB n°6 (voir tableau 3.2).

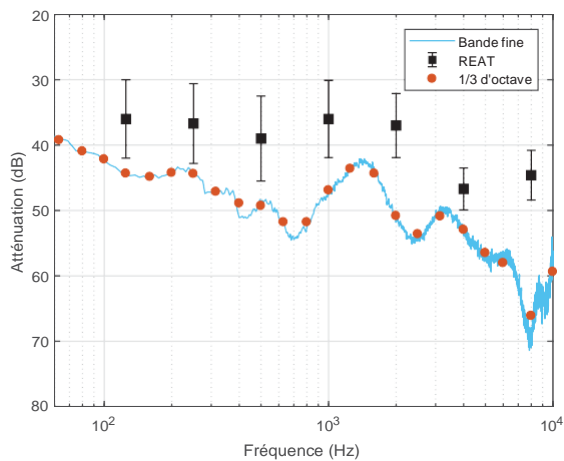


Figure A.7 – Atténuation en bande fine du PICB n°7 (voir tableau 3.2).

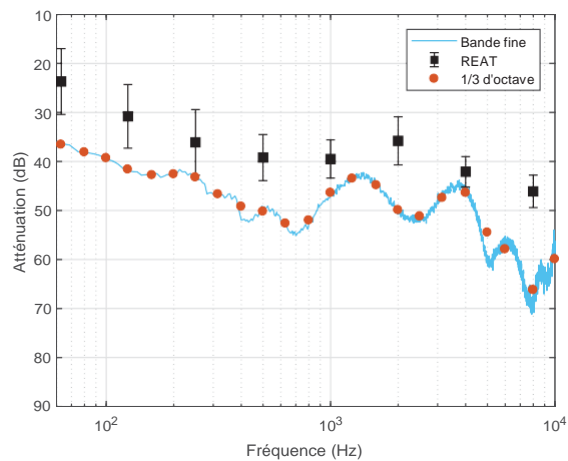


Figure A.8 – Atténuation en bande fine du PICB n°8 (voir tableau 3.2).

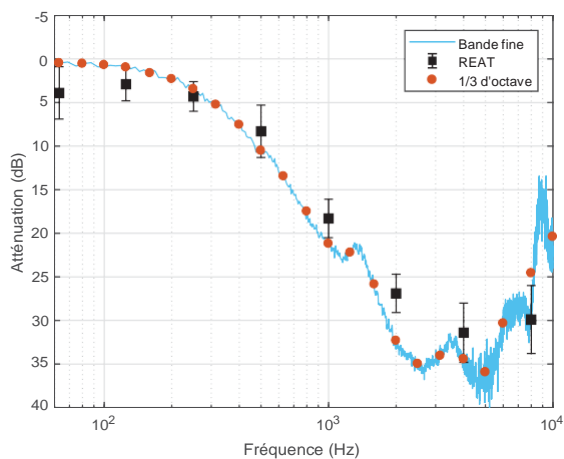


Figure A.9 – Atténuation en bande fine du PICB n°9 (voir tableau 3.2).

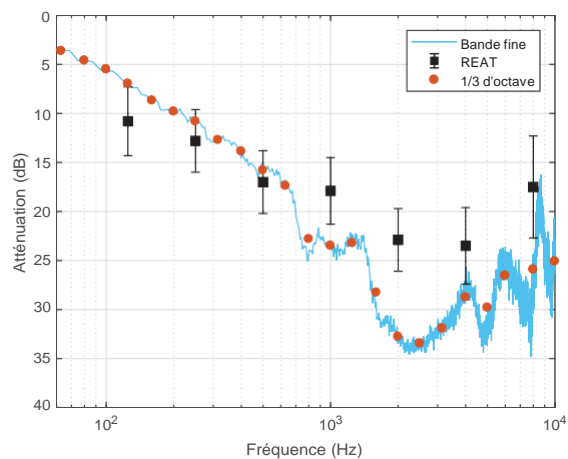


Figure A.10 – Atténuation en bande fine du PICB n°10 (voir tableau 3.2).

Annexe B

Atténuations bande fines mesurées sur sujets

Cette annexe présente les atténuations des casques (voir tableau 3.1) mesurées en bandes fines sur 5 auditeurs. Les mesures en bandes fines ont été réalisées suivant le protocole décrit dans l'annexe précédente (annexe A). Les courbes noires indiquent les valeurs REAT renseignées par les constructeurs.

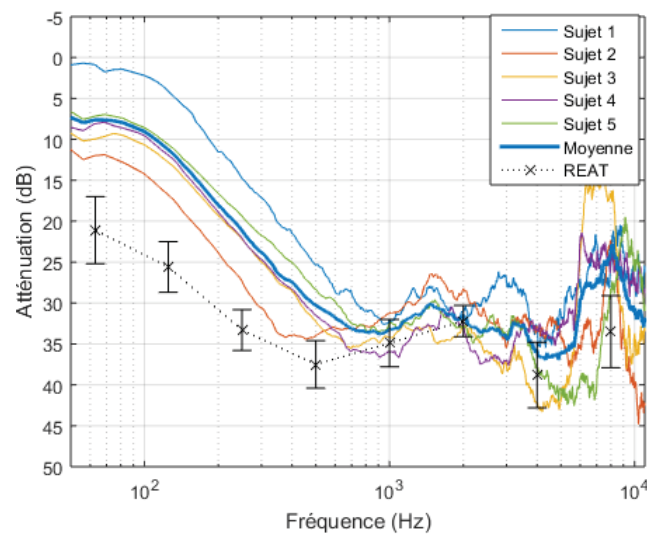


Figure B.1 – Atténuation en bande fine du PICB n°1 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.

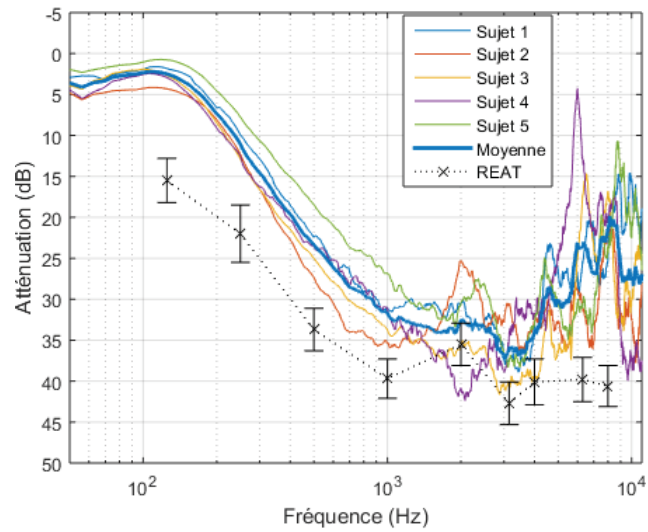


Figure B.2 – Atténuation en bande fine du PICB n°2 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.

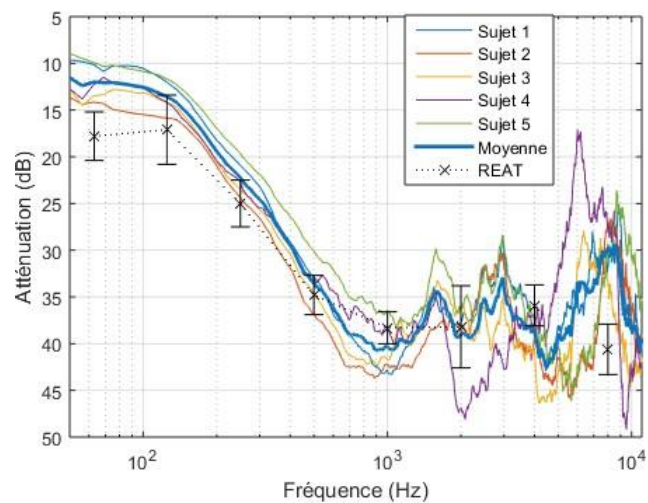


Figure B.3 – Atténuation en bande fine du PICB n°3 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.

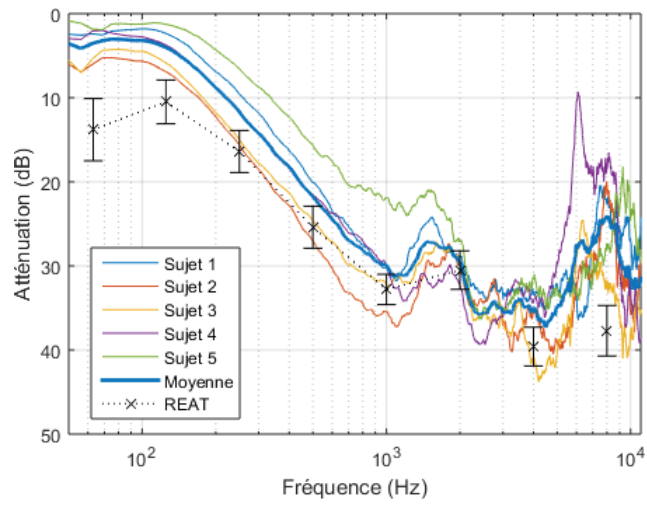


Figure B.4 – Atténuation en bande fine du PICB n°4 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.

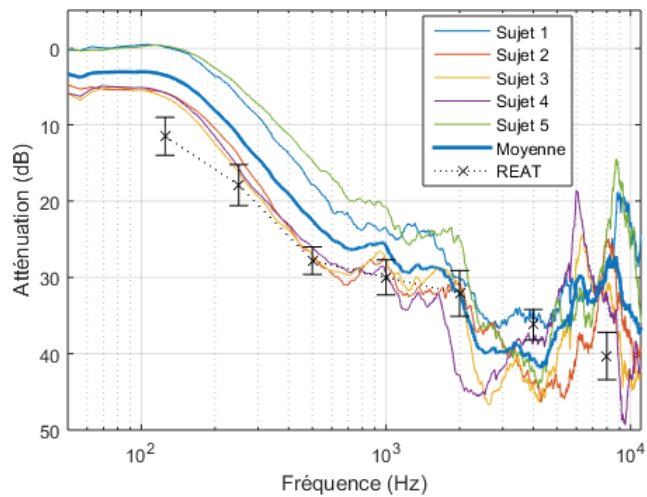


Figure B.5 – Atténuation en bande fine du PICB n°5 (voir tableau 3.1) mesurée sur sujets.

Annexe C

**Acte présenté à INTERNOISE
2019 Madrid**

Audibility of warning signals: methods to evaluate the combined effects of hearing protectors and hearing impairment

El Sawaf, Ossen¹

INRS

1 rue du Morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre, France

Arz, Jean-Pierre²

INRS

1 rue du Morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre, France

Grimault, Nicolas³

CNRS UMR 5292 - Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon

Centre hospitalier le Vinatier, 95 boulevard Pinel 69675 Bron Cedex, France

Chevret, Patrick⁴

INRS

1 rue du Morvan, CS 60027, 54519 Vandoeuvre, France

ABSTRACT

Workers exposed to high noise levels are generally required to wear hearing protection devices (HPDs). For security reasons, it is important to evaluate whether the audibility of warning signals in noise is impeded when using HPDs, especially for hearing-impaired workers. The typical method to assess the effect of HPDs is to perform subjective experiments which require large populations with various degrees of hearing impairment to get statistically significant results. To ease the evaluation of the combined effects of HPDs and hearing impairment, two alternative methods are proposed. First, sound simulations have been used to reproduce the combined effects of impairment and HPDs to perform listening tests on normal hearing listeners. Qualitatively, the effects are successfully simulated. Second, a detection model has been developed to predict masked thresholds of warning signals in presence of background noise. The results from this second method will be presented orally at Inter Noise 2019.

¹ossen.elsawaf@inrs.fr

²jean-pierre.arz@inrs.fr

³nicolas.grimault@cnrs.fr

⁴patrick.chevret@inrs.fr

Keywords: Noise, Environment, Annoyance

I-INCE Classification of Subject Number: 36, 61, 76, 79

1. INTRODUCTION

In many workplaces, acoustic warning signals are often used to alert workers in case of dangerous situations. However, several factors may decrease the efficiency of these signals [1, 2], notably the presence of background noise, the hearing status of the workers or the use of hearing protection devices (HPDs). As such, it is important to be able to assess the effect of HPDs on the workers' detection ability. The effect of HPDs is usually assessed by performing subjective experiments to measure the masked threshold of a signal, (i.e. the level at which the signal becomes audible in presence of a background noise) both with and without wearing a HPD [3]. The HPD is then considered as improving or deteriorating detection depending on whether the masked threshold while wearing the HPD is higher (deterioration) or lower (improvement) than the masked threshold without HPD. However, this method is time consuming and the recruitment of listeners is a major difficulty. Indeed, to yield statistically significant results, it is necessary to constitute a large population with various degrees of hearing impairment, with enough listeners for each degree of impairment. Because of this difficulty, two alternative methods to ease the evaluation of the effect of HPDs on audibility are presented hereafter.

These methods should take into account two hearing capabilities that govern the audibility of warning signals: the absolute thresholds and the width of the auditory filters. The elevated absolute thresholds of hearing-impaired listeners can deteriorate detection because the attenuations of HPDs add up to the absolute thresholds to the point where the signal becomes inaudible [2]. Another source of deterioration is the increase in the upward spread of masking [2]. Because the HPDs usually have higher attenuation in high frequencies than in low frequencies, the masking effect of a low frequency noise will almost not be changed while the high frequency components of a signal to be detected will be attenuated. Hearing-impaired listeners may be more affected as they already have a poorer frequency selectivity (their auditory filters are wider) when their absolute thresholds exceeds around 30 dB HL [4, 5]. On the other hand, the non linear growth of masking with noise levels can also improve detection: when a noise level is attenuated by the HPDs, it leads to weaker masking effects which in turn allows for lower masked thresholds [3].

The first method to evaluate the effects of the HPDs combine to impairment consists in using sound simulations to reproduce the effects of hearing impairment and HPDs. By altering signals so they are perceived by normal hearing listeners as if they were hearing-impaired (and/or wearing HPD), listening tests can be performed on a limited number of normal hearing listeners (which are a lot easier to recruit than hearing-impaired listeners) and thus speed up the experiment.

The second method is a predictive model based on Glasberg and Moore's excitation pattern model [6]. The model is able to compute masked thresholds for pure and complex sounds while taking into account the sound attenuations of a HPD and the hearing status of the listeners (absolute thresholds and auditory filters).

In this paper, the results of the sound simulation method are compared to the results of a previous subjective experiment held on hearing-impaired listeners. The results for the predictive model will be presented orally during a session at Inter Noise 2019.

2. EXPERIMENT ON HEARING-IMPAIRED LISTENERS

The experiment on hearing-impaired listeners is only briefly presented here since it is presented in details in a companion paper proposed at Inter-noise 2019 [7].

2.1. Participants

Seventy-three listeners aged from 18 to 81 (mean age = 53.3 years; SD = 14.5 years) with various hearing status from normal to highly impaired participated in a detection experiment. Their hearing status were assessed by measuring the absolute thresholds at the 11 standard audiometric frequencies from 125 to 8000 Hz as well as the equivalent rectangular bandwidths (ERBs) of the auditory filters centered at 500, 1000, 2000 and 3000 Hz via a notched-noise experiment [8, 9]. Four hearing groups were then considered using an average loss indicator named BIAP corresponding to the mean of the absolute thresholds at 500, 1000, 2000 and 4000 Hz on the best ear:

- NH group: normal hearing with $BIAP \leq 20$ dB HL; 28 listeners
- group HI1: weak to medium impairment with $20 < BIAP \leq 30$; 16 listeners
- group HI2: medium to severe impairment with $30 < BIAP \leq 40$; 17 listeners
- group HI3: severe impairment with $BIAP > 40$; 12

The average audiograms for each group are shown in figure 1.

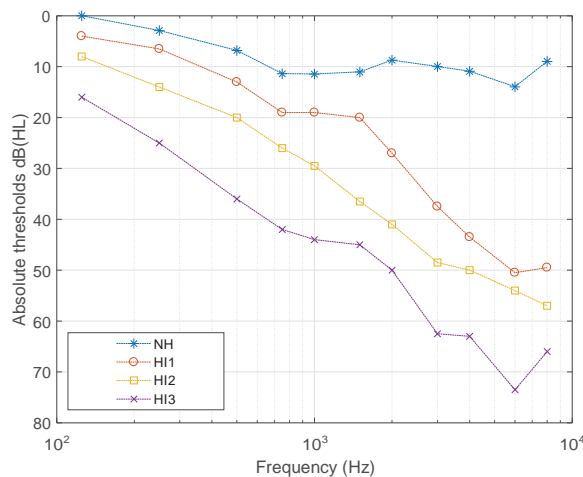


Figure 1: Averaged audiograms for the four hearing groups defined in section 2.1.

2.2. Detection task

Warning signals from the French National Railway Company (SNCF) were used in the detection task: seven warning signals and two background noises. The masked thresholds were estimated using a two interval forced choice (2IFC) procedure with a two-down one-up adaptive rule leading to a 70.7 % detection [10]. The levels of the background noises were fixed at 86 dB(A). The masked thresholds were estimated in three conditions: without HPD, with an earmuff and with custom-moulded earplugs. The experiment results for the four groups will be used as a basis for comparison with the two methods proposed.

3. SOUND SIMULATION

The principle of this method is to modify audio signals so they are perceived by normal hearing listeners as if they were hearing-impaired listeners and/or wearing HPDs.

3.1. Hearing impairment and HPD simulation

To simulate hearing impairment, the hearing loss simulator (HLS) developed by Grimault *et al* [11] was used. This simulator compensates the cochlear compression of the healthy ear to reproduce the in-out function of an impaired ear to simulates the impaired frequency selectivity as well as the elevated absolute thresholds. As input, it only requires the audiogram to be simulated.

The HPDs simulated were those tested in the experiment with hearing-impaired listeners (see section 2). The attenuations of the earmuff have been measured in narrowband on the listeners during the experiment each time they had to put it on, an average attenuation was then computed from the several attenuation measured. The attenuations of the earplugs have been measured in narrowband on an artificial head as it was too difficult to place a microphone in the ear of the subjects to measure the attenuation without altering the attenuations of the earplugs too much. The HPDs simulation is achieved by applying narrowband attenuation on the magnitude of the signals' spectrum, while preserving the phase.

Finally, the signals were first modified to simulate the HPDs, then they were modified by the HLS to simulate impairment.

3.2. Participants & simulated impairments

Eight young normal hearing listeners (absolute thresholds < 20 dB HL at all tested frequencies for both ears) performed the same experiment as the one described in section 2 except they were listening to the simulation signals of impairment and HPDs. The simulated hearing impairments correspond to the averaged audiograms of the three hearing-impaired groups (HI1, HI2 and HI3 as described in section 2.1) shown figure 1. Thus, each listener performed the detection task in four different conditions: with three different impairments simulated and with their own normal hearing status (no simulation of impairment). Results are shown in section 5.

4. PREDICTIVE MODEL

The proposed model is based on the excitation pattern model of Glasberg and Moore [6] upon which is applied the signal detection theory (SDT) [12].

In a detection task where the listener has to choose between two stimuli ("noise alone" and "noise + signal") which one contains the signal it is possible to compute a detectability index d' :

$$d' = \frac{\Delta\mu}{\sigma}. \quad (1)$$

This index d' informs on the difficulty of the detection task and yields the information of the targeted detection percentage; $\Delta\mu$ is linked to the levels of the stimuli and, at threshold, yields the level of the target signal. Finally, σ is the internal noise of the listener doing the task. The values of internal noise according to hearing status were evaluated from the thresholds without HPDs measured in the experiment presented in section 2.2.

This evaluation is presented in another paper that shows that the values of σ increase with increasing impairment. To take into account the ear's ability to integrate information over a large frequency spectrum, the detectability index d' is expressed in terms of the detection index (d'_i) in each independent frequency band [13] (σ is considered equal in all bands):

$$d' = \sqrt{\overline{d_i^2}} = \sqrt{\overline{\frac{\Delta \mu_i^2}{\sigma^2}}} = \frac{\sqrt{\overline{\Delta \mu_i^2}}}{\sigma} \quad (2)$$

with Nb the number of independent bands.

From Eq. 2, once the internal noise values are known, it is then possible to choose a detection percentage, expressed through d' , and to compute the level of the target signal (expressed through $\Delta \mu_i$).

To take into account hearing impairment, the excitation pattern model [6] is modified in two ways. First, since hearing-impaired listeners may have wider auditory filters [4, 5], the average ERBs of the different impaired group are used to compute the equivalent widths of the filters used by Glasberg & Moore's model to compute the excitation pattern. The measured ERBs are also used to define the frequency bands used in Eq.2; which are fewer but larger for hearing-impaired. Second, the absolute hearing thresholds are accounted for by limiting the levels of the excitation pattern: if the level in a band is below the absolute threshold then this band does not contribute to detection and $\Delta \mu_i$ is equal to 0 in this band. In short, the average ERBs are first used to modify the way the excitation pattern is computed, then the average absolute hearing thresholds are used to correct the values of $\Delta \mu_i$ in each band.

The average audiograms and ERBs of the 4 groups (NH, HI1, HI2 and HI3) have been used as input to predict the thresholds for the signals used in the experiment presented section 2, targeting the same detection percentage (70.7%), which implies $d' = 0.78$ [14]. The results for the predictive model will be presented orally during a session at Inter Noise 2019.

5. RESULTS & DISCUSSION

Figures 2 and 3 show the boxplot distribution of the HPDs effects (averaged on the 7 alarms) on the different groups computed as the difference between the masked thresholds with hearing protectors and the masked thresholds without hearing protectors. The results from the sound simulation method (see section 3) are compared to the results from the experiment on hearing-impaired listeners (see section 2).

The results from the experiment on hearing-impaired listeners show that the perception is improved for NH and HI1 groups, whereas it is deteriorated for HI2 and HI3 groups.

The sound simulation method yields fairly good results as it is able to properly reproduce the effect of a HPD observed from the experiment on hearing-impaired listeners: the higher the hearing loss, the higher the deterioration due to the HPD. The sound simulation method was compared to the experiment on HI listeners through Wilcoxon rank sum tests. The tests show no significant difference between the two methods ($p > 0.05$ for all groups and for both HPDs). The remaining discrepancies between these two methods are relatively small. These discrepancies could be explained by the fact that each HPD was simulated using a unique set of attenuation values (see section 3.1) whereas in the experiment with hearing-impaired listeners, the attenuations

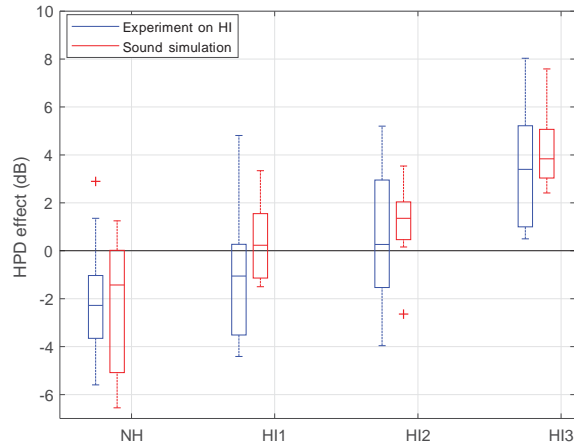


Figure 2: Effects of the earmuff, assessed by the two different methods as the difference between the masked thresholds with and without HPD.

experienced by each listener may vary. Because the sound simulation results tend to overestimate the detrimental effect of HPD for hearing-impaired listeners (the median value of the effect of the HPD are higher), it can be hypothesised that the attenuations experienced by several listeners were lower than those simulated.

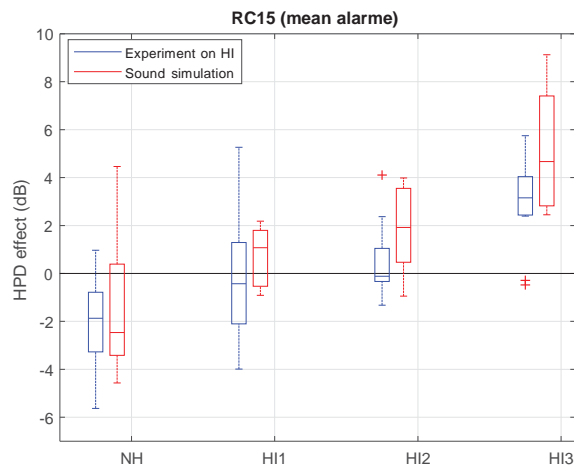


Figure 3: Effects of the earplugs, assessed by the two different methods as the difference between the masked thresholds with and without HPD.

6. CONCLUSIONS

As an alternative to subjective tests on hearing-impaired listeners which require the recruitment of large populations with various degrees of hearing impairment, two methods have been proposed to evaluate the effects of HPDs on the audibility of warning signals. The results from the sound simulation method are satisfactory as the effects of HPD observed from the experiment on hearing-impaired listeners are well reproduced. The next step would be to test different sets of attenuation values to evaluate how sensitive detection is to these attenuations. More generally, this method is also an interesting

prevention tool as it allows workers to experiment what an impaired audition sounds like, thus encouraging them to properly protect their hearing.

Concerning the predictive model, the results will be presented at Inter Noise 2019.

7. REFERENCES

- [1] P.A. Wilkins. A field study to assess the effects of wearing hearing protectors on the perception of warning sounds in an industrial environment. *Applied Acoustics*, 17(6):413–437, 1984.
- [2] Jean-Pierre Arz, Jean-Pierre Gettliffe, and Philippe Delattre. Effect of wearing hearing protectors on the audibility of railway warning signals – an experimental study. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 24(1):149–159, January 2018.
- [3] P. Wilkins and A.M. Martin. Hearing protection and warning sounds in industry—a review. *Applied Acoustics*, 21(4):267–293, 1987.
- [4] Mary Florentine, Søren Buus, Bertram Scharf, and Eberhard Zwicker. Frequency selectivity in normally-hearing and hearing-impaired observers. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 23(3):646–669, 1980.
- [5] Brian C. J. Moore. *Cochlear hearing loss: physiological, psychological and technical issues*. Wiley series in human communication science. Wiley, Chichester, 2nd. ed edition, 2007. OCLC: 863078597.
- [6] Brian R Glasberg and Brian C.J Moore. Derivation of auditory filter shapes from notched-noise data. *Hearing Research*, 47(1-2):103–138, August 1990.
- [7] Jean-Pierre Arz, Nicolas Grimault, and Ossen El Sawaf. Effect of wearing hearing protectors on the audibility of railway warning signals for hearing-impaired listeners – an experimental study. Madrid, June 2019.
- [8] Roy D. Patterson. Auditory filter shapes derived with noise stimuli. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 59(3):640–654, March 1976.
- [9] R. D. Patterson and Brian C. J. Moore. Auditory filters and excitation patterns as representations of frequency resolution. *Frequency selectivity in hearing*, pages 123–177, 1986.
- [10] H. Levitt. Transformed up-down methods in psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.*, 49(2):Suppl 2:467+, February 1971.
- [11] Nicolas Grimault, Toshio Irino, Samar Dimachki, Alexandra Corneyllie, Roy D. Patterson, and Samuel Garcia. A real time hearing loss simulator. *Acta Acustica united with Acustica*, 104:904–908, 09 2018.
- [12] David M. Green and John A. Swets. *Signal detection theory and psychophysics*. Peninsula Publ, Los Altos Hills, Calif, repr. ed edition, 1988. OCLC: 837792861.

- [13] David M. Green. Detection of Multiple Component Signals in Noise. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 30(10):904–911, October 1958.
- [14] J.A. Swets. *Signal detection and recognition by human observers: contemporary readings*. John Wiley, 1964.

Annexe D

Spectres en bande fine des signaux de la campagne de mesure

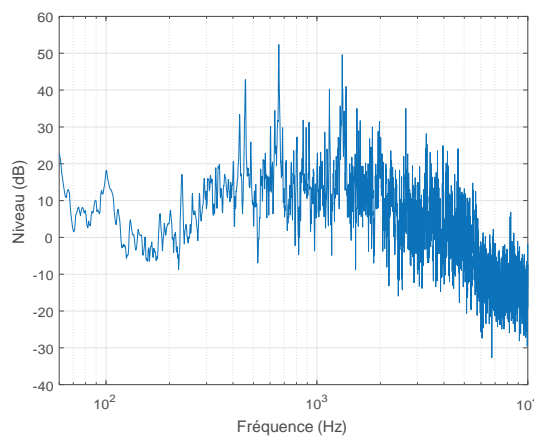


Figure D.1 – Spectre bande fine de l'alarme AUTOPROVA

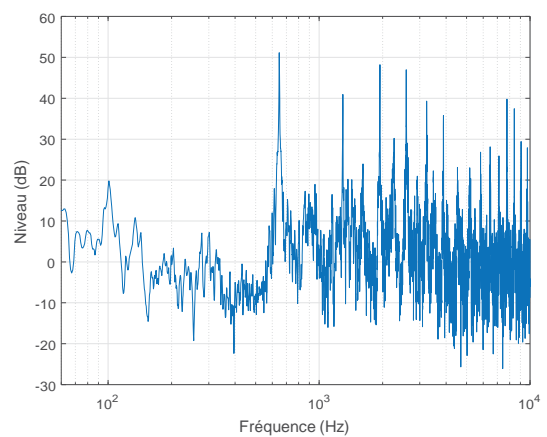


Figure D.2 – Spectre bande fine de l'alarme AVERTISSEURAIGU

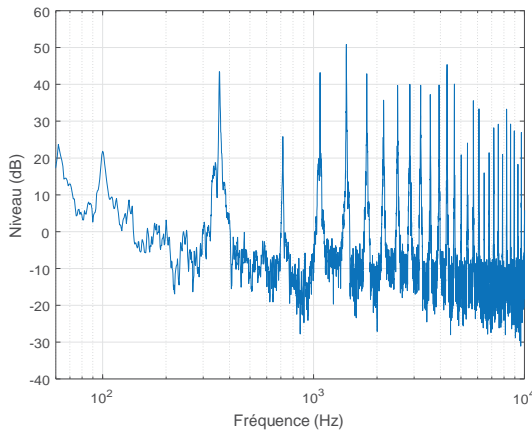


Figure D.3 – Spectre bande fine de l’alarme STDIZIER

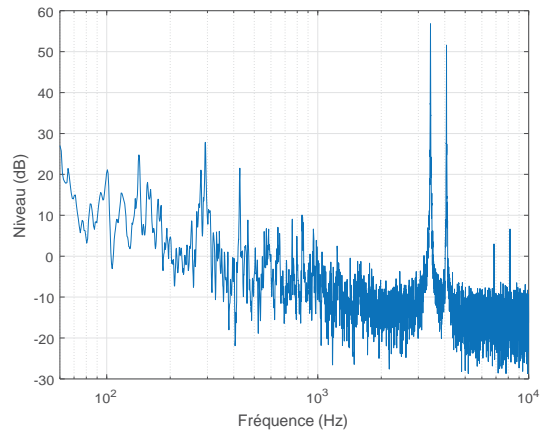


Figure D.4 – Spectre bande fine de l’alarme RS

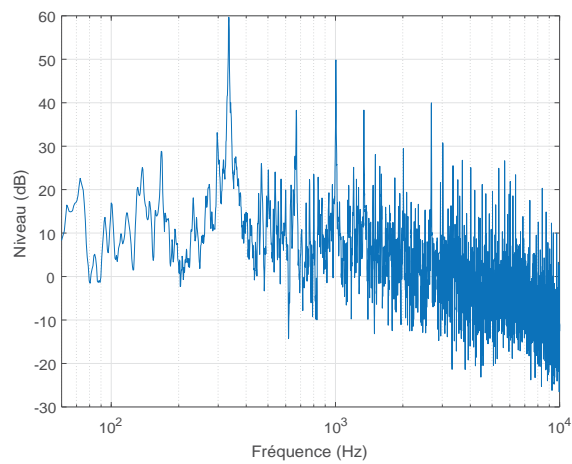
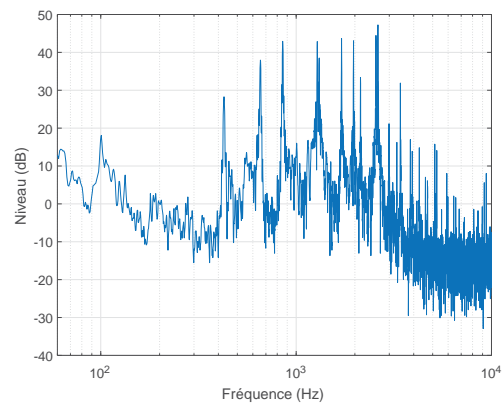
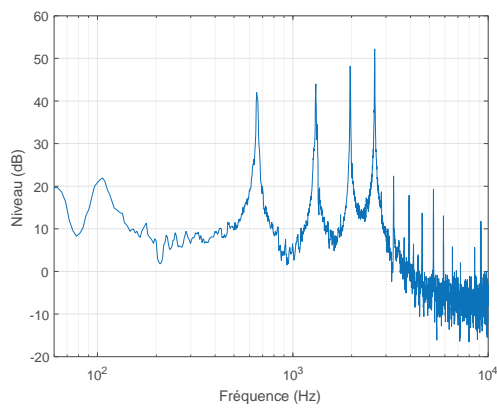


Figure D.5 – Spectre bande fine de l’alarme VACMA

Spectre entier



Premier ton



Deuxième ton

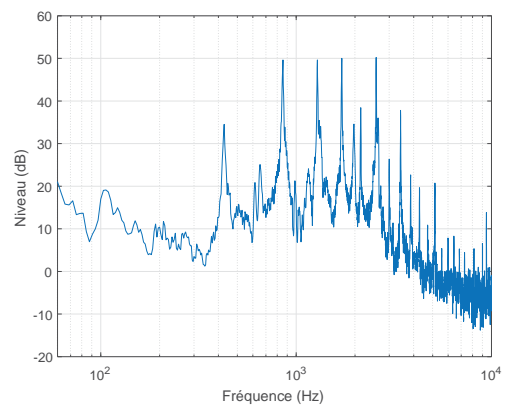
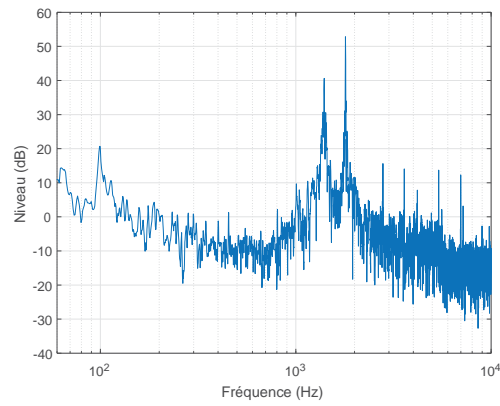
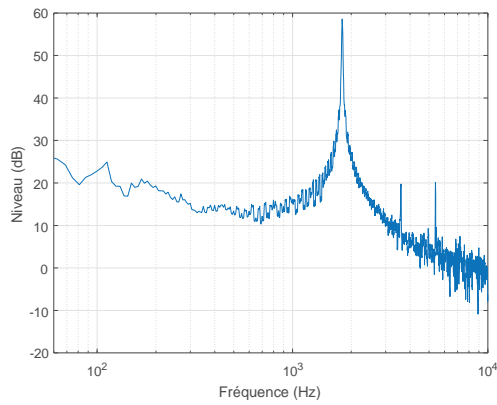


Figure D.6 – Spectre bande fine de l’alarme DAPR. Haut : spectre complet. Bas gauche : premier ton. Bas droite : deuxième ton.

Spectre entier



Premier ton



Deuxième ton

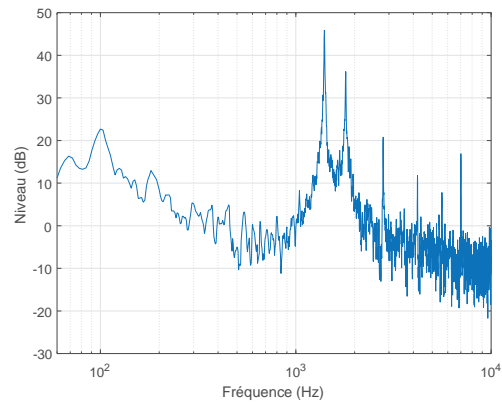


Figure D.7 – Spectre bande fine de l'alarme GSM. Haut : spectre complet. Bas gauche : premier ton. Bas droite : deuxième ton.

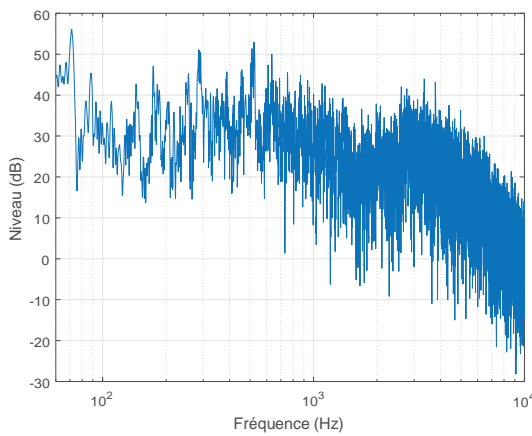


Figure D.8 – Spectre bande fine du bruit BOURREUSE

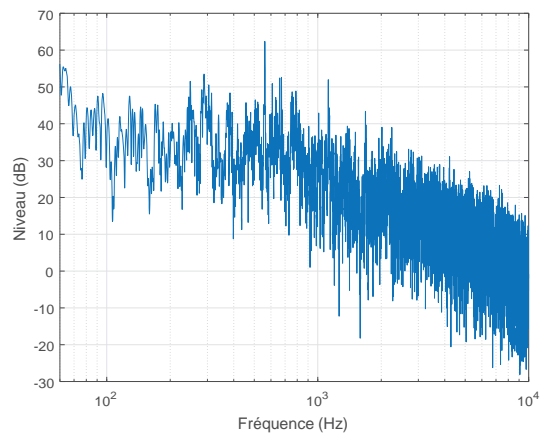


Figure D.9 – Spectre bande fine du bruit DU65

Annexe E

Tableau d'interprétation du BF_{10}

Facteur Bayes BF_{12}	Interprétation
>100	Effet extrême de M_1
30 - 100	Très fort effet de M_1
10 - 30	Fort effet de M_1
3 - 10	Effet modéré de M_1
1 - 3	Effet anecdotique de M_1
1	Pas d'effet
$1/3 - 1$	Effet anecdotique de M_2
$1/10 - 1/3$	Effet modéré de M_2
$1/30 - 1/10$	Fort effet de M_2
$1/100 - 1/30$	Très fort effet de M_2
<100	Effet extrême de M_2

Tableau E.1 – Interprétation du facteur bayésien BF (adapté de Wetzels et al., 2015)