

2016

Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs

Franck Sgard

IRSST, franck.sgard@irsst.qc.ca

Hugues Néliste

IRSST, hugues.nelisse@irsst.qc.ca

Frédéric Laville

ÉTS

Suivez ce contenu et d'autres travaux à l'adresse suivante: <https://pharesst.irsst.qc.ca/rapports-scientifique>

Citation recommandée

Sgard, F., Néliste, H. et Laville, F. (2016). *Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs* (Rapport n° R-901). IRSST.

Ce document vous est proposé en libre accès et gratuitement par PhareSST. Il a été accepté pour inclusion dans Rapports de recherche scientifique par un administrateur autorisé de PhareSST. Pour plus d'informations, veuillez contacter pharesst@irsst.qc.ca.

Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-901



**Développement d'outils et de méthodes pour
mieux évaluer et améliorer la protection
auditive individuelle des travailleurs**

*Franck Sgard
Hugues Nélisse
Frédéric Laville*





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

NOS RECHERCHES

travaillent pour vous !

Mission

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

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

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

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

Pour en savoir plus

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

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST. Abonnement : preventionautravail.com

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec
2016
ISBN : 978-2-89631-847-6 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
et de la valorisation de la recherche
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
Février 2016

Prévention des risques mécaniques et physiques

Études et recherches

RAPPORT R-901

Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs

Avis de non-responsabilité

L'IRSST ne donne aucune garantie relative à l'exactitude, la fiabilité ou le caractère exhaustif de l'information contenue dans ce document. En aucun cas l'IRSST ne saurait être tenu responsable pour tout dommage corporel, moral ou matériel résultant de l'utilisation de cette information.

Notez que les contenus des documents sont protégés par les législations canadiennes applicables en matière de propriété intellectuelle.

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

Franck Sgard, Hugues Nélisse
IRSST

Frédéric Laville
École de technologie supérieure

Collaboration :

*Yvan Petit², Olivier Doutres³,
Jérémy Voix², Martin Brummund²,
Guilhem Viallet², Sylvain Boyer²,
Marc-André Gaudreau⁴,
Jérôme Boutin¹, Cécile Le Cocq²,*

¹IRSST

²École de technologie supérieure

³Université de Sherbrooke

⁴Cégep de Drummondville

ÉVALUATION PAR DES PAIRS

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

REMERCIEMENTS

Les auteurs du rapport tiennent à remercier les membres du comité consultatif qui ont suivi le projet tout au long de son déroulement. Par leurs conseils, leurs critiques et les échanges qu'ils ont favorisés lors des quatre rencontres de suivi, ils ont contribué à l'aboutissement de ces travaux et à l'assurance de leur qualité scientifique. Merci donc à Elliott Berger (3M), Bill Murphy (NIOSH), Karl Buck (ISL) et Nicolas Trompette (INRS).

SOMMAIRE

Lorsque l'élimination à la source ne peut être envisagée, la protection individuelle demeure la solution la plus utilisée pour protéger les travailleurs exposés à des niveaux de bruit importants en raison de sa facilité et de sa rapidité d'implantation, ainsi que de son faible coût économique. Le port des protecteurs auditifs est néanmoins associé à plusieurs problématiques : (i) ils peuvent être un cofacteur de risque pour les accidents du travail, (ii) leur performance réelle est souvent très différente de celle affichée en laboratoire ce qui peut induire une sous-protection du travailleur, (iii) les méthodes normalisées de déplacement du seuil d'audition (*real-ear attenuation at threshold* - REAT) et de la perte par insertion (*insertion loss* - IL) pour évaluer une performance individuelle des protecteurs sont difficiles à mettre en œuvre en milieu de travail, (iv) la technique de mesure avec microphone placé dans une oreille réelle (*field microphone-in-real-ear* - F-MIRE), plus appropriée à une implantation sur le site, ne permet pas encore d'obtenir une performance individuelle, (v) la durée de port recommandée pour limiter l'exposition au bruit n'est souvent pas respectée à cause de problèmes d'inconfort. Par ailleurs, les protecteurs sont souvent conçus de façon empirique ou à partir de modèles très simplifiés laissant souvent de côté la notion de confort.

Ce travail constitue la suite logique du projet *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail*,¹ financé par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST). Son objectif principal est de développer des outils et méthodes de mesure pour mieux évaluer et améliorer les performances acoustiques des protecteurs en intégrant certains paramètres qui ont une influence sur le confort (force de serrage des coquilles, effet d'occlusion pour les bouchons d'oreille).

Ce projet comportait deux volets : un expérimental et un autre portant sur la modélisation. Dans le cadre du volet expérimental, une comparaison systématique de la méthode subjective, basée sur des mesures REAT avec la méthode objective, basée sur des mesures microphoniques (MIRE) a été effectuée. Cette comparaison a pour but de bien comprendre les avantages et limites de l'approche MIRE, approche mieux adaptée pour la mesure terrain, et de faire ressortir les paramètres clés la liant à l'approche REAT, classiquement utilisée en laboratoire. Une nouvelle méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur des sujets humains a aussi été développée. Pour sa part, le volet modélisation a fait l'objet de trois thèses de doctorat. Des outils de modélisation pour prédire l'atténuation sonore des coquilles, ainsi que l'atténuation sonore et l'effet d'occlusion des bouchons d'oreille ont été conçus. Deux types de bouchon particuliers, ceux moulés en silicone et ceux en mousse ainsi que deux coquilles, l'EAR1000 et la PELTOR OPTIME 98 ont été considérés dans cette étude. Les outils de modélisation développés ont permis un avancement des connaissances sur le problème de transmission acoustique à travers le système protecteur - conduit auditif en prenant en compte certains facteurs d'inconfort. Ils ont également été exploités pour apporter des améliorations aux protocoles de mesures élaborés dans le cadre du volet expérimental. La conception de ces outils a été accompagnée de la mise en place de bancs d'essai de caractérisation et de validation originaux.

¹ Résultats de ce projet publiés sous la forme de deux rapports : R-662 [37] et R-680 [70].

Ces nouveaux outils de modélisation peuvent fournir aux manufacturiers de protecteurs auditifs des pistes pour améliorer leurs produits, sans nécessairement avoir recours à du prototypage réel. À long terme, cela améliorera les conditions des travailleurs en minimisant le risque lié à la dégradation de leur appareil auditif. D'une manière similaire, les modèles développés offrent l'opportunité d'améliorer les standards relatifs aux exigences des propriétés des matériaux synthétiques simulant les tissus humains, utilisés par les manufacturiers de têtes artificielles. La possibilité de mesurer l'effet d'occlusion de façon objective sans sujets humains permettrait de classer les bouchons selon leur effet d'occlusion en s'affranchissant de la variabilité interindividuelle.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS.....	I
SOMMAIRE	III
LISTE DES TABLEAUX.....	VIII
LISTE DES FIGURES.....	IX
1. AVANT-PROPOS	1
2. INTRODUCTION.....	3
3. ÉTAT DES CONNAISSANCES	9
3.1 Méthodes de mesure-terrain de la performance acoustique des protecteurs.....	9
3.1.1 Méthodes de mesures subjectives	9
3.1.2 Méthodes de mesure objectives	10
3.1.3 Facteurs influant sur le temps de port.....	11
3.2 Modélisation du système auditif externe non occlus.....	11
3.3 Modélisation de l'atténuation sonore des protecteurs auditifs de type bouchon.....	11
3.4 Modélisation de l'atténuation sonore des protecteurs auditifs de type coquille	12
3.5 Mesure et modélisation de l'effet d'occlusion	13
3.6 Bilan de l'état des connaissances	13
4. OBJECTIFS DE RECHERCHE	15
5. MÉTHODOLOGIE.....	17
5.1 Mesures subjective et objective de l'atténuation sonore	17
5.1.1 Liens entre les approches subjective (REAT) et objectives (IL et NR).....	17
5.1.2 Protocole de mesures avec sujets humains	19
5.1.3 Sélection des sujets et des protecteurs	21
5.2 Mesure objective de l'effet d'occlusion avec des sujets humains	22
5.2.1 Méthode basée sur la parole.....	22
5.2.2 Méthode basée sur l'ossivibrateur	23

5.3	Modèles numériques de la transmission sonore à travers un protecteur auditif de type coquille ou bouchon et les tissus biologiques de l'oreille externe	23
5.3.1	Modélisation du couplage entre le système tête / torse / protecteur auditif et le milieu externe	23
5.3.2	Modélisation de l'oreille externe	25
5.3.3	Modélisation des coquilles.....	27
5.3.4	Modélisation des bouchons.....	29
5.3.5	Modélisation des excitations.....	31
5.3.5.1	Excitation aérienne.....	31
5.3.5.2	Excitation solidienne.....	32
5.3.6	Caractérisation des paramètres physiques des modèles.....	33
5.3.6.1	Caractérisation acousto-mécanique des matériaux utilisés dans les coquilles et les bouchons	33
5.3.6.2	Caractérisation des tissus biologiques	38
5.3.7	Modèles 3D et 2D axisymétriques développés	39
5.3.7.1	Cas de l'excitation par voie aérienne (atténuation sonore des coquilles)	39
5.3.7.2	Cas de l'excitation par voie aérienne (atténuation sonore des bouchons)	40
5.3.7.3	Cas de l'excitation par voie solidienne (effet d'occlusion de bouchons)	43
5.4	Développement de bancs d'essai de validation des modèles	45
5.4.1	Atténuation sonore	45
5.4.1.1	Cas des coquilles.....	45
5.4.1.2	Cas des bouchons.....	48
5.4.2	Effet d'occlusion.....	50
6.	RÉSULTATS.....	55
6.1	Relations entre les mesures subjectives et objectives de l'atténuation sonore	55
6.1.1	Microphone externe : TF_{ext} et TF'_{ext}	56
6.1.2	Microphone du canal auditif : TF_{canal} et TF'_{canal}	57
6.1.3	Microphone extérieur / canal auditif : TF_{c-ext}	58
6.1.4	Atténuation sonore en fonction de la fréquence : REAT et NR*	60
6.1.5	Indice d'atténuation personnel : PAR.....	62
6.2	Méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur sujets humains	65
6.2.1	Comparaison: ossivibrateur et effort vocal	66
6.2.2	Effet d'occlusion pour différents types de protection.....	67
6.3	Simulation de l'atténuation sonore des coquilles	69
6.3.1	Analyse expérimentale des chemins de transfert acoustiques dans une coquille	69
6.3.2	Comparaison mesures-calculs	71
6.3.3	Étude des principaux modes couplés	73
6.3.4	Atténuation sonore de la coquille seule	74
6.3.5	Importance de la modélisation du coussin	75
6.3.6	Effet de la directivité du champ sonore incident	76

6.4	Simulation de l'atténuation sonore des bouchons.....	77
6.4.1	Comparaison mesures–calculs	77
6.4.2	Effet des approximations géométriques 3D/2D	80
6.4.3	Effet des tissus biologiques de l'oreille externe	83
6.4.3.1	Rôle de la peau.....	83
6.4.3.2	Influence des propriétés des tissus du canal auditif sur l'atténuation sonore	85
6.4.4	Effet du bouchon.....	87
6.4.5	Autres facteurs qui influent sur l'atténuation sonore.....	88
6.4.5.1	Effet des fuites	89
6.4.5.2	Effet de la longueur de bouchon insérée dans le canal	89
6.5	Simulation et mesure de l'effet d'occlusion des bouchons	90
6.5.1	Comparaison mesures-calculs.....	90
6.5.2	Comparaison du modèle proposé avec des modèles analytiques existants.....	92
6.5.3	Facteurs qui influent sur l'effet d'occlusion	93
6.5.4	Méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur dispositif artificiel.....	96
7.	CONCLUSION.....	99
7.1	Retombées scientifiques.....	100
7.2	Retombées technologiques.....	103
7.3	Retombées en SST.....	103
7.4	Limites des travaux.....	103
7.5	Pistes de recherche.....	105
8.	BIBLIOGRAPHIE.....	107

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Nombre de sessions d'essai réalisées pour chaque combinaison coquilles / bouchons	22
Tableau 2: Taux de compression statique moyen mesuré <i>in situ</i> pour les deux types de coussin EAR1000 et PELTOR OPTIME 98.....	35
Tableau 3: Paramètres du modèle Zener à quatre paramètres pour le coussin (modèle de conditions aux limites viscoélastiques [CLV] et de solide équivalent [SE])....	37
Tableau 4: Propriétés physiques des matériaux biologiques utilisés dans les modèles éléments finis.	39
Tableau 5: Dimensions de l'oreille externe artificielle:	51
Tableau 6: Protectors portés par les sujets retenus pour les résultats préliminaires sur l'effet d'occlusion.	66

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Exemple de protecteurs auditifs.....	4
Figure 2 : Diagramme des problématiques de la protection auditive individuelle.	5
Figure 3 : Illustration de l'effet d'occlusion.	7
Figure 4 : Illustration de la position des microphones dans le canal auditif pour (a) l'oreille ouverte; (b) l'oreille occluse par une coquille; (c) l'oreille occluse par un bouchon.....	17
Figure 5 : Illustration du positionnement des microphones pour la mesure de la pression acoustique dans le canal et à l'extérieur de l'oreille pour la condition (a) oreille ouverte; (b) coquilles; (c) bouchons d'oreille.	20
Figure 6 : Couplage entre le fluide externe et le système tête / torse / protecteur auditif à l'aide d'une couche absorbante parfaitement adaptée : (a) maillage acoustique de l'enveloppe tête + protecteur; (b) maillage structural de la coquille + coussin + chair artificielle; (c) maillage acoustique volumique d'un volume convexe entourant l'enveloppe tête + protecteur.....	24
Figure 7 : Niveau de simplification adopté dans la modélisation du couplage entre le fluide externe et le système tête / torse / protecteur auditif : en partant du travailleur jusqu'aux configurations simplifiées avec baffle, en passant par la tête artificielle.	25
Figure 8 : Exemples de coquilles : (a) EAR1000; (b) PELTOR OPTIME 98; (c) PELTOR OPTIME 105; (d) schéma des constituants de l'EAR1000 et de la PELTOR OPTIME 98.	28
Figure 9 : Différents types de bouchon d'oreille disponibles sur le marché : 1) Sonocustom (V3) de Sonomax; 2) RD1 de Tasco Corporation; 3) Air soft de Howard Leight; 4) Classic de E.A.R, 5) Foam de E.A.R; 6) Ultra fit 27 de E.A.R; 7) Push-ins de E.A.R.; 8) Laser lite de Howard Leight.....	30
Figure 10 : Quelques étapes de la procédure de caractérisation : (a) méthode résonante; (b) méthode quasistatique; (c) mesure du taux de compression statique du coussin <i>in situ</i> en différents points autour du coussin.	34
Figure 11 : Effet du temps (a et b) et effet du taux de compression (c et d) sur la mesure de la raideur équivalente (a et c) et du facteur d'amortissement équivalent (b et d) des coussins déterminés par la méthode résonante.	35
Figure 12 : Résultats de caractérisation mécanique du coussin : EAR1000 (a, b et c), PELTOR OPTIME 98 (d, e et f); raideur équivalente (a et d), facteur de perte (b et e), module d'Young (c et f).	38
Figure 13 : Modèle éléments finis d'une coquille (EAR1000) sur baffle excitée acoustiquement : schéma de la configuration géométrique solide équivalent (gauche); maillages éléments finis volumiques des différents domaines solides et acoustiques (droite).....	39

- Figure 14 : Représentation schématique des hypothèses utilisées dans les modèles éléments finis du canal auditif occlus : (a) modèle 3D; (b) modèle 2D axisymétrique (section droite constante ou variable). 1 : onde plane incidente; 2 : pression bloquée; 3 : Baffle rigide; 4' : bouchon; 4'' : partie non occluse du conduit auditif; 5 : membrane tympanique - Adaptée avec permission de [15] Copyright 2013, Acoustical Society of America.40**
- Figure 15 : Description des six méthodes de reconstruction géométrique du canal 2D axisymétrique équivalent basée sur les paramètres des modèles 3D de référence. Pour chacune des méthodes, les paramètres ajustés sont encadrés. - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.41**
- Figure 16 : Représentation schématique du modèle éléments finis 2D axisymétrique du canal auditif ouvert (gauche) et occlus (droite). - Adaptée avec permission de [16]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.41**
- Figure 17 : Représentation schématique du modèle éléments finis 2D axisymétrique du canal auditif occlus par un bouchon moulé en silicone R1 (gauche) et en mousse (droite) - Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.42**
- Figure 18 : Représentation schématique du modèle éléments finis 3D simplifié du canal auditif ouvert (gauche) et occlus (droite).43**
- Figure 19 : Modèle éléments finis 3D du canal auditif occlus par un bouchon moulé. Le système est excité par une force appliquée sur la mastoïde.43**
- Figure 20 : Modèle éléments finis 3D à frontières cylindriques du canal auditif occlus par un bouchon moulé. Le système est excité par une force appliquée sur la partie osseuse.44**
- Figure 21 : Modèle éléments finis 2D axisymétrique du canal auditif occlus par un bouchon pour étudier l'effet d'occlusion.45**
- Figure 22 : Banc de validation pour mesurer la perte par insertion des coquilles et de ses composants individuels. Les deux systèmes d'application de la force de serrage sont également indiqués. Adaptée avec permission de [10]. Copyright 2014, Elsevier.46**
- Figure 23 : (a) dispositif expérimental comprenant un haut-parleur tournant autour de la tête artificielle dont l'oreille droite est instrumentée et protégée par l'EAR1000; (b) peau artificielle (silicone) remplaçant le pavillon artificiel, oreille non protégée avec microphone interne (MIC1); (c) oreille protégée par l'EAR1000 avec microphone externe MIC2.47**
- Figure 24 : Dispositif expérimental pour valider le modèle 2D axisymétrique aux parois rigides - schéma de principe (haut de la figure) : (a) vue générale du dispositif en chambre semi-anéchoïque; (b) plaque d'acier (baffle) contenant le bouchon moulé (en jaune sur la figure) inséré dans le conduit rigide et connecté au simulateur d'oreille; (c) zoom sur le système bouchon-canal auditif rigide connecté au simulateur d'oreille; (d) canal auditif rigide -**

Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.....	48
Figure 25 : Dispositif expérimental pour valider le modèle 2D axisymétrique aux parois avec peau - schéma de principe (gauche) ; vue de la tête artificielle sans pavillon (droite haut) ; canal auditif avec peau synthétique et bouchons en silicone testés (droite bas). Adaptée avec permission de [16]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.....	50
Figure 26 : Schéma de principe de l'oreille artificielle : (a) canal auditif; (b) tissus mous; (c) tissu osseux ; (d) peau à l'entrée et autour du canal auditif. Dimensions fournies au Tableau 5.	51
Figure 27: Schéma du dispositif artificiel de mesure de l'effet d'occlusion. (a) plaque d'acier; (b) moyeu; (c) oreille artificielle; (d) coupleur IEC 60711; (e) cage pour la transmission de l'excitation mécanique; (f) minipot vibrant K2007E01.....	52
Figure 28: Principe de fonctionnement de l'oreille externe synthétique et de son système d'excitation avant leur fixation à la cloison du dispositif : (a) composants; (b) illustration de la transmission solidienne dans le dispositif.	53
Figure 29 : Facteurs TF_{ext} et TF'_{ext} (moyenne et écart type) en fonction de la fréquence pour : (a) les coquilles; (b) les bouchons; (c) l'oreille ouverte.	56
Figure 30 : Moyenne et écart type des facteurs TF_{canal} et TF'_{canal} en fonction de la fréquence pour la coquille EAR1000.	58
Figure 31 : Moyennes et écarts types de la fonction TF_{c-ext} selon la fréquence. Les calculs statistiques inclus les données des deux oreilles de tous les sujets.....	59
Figure 32 : Comparaison entre les IL^* et $NR^* + TF_{c-ext}$ en utilisant : (a) des valeurs individuelles pour TF_{c-ext}; (b) des valeurs moyennes. Les valeurs moyennes et les écarts types sont présentés pour les trois conditions de protection.	60
Figure 33 : REAT et $NR^* + TF_{c-ext}$ (équivalent binaural) en fonction de la fréquence pour les trois conditions de protection : (a) coquilles; (b) bouchons; (c) double protection.	61
Figure 34 : Comparaison des indices PAR obtenus avec les atténuations sonores $NR^* + TF_{c-ext}$ et REAT. Les valeurs monaurales sont utilisées en (a) pour $NR^* + TF_{c-ext}$ tandis que l'équivalent binaural est utilisé en (b).....	64
Figure 35 : Comparaison des indices PAR obtenus avec les atténuations sonores $NR^* + TF_{c-ext}^{individuel}$ et $NR^* + TF_{c-ext}^{moyenne}$. Les équivalents binauraux sont utilisés dans les calculs.....	65
Figure 36: Effet d'occlusion en fonction de la fréquence : comparaison ossivibrateur et effort vocal. Les résultats pour les sujets 18 (a), 21 (b) et 33 (c) sont présentés.	67
Figure 37: Effet d'occlusion moyen en fonction de la fréquence pour les trois types de protection testés. Les résultats pour les sujets 18 (a), 21 (b) et 33 (c) sont	

- présentés. Une moyenne sur les trois niveaux cibles d'effort vocal est effectuée.68
- Figure 38 : Perte par insertion (moyenne) de la coquille complète EAR1000: sans insert; insert original en polyuréthane; insert en polyimide; insert en fibre de verre; la moyenne des résultats expérimentaux est tracée avec l'intervalle de confiance à 99 %. Adaptée avec permission de [10]. Copyright 2014, Elsevier.71**
- Figure 39 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour le protecteur EAR1000 sans insert. Le coussin est simulé à l'aide du modèle de solide équivalent pour différents coefficients de Poisson. La dépendance fréquentielle des paramètres est prise en compte (Zener) ou supposée constante. Le coussin est supposé être excité ou non. Un zoom de la zone fréquentielle [3000-6400 Hz] est également présenté.72**
- Figure 40 : Déformées modales des modes couplés, calculées pour la configuration 1A du modèle EAR1000.74**
- Figure 41 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour le protecteur EAR1000 sans insert pour lequel le coussin est remplacé par un coussin rigide et indéformable.75**
- Figure 42 : Comparaison des simulations et des mesures dans trois bandes de tiers d'octave pour l'indice $\Delta NR(f, \theta)$ en fonction de l'angle d'incidence : (a) 630 Hz, (b) 1250 Hz, (c) 4000 Hz.77**
- Figure 43 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour deux configurations de systèmes bouchon / canal auditif en métal (deux longueurs de bouchon et de canal auditif) - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.78**
- Figure 44 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour deux configurations de systèmes bouchon/canal auditif avec peau artificielle (deux longueurs de bouchon et de canal auditif) - Adaptée avec permission de [23]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.79**
- Figure 45 : Comparaison entre les IL mesurés (moyenne \pm écart type) et simulés en tiers d'octave (sans fuite, fuites de diamètre 0,2 mm et 0,5 mm). Pour la mesure, les IL minima et maxima sont aussi représentés en pointillés : (a) silicone; (b) mousse. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.80**
- Figure 46 : Comparaison des pertes par insertion d'un bouchon en silicone en tiers d'octave calculées à partir du modèle 3D (référence) et du modèle axisymétrique basé sur six méthodes de reconstruction géométriques différentes : (a) CA1; (b) CA4 - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.81**
- Figure 47 : Comparaison des pertes par insertion d'un bouchon en silicone en tiers d'octave calculées à partir du modèle 3D simplifié (Figure 18) et du modèle axisymétrique équivalent inspiré de la Figure 17 et utilisant la méthode 5. ..82**

- Figure 48 : Comparaison des pertes par insertion de bouchons en tiers d'octave mesurées sur sujets humains (moyenne \pm écarts types) et calculées à partir du modèle axisymétrique : (a) silicone; (b) mousse – les minima et maxima expérimentaux sont indiqués en pointillés. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.83**
- Figure 49 : Bilan de puissance dans la cavité du canal auditif. Haut : bouchon 5,8 mm. Bas : bouchon 8,5 mm. Gauche : niveaux de puissance correspondant aux équations (14) et (15) Droite : rapport de chaque puissance échangée à la puissance totale qui entre ou sort de la cavité (équation (16)) - Adaptée avec permission de [16]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.....85**
- Figure 50 : Influence des paramètres mécaniques de la peau sur la perte par insertion calculée avec le modèle axisymétrique éléments finis.....86**
- Figure 51 : Comparaison des écarts types des pertes par insertion calculées et mesurées. Les écarts types calculés résultent des analyses de sensibilité vis-à-vis des paramètres mécaniques des tissus et des bouchons menées avec le modèle axisymétrique éléments finis. Les écarts types expérimentaux correspondent à la variabilité interindividuelle observée lors des mesures avec sujets humains. (a) bouchon en silicone; (b) bouchon en mousse. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.87**
- Figure 52 : Influence des paramètres mécaniques et géométriques du bouchon sur la perte par insertion calculée avec le modèle axisymétrique éléments finis.....88**
- Figure 53 : Comparaison des mesures moyennes des REAT (\pm écarts types; Berger 2013 et Tufts et coll. 2013) et des IL calculées et corrigées pour tenir compte de la conduction osseuse : (a) bouchon en silicone; (b) bouchon en mousse. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.90**
- Figure 54 : Comparaison de l'effet d'occlusion simulé et mesuré en tiers d'octave pour un bouchon en silicone (ligne bleue avec symboles) et un bouchon en mousse (ligne verte en pointillés) – profondeur d'insertion de 15 mm. Les barres d'erreur représentant l'écart type et les effets d'occlusion individuels (lignes grises fines) définissent une zone de référence mesurée par Stenfelt et Reinfeldt [85]. Adaptée avec permission de [25]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.91**
- Figure 55 : Comparaison de l'effet d'occlusion simulé et mesuré : (a) bouchon en mousse inséré de 11,1 mm; (b) bouchon en silicone inséré de 11,7 mm.92**
- Figure 56 : (a) comparaison entre simulations numériques et le modèle analytique de Stenfelt et Reinfeldt [85] de l'effet d'occlusion d'un bouchon en mousse - profondeurs d'insertion faible (7 mm) et profonde (22 mm); (b) comparaison entre simulations numériques et le modèle analytique de Schroeter et Poesselt [56] de l'effet d'occlusion d'un bouchon en mousse – profondeur d'insertion de 9,2 mm.93**
- Figure 57 : Bilan de puissance pour la cavité d'air occluse dans le cas d'un bouchon en mousse (profondeur d'insertion 11,1 mm) et en silicone (profondeur**

d'insertion 11,7 mm) dans des bandes de tiers d'octave sélectionnées. Les symboles se réfèrent à l'axe des ordonnées à droite et les barres verticales à l'axe des ordonnées à gauche. Par exemple, à 0,25 kHz, le niveau de puissance dissipée au tympan est d'environ -10 dB (axe de droite) pour le bouchon en mousse. De ces -10 dB, 77 % viennent de la surface du bouchon (barre bleue, axe de gauche) et 23 % viennent des parois de la partie du canal non occluse (barre rouge, axe de gauche).94

Figure 58 : Effet du diamètre d'une fuite dans le bouchon sur son effet d'occlusion - cas d'un bouchon en mousse (profondeur d'insertion 11,1 mm).95

Figure 59 : Effet d'occlusion en 1/3 d'octave mesuré avec le dispositif artificiel pour un bouchon en mousse (profondeur d'insertion de l'ordre de 20 mm) pour une excitation par bruit rose de niveau global 90 dB.96

LISTE DES ACRONYMES

AC:	Air conduction (conduction aérienne)
AML :	Automatically matched layer (couche parfaitement adaptée)
ATF :	Acoustic test fixture (tête artificielle)
BC:	Bone conduction (conduction osseuse)
BEM:	Boundary element method (méthode des éléments de frontières)
CAO:	Conception assistée par ordinateur
CSST :	Commission de la santé et de la sécurité du travail
dB:	Décibel
DMA :	Dynamic mechanical analyzer (analyseur mécanique dynamique)
EF:	Éléments finis
ÉTS:	École de technologie supérieure
FEM:	Finite element method (méthode des éléments finis)
F-MIRE:	Field microphone in the real ear (microphone dans l'oreille – mesure terrain)
HRTF:	Head related transfer function (fonction de transfert de la tête)
HTL :	Hearing threshold level (niveau du seuil d'audition)
Hz :	Hertz
ICAR:	Infrastructure commune en acoustique pour la recherche
IL :	Insertion loss (perte par insertion)
MIRE :	Microphone in the real ear (microphone dans l'oreille)
NIOSH :	National Institute for Occupational Safety and Health
NR :	Noise reduction (affaiblissement acoustique)
NRR :	Noise reduction rating (indice d'affaiblissement acoustique)
OE :	Occlusion effect (effet d'occlusion)
PAI :	Protecteurs auditifs individuels
PAR :	Personal attenuation rating (indice d'atténuation individuel)
PME :	Petites et moyennes entreprises
QMA :	Quasi-static mechanical analyzer (analyseur mécanique quasi-statique)
REAT :	Real ear attenuation at threshold (atténuation sonore au seuil)
SF:	Spring foundation (fondation élastique)
SST :	Santé et sécurité du travail
TFOE:	Transfer function of the open ear (fonction de transfert de l'oreille ouverte)

1. AVANT-PROPOS

Ce rapport résulte d'une étude de grande envergure qui s'est échelonnée sur cinq ans et qui a généré beaucoup plus d'informations que peut en contenir un rapport de taille habituelle. Il a donc été décidé de présenter un résumé d'une centaine de pages et de présenter sous forme de références tous les autres documents produits dans le cadre de ce projet, dont trois thèses de doctorat par articles (chaque thèse comprend, en plus du contenu reformaté de trois articles de revues spécialisées, un long chapitre d'introduction qui explique la structure de la thèse, un chapitre de revue de la littérature et un chapitre de conclusions), 9 articles de revue et 18 articles parus dans des actes de congrès. Ces documents sont référencés au tableau ci-dessous, classés par thème et sous-thème :

Thème	Sous-thème	Document		
		Thèse Ph. D.	Article de revue	Acte de congrès
Mesures	Comparaison des mesures objectives et subjectives de l'atténuation du bruit		[1]	[2]
	Comparaison des mesures objectives et subjectives de l'atténuation du bruit et de l'effet d'occlusion			[3]
	Estimation des niveaux d'exposition des sujets portant un protecteur auditif en fonction du champ acoustique et de la position du microphone extérieur			[4-6]
Modélisation	Problématique générale de modélisation des protecteurs auditifs par éléments finis			[7,8]
	Étude de la transmission sonore à travers un protecteur de type coquille couplé au conduit auditif, à la tête et au torse : modélisation numérique et validation	[9]	[10,11]	[12,13]
	Étude de la transmission sonore par voie externe d'un bouchon d'oreille couplé au conduit auditif : modélisation numérique et validation expérimentale	[14]	[15-17]	[18-22]
	Étude de l'effet d'occlusion d'un bouchon d'oreille : modélisation numérique et validation	[23]	[24-26]	[27-30]

Il est important de mentionner qu'un comité consultatif constitué d'experts internationaux sur la protection auditive a suivi et guidé les travaux des chercheurs tout au long du projet.

L'introduction (chapitre 2) présente la problématique générale des effets du bruit sur la santé et les problématiques spécifiques de ce projet, c'est-à-dire celles qui sont associées à l'utilisation de protecteurs auditifs en milieu de travail. L'état des connaissances (chapitre 3) couvre les aspects mesure et modélisation tant pour l'atténuation du bruit que pour l'effet d'occlusion. Sont ensuite présentés les objectifs de recherche (chapitre 4), la méthodologie (chapitre 5), les résultats (chapitre 6) et la conclusion (chapitre 7).

2. INTRODUCTION

La surdité est la maladie professionnelle numéro un au Québec; elle est largement en tête. D'après les statistiques les plus récentes de la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) qui portent sur l'année 2012, les troubles de l'oreille, de la mastoïde ou de l'audition constituent 63,2 % (2 600/4 117) de tous les dossiers de maladies professionnelles ouverts et acceptés pendant l'année [31]. A l'heure actuelle, environ 500 000 travailleurs du Québec sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'engendrer des problèmes d'audition et au moins 100 000 d'entre eux sont aux prises avec les conséquences d'une surdité professionnelle [32]. Les solutions utilisées pour réduire cette exposition consistent à agir sur les conditions de travail (en aménageant l'organisation des tâches afin de réduire le temps d'exposition) et sur le niveau de bruit auquel est soumis le travailleur. Dans ce dernier cas, des actions peuvent être engagées soit sur la source de bruit, soit sur l'environnement où s'effectue la propagation sonore ou encore auprès du travailleur par l'intermédiaire d'équipements de protection individuelle. La solution la plus efficace à privilégier est, sans conteste, celle de poser des actions visant l'élimination ou la réduction de la source du bruit. Cela nécessite idéalement de prendre en compte les contraintes de bruit sur le plan de la conception des machines, ce qui n'est pas une pratique courante. Dans le cas de machines existantes, les modifications de design peuvent être coûteuses et longues à mettre en place, rendant difficile d'accès ce type de solution aux petites et moyennes entreprises (PME). L'action sur le milieu de propagation par implantation de traitements acoustiques ou d'encoffrements de machine est également efficace, mais elle peut requérir des investissements conséquents et un réaménagement du poste de travail. Selon le Règlement sur la santé et la sécurité du travail du Québec à l'article 136, « ...l'employeur doit mettre des protecteurs auditifs à la disposition des travailleurs... », s'il se révèle impossible de mettre en œuvre des mesures de réduction de bruit en milieu de travail ou en attendant leur application. Pour les raisons évoquées précédemment, la protection individuelle simple ou double demeure la solution la plus utilisée [33,34], car elle peut être facilement et rapidement implantée et son coût est faible. La résolution des problèmes associés à la protection auditive individuelle est l'objet de ce projet.

Comme illustré à la Figure 1, deux **types de protecteurs auditifs** sont couramment utilisés : les coquilles et les bouchons. On a parfois recours à l'utilisation simultanée des coquilles et des bouchons lorsque les niveaux de bruit ambiant sont très élevés et on parle alors de double protection. Les coquilles (reliées entre elles par un arceau ou fixées sur un casque de protection) sont faites d'un matériau isolant acoustique (par exemple du plastique) et viennent prendre appui sur la tête du travailleur par l'intermédiaire d'un coussin souple le plus souvent constitué d'une gaine polymérique entourant une mousse de confort. Un dispositif de serrage permet de maintenir les coquilles sur les oreilles. Les bouchons sont constitués d'un matériau isolant inséré directement dans le canal auditif ; ils peuvent être préformés en différentes tailles standards ou en utilisant un moule personnalisé. Ils peuvent également être constitués d'un produit (mousse) qui permet de les adapter au conduit auditif à chaque utilisation. Il existe aussi des protecteurs qui combinent les bouchons avec un cadre de serrage permettant de les maintenir en pression sur l'oreille.



Figure 1 : Exemple de protecteurs auditifs.

Le port des protecteurs auditifs individuels (PAI) est associé à plusieurs problématiques en santé et en sécurité du travail (SST) qui sont présentées ci-dessous en lien avec les problématiques réglementaires, scientifiques et techniques. Une vue d'ensemble de ces problématiques et de leurs liens est présenté dans le diagramme de la Figure 2. Chaque aspect de la problématique SST est présenté séparément dans une sous-section.

Il y a deux problématiques **en SST** liées à l'utilisation des protecteurs auditifs. La première, qui est sans doute la principale, est la prévalence de la surdité professionnelle malgré le port recommandé de ces protecteurs. La seconde, qui constitue un effet indirect des protecteurs auditifs, est que ces derniers peuvent être un **cofacteur de risque pour les accidents du travail**. Cette deuxième problématique résulte du fait que ces dispositifs agissent comme des filtres qui modifient le contenu fréquentiel du bruit, mais aussi du signal utile. Ils peuvent ainsi constituer un facteur aggravant dans les causes d'accidents en raison de la non-entente de signaux d'alarme ou du manque d'intelligibilité d'un avertissement lancé par un autre travailleur [35]. Les populations particulièrement à risque sont celles possédant déjà une déficience auditive (jeunes arrivant sur le marché du travail, mais déjà sourds ou travailleurs atteints de surdité professionnelle) ou les personnes travaillant dans des ambiances très bruyantes qui utilisent la double protection. Pour ces populations, le risque d'accident est accru si les protecteurs sont mal choisis ou inadaptés à l'audition du travailleur.

Les causes de ces deux problématiques SST se rejoignent, car pour diminuer les risques d'accidents, mais aussi pour assurer une protection suffisante afin d'éviter un traumatisme auditif (c'est-à-dire la surdité du travailleur), il est important que le niveau d'atténuation offert par le protecteur soit adapté au travailleur et à son environnement. À cette exigence de bénéficier d'une **protection acoustique adaptée**, s'ajoute celle du **confort**, car l'inconfort des protecteurs entraîne souvent une réduction de la durée de port.

Il est difficile de choisir un protecteur adapté. Bien qu'il existe des outils et des normes permettant de sélectionner le type et la performance du protecteur auditif en fonction de l'environnement sonore dans lequel évolue le travailleur, il est relativement difficile d'évaluer à l'avance quelles seront ses performances réelles sur un individu. En effet, des mesures de l'atténuation effective du bruit en temps réel des protecteurs auditifs en milieu de travail révèlent que celle-ci est non seulement variable en fonction de l'environnement dans lequel ils sont utilisés, mais qu'elle est le plus souvent inférieure à celle annoncée par le fabricant et aux résultats obtenus en laboratoire avec les méthodes recommandées par la norme.

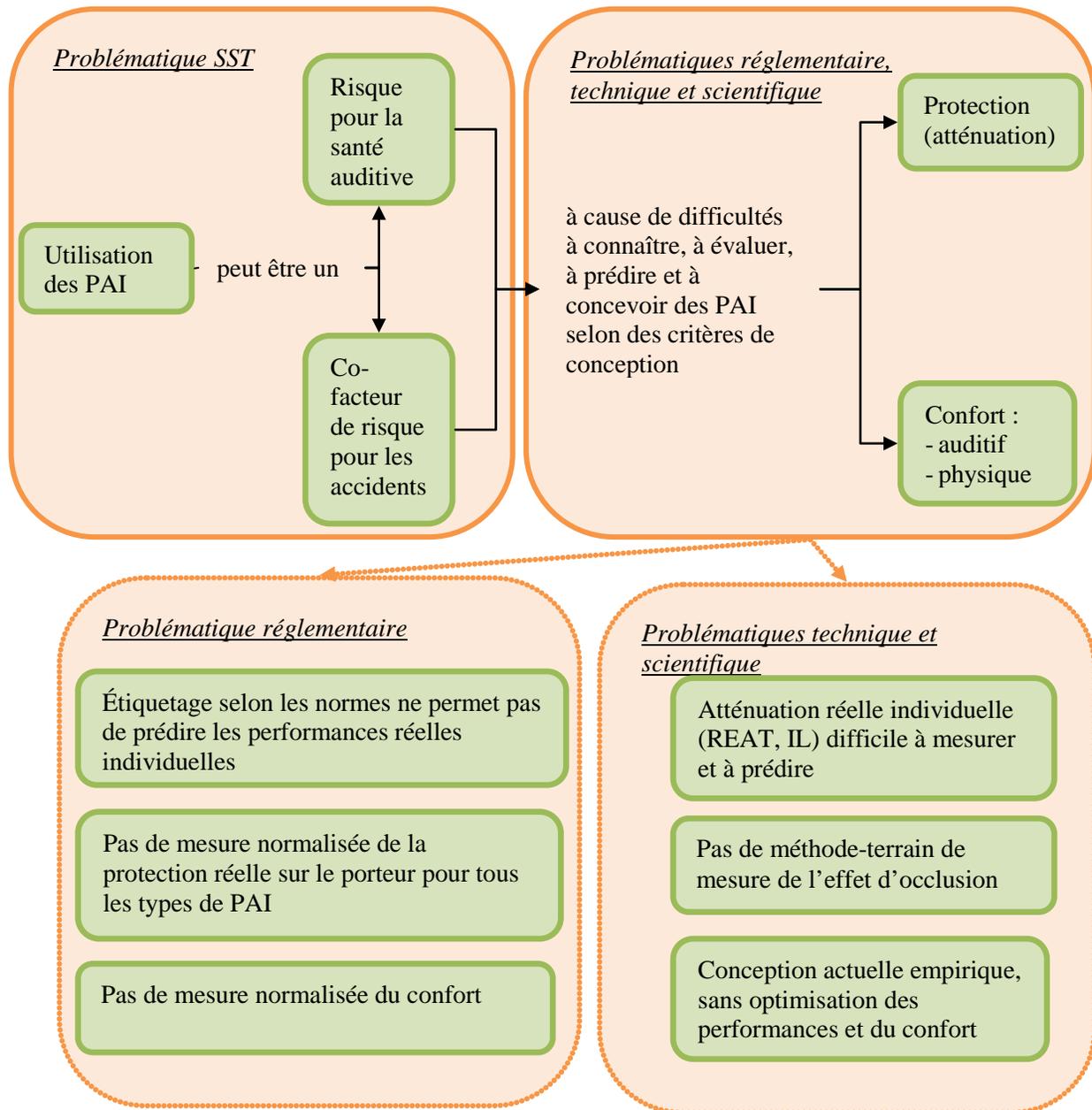


Figure 2 : Diagramme des problématiques de la protection auditive individuelle.

Le suivi de la protection réelle d'un travailleur est limité en pratique par la difficulté à mettre en œuvre, en milieu de travail, les méthodes de laboratoire normalisées de déplacement du seuil d'audition (*real-ear attenuation at threshold* – REAT) et de la perte par insertion (*insertion loss* – IL). Les méthodes actuelles normalisées de mesure de l'atténuation du bruit des protecteurs auditifs sont basées sur une mesure au seuil auditif avec et sans le protecteur (REAT). Ces mesures au seuil permettent d'obtenir une atténuation sonore dépendante de la fréquence, qu'on peut noter REAT. La mesure basée sur le REAT est subjective car elle requiert des évaluations subjectives des seuils d'audition par différents sujets testés. Des recherches ont

alors porté sur le développement de mesures objectives de l'atténuation du bruit afin de s'affranchir des difficultés qu'amènent les évaluations subjectives. La mesure de la perte par insertion (IL) est une des méthodes reconnues [36]. Elle consiste, à l'aide de mesures microphoniques dans le conduit auditif (MIRE : *microphone in the real ear*), à évaluer la différence des niveaux sonores tympaniques avec et sans le protecteur. Bien que cette approche comporte son lot d'incertitudes, particulièrement quant au positionnement des microphones, elle est moins sensible aux bruits physiologiques que la mesure du REAT et montre généralement moins de variabilité que cette dernière [37]. Les techniques REAT et IL demandent, pour chaque sujet testé, des mesures successives avec et sans protecteur. Elles sont donc mal adaptées à la mesure en milieu de travail ce qui complique l'interprétation des mesures quand vient le temps de comparer des résultats terrain avec ceux obtenus en laboratoire. Pour pallier ce problème, la méthode MIRE peut être utilisée pour obtenir des mesures microphoniques à l'extérieur et sous le protecteur de façon simultanée pour obtenir l'affaiblissement sonore NR (*noise reduction*). Cette approche est particulièrement adaptée aux mesures-terrains, car elle demande moins d'infrastructures (p. ex. cabine audiométrique) que la méthode des seuils, elle s'appelle alors méthode Field-MIRE (F-MIRE). De plus, il est possible de concevoir l'instrumentation nécessaire pour la mesure du NR en milieu de travail. C'est ce qui a notamment été fait dans un précédent projet de l'IRSST [38]. Les développements de l'approche MIRE (IL ou NR) font ressortir une question importante qui a peu été étudiée jusqu'à maintenant : comment sont reliés entre eux les trois indicateurs que sont les REAT, IL et NR? Y répondre permettrait de proposer aux experts et intervenants dans le domaine du bruit différentes alternatives de mesures, tout en s'assurant de bien comprendre comment leurs résultats peuvent se comparer. Des travaux récents [39] ont permis de faire le lien entre le REAT et le NR pour certains bouchons. Ils ont montré qu'il est possible de corriger le NR avec un terme de compensation qui est une valeur moyennée sur un ensemble de sujets équipés du même protecteur, pour prédire le REAT. L'approche donne de bons résultats mais gagnerait à être revue afin de calculer des termes correctifs individualisés plutôt qu'une correction statistique de groupe. À notre connaissance, aucun travail de ce genre n'a été entrepris pour les protecteurs de type coquille. Encore là, cette question de SST débouche sur une double problématique scientifique et technique (techniques nouvelles de prédiction individuelle en développement pour les bouchons à étendre aux coquilles et à affiner pour que la compensation de groupe soit éventuellement remplacée par une compensation individuelle) et réglementaire (modification des normes existantes pour y inclure les développements scientifiques et techniques à venir).

La durée de port recommandée pour limiter l'exposition au bruit n'est pas toujours respectée à cause de problèmes d'inconfort. Des tentatives ont été faites sans grand succès pour hiérarchiser les facteurs d'inconfort [40–42], car des disparités subsistent. Pour les fins de notre étude, nous classons les facteurs d'inconfort en deux grandes catégories, l'inconfort « physique » et l'inconfort « auditif ». L'inconfort « physique » regroupe, par exemple, pour les coquilles, une étanchéité trop grande, l'échauffement de l'oreille, la texture du coussin, le poids du protecteur, la pression de serrage sur la tête qui modifie la circulation sanguine, la gêne éventuelle du mouvement des bras et de la tête, l'ajustement, la facilité de port et l'excès de sudation. Pour les bouchons, il s'agit plutôt de la texture, de la sensation de pression sur les parois du conduit auditif, de la facilité de port, de l'échauffement de l'oreille, de l'excès de sudation et du poids. L'inconfort « auditif » comprend les modifications de la perception des sons et de la parole, et les difficultés de communication qui peuvent en résulter. Dans cette catégorie, une source d'inconfort qui n'est pas toujours rapportée spontanément par les

utilisateurs parce que difficile à nommer précisément, est l'**effet d'occlusion**. Cet effet a été mis en évidence scientifiquement en 2003, par Stenfelt et coll. [43].

Il résulte du fait que des sources à l'intérieur du corps humain (propre voix de l'être humain ou bruits physiologiques tels que la mastication) génèrent des ondes qui se transmettent soit directement à l'oreille interne par voie solide (tissus osseux ou cartilagineux de la tête) soit indirectement à l'oreille interne par la mise en vibration des parois du conduit auditif, ces différents chemins sont présentés en détail dans l'introduction de la référence [44]. L'occlusion du conduit auditif a pour conséquence principale d'augmenter l'énergie transmise par ce chemin indirect de l'ordre de 10 à 20 dB dans les basses fréquences (jusqu'à environ 2000 Hz), ce phénomène est illustré schématiquement à la Figure 3. Une sensation désagréable résulte du fait que la propre voix du porteur est déformée (son « caverneux ») et que les bruits physiologiques sont soudainement très perceptibles. Cet effet diminue, voire disparaît, si l'oreille est occluse profondément dans le tiers du conduit auditif proche du tympan, partie qui traverse une partie osseuse très rigide. Cette partie vibre et rayonne très peu en comparaison avec les deux tiers restants du conduit auditif, qui sont une partie faite de cartilage et de tissus mous, donc beaucoup plus souple et capable de transformer l'excitation en rayonnement acoustique. Cependant, une insertion profonde n'est pas forcément une solution puisqu'elle cause un autre problème d'inconfort associé à la plus grande sensibilité de cette partie du conduit à la présence d'un corps étranger. Ce phénomène est sans doute moindre avec les coquilles puisqu'elles sont tapissées d'un matériau absorbant qui diminue les réflexions sur la paroi de la coquille. Cet effet d'occlusion n'est pas présentement évalué ni d'ailleurs pris en compte scientifiquement dans la conception des protecteurs alors qu'il serait un indicateur important du confort auditif des protecteurs.

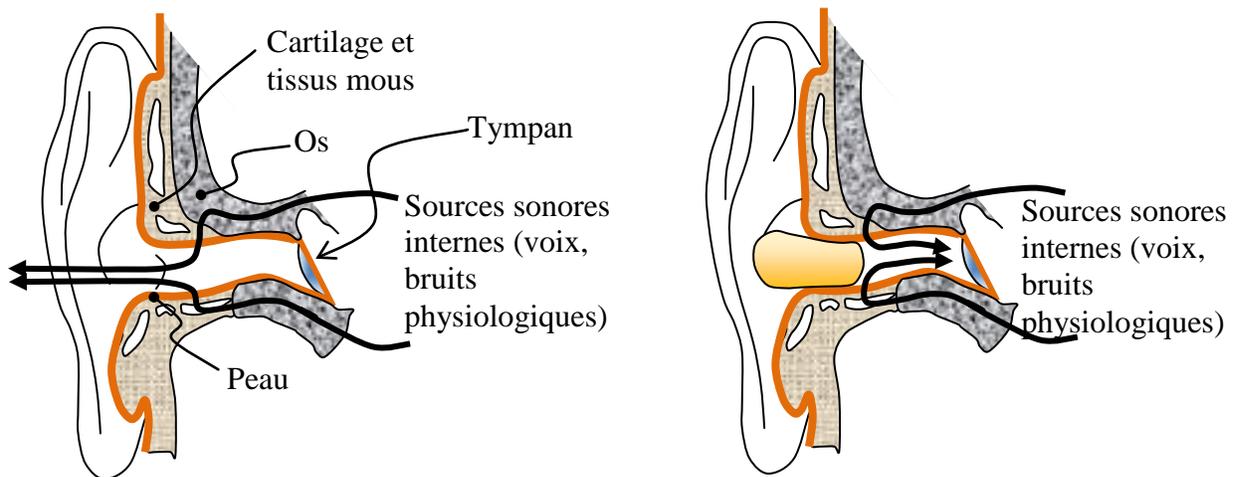


Figure 3 : Illustration de l'effet d'occlusion.

La conception est le plus souvent empirique et les performances ainsi que le confort du protecteur ne sont pas optimisées. Sur le plan technologique, les protecteurs auditifs sont souvent conçus de façon empirique ou à partir d'outils simplifiés. Ces outils sont basés sur les modèles de types *circuits électriques* qui, bien que rapides, reposent toutefois sur plusieurs hypothèses simplificatrices qui limitent de façon importante leur domaine de validité. Par

exemple, ces modèles ne prennent pas en compte : (i) le couplage réel multiphysique tête / protecteur / conduit auditif qui gouverne l'efficacité acoustique et influe sur le confort, (ii) une modélisation fine de la géométrie et des matériaux constituant le protecteur, (iii) la variabilité de l'atténuation du bruit du fait de la nature du champ sonore, (iv) le caractère des bruits auxquels est soumis le travailleur (continu, impulsifs, non-linéarité du protecteur en fonction du niveau) qui devrait nécessiter un design approprié. De plus, les différents facteurs liés au confort et à l'efficacité acoustique des protecteurs sont souvent antagonistes, ce qui conduit les concepteurs à travailler régulièrement de façon empirique afin de trouver un compromis entre performance et confort.

3. ÉTAT DES CONNAISSANCES

3.1 Méthodes de mesure-terrain de la performance acoustique des protecteurs

Les principaux résultats de l'état de l'art sur les mesures-terrains sont présentés dans le rapport portant sur la partie mesure du projet précédent intitulé *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail* [38] ainsi que dans un article publié dans le cadre de ce projet précédent [45]. Une vue très générale du domaine est aussi décrite dans trois articles qui présentent une revue de la littérature : deux écrits par Berger, avec une première revue en 1986 [46] suivie d'une mise à jour en 2007 [47] et un article signé par Hager [48] en 2006.

Excepté pour des protecteurs très performants (dans le cas de la double protection par exemple), il est généralement admis que la conduction par voie osseuse n'affecte pas les performances des protecteurs. Il est alors possible de considérer la perte par insertion (IL) comme la mesure idéale de l'atténuation du bruit d'un protecteur. Elle est définie comme étant la différence entre le niveau sonore au tympan, évalué sans et avec protection. Cette mesure idéale est réalisée en pratique par des méthodes qui peuvent être divisées en deux catégories : les méthodes subjectives et les méthodes objectives. Les méthodes de mesures **subjectives** utilisent principalement la technique REAT, technique utilisée pour déterminer le taux de réduction du bruit (*noise reduction rating*, NRR). Les méthodes **objectives** recensées reposent sur l'utilisation d'instruments de mesure pour quantifier les niveaux sonores plutôt que sur une évaluation faite par l'individu. Elles sont, principalement, des dérivées de la méthode du microphone placé dans une oreille (*microphone-in-real-ear*, MIRE). Ces deux types de méthodes sont présentés dans les deux sous-sections suivantes et une brève troisième sous-section porte sur les facteurs influençant le temps de port.

3.1.1 Méthodes de mesures subjectives

Méthode REAT adaptée au terrain

La mesure d'atténuation subjective la plus utilisée en laboratoire est celle de type REAT : le seuil d'audition d'un sujet est déterminé à plusieurs fréquences (entre 125 et 8000 Hz), avec et sans protecteurs auditifs et la différence des seuils, en dB, entre les deux séries de mesures donne l'atténuation sonore du protecteur auditif. Cette approche fournit la perte par insertion avec, en basses fréquences, un biais dû à l'effet de masquage des bruits physiologiques. Une des adaptations-terrains de cette méthode est le FitCheckTM qui ne nécessite pas de cabine audiométrique, car il utilise des écouteurs et semble donner des résultats comparables à ceux des tests REAT en cabine audiométrique [49]. Cependant, quatre difficultés restent associées à la méthode : 1) les mesures ne peuvent s'effectuer que de façon ponctuelle; 2) le sujet n'est pas évalué dans sa position réelle de travail; 3) le temps pour évaluer un sujet est long; 4) il faut trouver un endroit où le bruit ambiant est faible, ce qui peut être difficile en milieu industriel.

3.1.2 Méthodes de mesure objectives

Méthode F-MIRE

La principale méthode objective de mesure-terrain est celle appelée F-MIRE, qui a été développée par certains des auteurs de ce rapport dans le cas des bouchons d'oreille [39,43]. Elle est basée sur une mesure par un doublet microphonique des pressions à l'intérieur et à l'extérieur du protecteur. Cette méthode repose sur une formulation qui permet de prédire le REAT du porteur à partir de la différence entre les niveaux mesurés sous et à l'extérieur du protecteur. Cette prédiction repose présentement sur deux calibrations en laboratoire, une calibration-terrain du système microphonique et sur l'utilisation d'un facteur moyen de compensation qui prend en compte l'effet de masquage dû au bruit physiologique ainsi que trois fonctions de transfert : pression à l'entrée de l'oreille obstruée sur pression en champ libre, pression au tympan de l'oreille ouverte sur pression en champ libre et pression au microphone sous le protecteur sur pression au tympan de l'oreille occluse. Il reste à améliorer cette prédiction en déterminant un facteur de compensation individuelle et à étendre cette mesure aux protecteurs de type coquille.

Mesure en continu

L'avantage d'une méthode de mesure en continu est de prendre en compte les facteurs influençant l'atténuation réelle du bruit, chose très difficile, voire impossible à accomplir, avec les méthodes de mesures ponctuelles. En 1993, alors que les appareils n'étaient pas encore suffisamment compacts pour être portés directement par les travailleurs, une étude utilisant des émetteurs radios et permettant ainsi l'enregistrement de données audio à distance a été effectuée [50]. Il s'agit de la première étude de mesure de l'atténuation en continu recensée. De nos jours, les progrès en miniaturisation nous offrent la possibilité d'équiper un travailleur avec un enregistreur suffisamment compact pour ne pas gêner ses mouvements [51]. Ci-après sont présentées trois méthodes de mesures-terrains qui permettent d'obtenir, de façon objective et continue, soit l'atténuation réelle des protecteurs, soit la dose réelle du travailleur.

Mesure en continu par dosimétrie. Dans cette méthode, un dosimètre sert à déterminer le niveau de pression acoustique global pondéré A équivalent sous le protecteur auquel est exposé le travailleur durant un quart de travail. Cette méthode est le fruit de plusieurs études publiées dans les 25 dernières années. La première étude recensée utilisant cette méthode date de 1983 [52]. L'année suivante, Goff et Blank [53] arrivaient à la conclusion, en utilisant une procédure semblable, que les valeurs de protection NRR étaient surévaluées. Récemment, un système à dosimètre a été utilisé pour effectuer des mesures-terrains [54] et d'autres études utilisant cette méthode de façon extensive [55] sont en cours. En se basant sur la logique de mesure MIRE, il serait possible d'équiper un travailleur avec deux dosimètres et ainsi ajouter à la mesure dosimétrique réelle du travailleur, la mesure dosimétrique du champ dans lequel il se trouve. Il serait alors concevable de déterminer l'atténuation réelle du bruit obtenue par le port d'un protecteur auditif.

Mesure fréquentielle de l'atténuation du bruit, en continu. Une étude, utilisant une méthode basée sur l'approche MIRE, a récemment été présentée par Kotarbinska et coll. [56]. Pour cette étude visant à mesurer l'atténuation du bruit de coquilles de protection, un microphone est installé sous chaque protecteur des oreilles, et un autre microphone est attaché sur chaque protecteur. Le système d'enregistrement étant un analyseur sonore à quatre voies, les données

recueillies sont archivées sous forme de spectres fréquentiels en bandes de tiers d'octave, cela pour chacun des quatre microphones. Il s'agit d'une des premières études qui enregistre les données de la protection en continu, ce qui constitue une percée importante dans les techniques de mesures-terrains. Cette étude donne des résultats intéressants sur la protection réelle obtenue par des travailleurs pendant leur journée de travail.

Mesure de l'atténuation du bruit basée sur l'analyse de l'enregistrement en continu des signaux microphoniques temporels. La méthode a été développée dans le cadre du projet précédent portant sur la protection auditive [38]. La mesure est basée sur la méthode F-MIRE décrite au début de cette section sur les méthodes objectives et qui a été conçue spécifiquement pour les protecteurs de type bouchon pour lesquels un doublet microphonique miniature permet de capter la pression acoustique à l'intérieur et à l'extérieur du bouchon. Ce même doublet a été utilisé dans le cas des protecteurs de type coquille, où il traverse la paroi de la coquille et permet de capter les signaux de pression acoustique à l'intérieur et à l'extérieur de la coquille. Le système d'enregistrement de cette méthode repose sur un ensemble de deux enregistreurs numériques portables Edirol R-09, qui permettent le stockage de fichiers WAV en format non compressé à 44,1 kHz. L'usage de chacun des deux enregistreurs est affecté à une oreille et capte les deux voies microphoniques. L'avantage du fichier temporel par rapport à celui utilisé pour la méthode précédente, qui est uniquement fréquentiel, est qu'il conserve l'ensemble des informations des signaux microphoniques et permet, par la suite, de faire une analyse précise et contextuelle en utilisant de multiples possibilités de traitement de l'information.

3.1.3 Facteurs influant sur le temps de port

Un des facteurs affectant le plus la performance réelle des protecteurs est le temps de non-port de ceux-ci, lors de leur utilisation en milieu de travail. Les problèmes de communication entre travailleurs, les questions d'inconfort et des problèmes d'ordre perceptif sont notamment évoqués pour expliquer la réduction du temps de port des protecteurs (voir p. ex. [33,35]).

3.2 Modélisation du système auditif externe non occlus

Une revue de la littérature détaillée relative à ce sujet est présentée dans le chapitre 1 des thèses par articles de Viallet [14] et de Brummund [23]. En résumé, la modélisation du système auditif externe ouvert (non occlus par un protecteur) est relativement complète et de nombreux auteurs se sont intéressés plus précisément au calcul de la fonction de transfert relative à la tête (*Head-Related Transfer Function*, HRTF).

3.3 Modélisation de l'atténuation sonore des protecteurs auditifs de type bouchon

Ce sujet a fait l'objet d'une thèse par articles [14]. Le lecteur est invité à parcourir le chapitre 1 de cette thèse qui présente une revue de la littérature détaillée concernant la modélisation du système « conduit auditif occlus – bouchon » par des méthodes analytiques et numériques. Les principales conclusions de cette revue de la littérature sont présentées dans le paragraphe suivant.

Peu de modèles du système conduit auditif occlus ont pu être identifiés dans la littérature. La plupart sont analytiques et de type circuit électrique équivalent. L'avantage de ces modèles est de

pouvoir résoudre certains problèmes particuliers en utilisant très peu de ressources informatiques par rapport à des méthodes numériques de types BEM (*boundary element method*) ou FEM (*finite element method*), mais ils s'avèrent relativement limités par leur aspect unidimensionnel et leur domaine de validité fréquentielle (basses fréquences, avant les modes d'ordres supérieurs du bouchon). Lorsqu'une modélisation fine est souhaitée, ces méthodes numériques permettent d'inclure des lois de comportement et des géométries complexes, ainsi que des cas de charges et de conditions aux limites quelconques, ce qui n'est pas le cas avec les modèles électriques équivalents. La question de la validité de l'hypothèse d'axisymétrie pour représenter le conduit auditif, pourtant souvent utilisée dans la littérature, n'a pas fait l'objet d'investigations. La nécessité de prendre en compte les tissus, et notamment la peau, n'a été soulevée que de manière anecdotique et dans des modèles de type circuits électriques équivalents qui ont leurs propres limitations. Il a pourtant été constaté que sa prise en compte dans une tête artificielle (*acoustic test fixture* – ATF) permet d'améliorer le réalisme de l'atténuation sonore mesurée, mais n'a jamais fait l'objet d'investigations dans un modèle. Aucun modèle correspondant à la configuration d'une ATF, pourtant souvent utilisée en matière de mesures, n'a d'ailleurs pu être identifié. Dans le cas d'un modèle plus proche de l'oreille humaine, des éléments comme l'influence de la géométrie du conduit auditif et les effets des fuites, de la profondeur d'insertion ou des propriétés mécaniques du bouchon et des tissus constitutifs du conduit auditif sont très peu documentés. Concernant la possibilité de remplacer les tissus par des impédances mécaniques, aucune étude portant sur le sujet n'a pu être recensée. La seule alternative proposée provient d'un modèle électrique équivalent ou le couplage avec la peau était pris en compte d'une manière très simplifiée et seulement valide pour un modèle de bouchon très rigide.

3.4 Modélisation de l'atténuation sonore des protecteurs auditifs de type coquille

Ce sujet, comme le précédent, ayant fait l'objet d'une thèse par articles [9], le lecteur est convié à se référer au chapitre 1 de cette thèse qui présente une revue de la littérature détaillée. Elle aborde la modélisation des protecteurs auditifs de type coquille en considérant les méthodes analytiques et numériques. Les principales conclusions de cette revue de la littérature sont présentées dans les deux paragraphes suivants.

Les modèles analytiques proposés sont limités aux basses fréquences et basés sur des hypothèses fortes. Par ailleurs, afin d'être prédictifs, ils nécessitent une connaissance détaillée de la géométrie du protecteur afin d'estimer au mieux le volume de sa cavité d'air interne. Certains de ces modèles nécessitent un recalage des paramètres de la cavité d'air sur une mesure expérimentale [11].

Les modèles numériques, quant à eux, ont démontré leur capacité à prédire l'atténuation sonore des coquilles sur une large bande de fréquences, jusqu'à 5-6 kHz. Les modèles de types FEM et BEM tiennent naturellement compte des différents domaines dont est constitué le protecteur couplé à une oreille simulée, ainsi que de leurs couplages, en appliquant des conditions de continuité des champs de déplacement et de contraintes aux interfaces entre ces domaines. Cependant, les travaux cités dans la littérature montrent de grandes différences entre les simulations et les mesures pour lesquelles on peut incriminer à la fois la précision du modèle et la qualité des validations expérimentales.

3.5 Mesure et modélisation de l'effet d'occlusion

Ce sujet, comme les deux précédents, ayant fait l'objet d'une thèse par articles [23], le lecteur peut consulter le chapitre 1 de cette thèse qui présente une revue de la littérature détaillée. Elle comprend une explication qualitative de l'effet d'occlusion et recense les études portant à la fois sur les mesures et la modélisation de cet effet. Ses principales conclusions sont présentées dans les trois paragraphes suivants.

Comme expliqué dans l'introduction, l'effet d'occlusion est le phénomène par lequel la perception de notre propre voix ou des bruits physiologiques de notre corps change lorsque l'oreille est occluse. Ce phénomène a le plus souvent été étudié dans le cadre d'études expérimentales plus générales qui visaient à identifier certains chemins de transmission du son à l'oreille interne. Les chemins sont divisés en deux grandes catégories : une voie externe au corps qui est aérienne et appelée « conduction aérienne » (en anglais *air conduction* représentée par l'abréviation AC) et une voie interne au corps qui est principalement une voie solide appelée « conduction osseuse » (en anglais *bone conduction* représentée par l'abréviation BC); cette conduction osseuse regroupe non seulement les chemins qui passent par les os, mais aussi ceux qui passent par les autres éléments du corps humain (muscle, cartilage, peau). La plupart des mesures effectuées utilisent une excitation osseuse, à cause des difficultés à exciter acoustiquement à l'intérieur du corps ou à utiliser des sources internes naturelles comme la voix.

L'aspect modélisation de l'effet d'occlusion est pratiquement inexistant dans la littérature. Trois modèles ont été trouvés, tous basés sur l'utilisation d'éléments discrets (circuits électriques équivalents) dont les principales limites sont de ne considérer qu'une propagation d'ondes unidimensionnelles et de ramener l'excitation réelle et la propagation à travers les tissus de la tête à des sources équivalentes acoustiques placées dans le canal auditif dont les amplitudes sont recalées par rapport à des mesures expérimentales.

3.6 Bilan de l'état des connaissances

Cet état des connaissances a révélé un certain nombre de manques :

- **Méthodes de mesure de la performance** : les facteurs de compensation individualisés permettant de faire le lien entre les mesures subjectives et objectives sont mal connus, en particulier pour les coquilles. Par ailleurs, de nombreuses études font ressortir le confort comme un facteur primordial associé au port adéquat des protecteurs et donc à leur performance, mais peu de travail a été fait sur l'intégration de facteurs influant sur le confort dans la conception des protecteurs.
- **Modélisation du système auditif externe avec ou sans protection** : plusieurs modèles du système auditif externe non occlus (canal auditif / tête / torse) ont été proposés. Quelques travaux se sont intéressés au couplage entre les protecteurs et le canal auditif, mais aucun n'a porté sur le système auditif externe occlus intégrant l'ensemble des éléments canal auditif / protecteur / tête / torse. Un modèle de ce système permettrait, par exemple, d'investiguer la position optimale des microphones utilisés pour la mesure de la performance des coquilles. De plus, il semble qu'il existe une lacune importante quant à l'évaluation précise des propriétés mécaniques du complexe peau-cartilage constituant la paroi du canal auditif. Enfin, aucun modèle permettant de quantifier le couplage entre le bouchon protecteur et les parois du conduit auditif n'a pu être trouvé.

- **Mesure et modélisation de l'effet d'occlusion :** il ne semble pas exister de méthode de mesure objective robuste permettant une évaluation quantitative précise de l'effet d'occlusion. Enfin, la modélisation de cet effet n'a été abordée qu'avec des modèles très simplifiés.

On a donc constaté qu'il y a un besoin de développer des outils et des méthodes pour mieux évaluer et concevoir acoustiquement les protecteurs auditifs incluant les coquilles et les bouchons. Ce besoin a constitué le point de départ de ce projet.

4. OBJECTIFS DE RECHERCHE

Ce projet s'inscrit dans le cadre de la programmation thématique « Évaluation et modélisation de la protection auditive » du champ de recherche Prévention des risques mécaniques et physiques de l'IRSST. Il se situe dans la continuité du projet *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail* [38]. Son objectif principal est de développer des outils de prédiction et des méthodes de mesure pour mieux évaluer et améliorer les performances acoustiques des protecteurs en intégrant certains paramètres qui ont une influence sur le confort (force de serrage pour les coquilles, effet d'occlusion pour les bouchons d'oreille).

Les connaissances issues de ces méthodes et outils sont utilisées pour :

- a. Améliorer les protocoles expérimentaux conçus dans le passé par l'équipe de recherche pour évaluer la protection effective à la fois en laboratoire (étiquetage des protecteurs) et *in situ* (évaluation individuelle du protecteur). Il s'agit notamment de répondre à certaines questions primordiales soulevées dans le cadre de la mise au point de la méthode de mesure, à savoir : (i) quel est le lien entre indicateurs NR, IL et REAT, que ce soit pour un individu ou pour un groupe d'individus; (ii) comment doivent être positionnés les microphones de mesures externes et internes des protecteurs et comment évaluer les différentes fonctions de transfert entre microphones; (iii) quel est l'effet de la directivité du champ acoustique sur l'atténuation sonore des coquilles ?
- b. Améliorer la compréhension du comportement acoustique des coquilles afin de fournir des recommandations pour leur conception (influence des différents composants de la coquille sur l'atténuation, etc.)
- c. Améliorer la compréhension du comportement acoustique des bouchons excités par voie aérienne ou solidienne (identification des chemins de transfert acoustiques, comment réduire l'effet d'occlusion tout en gardant la performance et en assurant un certain confort).

Pour accomplir cet objectif général, la réalisation de **cinq objectifs spécifiques** est projetée :

1. Établir et quantifier les relations entre les valeurs d'atténuation sonore obtenues par les méthodes d'essais subjectives (REAT) et objectives (IL et NR);
2. Développer une méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur des sujets humains;
3. Concevoir des outils de modélisation pour prédire l'atténuation sonore des coquilles;
4. Élaborer des outils de modélisation pour prédire l'atténuation sonore des bouchons d'oreille;
5. Créer des outils de modélisation pour prédire l'effet d'occlusion des bouchons d'oreille.

Le développement des outils de modélisation requiert la mise en place de bancs d'essai pour déterminer les paramètres d'entrée des outils et les valider. Les outils de modélisation (et les bancs d'essai de validation) sont exploités dans le but d'aider à la mise au point des méthodes de mesure objectives mentionnées ci-dessus, de développer des connaissances sur le comportement acoustique des protecteurs et de proposer ultimement des pistes pour améliorer la conception acoustique des coquilles et bouchons.

5. MÉTHODOLOGIE

Pour atteindre les cinq objectifs spécifiques décrits au chapitre 4, la méthodologie mise en place comporte quatre tâches :

- les tâches 1 et 2 correspondent directement aux objectifs 1 et 2 relatifs à la mesure de l'atténuation du bruit et à la mesure de l'effet d'occlusion;
- la tâche 3 regroupe tout l'aspect modélisation et correspond aux objectifs 3, 4 et 5;
- la tâche 4 porte sur les bancs d'essai de validation des modèles et correspond également aux objectifs 3, 4 et 5.

5.1 Mesures subjective et objective de l'atténuation sonore

Cette section propose une description sommaire de la méthodologie utilisée pour faire la comparaison des valeurs d'atténuation acoustique à l'aide de la méthode subjective des seuils auditifs (REAT) et de la méthode objective utilisant des microphones miniatures insérés dans le conduit auditif (MIRE). Plus de détails sur cette méthodologie peuvent être trouvés dans des articles publiés par certains auteurs de la présente étude [1,57,58].

5.1.1 Liens entre les approches subjective (REAT) et objectives (IL et NR)

La Figure 4 montre l'oreille externe dans des conditions non occluse (oreille ouverte (a)) et occluse (par une coquille (b) ou par un bouchon (c)). Les indices de la pression acoustique p référent, respectivement, à des positions de microphone juste à l'extérieur de l'entrée du canal auditif (*ext*), dans le canal auditif à une certaine distance de la membrane tympanique (*c*) et au niveau de la membrane tympanique (*t*). La pression acoustique prise dans la condition d'oreille occluse est notée avec le symbole « prime ».

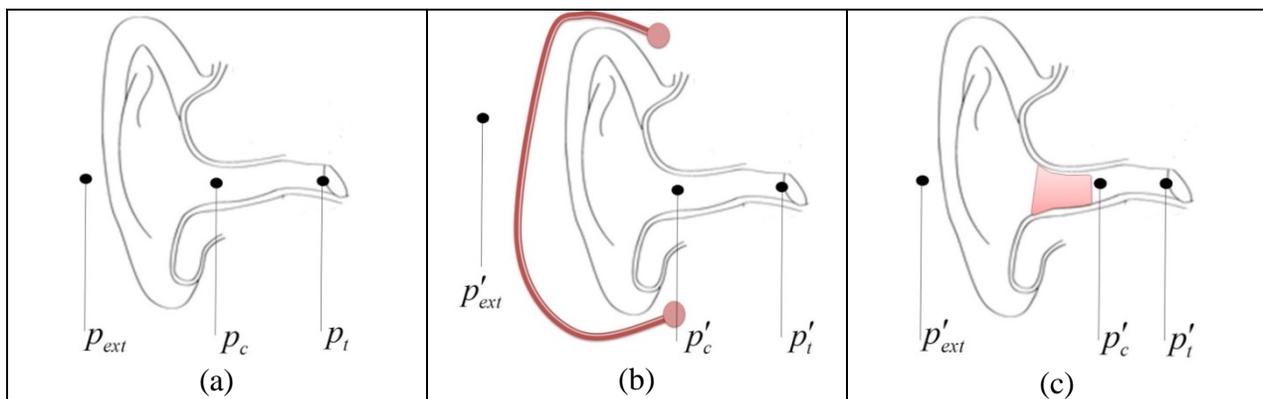


Figure 4 : Illustration de la position des microphones dans le canal auditif pour (a) l'oreille ouverte; (b) l'oreille occluse par une coquille; (c) l'oreille occluse par un bouchon.

Dans la méthode MIRE, en faisant l'hypothèse que l'oreille est exposée à un champ sonore stationnaire, on définit la perte par insertion (IL) et l'affaiblissement sonore (NR), exprimés en dB, par :

$$IL = 20 \log_{10} \left(\frac{p_t}{p'_t} \right) \quad \text{et} \quad NR = 20 \log_{10} \left(\frac{p_0}{p'_t} \right) \quad (1)$$

où p_0 désigne la pression acoustique prise au centre de la tête lorsque le sujet est absent.

On peut montrer facilement que la perte par insertion est reliée à l'affaiblissement sonore par la fonction de transfert de l'oreille ouverte (*TFOE : transfer function of the open ear*) soit :

$$IL = NR + TFOE \quad (2)$$

où

$$TFOE = 20 \log_{10} \left(\frac{p_t}{p_0} \right) \quad (3)$$

D'un autre côté, les mesures psychophysiques au seuil permettent d'obtenir des atténuations, notées *REAT* exprimées en dB, qui sont calculées en soustrayant les seuils mesurés en oreille ouverte de ceux mesurés en oreille occluse. Si on fait l'hypothèse que le chemin acoustique par conduction osseuse est négligeable, il est admis que les valeurs de *REAT* sont liées à celles de *IL* par :

$$REAT = IL + PN \quad (4)$$

où *PN* est le bruit physiologique, un effet qui est dépendant du protecteur à l'essai ainsi que du volume du canal occlus [37,59].

La mesure de la pression acoustique au niveau du tympan peut s'avérer difficile d'un point de vue logistique et présenter des risques pour la sécurité des sujets si elle n'est pas effectuée avec soin par des spécialistes. Il est alors plus simple et plus sécuritaire de faire la mesure de la pression acoustique en un point éloigné du tympan dans le canal auditif p_c . De manière similaire, il est plus pratique de faire la mesure du champ extérieur par l'entremise de la pression p_{ext} , tout près du protecteur, plutôt que par l'intermédiaire de la pression p_0 . C'est particulièrement vrai pour les mesures-terrains en continu où la mesure de la pression au centre de la tête, sans sujet, devient impraticable. Il convient alors de réécrire les équations en termes des pressions p_c et p_{ext} et d'évaluer l'impact de faire la mesure en ces points. En utilisant p_c et p_{ext} dans les équations précédentes, on trouve facilement un ensemble d'équations reliant *REAT*, *IL* et *NR*, soit :

$$\begin{aligned}
 IL &= IL^* + TF'_{canal} - TF_{canal} \\
 NR &= NR^* + TF'_{canal} - TF'_{ext} \\
 IL^* &= NR^* + TF_{c-ext} + (TF_{ext} - TF'_{ext}) \\
 REAT &= IL^* + (TF'_{canal} - TF_{canal}) + PN \\
 REAT &= NR^* + TF_{c-ext} + (TF'_{canal} - TF_{canal}) + (TF_{ext} - TF'_{ext}) + PN
 \end{aligned} \tag{5}$$

où on définit les termes suivants :

$$\begin{aligned}
 IL^* &= 20\log_{10}\left(\frac{p_c}{p'_c}\right) & \text{et} & & NR^* &= 20\log_{10}\left(\frac{p'_{ext}}{p'_c}\right) \\
 TF_{canal} &= 20\log_{10}\left(\frac{p_c}{p_t}\right) & \text{et} & & TF'_{canal} &= 20\log_{10}\left(\frac{p'_c}{p'_t}\right) \\
 TF_{ext} &= 20\log_{10}\left(\frac{p_{ext}}{p_0}\right) & \text{et} & & TF'_{ext} &= 20\log_{10}\left(\frac{p'_{ext}}{p_0}\right) \\
 TF_{c-ext} &= 20\log_{10}\left(\frac{p_c}{p_{ext}}\right) = TFOE + TF_{canal} - TF_{ext}
 \end{aligned} \tag{6}$$

Le principal avantage de ces formulations est que la série d'essais sur sujets humains, proposée à la section suivante, permet d'obtenir tous les termes apparaissant dans les équations à l'exception de IL , NR , TF_{canal} , TF'_{canal} et PN .

5.1.2 Protocole de mesures avec sujets humains

Afin de pouvoir tester des sujets humains dans des conditions de bruit et d'ajustement de protecteurs similaires pour les évaluations REAT et MIRE, un protocole en trois étapes a été proposé. Des sujets ont été instrumentés par l'expérimentateur avec trois microphones miniatures Knowles de la serie FG (Knowles Corporation ©) à chaque oreille comme montré à la Figure 5.

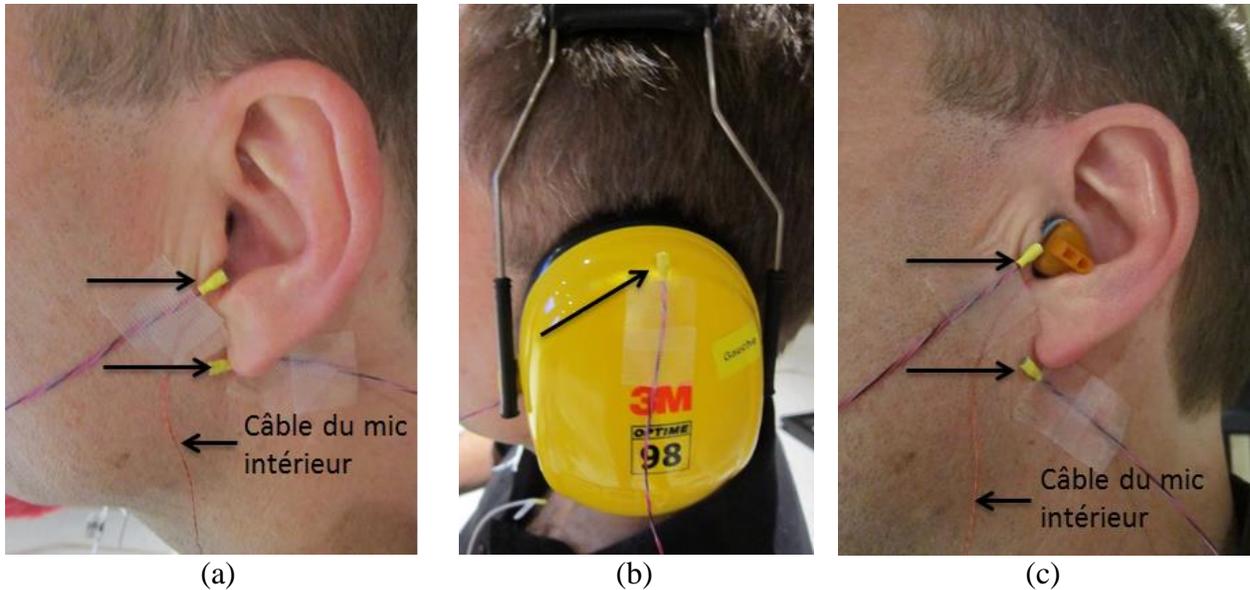


Figure 5 : Illustration du positionnement des microphones pour la mesure de la pression acoustique dans le canal et à l'extérieur de l'oreille pour la condition (a) oreille ouverte; (b) coquilles; (c) bouchons d'oreille.

Un des microphones était placé dans le canal auditif, à peu près à mi-chemin entre l'entrée du canal et le tympan (oreille ouverte ou occluse par une coquille) ou à quelques millimètres du bouchon (oreille occluse par un bouchon). Ce microphone permet la mesure de la pression p_c . Un second microphone était placé juste à l'entrée du canal auditif (oreille ouverte ou occluse par une coquille) ou juste à côté du bouchon, vers l'extérieur (oreille occluse par un bouchon). Finalement, un troisième microphone était utilisé pour mesurer le champ acoustique extérieur (p_{ext} et p'_{ext}). Il était positionné près du lobe de l'oreille (oreille ouverte ou occluse par un bouchon) ou sur la partie extérieure supérieure de la coquille (oreille occluse par une coquille). De manière additionnelle, un microphone d'un pouce de diamètre de marque B&K (Brüel & Kjaer ©) est placé à environ 30 cm au-dessus de la tête des sujets et est utilisé comme microphone de contrôle. Les essais étaient conduits dans la chambre semi-anéchoïque du laboratoire ICAR² à l'École de technologie supérieure (ÉTS). La chambre était équipée de quatre haut-parleurs décorrélés permettant de générer un champ diffus répondant aux exigences des normes ISO 8253-2 et ANSI S12.6 sur les essais audiométriques au seuil [60,61]. Lors d'une série d'essais, chaque sujet devait s'asseoir sans bouger dans la chambre et était testé sous quatre conditions de protection auditive : i) oreille ouverte; ii) coquille; iii) bouchon; iv) double protection (combinaison bouchons + coquille). Les protecteurs étaient installés et positionnés par l'expérimentateur à moins que le sujet ne demande de le faire lui-même.

Pour chacune des conditions de protection, les essais suivants étaient réalisés de façon séquentielle :

Étape 1. Mesures de seuils auditifs avec le logiciel REATMaster (maintenant distribué par ViAcoustics ©) développé dans l'environnement LABVIEW et utilisant des cartes

² Infrastructure commune en acoustique pour la recherche (ICAR)

d'acquisition de National Instruments Corporation ©. Les seuils auditifs à différentes fréquences étaient enregistrés.

Étape 2. Un bruit blanc (90 dB au centre de la tête sans sujet) était généré et des enregistrements des signaux temporels aux sept microphones (trois pour l'oreille gauche + trois pour l'oreille droite + un microphone de contrôle) étaient effectués.

Étape 3. Une série de sept bruits de largeur de bande limitée (bandes d'octave allant de 125 à 8000 Hz, 85 dB/bande) était générée. Pour chacun de ces bruits, des enregistrements des signaux temporels aux sept microphones de mesure étaient effectués.

Après chaque installation et positionnement d'un protecteur, c.-à-d. avant l'étape 1, une pause de cinq minutes était accordée au sujet, celui-ci devant alors demeurer assis sans bouger.

Les résultats issus de l'étape 1 permettent d'obtenir les atténuations psychophysiques (REAT) du bruit en soustrayant les valeurs de seuil obtenues en oreille ouverte de celles obtenues en oreille occluse. Les étapes 2 et 3 permettent d'obtenir des résultats similaires, soit les atténuations du bruit dites physiques que sont la perte par insertion (IL) ou l'affaiblissement sonore (NR) en fonction des microphones et des conditions de protection utilisés pour les calculer. L'étape 2 est principalement utilisée pour sa simplicité de mise en œuvre. L'étape 3, quant à elle, permet de générer suffisamment d'énergie dans les bandes d'octave afin d'atteindre des niveaux supérieurs au bruit de fond dans le cas des conditions d'oreille occluse (en particulier pour la double protection). Par la suite, les résultats des étapes 2 et 3 ont été comparés afin d'évaluer laquelle des deux approches est la plus appropriée pour la mesure de l'atténuation. Tous les signaux temporels obtenus ont été analysés et traités en utilisant des routines de calcul du logiciel Matlab (The Mathworks Inc. ©). Différents auto et interspectres ont été obtenus en bandes fines ainsi qu'en bandes d'octave et de tiers d'octave pour tous les microphones, toutes les conditions de protection et toutes les combinaisons d'essais. Ce traitement des données a permis d'obtenir l'ensemble des valeurs d'atténuation *REAT*, *IL** et *NR** ainsi que les estimés des termes présentés dans l'équation (6).

5.1.3 Sélection des sujets et des protecteurs

Au total, 29 sujets avec audition normale (seuils auditifs ≤ 25 dB HL de 250 à 8000 Hz) ont participé aux sessions d'essais, chacun étant équipé d'une paire de coquille, d'une paire de bouchons ainsi que de la double protection correspondante. Certains sujets ont été testés plus d'une fois avec différentes combinaisons coquilles / bouchons. Trois modèles de coquilles et trois modèles de bouchons ont été testés. Les coquilles sélectionnées étaient les modèles EAR1000, OPTIME 98 et OPTIME 105 de la compagnie 3M ©. Ces trois modèles de coquilles diffèrent par leur design (coquille simple épaisseur par rapport à double épaisseur) et leurs dimensions. Les valeurs affichées d'indice d'affaiblissement du bruit NRR sont de 20, 23 et 30 dB respectivement. Pour les bouchons d'oreille, des bouchons moulés sur mesure de la compagnie Sonomax Technologies Inc. © ont également été testés, ainsi que des bouchons de type « Push-ins » (NRR = 28 dB) et des bouchons de mousse à rouler de type « Classic » de la compagnie 3M (NRR = 29 dB). L'indice NRR des bouchons moulés sur mesure variait d'un individu à l'autre. Le nombre de sessions d'essai réalisées pour chaque protecteur est indiqué au Tableau 1. Par exemple, les bouchons mousse de type « Classic » ont été testés lors de 6 sessions

avec les coquilles OPTIME 105, 7 sessions avec les coquilles OPTIME 98 et 6 sessions avec les coquilles EAR1000 pour un total de 19 sessions. La sélection des protecteurs a été effectuée de telle sorte que chacun des protecteurs a été testé 19 fois. Conséquemment, au total, 57 sessions d'essai ont été réalisées.

Tableau 1: Nombre de sessions d'essai réalisées pour chaque combinaison coquilles / bouchons

		Bouchons d'oreille			Nombre total de sessions/coquille	
		Mousse « Classic »	« Push-ins »	Moulés sur mesure		
		NRR*	29	28	-	
Coquille	OPTIME 105	30	6	6	7	19
	OPTIME 98	25	7	6	6	19
	EAR1000	20	6	7	6	19
Nombre total de sessions/bouchon			19	19	19	57

* NRR : *Noise reduction rating* affiché par le manufacturier

5.2 Mesure objective de l'effet d'occlusion avec des sujets humains

La méthode la plus employée pour mesurer l'effet d'occlusion chez des sujets humains consiste à utiliser un ossivibrateur pour générer des stimuli de différentes intensités (voir p. ex. Fagelson et Martin [62]). On demande alors aux sujets d'estimer les seuils d'audition avec et sans protecteur pour en déduire l'effet d'occlusion, valeur exprimée en dB, selon la fréquence. Or, on cherche ici à développer une méthode de mesure de l'effet d'occlusion physique (objectif) qui ne demande pas, d'une part, l'intervention des sujets et, d'autre part, qui pourrait mieux simuler les conditions-terrains réelles pour lesquelles l'effet d'occlusion se fait ressentir chez des sujets. Pour ce faire, deux approches ont été testées. La première est basée sur l'utilisation de la parole pour générer une excitation acoustique représentative de ce que peut ressentir un sujet. Dans ce cas, le bruit est transmis au canal auditif par les chemins de transmission aérien et solidien (par conduction osseuse). La deuxième est utilisée pour fins de comparaison avec la première approche basée sur la parole ainsi que pour aider à valider les modèles éléments finis de l'effet d'occlusion présentés auparavant. Elle consiste à utiliser l'ossivibrateur dans un régime supraliminaire où on génère des vibrations suffisamment importantes pour générer des niveaux de bruit pouvant être mesurés par le microphone installé dans le canal auditif. Les deux approches sont décrites plus précisément dans les sous-sections suivantes.

5.2.1 Méthode basée sur la parole

Comme mentionné précédemment, on utilise ici la parole des sujets pour générer une excitation acoustique à différents niveaux. Le principe proposé consiste à mesurer les niveaux dans le canal auditif, avec et sans protecteurs, lorsque le sujet émet des sons. L'effet d'occlusion est alors obtenu en soustrayant les niveaux obtenus avec et sans protection. Pour y parvenir, il a été décidé d'inclure une quatrième étape à la série d'essais présentée précédemment pour la mesure de l'atténuation du bruit. Les sujets, toujours instrumentés avec les microphones miniatures,

devaient prononcer des nombres de façon aléatoire en ajustant le niveau de la parole en continu à l'aide d'un écran de rétroaction. Pour ce faire, le microphone de contrôle était placé à 30 cm devant la bouche du sujet et le niveau de bruit global L_{eq} correspondant était affiché à l'écran. On demandait alors au sujet d'ajuster le niveau de sa parole pour atteindre des cibles de bruit bien spécifiques. Des essais ont été effectués pour trois cibles soit : 60, 70 et 80 dB. Ces cibles correspondent à trois efforts vocaux différents. Pour chacune de ces cibles, des enregistrements d'une trentaine de seconde des signaux sonores aux microphones ont été effectués lorsque le niveau de parole était stabilisé autour de la cible visée. Tout comme lors des étapes 2 et 3 pour la mesure de l'atténuation du bruit, les signaux sonores temporels ont été analysés et traités en utilisant des routines de calcul développées sous Matlab. Il était alors possible d'obtenir des valeurs d'effet d'occlusion en fonction de la fréquence à l'aide d'auto et d'interspectres, et ce, pour toutes les conditions de protection et valeurs cibles de niveau de parole.

5.2.2 Méthode basée sur l'ossivibrateur

La surface de contact circulaire de l'ossivibrateur (175 mm²) était placée sur la mastoïde derrière le pavillon de l'oreille droite du sujet et était maintenue en place par un arceau élastique. Une série de cinq bruits de largeur de bande limitée (bandes d'octave allant de 125 à 2000 Hz) était générée. Pour chacune des cinq bandes, des enregistrements des signaux temporels d'une durée de 10 secondes étaient effectués. L'amplitude du stimulus envoyé à l'ossivibrateur était choisie de telle sorte qu'on obtienne des niveaux de bruit supérieurs au bruit de fond dans le canal auditif d'une oreille non protégée (oreille ouverte). Ce même niveau d'excitation était aussi utilisé dans le cas de l'oreille protégée tout en s'assurant qu'il ne causait aucun inconfort chez les sujets. Notons finalement que cette procédure n'a été utilisée que pour la condition de protection où on utilise des bouchons et non des coquilles ou la double protection. En effet, pour ces deux dernières conditions, il était difficile, voire impossible, de placer l'ossivibrateur sur la mastoïde à cause de la présence de la coquille.

5.3 Modèles numériques de la transmission sonore à travers un protecteur auditif de type coquille ou bouchon et les tissus biologiques de l'oreille externe

5.3.1 Modélisation du couplage entre le système tête / torse / protecteur auditif et le milieu externe

Le problème d'interaction fluide-structure entre le système tête / torse / protecteur auditif et le milieu fluide externe est résolu à l'aide d'une approche éléments finis (EF) / couche absorbante parfaitement adaptée (AML) dans la gamme de fréquence [50-5000 Hz]³ pour les bouchons et [50-6400 Hz] pour les coquilles. Le couplage du système tête / torse / protecteur auditif avec le milieu environnant est pris en compte par l'intermédiaire d'un domaine fluide convexe qui entoure ce système et qui est connecté à l'AML (Figure 6 : Couplage entre le fluide externe et le système tête / torse / protecteur auditif à l'aide d'une couche absorbante parfaitement adaptée : (a) maillage acoustique de l'enveloppe tête + protecteur; (b) maillage structural de la

³ Pour la simulation de l'effet d'occlusion, on ne s'intéresse qu'à la bande de fréquences entre 50 et 2000 Hz.

coquille + coussin + chair artificielle; (c) maillage acoustique volumique d'un volume convexe entourant l'enveloppe tête + protecteur.) (Figure 6).

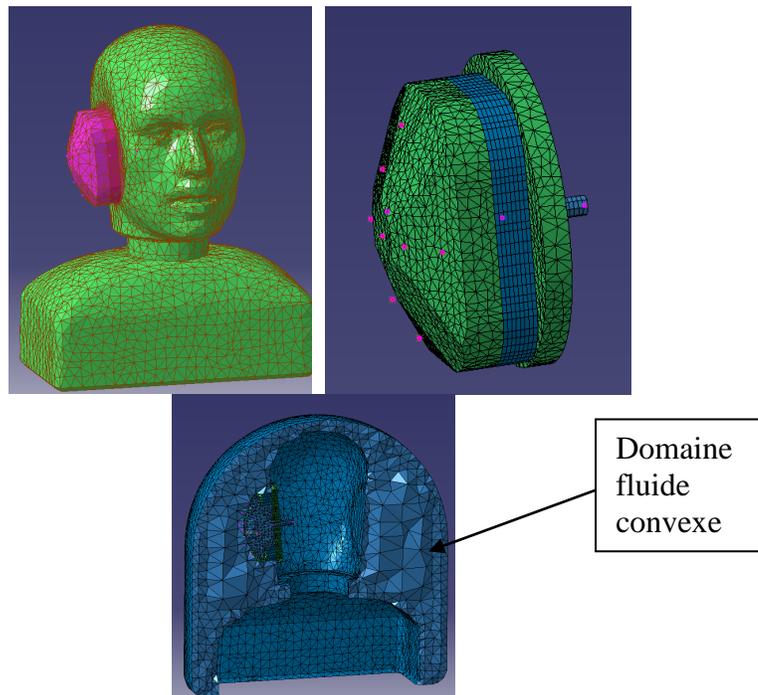


Figure 6 : Couplage entre le fluide externe et le système tête / torse / protecteur auditif à l'aide d'une couche absorbante parfaitement adaptée : (a) maillage acoustique de l'enveloppe tête + protecteur; (b) maillage structural de la coquille + coussin + chair artificielle; (c) maillage acoustique volumique d'un volume convexe entourant l'enveloppe tête + protecteur.

Le problème peut aussi être simplifié en négligeant la présence de la tête et du torse, de même que le couplage fluide-structure externe⁴, que ce soit pour l'excitation par voie aérienne ou solidienne (Figure 7). Ces conditions de couplage peuvent être remplacées par des conditions aux limites de type impédance et des conditions d'excitation directement appliquées sur le protecteur. Par exemple, le canal auditif peut être considéré comme étant inséré dans un baffle rigide infini plutôt que dans une tête avec torse (Figure 7). Cette simplification ne change pas le comportement acoustique en transmission du protecteur et permet de réduire le nombre de degrés de liberté du système et, de ce fait, le temps de calcul. La validation du modèle est également facilitée.

⁴ Par couplage fluide-structure externe, on fait référence au rayonnement acoustique de la structure dans le fluide externe et son effet sur la structure elle-même (charge fluide). Par contre, une excitation acoustique est bien appliquée sur la structure.

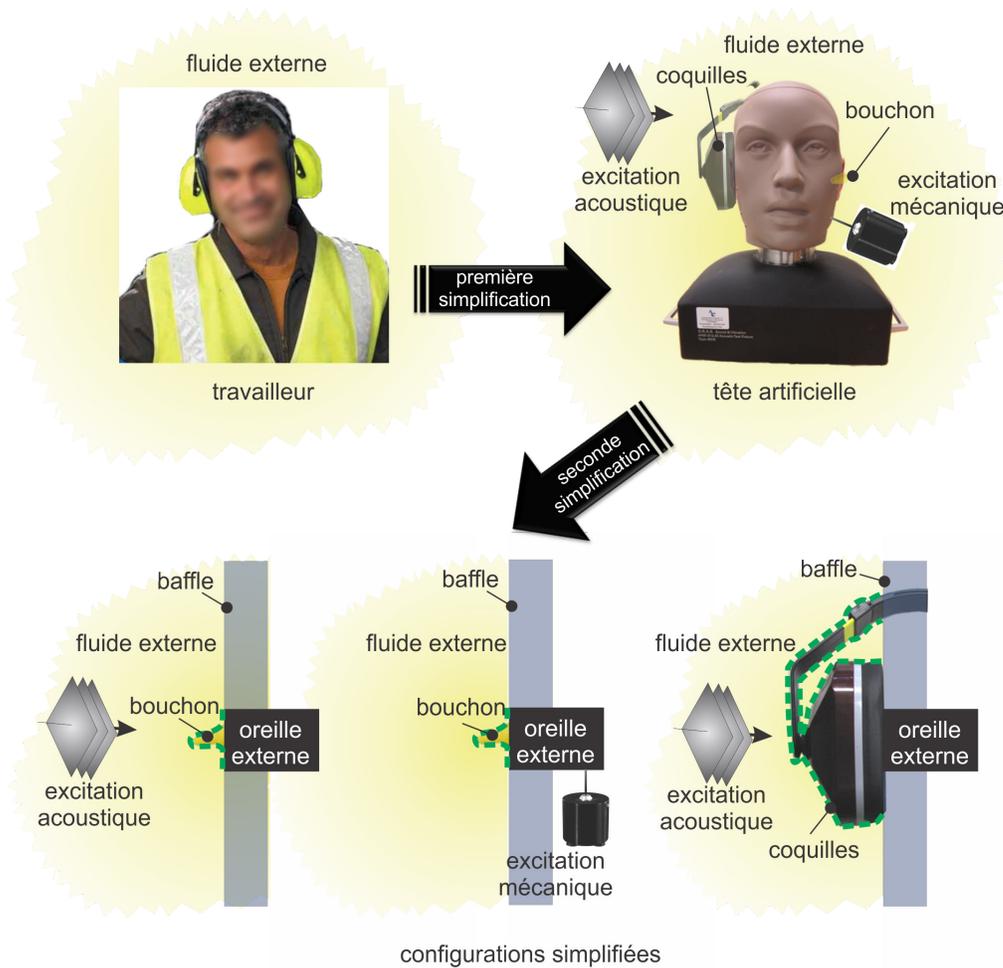


Figure 7 : Niveau de simplification adopté dans la modélisation du couplage entre le fluide externe et le système tête / torse / protecteur auditif : en partant du travailleur jusqu'aux configurations simplifiées avec baffle, en passant par la tête artificielle.

5.3.2 Modélisation de l'oreille externe

La modélisation de l'oreille externe, à savoir le canal auditif et les tissus environnants (peau, cartilage, os) est un important défi que cette recherche a dû relever. Des modèles bidimensionnels axisymétriques⁵ et tridimensionnels ont été développés. Pour l'excitation par voie solidienne, les tissus environnants doivent être pris en compte pour modéliser correctement l'effet d'occlusion puisque les ondes solidiennes générées par l'excitation sur la mastoïde se propagent dans les différents tissus et le protecteur, et finissent par rayonner dans le canal auditif, causant de ce fait l'effet d'occlusion. Pour l'excitation par voie aérienne, il est également nécessaire de tenir compte des tissus, car la réponse du protecteur est très dépendante du couplage mécanique entre le protecteur et la chair. Des chemins de transmission acoustique parasites à travers la chair peuvent également affecter la pression acoustique dans le canal

⁵ Par modèle bidimensionnel axisymétrique, on entend un modèle à géométrie cylindrique dont la symétrie se développe autour de l'axe du cylindre. Il est alors suffisant de connaître ce qui se passe dans une tranche de ce modèle pour connaître la réponse du système global.

auditif, selon la profondeur d'insertion du bouchon. Il existe plusieurs difficultés associées à l'implantation de ces modèles bidimensionnels axisymétriques et tridimensionnels : (i) les limites de la région à modéliser; (ii) la reconstruction de la géométrie associée (dimensions et épaisseurs de chaque domaine); (iii) les conditions aux limites et les conditions de charge à appliquer au domaine concerné; (iv) la sélection de lois de comportement pour chaque domaine; (v) l'estimation des propriétés physiques correspondantes.

Dans ce travail, l'effet du pavillon, des os du crâne autres que l'os temporal, des autres tissus de la tête tels que le cerveau sont négligés en première approximation. Pour la modélisation de l'effet d'occlusion (excitation par voie solidienne), trois modèles de complexité géométrique décroissante ont été considérés (voir section 5.3.7.3) : (a) un modèle détaillé de l'os temporal couplé à une région cylindrique qui contient le cartilage, la peau, le canal auditif et la membrane tympanique (interfaces des tissus et canal auditif sont de géométrie réaliste); (b) un second modèle tridimensionnel où les interfaces des tissus ainsi que le canal auditif sont de géométrie réaliste mais où l'os temporal est réduit à une forme cylindrique plus simple; (c) un modèle 2D axisymétrique où les interfaces des tissus ainsi que le canal auditif sont de géométrie cylindrique. Pour l'excitation acoustique, deux modèles tridimensionnels de canal auditif sans ou avec tissus et deux modèles axisymétriques (avec tissus) de type (c) ont été développés (voir section 5.3.7.2). Le canal auditif et les géométries des tissus environnants ont soit été reconstruits à partir de la base de données Visible Human Project® (NLM, MD, USA) ou à partir de données disponibles dans la littérature [26,63]. Le canal auditif est considéré comme une cavité acoustique et les différents tissus comme des solides élastiques isotropes. Le couplage entre les différents domaines (tissus, protecteur, air contenu dans le canal auditif) est automatiquement pris en compte dans la formulation éléments finis du problème. La membrane tympanique est décrite comme une condition aux limites de type impédance acoustique à réaction localisée. Plusieurs modèles disponibles dans la littérature [64–66], ainsi qu'un modèle électroacoustique modifié du coupleur IEC711 [67] présent dans les simulateurs d'oreille, ont été implantés pour comparer les simulations avec les résultats expérimentaux ou les résultats existants de la littérature. Notons que ces modèles ne permettent pas de tenir compte de la pression acoustique rayonnée par le tympan due au chemin de transmission par les osselets, dans la zone de fréquences (1-3 kHz) [25], ce qui peut constituer une limite pour le modèle prévisionnel de l'effet d'occlusion. L'effet des approximations géométriques (3D/2D) et l'influence des tissus environnants sur l'atténuation du protecteur ont déjà été évalués [15,16,23,26]. La sensibilité de la réponse acoustique au choix des conditions aux limites et des conditions de charge a été étudiée dans le cadre de l'effet d'occlusion [23] et de l'atténuation sonore [17]. En ce qui concerne le modèle 3D de l'effet d'occlusion et les fonctions de transfert de l'oreille ouverte et occluse, des conditions aux limites fixes sur le cartilage et la peau interne, et libres sur l'os temporal, ont permis d'obtenir des résultats satisfaisants. Pour le modèle 2D axisymétrique, des conditions aux limites fixes sur l'os et la peau interne autour du tympan ont été jugées plus adéquates. Pour l'atténuation sonore, des conditions aux limites fixes appliquées sur l'extérieur des tissus (os, cartilage, peau interne) ont fourni des résultats en accord avec la mesure. Des analyses de sensibilité de la réponse calculée aux propriétés géométriques et physiques des tissus entourant le canal auditif ont été réalisées afin d'identifier les paramètres les plus importants [16,17,23], ainsi que des configurations permettant de retrouver les tendances expérimentales.

5.3.3 Modélisation des coquilles

La partie gauche de la Figure 8 illustre quelques exemples de modèles de coquilles disponibles sur le marché dont deux ((a) EAR1000 et (b) PELTOR OPTIME 98) ont fait l'objet de cette étude. Ces deux modèles ont été choisis parce qu'ils ont des NRR différents (20-22 dB et 25 dB respectivement) et des designs variés⁶ (taille, épaisseurs de coque et de mousse, volume de la cavité interne, constitution et propriétés mécaniques équivalentes du coussin). Ce type de protecteur auditif est constitué de deux coquilles liées par un arceau de positionnement sur la tête, sous le menton, ou derrière la nuque, ou parfois liées à un casque de protection (casque de chantier, casque de bucheronnage...). Le système liant les deux coquilles permet d'exercer une force de serrage réglable. Chacune des coquilles est constituée d'un assemblage d'une coque plastique, généralement en acrylonitrile butadiène styrène (ABS), contenant une mousse absorbante à cellule ouverte, généralement en polyuréthane et remplissant totalement ou partiellement la cavité, ainsi que d'un coussin de confort qui est lié à la coquille par une contreplaque qui est soit clipsée à la coquille, soit montée en force. Bien souvent, un protecteur auditif de type coquille contient une seule enveloppe plastique, mais on peut parfois observer des protecteurs à double enveloppe. Les protecteurs à double enveloppe procurent une atténuation sonore supérieure comparée à celle d'un protecteur à simple enveloppe (Figure 8 (c)). Cependant, ceux-ci sont moins répandus, plus lourds et plus chers. Le coussin garantit à la fois le confort de l'utilisateur et l'étanchéité acoustique entre la coque plastique et la tête. Il s'agit généralement d'une pièce de mousse, de forme annulaire, recouverte d'une gaine en polymère plus ou moins rigide. Les coussins des deux protecteurs étudiés dans ce travail sont également munis de deux événements communiquant avec l'extérieur, qui leur permet de se dégonfler lorsque comprimé par la force de serrage. Le coussin du modèle EAR1000 possède une gaine en polymère assez rigide et est attaché à la contreplaque au moyen d'une bande autocollante. Le coussin du PELTOR OPTIME 98 est intégré directement à la plaque support et contient une lamelle de fluide insérée entre la mousse de polyuréthane et la contreplaque (Figure 8 (d)) coin inférieur droit). Il est important de noter que la gaine de polymère du modèle PELTOR OPTIME 98 est bien plus souple que celle du coussin EAR1000. Des vues éclatées des modèles retenus dans l'étude sont présentés à la Figure 8(d).

⁶ Une autre raison qui a motivé ce choix était la disponibilité des modèles CAD des protecteurs. Le modèle géométrique de l'EAR1000 avait déjà été construit lors d'un projet précédent et celui du PELTOR OPTIME 98 a été fourni gracieusement par l'un des membres du comité consultatif qui travaille chez 3M.

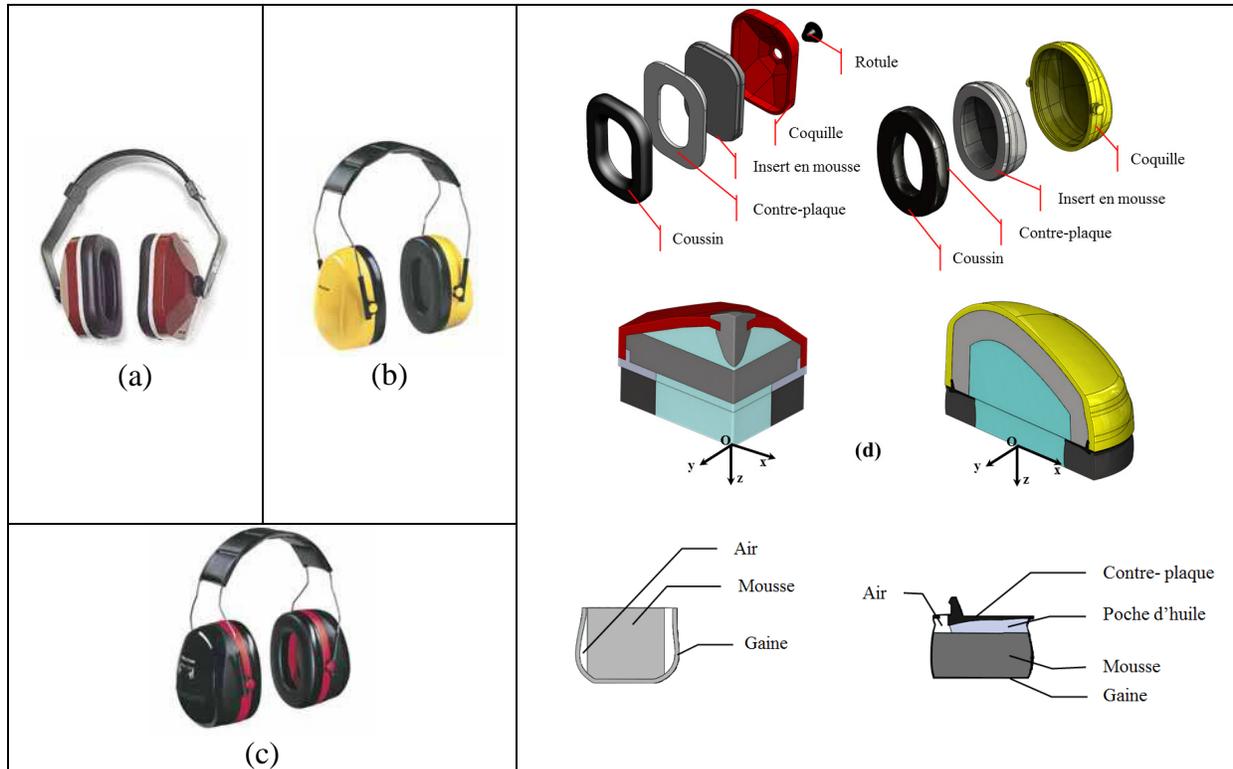


Figure 8 : Exemples de coquilles : (a) EAR1000; (b) PELTOR OPTIME 98; (c) PELTOR OPTIME 105; (d) schéma des constituants de l'EAR1000 et de la PELTOR OPTIME 98.

En basses fréquences⁷, l'atténuation sonore des coquilles est régie par le mouvement de pompage qui dépend de la force de serrage, de la masse de la coquille et de la raideur du système coussin / chair. Dans cette zone de fréquence, un modèle analytique discret ou un modèle numérique à conditions limites élastiques peut être suffisant pour prédire la réponse acoustique du système. Cependant, pour plusieurs modèles analytiques existants, il a été montré que les paramètres correspondants, dépendant de la géométrie de la coquille, devaient être recalés à des valeurs qui ne correspondent pas à celles citées dans la littérature si on voulait un accord entre la prédiction et la mesure [11]. Un seul des modèles analytiques existants fournit des résultats acceptables sans recalage à condition de pouvoir estimer les paramètres géométriques avec précision, par exemple à partir du modèle CAO [11]. *A contrario*, les modèles numériques qui tiennent compte implicitement de la vraie géométrie de la coquille sont en très bon accord avec les mesures, en particulier lorsque la dépendance fréquentielle des paramètres mécaniques du coussin est considérée. En hautes fréquences, l'atténuation sonore est régie par le système coquille + cavité interne + mousse absorbante. Entre ces deux zones, des effets de couplage entre les différents composants de la coquille, en particulier le coussin et la contreplaque, influent sur l'atténuation. De plus, des chemins de transmission à travers le coussin et la coquille peuvent contribuer de façon similaire à l'atténuation sonore dans certaines zones de fréquences principalement en moyennes fréquences (voir section 6.3.1). Par conséquent, pour prédire la

⁷ Par basses fréquences, on entend la zone de fréquences inférieures à la première résonance élastique de la coquille en plastique. Les hautes fréquences correspondent à la zone de fréquences commençant à la première résonance contrôlée par la cavité d'air intérieure de la coquille. Les moyennes fréquences correspondent à la zone de fréquences complémentaires.

transmission sonore à travers les coquilles dans la gamme de fréquences [50-6400 Hz], il est nécessaire de modéliser correctement à la fois le comportement mécanique et acoustique du coussin couplé à la chair et les bons couplages entre les composants (contreplaqué-coussin, coquille-mousse absorbante, coussin-chair). Une des difficultés réside dans le choix du modèle pour décrire le comportement du coussin, la caractérisation des paramètres physiques correspondants, la mesure précise de l'écrasement statique du coussin, ainsi que l'identification des conditions de couplage entre les composants.

Dans ce travail, des modèles éléments finis complets de deux coquilles commerciales (EAR-1000 et PELTOR OPTIME 98), reposant sur un baffle rigide, ont été développés à partir d'un modèle de conditions aux limites élastiques ou d'un modèle de solide équivalent isotrope viscoélastique [11] et ont été comparés à des mesures. Les composants plastiques de la coquille sont considérés comme des solides élastiques isotropes et la cavité intérieure comme un milieu acoustique. La force de serrage de l'arceau est prise en compte dans l'écrasement statique du coussin qui nécessite d'être estimé avec précision. La raideur de translation résiduelle de l'arceau appliquée sur la coquille a été évaluée comme étant négligeable par rapport à la raideur du coussin et n'a donc pas été prise en compte dans le calcul. Une procédure de caractérisation basée sur une méthode inverse hybride expérimentale-numérique a également été proposée pour identifier le module d'Young complexe équivalent du coussin en fonction de la fréquence et de son taux de compression (voir section 5.3.6.1). Cependant, ce modèle de coussin n'a pas permis de capturer le bon comportement physique en transmission à travers le coussin dans certaines zones de fréquences. Une alternative serait de développer un modèle isotrope transverse (propriétés d'élasticité différentes dans le plan du coussin et selon l'axe perpendiculaire) ou un modèle multidomaines. L'influence des conditions de couplage entre le coussin et la contreplaqué (présence de défauts de collage) a été étudiée par une analyse de sensibilité [9]. Certains des résultats relatifs à ces observations sont présentés aux sections 6.3.2 et 6.3.4.

5.3.4 Modélisation des bouchons

Le principe d'utilisation des bouchons d'oreille est le suivant : il s'agit d'insérer un matériau isolant dans le conduit auditif pour l'isoler du bruit extérieur. Un défi associé à la modélisation de protecteurs auditifs de type bouchons est lié à la variabilité des produits disponibles sur le marché. Une liste détaillée des catégories de bouchons existants est disponible dans le livre *The noise manual* de Berger (chapitre 10, pp. 384 à 391 [68]). Également, le site internet du National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) recense environ 170 modèles disponibles sur le marché. La Figure 9 illustre cette diversité en présentant différents modèles. On se limite ici aux modèles de bouchons d'oreille passifs, c'est-à-dire qui n'intègrent pas d'éléments électroniques, contrairement aux bouchons dits actifs. Le matériau isolant utilisé peut être un matériau viscoélastique de type silicone (1), un thermoplastique plus rigide (2, 3 et 7) ou plus souple (6), ou encore un matériau poreux à cellules fermées⁸, comme une mousse à compresser avant insertion (4, 5 et 8) faite de polychlorure de vinyle (PVC, 4) ou de polyuréthane (PU, 5). Du côté de sa géométrie, le bouchon peut être préformé de manière standard (2 à 8) ou moulé individuellement (1). Pour les bouchons de type « individualisé », le confort physique est nettement amélioré par rapport aux bouchons produits « en masse », mais leur coût plus élevé

⁸ Contrairement aux matériaux acoustiques absorbants à cellules ouvertes habituellement utilisés dans le bâtiment, les matériaux utilisés pour la protection auditive ont une densité plus importante.

rend leur utilisation moins répandue. Les bouchons préformés peuvent être « monoblocs » (1, 4, 5 et 8), ou montés sur tige (2, 3 6 et 7). La géométrie peut être cylindrique (4), hémisphérique (7), conique (5 et 8), ou en forme de sapin à une (2) ou à trois branches (3).

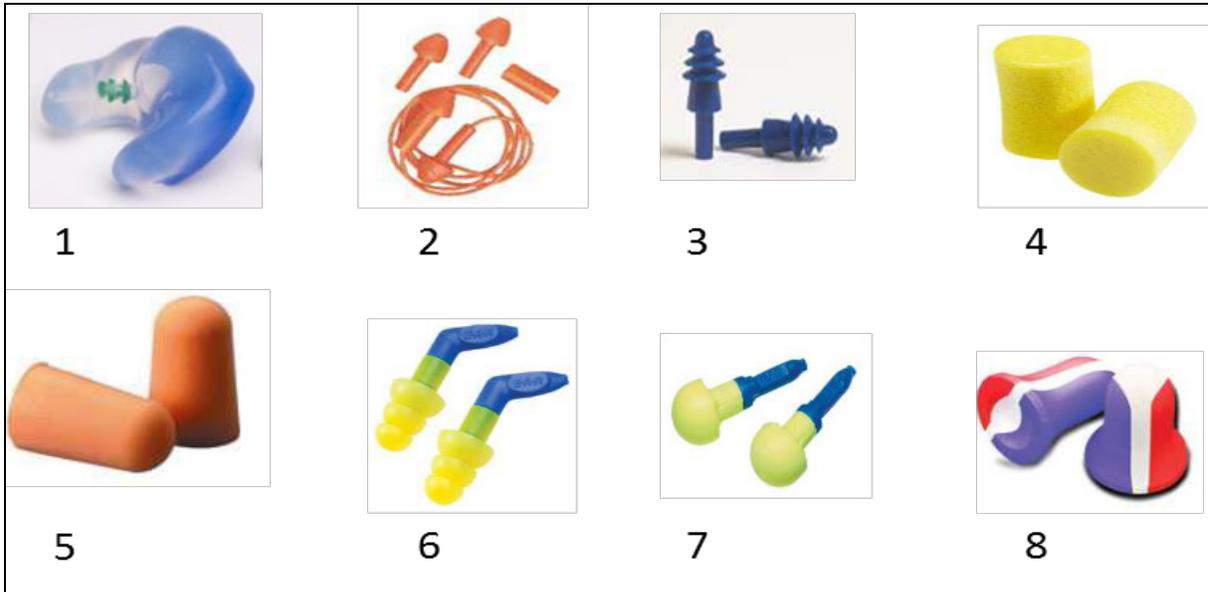


Figure 9 : Différents types de bouchon d'oreille disponibles sur le marché : 1) Sonocustom (V3) de Sonomax; 2) RD1 de Tasco Corporation; 3) Air soft de Howard Leight; 4) Classic de E.A.R, 5) Foam de E.A.R; 6) Ultra fit 27 de E.A.R; 7) Push-ins de E.A.R.; 8) Laser lite de Howard Leight.

L'atténuation sonore et l'effet d'occlusion des bouchons dépendent principalement : (i) de leur profondeur d'insertion, de leurs propriétés physiques, du couplage mécanique avec les parois du canal auditif; (ii) des fuites causées par une mauvaise insertion du bouchon dans le canal auditif ou par la présence du microphone de mesure interne (MIRE ou son équivalent terrain); (iii) de l'excitation. Tous ces facteurs peuvent être intégrés dans un modèle éléments finis du bouchon couplé aux tissus environnants, la difficulté principale étant d'estimer précisément les paramètres d'entrée. Une question demeure toutefois ouverte : comment le niveau de pression sonore dans le canal auditif est-il influencé par (i) les formes réelles du canal et du bouchon une fois ce dernier inséré dans le premier, puisque les deux systèmes se déforment en fonction de leur rigidité respective et (ii) les changements locaux des propriétés du bouchon et du canal auditif dus à leur interaction? Vouloir y répondre nécessiterait de concevoir des dispositifs expérimentaux appropriés pour évaluer ces propriétés géométriques et physiques et requerrait de les inclure adéquatement dans le modèle complet.

Dans ce travail, deux types de bouchons ont été considérés: un bouchon moulé en silicone (Figure 9(1)) et un bouchon en mousse classique (Figure 9(4)). Les bouchons sont assimilés à des matériaux isotropes viscoélastiques dont les paramètres mécaniques sont soit caractérisés en laboratoire avec un analyseur mécanique dynamique (DMA) pour le bouchon en silicone, soit

tirés de la littérature [69] pour le bouchon en mousse⁹ (voir section 5.3.6.1). Dans toutes les simulations, on a supposé que le canal auditif ne se déformait pas lors de l'insertion du bouchon et que ce dernier épousait la forme du canal auditif. Le couplage entre les parois du canal auditif et le bouchon, que ce soit sous forme de simples conditions aux limites cinématiques [15], de conditions aux limites d'impédance [14] ou de couplage total [20], a été étudié pour l'excitation acoustique. Il est important de bien décrire le couplage du bouchon avec la peau pour estimer son atténuation sonore. Des analyses de sensibilité de la réponse du système canal auditif / bouchon aux paramètres du modèle (géométrie, profondeur d'insertion, fuites, propriétés physiques du bouchon, conditions aux limites) ont été menées pour identifier quels paramètres jouent un rôle important et devraient être connus précisément. Ces analyses ont fourni des indications sur les variables à contrôler avec soin pour concevoir des bouchons efficaces. Le rôle de chaque domaine du système bouchon / canal auditif dans son atténuation sonore et la façon dont l'énergie circule entre les domaines ont également été étudiés en calculant des bilans de puissances et les flux énergétiques mécaniques et acoustiques dans le système dans le cas de la configuration ATF avec un bouchon en silicone [16].

5.3.5 Modélisation des excitations

5.3.5.1 Excitation aérienne

Le protecteur est excité par une onde plane harmonique incidente donnée par $Ae^{-j(k_x x + k_y y + k_z z)}$ où A et \vec{k} ($k_x = k \sin \theta_i \cos \varphi_i, k_y = k \sin \theta_i \sin \varphi_i, k_z = k \cos \theta_i$) sont respectivement l'amplitude et le vecteur d'onde indiquant notamment la direction de propagation de l'onde. Le système bouchon / oreille externe étant inséré dans un baffle rigide et sa taille étant très petite devant la longueur d'onde, les effets de diffraction induits peuvent être négligés. On applique donc une pression bloquée égale¹⁰ à $2Ae^{-j(k_x x + k_y y)} \cos(k_z z)$ sur la surface externe de ce dernier. La charge fluide externe a été négligée. Cette hypothèse se justifie par le fait que l'air est un fluide léger.

Pour la coquille reposant sur le baffle, l'interaction du champ incident avec le protecteur (effets de diffraction) est prise en compte grâce à l'approche FE/AML, implémentée dans le logiciel Virtual Lab de Siemens © et décrite dans le paragraphe 5.3.1. Le calcul repose sur l'utilisation d'une couche absorbante parfaitement adaptée, adaptative, pour représenter la propagation des ondes acoustiques dans l'espace semi-infini en contact avec la coquille. Ces calculs ont été effectués dans le cas de la coquille EAR1000¹¹ fixée à un baffle et à une tête artificielle. Dans ce dernier cas, l'idée était d'étudier l'effet de la directivité du champ incident sur l'atténuation sonore (voir sections 5.4.1.1 pour la description du dispositif expérimental de validation et 6.3.6 pour les résultats concernant la directivité).

⁹ Les changements des propriétés d'élasticité et d'amortissement en fonction de la profondeur d'insertion dans le canal auditif sont pris en compte dans le cas de ce type de bouchon.

¹⁰ Cette expression vient du fait que la pression s'exerçant sur le bouchon est la somme de la pression incidente et de la pression réfléchiée par le baffle rigide situé dans le plan $z = 0$: $Ae^{-j(k_x x + k_y y + k_z z)} + Ae^{-j(k_x x + k_y y - k_z z)}$

¹¹ Le cas de la PELTOR OPTIME 98 n'a pu être traité par manque de temps.

5.3.5.2 Excitation solidienne

Dans le cas de l'effet d'occlusion, ce sont les tissus biologiques qui sont sollicités mécaniquement. L'une des principales difficultés de cette recherche est la connaissance précise de l'excitation mécanique à appliquer au modèle éléments finis, notamment la distribution spatiale de la force. La connaissance du spectre est surtout importante si on est intéressé à connaître les fonctions de transfert de l'oreille ouverte ou de l'oreille occluse en présence de cette excitation. Pour la prédiction de l'effet d'occlusion¹², la détermination du spectre de la force n'est pas importante puisque l'effet d'occlusion est défini comme une différence de niveaux. Dans le cas du modèle tridimensionnel où c'est la mastoïde qui est sollicitée (comme dans la réalité où l'ossivibrateur est en contact avec le crâne), il a été supposé que la force s'appliquait de façon normale sur une petite surface plate de cet os. La force injectée par l'ossivibrateur a été déterminée à l'aide d'une mastoïde artificielle. L'ossivibrateur peut également générer du bruit aérien par lui-même, pouvant ainsi polluer les mesures d'effet d'occlusion (notamment dans le cas de l'oreille ouverte). Le niveau de bruit généré a donc été mesuré à la hauteur du tragus pendant les mesures sur sujets humains (voir section 5.2). Par contre, la mesure de la force et de la pression rayonnée par l'ossivibrateur n'étant pas simultanée, il n'a pas été possible d'obtenir la relation de phase entre les deux signaux. Par conséquent, dans la simulation, les signaux d'excitation ne pouvaient être qu'ajoutés de façon incohérente. Dans le cas des modèles simplifiés (voir Figure 20 et Figure 21), la question de l'excitation du système est beaucoup plus délicate. En effet, les ondes solidiennes qui naissent de l'excitation de la mastoïde se propagent dans tous les tissus et excitent *in fine* les frontières du modèle. Il est donc nécessaire de connaître en module et en phase, et en direction, les vecteurs contraintes en chaque point de ces frontières, ce qui est très difficile à réaliser. En principe, cela nécessiterait de modéliser¹³ tout le crâne et les tissus intercrâniens. Par conséquent, pour les modèles simplifiés, il a été décidé de déterminer une force équivalente normale répartie sur certaines portions des frontières du domaine qui serait capable de simuler des effets d'occlusion en accord avec ceux mesurés sur sujets humains. En particulier, pour le modèle 2D axisymétrique, une étude de sensibilité de la réponse acoustique aux paramètres géométriques et aux conditions d'excitation a été réalisée [23,26] et a permis de déterminer une configuration où toute la partie externe du cartilage et de l'os est excitée. Notons que, de manière générale, pour les conditions de chargement et les conditions aux limites testées, l'effet d'occlusion est beaucoup moins sensible à la bonne connaissance de ces conditions que les fonctions de transfert de l'oreille ouverte et occluse. Il est cependant essentiel d'exciter la partie cartilagineuse et pas seulement la partie osseuse.

¹² Cela est vrai dans le cas où on suppose que la seule excitation est d'origine mécanique. S'il existe également une sollicitation aérienne en parallèle, il est indispensable de connaître l'amplitude et la différence de phase entre les deux types de sollicitation.

¹³ Une façon simplifiée d'obtenir ces données aurait été de considérer le modèle tridimensionnel complet et de calculer l'excitation équivalente sur les frontières d'une surface cylindrique fictive incluse dans le modèle 3D. Ces données auraient ensuite pu être appliquées sur les frontières cylindriques du modèle simplifié 3D (voir Figure 20). Cependant, on perdrait le caractère axisymétrique de l'excitation et donc le modèle 2D axisymétrique ne pourrait être utilisé à moins de moyenner l'excitation de façon circonférentielle et d'extraire une valeur équivalente.

5.3.6 Caractérisation des paramètres physiques des modèles

5.3.6.1 Caractérisation acousto-mécanique des matériaux utilisés dans les coquilles et les bouchons

Comme mentionné à la section 5.3.3, les modèles éléments finis complets de deux coquilles commerciales (EAR1000 et PELTOR OPTIME 98) ont été conçus à partir d'un modèle de conditions aux limites viscoélastiques et d'un modèle de solide équivalent isotrope viscoélastique [11] pour le coussin. Dans le cas du premier modèle, le coussin est caractérisé par une raideur complexe équivalente. Dans le cas du modèle de solide équivalent, le coussin est caractérisé par un module d'Young complexe, une masse volumique et un coefficient de Poisson.

Le comportement mécanique équivalent du coussin est très complexe étant donné la géométrie et le comportement viscoélastique de ses différents composants (c.-à-d. gaine polymérique, mousse polyuréthane). La fréquence, la température, la durée de compression, les taux de compression statique et dynamique peuvent impacter fortement le comportement vibratoire du coussin. L'objectif est donc d'obtenir les propriétés mécaniques équivalentes du coussin dans des conditions les plus proches possibles de celles de la mesure acoustique sur baffle.

La procédure de caractérisation proposée dans ce travail est constituée de cinq étapes : (1) une mesure par méthode résonante Figure 10(a) permettant d'estimer la raideur complexe équivalente du coussin pour de forts taux de compression statique ($\tau_s > 10\%$), mais à une fréquence unique; (2) une mesure par méthode quasistatique QMA à un taux de compression statique de 10 %¹⁴ Figure 10(b) permettant d'obtenir une courbe maîtresse décrivant l'évolution fréquentielle des paramètres dans les basses fréquences ($f < 60$ Hz); (3) le couplage des deux mesures précitées afin de générer une courbe de la raideur complexe en fonction de la fréquence et ce, pour de forts taux de compression; (4) la détermination du module d'Young du solide équivalent à l'aide d'une technique inverse hybride expérimentale-numérique et (5) le recalage d'un modèle fractionnaire pour matériaux viscoélastiques à partir des courbes basses fréquences afin d'estimer la dépendance fréquentielle des paramètres mécaniques sur une large bande de fréquences. Ces cinq étapes sont décrites plus en détail ci-dessous. Il est important de noter que l'étape (4) n'est pas nécessaire si seul le modèle de conditions aux limites élastiques est utilisé. De plus, l'étape (1) n'est pas requise si le banc quasistatique utilisé permet de réaliser des mesures pour de forts taux de compression statique.

Dans le cas de la méthode résonante, le coussin est recouvert d'une masse choisie pour exercer, par gravité, une force équivalente à la force de serrage. Le coussin recouvert de la masse est excité à sa base au moyen d'un pot vibrant. La résonance du système est généralement à basse fréquence, autour des 30 Hz, et les propriétés mécaniques équivalentes du coussin (raideur et amortissement) sont obtenues par recalage d'un modèle simple à cette fréquence unique. Un effet non négligeable dû au fluage a été observé principalement lorsque le temps écoulé entre l'application de la masse et la mesure est inférieur à 15 minutes. Cet effet du temps sur les propriétés mécaniques obtenues par la mesure résonante est présenté pour les deux coussins EAR1000 et PELTOR OPTIME 98 à la Figure 11(a et b). On montre alors que cet effet est plus

¹⁴ Le banc de test QMA utilisé dans ce travail est limité à un taux de compression statique maximum de 10 % pour les coussins considérés.

important pour le coussin EAR1000 et qu'il est aussi plus important pour la raideur équivalente¹⁵ que pour le facteur de perte¹⁶. Ainsi, les caractérisations mécaniques du coussin présentées dans la suite de ce document ont été réalisées cinq minutes après avoir appliqué la compression statique du coussin afin de s'approcher des conditions de mesure de la perte par insertion acoustique (voir section 5.4.1.1). Toutes les propriétés ont aussi été mesurées à une température de 22 °C.

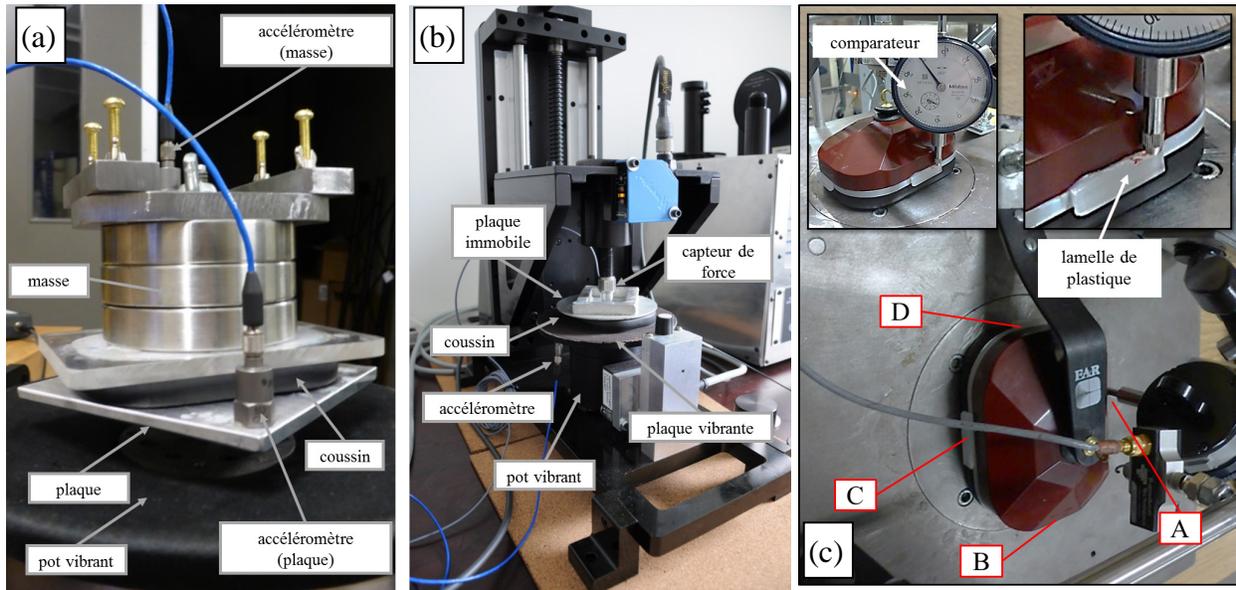


Figure 10 : Quelques étapes de la procédure de caractérisation : (a) méthode résonante; (b) méthode quasistatique; (c) mesure du taux de compression statique du coussin *in situ* en différents points autour du coussin.

L'effet du taux de compression statique sur la raideur équivalente est aussi présenté à la Figure 11(c et d). On voit que la raideur équivalente du coussin est très sensible au taux de compression statique, et ce, principalement pour le coussin EAR1000. Au contraire, c'est le facteur de perte du coussin PELTOR OPTIME 98 qui semble plus affecté par le taux de compression comme le montre la Figure 11(d). Cependant, ce coefficient est anormalement élevé, ce qui pourrait être dû au système de mesure et aux conditions aux limites qui sont, elles aussi, affectées par l'ajout d'une masse de plus en plus élevée. Étant donné la forte influence du taux de compression statique, sa valeur a donc été mesurée *in situ* lorsque le demi-arceau applique une force de serrage sur le baffle Figure 10(c). La caractéristique *in situ* réfère ici au fait que cette mesure est réalisée sur le même montage que celui utilisé pour les mesures acoustiques. Le taux de compression est mesuré à l'aide d'un comparateur en quatre points autour du coussin Figure 10(c) points A, B, C et D). Pour être cohérent avec les conditions des mesures acoustiques, chaque mesure du taux de compression *in situ* est aussi effectuée cinq minutes après avoir appliqué la force de serrage. Les résultats sont donnés au Tableau 2. Cette mesure a permis d'observer que la force appliquée par l'arceau sur la fixation de la coquille résultait en une compression non uniforme du coussin sur sa surface. Pour les deux types de coussin, le taux de

¹⁵ Partie réelle de la raideur complexe.

¹⁶ Défini comme étant le rapport de la partie imaginaire sur la partie réelle de la raideur complexe.

compression statique est maximum au point B, moyen aux points A et C et minimum au point D. La méthode résonante est appliquée pour chacun des taux de compression précités après une sélection adéquate des masses. Les différentes raideurs équivalentes obtenues sont aussi présentées à la Figure 11(c et d). Les taux d'écrasement appliqués lors de la mesure résonante varient légèrement par rapport à ceux mesurés *in situ*, à cause des masses disponibles pour réaliser la méthode résonante.

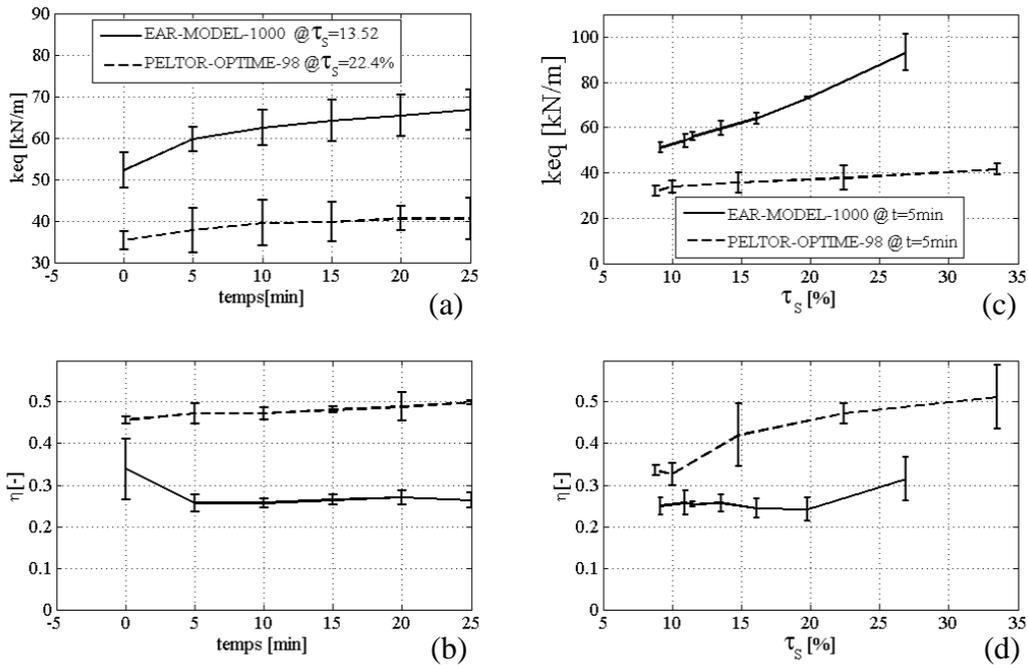


Figure 11 : Effet du temps (a et b) et effet du taux de compression (c et d) sur la mesure de la raideur équivalente (a et c) et du facteur d'amortissement équivalent (b et d) des coussins déterminés par la méthode résonante.

Tableau 2: Taux de compression statique moyen mesuré *in situ* pour les deux types de coussin EAR1000 et PELTOR OPTIME 98.

Modèle	Position autour du coussin			
	A	B	C	D
EAR1000	13,6	19,3	10,2	9,3
PELTOR OPTIME 98	23,2	31,1	22,6	10,8

Comme mentionné plus haut, la méthode résonante ne permet pas d'accéder à l'évolution fréquentielle des paramètres mécaniques viscoélastiques équivalents du coussin. Cependant, de nombreuses études ont montré que ces propriétés peuvent fortement évoluer avec la fréquence et impacter le comportement vibroacoustique des systèmes qui les intègrent sur une large bande de fréquences [70]. La méthode quasistatique est donc utilisée comme méthode complémentaire afin d'obtenir la dépendance fréquentielle de la raideur équivalente et du facteur de perte; typiquement entre 10 et 60 Hz. Ces résultats en basses fréquences sont ensuite utilisés pour

recaler un modèle rhéologique qui permet une estimation des paramètres mécaniques sur une large bande de fréquence. Ce point sera discuté plus en détail par la suite. La description du dispositif expérimental QMA est donnée dans [71,72] et une photo du montage est fournie à la Figure 10(b). Il consiste à comprimer statiquement l'échantillon de coussin à tester entre deux plaques avec un taux d'écrasement¹⁷ prédéfini. La plaque de base est ensuite excitée par un pot vibrant avec un déplacement imposé déterminé à l'aide d'un accéléromètre et un capteur de force mesure la force transmise à travers l'échantillon. La fonction de transfert entre la force et le déplacement permet d'obtenir la raideur équivalente et le facteur de perte de l'échantillon. Les résultats de la méthode QMA sont présentés à la Figure 12 (première et seconde colonnes) pour les coussins EAR1000 et PELTOR OPTIME 98 écrasés avec un taux de compression proche de $\tau_s = 10\%$. On montre ici une bonne corrélation entre les résultats de caractérisation issus des méthodes quasistatique (large trait gris pointillé) et résonante (rond bleu).

La raideur finale¹⁸ est obtenue en translatant, selon l'axe des ordonnées, la courbe maîtresse de raideur fréquentielle obtenue avec la mesure QMA à basse fréquence (réalisée pour $\tau_s \approx 10\%$) jusqu'à ce qu'elle passe par le point (fréquence, raideur) obtenu avec la méthode résonante au bon taux de compression statique. Par exemple, les mesures ajustées au taux de compression statique de 19,8 % pour le EAR1000 et 33,5 % pour la PELTOR OPTIME 98 sont affichées à la Figure 12(a, b, d et e) avec des croix rouges. La mesure finale du facteur de perte à $\tau_s = 33,5\%$ pour la PELTOR OPTIME 98 étant très élevée (voir croix rouges sur le graphique de la Figure 12(e)), les simulations ont aussi été réalisées à partir de la mesure du facteur de perte effectuée à $\tau_s = 10\%$ (voir + rouges sur le graphique de la Figure 12(e)). Ces mesures sont appelées cas (2) et cas (1) respectivement.

Le module d'Young du coussin considéré, modélisé comme un solide équivalent, est ensuite déterminé à l'aide d'une technique inverse hybride expérimentale-numérique semblable à celle utilisée dans [73] pour la méthode résonante. Cette méthode inverse est basée sur la mesure de la raideur équivalente déterminée précédemment et d'un modèle FEM du banc de mesure quasistatique. Cependant, la détermination de E nécessite de connaître le coefficient de Poisson équivalent du coussin. La nature multiphasique et la géométrie complexe des coussins rend la mesure de ce coefficient très difficile mais aussi peu pertinente. En effet, le gonflement latéral du coussin comprimé peut être causé par le flambement de la gaine uniquement et non par le gonflement de la mousse de polyuréthane qu'elle contient. Le coefficient de Poisson n'est donc pas mesuré directement et la méthode inverse hybride est appliquée pour trois valeurs différentes de ν : 0, 0,3 et 0,4. Le taux de compression choisi pour déterminer E est le taux maximum obtenu au point B lors de la mesure *in situ* (voir les croix rouges sur la Figure 12(a et d)). On suppose ici que cette raideur maximum va contrôler la raideur du coussin équivalent. Les données obtenues par la méthode inverse hybride sont présentées par des marqueurs (croix, triangles blancs et carrés noirs) sur les Figure 12(c et f). Comme prévu, le module d'Young décroît lorsque le coefficient de Poisson augmente [71,72].

La dépendance fréquentielle de k , E et η sur une large bande de fréquences ($10 \text{ Hz} < f < 6,4 \text{ kHz}$) est finalement obtenue en recalant un modèle fractionnaire pour matériaux viscoélastiques en

¹⁷ Le taux d'écrasement correspond à une force de serrage spécifique.

¹⁸ Idem pour le facteur de perte.

utilisant simultanément les courbes d'évolution fréquentielle en basses fréquences de la raideur (ou module d'Young) et celles du facteur de perte. Le modèle de matériaux viscoélastiques utilisé dans ce travail est le modèle Zener fractionnaire à quatre paramètres [74]. Plusieurs hypothèses fortes sont donc faites ici : (1) le coussin peut être modélisé comme un matériau homogène viscoélastique dont le comportement dynamique suit une équation différentielle constitutive d'ordre non-entier et (2) la dépendance fréquentielle n'est pas affectée par le taux de compression statique. Comme pour la méthode inverse hybride, le modèle Zener est recalé sur les courbes basses fréquences associées au taux de compression statique maximum obtenu au point B lors de la mesure *in situ*. Dans le cas de la raideur complexe, la variation fréquentielle donnée par le modèle de Zener est représentée par le trait continu noir apparaissant à la Figure 12(a, b, d et e). L'expression de la raideur complexe équivalente est, dans ce cas, obtenue par la relation $\frac{M_0 + M_\infty(j\omega\tau_r)^\alpha}{1 + (j\omega\tau_r)^\alpha}$ avec $M_0 = 17044$ N/m, $M_\infty = 551023$ N/m, $\tau_r = 4,91e^{-7}$ et $\alpha = 0,22555$ pour le EAR1000 et $M_0 = 32941$ N/m, $M_\infty = 2720079$ N/m, $\tau_r = 8,17e^{-7}$ et $\alpha = 0,58486$ pour le cas (1) de la PELTOR OPTIME 98 et $M_0 = 20341$ N/m, $M_\infty = 3525021$ N/m, $\tau_r = 7,26e^{-7}$ et $\alpha = 0,5292$ pour le cas (2) de la PELTOR OPTIME 98. La raideur équivalente croît logiquement avec la fréquence pour les deux types de coussin. Le facteur de perte du coussin EAR1000 varie peu et décroît légèrement dans les hautes fréquences (Figure 12b). Le facteur de perte estimé pour la PELTOR OPTIME 98 augmente fortement et atteint une valeur quasi unitaire à 4 kHz pour les cas (1) et (2) (Figure 12(e)). Le modèle Zener à quatre paramètres est aussi recalé sur chacune des trois « mesures » du module d'Young équivalent (c.-à-d. pour les trois valeurs du coefficient de Poisson) et les constantes du modèle sont fournies au Tableau 3. Les extrapolations Zener sont aussi présentées en trait noir continu et discontinu à la Figure 12(c) et (f). Le module d'Young équivalent croît aussi logiquement avec la fréquence pour les deux types de coussin.

Tableau 3: Paramètres du modèle Zener à quatre paramètres pour le coussin (modèle de conditions aux limites viscoélastiques [CLV] et de solide équivalent [SE]).

		EAR1000				PELTOR OPTIME 98			
	ν (1)	α (1)	M_0 (N/m or Pa)	M_∞ (N/m or Pa)	t_r (s)	α (1)	M_0 (N/m or Pa)	M_∞ (N/m or Pa)	t_r (s)
CLV cas (1)	-	0,22555	17044	551023	4,91E-07	0,58486	32941	2720079	8,17E-07
CLV cas (2)	-	-	-	-	-	0,5292	20341	3525021	7,2629E-07
SE	0,4	0,22297	28127	971750	3,74E-07	0,5838	41597	3858224	6,58E-07
	0,3	0,21342	31529	1450092	1,03E-07	0,58347	53617	4810947	6,97E-07
	0,0	0,22034	40798	1518796	2,71E-07	0,58389	64834	5374537	8,03E-07

L'un des bouchons étudiés est celui moulé en silicone (silicone liquide rubber-9700-5). Les paramètres mécaniques associés ont été caractérisés en laboratoire avec un analyseur dynamique mécanique (DMA). Dans la gamme de fréquences considérée et à une température ambiante de 22 °C, ce silicone a été trouvé faiblement viscoélastique si bien que les paramètres viscoélastiques peuvent être considérés constants. Dans les simulations, les valeurs suivantes ont

été retenues: 1,2 (silicone R1) ou 1,5 (silicone R2) MPa pour le module d'Young, 0,12 (silicone R1) ou 0,08 (silicone R2) pour le facteur de perte, 0,48 (silicone R1 et R2) pour le coefficient de Poisson, 1150 kg.m⁻³ (silicone R1 et R2) pour la masse volumique. L'autre bouchon est en mousse. Les paramètres ont été tirés de la littérature et correspondent à ceux fournis par James pour un taux de compression de 30 % du bouchon [69]. Les valeurs retenues sont : 0,1 MPa (module d'Young), 0,5 (facteur de perte), 0,1 (coefficient de Poisson), et 220 kg.m⁻³ (densité).

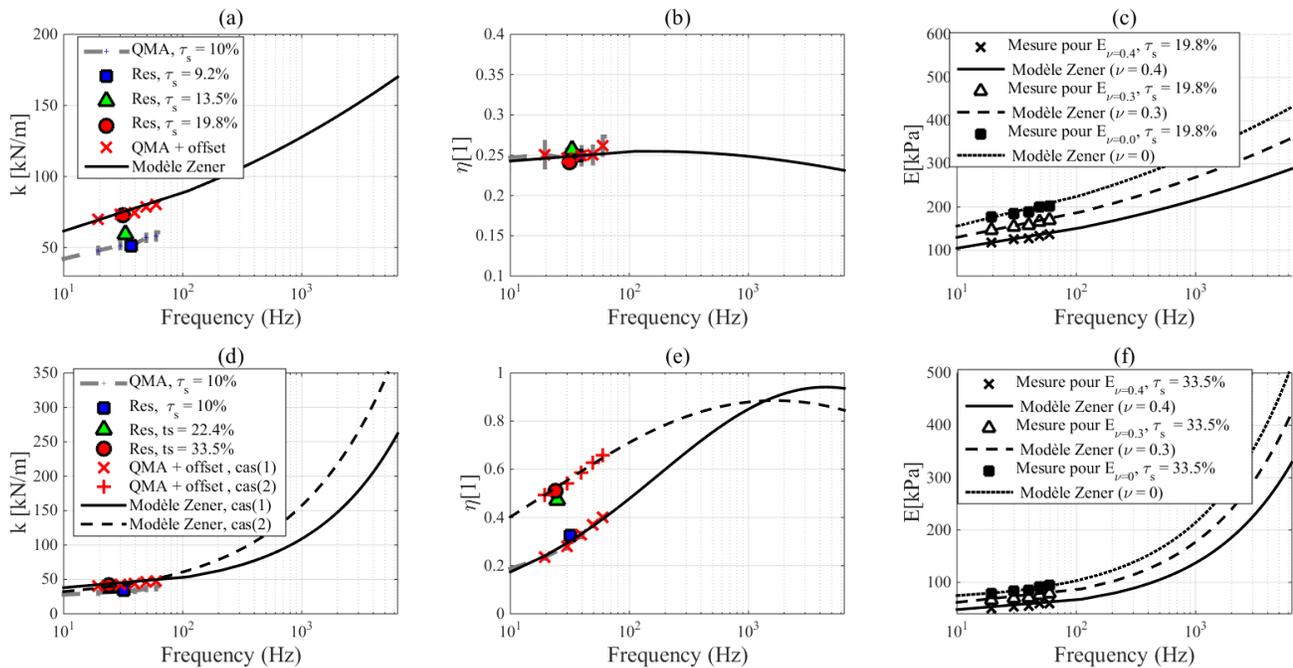


Figure 12 : Résultats de caractérisation mécanique du coussin : EAR1000 (a, b et c), PELTOR OPTIME 98 (d, e et f); raideur équivalente (a et d), facteur de perte (b et e), module d'Young (c et f).

5.3.6.2 Caractérisation des tissus biologiques

La caractérisation des propriétés des tissus biologiques de l'oreille externe pour des applications acoustiques demeure un véritable défi. Dans ce travail, les biomatériaux (os, cartilage, peau) ont été considérés comme étant isotropes et élastiques, leurs propriétés ayant été approximées par des valeurs citées dans la littérature [25] ou caractérisées en laboratoire par pesée (densité) et par duromètre¹⁹ [16]. Même si ce choix de loi de comportement et des propriétés associées est questionnable, un accord satisfaisant entre simulations et mesures a été obtenu. Indéniablement, il y a un besoin d'avancement des connaissances pour élaborer des méthodes de caractérisation invasives ou non, pour déterminer les propriétés de l'os, du cartilage et de la peau de l'oreille externe. Le Tableau 4 recense les propriétés des tissus biologiques retenues dans les modèles éléments finis [23].

¹⁹ Le module d'Young pour les élastomères est directement relié à la dureté ASTM D2240-00 selon la théorie de l'indentation linéaire élastique. Cette technique indirecte a été utilisée pour caractériser certains des silicones utilisés pour remplacer la peau et le cartilage dans les montages expérimentaux.

Tableau 4: Propriétés physiques des matériaux biologiques utilisés dans les modèles éléments finis.

Domaine	Module d'Young (MPa)	Densité (kg/m ³)	Coefficient de Poisson	Facteur de perte isotrope
Os	11316	1714	0,3	0,01
Cartilage	7,2	1080	0,26	0,05
Peau	0,5	1100	0,4	0,1

5.3.7 Modèles 3D et 2D axisymétriques développés

5.3.7.1 Cas de l'excitation par voie aérienne (atténuation sonore des coquilles)

Des modèles éléments finis de deux coquilles commerciales (EAR1000 et PELTOR OPTIME 98) reposant sur un baffle rigide ont été développés. Pour chaque coquille, un modèle de conditions aux limites viscoélastiques et un modèle de solide équivalent isotrope viscoélastique pour le coussin ont été proposés dans le but de déterminer lequel était le plus approprié pour simuler l'atténuation sonore de ces protecteurs. La Figure 13 illustre le cas où le coussin est décrit par un modèle de solide équivalent. Dans le cas des conditions aux limites viscoélastiques, le coussin est remplacé par une suspension dissipative (ressorts) appliquée sur la contreplaque dans la direction z. La cavité d'air du coussin est modélisée, car elle participe à la raideur totale vue par la coquille, mais la frontière du volume correspondant en contact avec le coussin est considérée rigide acoustiquement. Quelques résultats tirés de [9] sont présentés aux sections 6.3.2, 6.3.3 et 6.3.4.

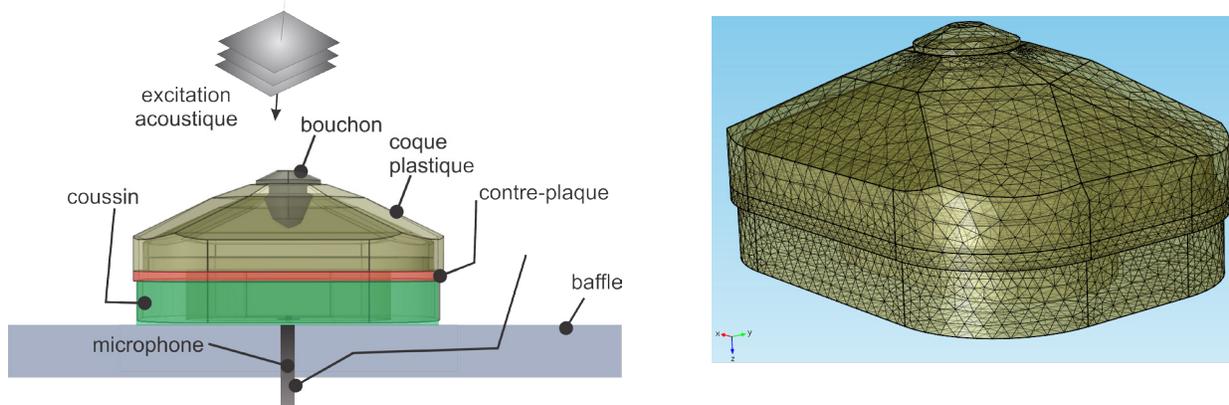


Figure 13 : Modèle éléments finis d'une coquille (EAR1000) sur baffle excitée acoustiquement : schéma de la configuration géométrique solide équivalent (gauche); maillages éléments finis volumiques des différents domaines solides et acoustiques (droite).

5.3.7.2 Cas de l'excitation par voie aérienne (atténuation sonore des bouchons)

Afin de discuter de l'effet de la géométrie du système canal auditif / bouchon sur l'atténuation sonore, des modèles 3D et 2D axisymétriques ont été développés afin de répondre à une question essentielle (Figure 14): Est-il possible d'utiliser un modèle 2D axisymétrique²⁰ pour prédire la perte par insertion individuelle de bouchons moulés? En effet, la revue de la littérature a montré que la validité de cette simplification dans le cadre de la protection auditive n'avait pas été établie, même si les conduits auditifs des têtes artificielles utilisées pour mesurer les performances de protecteurs utilisent actuellement des géométries 2D axisymétriques. Si la réponse à la question précédente est oui, quelle est alors la méthode de reconstruction géométrique la plus robuste qui permet de passer du 3D au 2D en termes de qualité de prédiction de la perte par insertion? À cette fin, les pertes par insertion des bouchons en silicone (silicone R2) moulés dans 15 canaux auditifs 3D réalistes, mais en s'affranchissant des tissus constitutifs du conduit auditif (parois rigides du conduit auditif et condition d'encastrement sur le bouchon) ont été calculées pour servir de référence. Six approches différentes de reconstruction géométrique du 3D vers le 2D ont été testées (Figure 15). Les calculs des pertes par insertion individuelles et moyennées sur les 15 canaux ont été comparés pour chacune des six approches afin d'évaluer leur robustesse respective. Certains de ces résultats sont discutés à la section 6.4.2. Le lecteur peut se référer à [15] pour plus de détails.

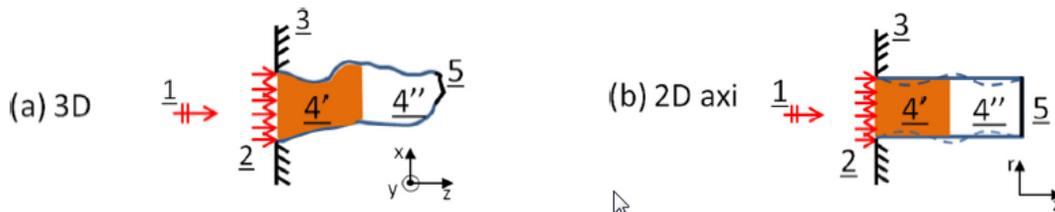


Figure 14 : Représentation schématique des hypothèses utilisées dans les modèles éléments finis du canal auditif occlus : (a) modèle 3D; (b) modèle 2D axisymétrique (section droite constante ou variable). 1 : onde plane incidente; 2 : pression bloquée; 3 : Baffle rigide; 4' : bouchon; 4'' : partie non occluse du conduit auditif; 5 : membrane tympanique - Adaptée avec permission de [15] Copyright 2013, Acoustical Society of America.

Pour répondre à la question du rôle de la peau dans l'atténuation sonore du système bouchon / canal auditif, un modèle éléments finis 2D axisymétrique à section droite d'un bouchon inséré dans un canal auditif recouvert d'une couche de peau a été développé (Figure 16). Cette configuration géométrique unique permet d'éliminer les problématiques liées aux variations géométriques du conduit auditif pour se concentrer sur l'effet de la peau. L'étude de cette configuration, très proche de celle des conduits auditifs synthétiques présents dans les têtes artificielles instrumentées dont les problématiques ont été évoquées au chapitre 3, permet de répondre aux questions liées à la variabilité des mesures obtenues lors d'une mesure avec tête artificielle. Le rôle de la peau et les échanges d'énergie en général dans le système peuvent également être étudiés par des calculs de bilan de puissances, et de flux acoustiques et

²⁰ Un modèle 2D axisymétrique est évidemment beaucoup mieux adapté pour faire des études paramétriques afin d'aider à la conception acoustique des bouchons puisque le nombre de degrés de liberté des systèmes à résoudre est très inférieur à celui d'un modèle 3D.

mécaniques, permettant de quantifier la contribution des différents chemins de propagation dans le système. Ce modèle 2D axisymétrique offre la possibilité de tester, par méthode statistique, la sensibilité du modèle par rapport à la variation des paramètres mécaniques et géométriques de la peau artificielle et du bouchon. Certains de ces résultats sont discutés à la section 6.4.3. Le lecteur peut se référer à [16] pour plus de détails.

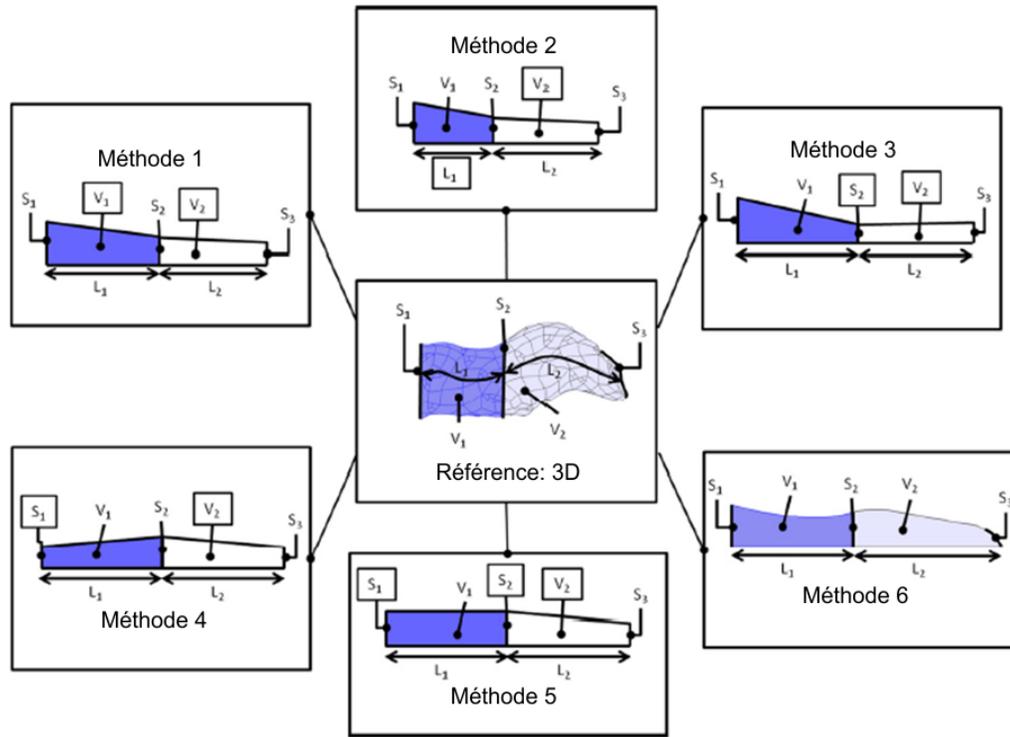


Figure 15 : Description des six méthodes de reconstruction géométrique du canal 2D axisymétrique équivalent basée sur les paramètres des modèles 3D de référence. Pour chacune des méthodes, les paramètres ajustés sont encadrés. - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.

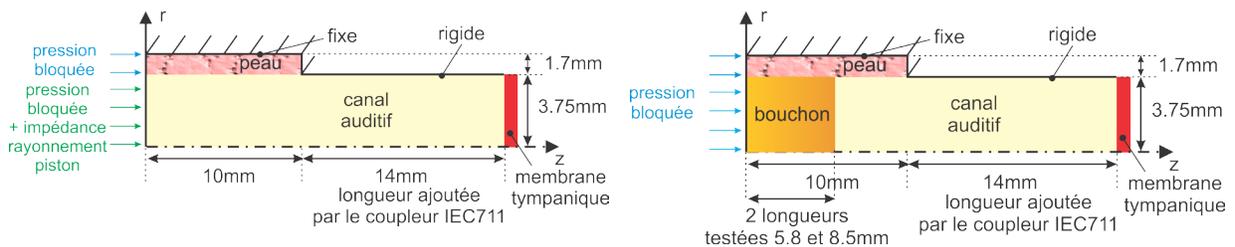


Figure 16 : Représentation schématique du modèle éléments finis 2D axisymétrique du canal auditif ouvert (gauche) et occlus (droite). - Adaptée avec permission de [16]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.

La principale limitation du modèle 2D précédent vient du fait qu'il correspond à un cas géométrique unique et qu'il ne tient pas compte des autres tissus du conduit auditif. Un second modèle 2D axisymétrique, intégrant une complexité physique supplémentaire par rapport au cas précédent (utilisation des autres tissus constitutifs du conduit auditif – peau, tissus mous et os) mais aussi une complexité géométrique supplémentaire (modèle 2D axisymétrique avec section droite variable; Figure 17), a donc été développé. Ce modèle équivalent issu d'une moyenne sur plusieurs canaux auditifs individuels décrits précédemment, permet d'évaluer le potentiel d'un modèle moyen du conduit auditif pour prédire des atténuations sonores réalistes. Il peut aussi être exploité pour quantifier l'effet relatif à l'introduction de plusieurs facteurs responsables de la variation de l'atténuation en mesures, tels que la géométrie du canal, les propriétés mécaniques (pour les tissus et le bouchon), l'effet des fuites et la profondeur d'insertion. Ainsi, en faisant varier un à un ces différents facteurs, leur impact respectif sur l'atténuation sonore en fonction de la fréquence peut être quantifié, et comparé aux écarts types obtenus en mesures.

Certains de ces résultats sont présentés aux sections 6.4.4 et 6.4.5. Le lecteur peut se référer à [17] pour plus de détails. Notons que des fuites acoustiques peuvent être introduites dans le modèle axisymétrique par un cylindre d'air avec pertes viscothermiques d'axe identique à celui du système axisymétrique. Les diamètres retenus pour la fuite correspondent soit à celui d'un câble de microphone Knowles utilisé dans le protocole expérimental sur sujet humain pour mesurer la pression acoustique à l'intérieur du conduit auditif (diamètre 0,2 mm), soit à un diamètre légèrement plus grand pour prendre en compte une déformation additionnelle de la peau et du bouchon induite par le câble (diamètre de 0,5 mm).

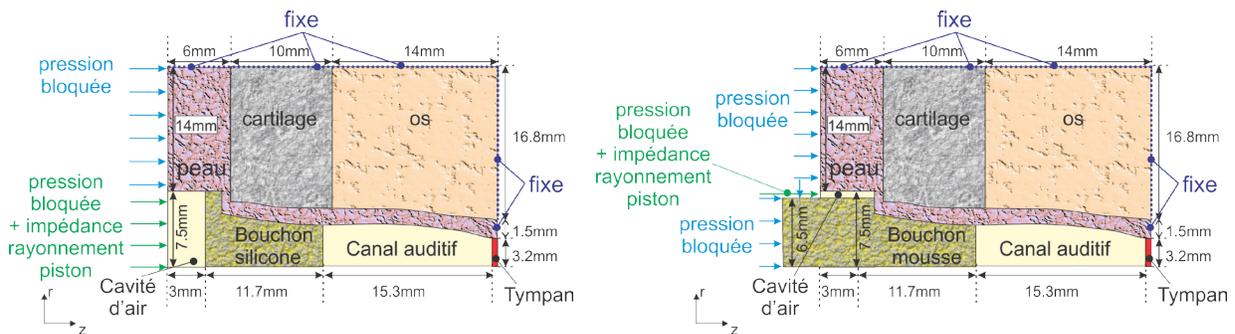


Figure 17 : Représentation schématique du modèle éléments finis 2D axisymétrique du canal auditif occlus par un bouchon moulé en silicone R1 (gauche) et en mousse (droite) - Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.

Enfin, un quatrième modèle 3D à frontières cylindriques intégrant la complexité géométrique des tissus a été développé (Figure 18). Ce modèle, représentant une géométrie individuelle, a été adapté de celui élaboré pour la simulation de l'effet d'occlusion et décrit aux sections 5.3.2 et 5.3.7.3. Le lecteur peut se référer à [20] pour plus de détails.

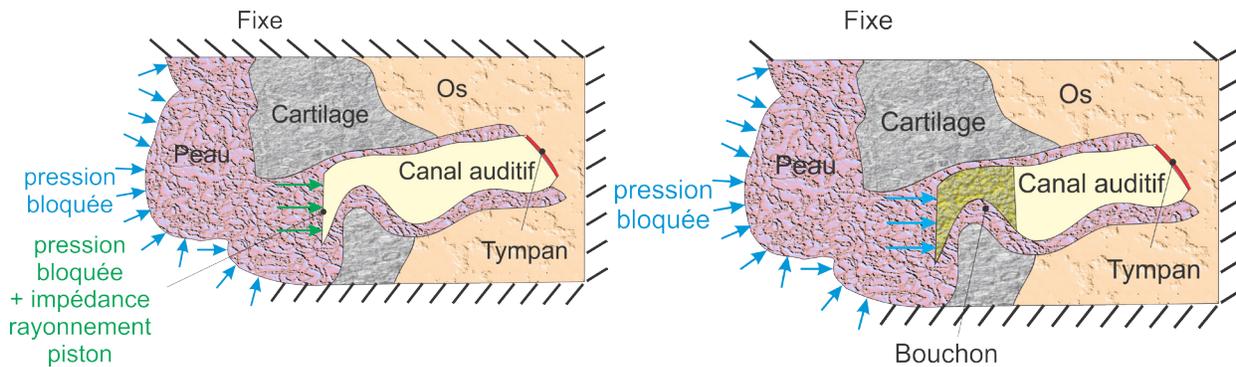


Figure 18 : Représentation schématique du modèle éléments finis 3D simplifié du canal auditif ouvert (gauche) et occlus (droite).

5.3.7.3 Cas de l'excitation par voie solidienne (effet d'occlusion de bouchons)

Un premier modèle éléments finis 3D a été conçu pour prédire l'effet d'occlusion individuel (Figure 19). Le modèle CAD de l'oreille externe a été construit selon la procédure décrite à la section 5.3.2 et visait à déterminer s'il était possible de simuler des effets d'occlusion cohérents par rapport aux résultats expérimentaux cités dans la littérature, pour deux types de bouchon (silicone moulé et mousse). Il permettait également, par le biais des bilans de puissance, d'expliquer les différences d'amplitude d'effets d'occlusion observés pour un bouchon en silicone en fonction de la profondeur d'insertion et d'interpréter l'augmentation de l'énergie acoustique dans le canal occlus d'une façon différente de ce qui a été proposé dans le passé dans la littérature. Une sélection de résultats correspondants est présentée à la section 6.5.1. Le lecteur peut se référer à [25] pour plus de détails.

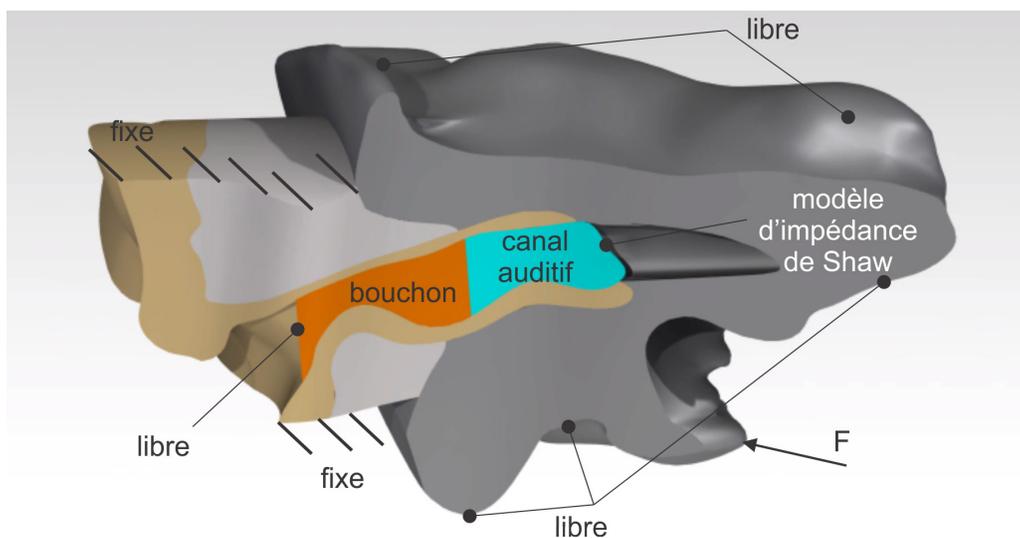


Figure 19 : Modèle éléments finis 3D du canal auditif occlus par un bouchon moulé. Le système est excité par une force appliquée sur la mastoïde.

Un second modèle 3D, plus simple à frontières cylindriques et similaire à celui décrit pour l'excitation acoustique a été construit (Figure 20). Bien que simplifié géométriquement, le domaine osseux à frontière cylindrique a une masse équivalente à celle du modèle 3D précédent. L'excitation est appliquée sur les frontières osseuses. Le lecteur peut se référer à [28] pour plus de détails.

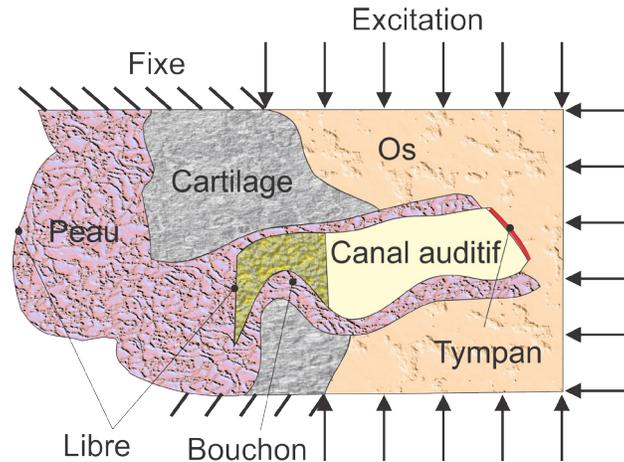


Figure 20 : Modèle éléments finis 3D à frontières cylindriques du canal auditif occlus par un bouchon moulé. Le système est excité par une force appliquée sur la partie osseuse.

Un troisième modèle simplifié 2D axisymétrique, consistant en un conduit auditif cylindrique entouré de couches de tissus biologiques (peau, cartilage et os) dans lequel est inséré le bouchon, a été proposé (Figure 21). Ce modèle a été généré à partir de données géométriques moyennes d'oreille externe. Même si sa fidélité géométrique est moindre que celle du modèle 3D, les comparaisons entre les mesures sur sujet humain et les calculs s'avèrent satisfaisantes [26]. Il peut notamment être utile dans le cadre du design et de l'intégration d'une oreille artificielle équivalente dans une tête artificielle, pour étudier l'effet d'occlusion d'une manière objective et ultimement standardisée. Cette simplification géométrique peut également faciliter l'implémentation d'analyses de sensibilité et permettre d'identifier les paramètres clés (propriétés du bouchon et des tissus) qui influent sur l'effet d'occlusion. Par ailleurs, les modèles dont il est fait référence dans la littérature demeurent basés sur des approches électroacoustiques monodimensionnelles et le modèle 2D axisymétrique proposé se veut une amélioration des modèles existants. Il peut également être utilisé pour étudier l'effet du type de bouchon, de la profondeur d'insertion et des fuites sur l'effet d'occlusion. Certains de ces résultats sont exposés aux sections 6.5.1, 6.5.2 et 6.5.3. Le lecteur peut consulter les références [23,26] pour plus d'informations.

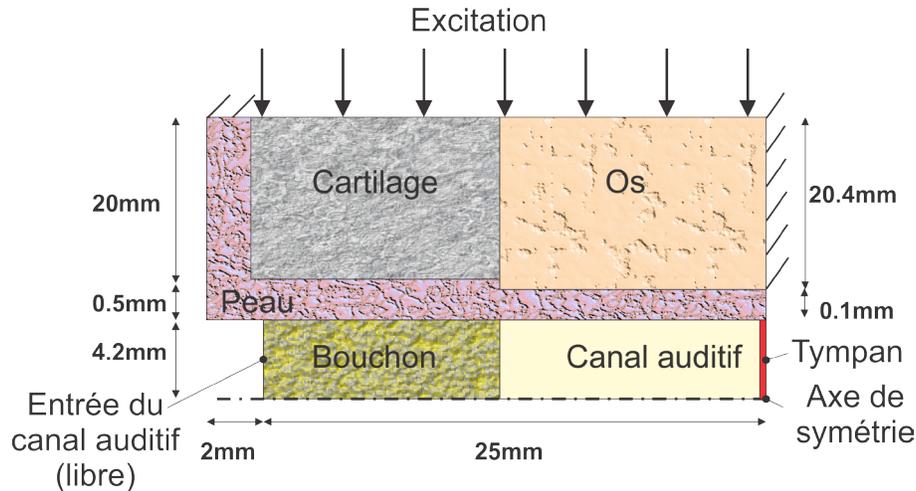


Figure 21 : Modèle éléments finis 2D axisymétrique du canal auditif occlus par un bouchon pour étudier l'effet d'occlusion.

5.4 Développement de bancs d'essai de validation des modèles

5.4.1 Atténuation sonore

5.4.1.1 Cas des coquilles

Un premier banc d'essai de validation a été mis en place dans la chambre semi-anéchoïque du laboratoire ICAR Figure 22. Ce banc était destiné à valider le modèle éléments finis de coquille sur baffle. La coquille est fixée sur une plaque carrée en acier (un pied de côté et 5/8" d'épaisseur), intégrée dans un des murs de la chambre semi-anéchoïque constitué d'une double cloison en gypse remplie de laine minérale. La plaque d'acier est montée sur un cadre qui est découplé du reste de la cloison en gypse en contact avec l'excitation acoustique, afin d'éviter la transmission de vibrations parasites à la coquille par l'intermédiaire du mur. La plaque d'acier et la cloison en gypse constituent le baffle utilisé dans les modèles. Deux microphones, un de mesure et un de référence affleurent à la surface de la plaque d'acier. Le premier (Brüel&Kjaer 1/4" multifield type 4961, sensibilité de 65 mV/Pa) est utilisé pour mesurer le niveau de pression acoustique (L_p) sous le protecteur et est positionné au centre de la plaque. Le second (PCB Piezotronic 130E20) est placé à une distance d'environ 15 cm du premier. Le système d'acquisition est l'analyseur Pulse (Brüel&Kjaer, release 16.1.0). Le système protecteur sur baffle est excité acoustiquement avec un haut-parleur monté dans un tube, placé à 1 m du baffle. Le niveau de pression global dans la bande de fréquences concernée se situe typiquement entre 85 et 90 dB. Un bruit rose est généré par un Larson Davis SRC20 et le niveau sonore est ajusté avec un égaliseur 1/3 d'octave afin d'avoir une distribution homogène d'énergie acoustique sur

toute la gamme de fréquences. L'atténuation peut être évaluée par la fonction de transfert entre les deux microphones²¹.

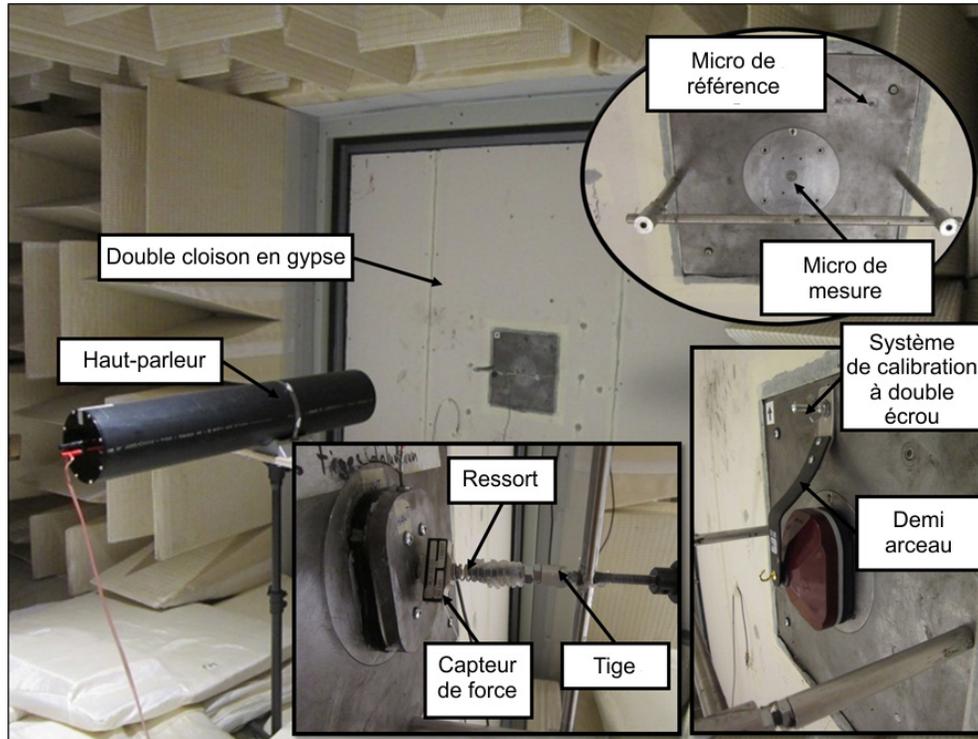


Figure 22 : Banc de validation pour mesurer la perte par insertion des coquilles et de ses composants individuels. Les deux systèmes d'application de la force de serrage sont également indiqués. Adaptée avec permission de [10]. Copyright 2014, Elsevier.

Il est important de bien contrôler les fuites avec un scellant acoustique²² approprié entre le coussin et le baffle. Par ailleurs, il est nécessaire de mesurer correctement la force de serrage appliquée sur la coquille pour la maintenir sur le baffle ainsi que l'écrasement statique du coussin résultant. Deux systèmes ont été conçus pour appliquer la force de serrage Figure 22. Le premier, transparent acoustiquement et utilisé dans l'analyse des chemins de transfert acoustique à travers le protecteur (voir section 6.3.1) notamment pour des coquilles factices en métal, consiste en une jauge de force statique attachée à la coquille. La force est appliquée par une tige en série avec un ressort dont la raideur est de 2500 N/m, la tige s'appuyant sur une potence fixée à la plaque de métal. Pour les protecteurs plus légers, telle la vraie coquille en plastique, le capteur de force était trop lourd et le système de ressort pour appliquer la force n'empêchait pas la coquille de glisser sur le baffle. Un demi-arceau²³ vissé au baffle avec un double écrou calibré

²¹ En fait, il a été vérifié que le signal capté par le microphone de référence est peu influencé par la présence de la coquille en comparaison avec une mesure prise sans coquille avec le microphone de mesure. Ce signal peut donc être utilisé pour calculer la perte par insertion par une fonction de transfert entre la pression au microphone de mesure et celle au microphone de référence.

²² La plaque de support étant en métal, l'adhésion du coussin ne se fait pas de façon idéale contrairement à un matériau plus souple comme la peau. Ceci est propice à l'apparition de fuites, notamment en basses fréquences.

²³ Ce système de fixation par demi-arceau a été trouvé trop fragile pour utilisation avec les configurations où la vraie coquille est remplacée par une plaque de métal et n'a donc pas été utilisé pour ces cas.

pour reproduire la force de serrage a plutôt été utilisé. Ce système a permis de retrouver le mouvement de pompage en basses fréquences. Pour toutes les mesures acoustiques, une force de 16 N a été utilisée pour les deux protecteurs, correspondant à un taux d'écrasement statique moyen de 13,1 % pour les coussins de la coquille EAR1000 et de 21,9 % pour ceux de la coquille PELTOR OPTIME 98 (voir section 5.3.6.1). Ces valeurs ont été choisies en accord avec la capacité de serrage de l'arceau et l'écartement imposé par la tête artificielle G.R.A.S., à savoir 145 mm. Le temps écoulé entre le montage du protecteur (c.-à-d., application de la force de serrage qui comprime le coussin) et la réalisation de la mesure a été estimé à cinq minutes. Cette information est importante, car on a montré à la section 5.3.6.1 que la raideur équivalente du coussin est fortement impactée par ce temps et tout particulièrement pour $0 < t < 15$ minutes.

Un second banc de validation a été développé pour valider le modèle éléments finis de coquille (EAR1000 sans insert en mousse) sur une tête artificielle (G.R.A.S. CB45) et notamment la prise en compte de l'interaction²⁴ entre la coquille et le champ acoustique incident. Le pavillon en silicone est remplacé par un insert en silicone moulé pour l'occasion et dont les propriétés sont connues (Figure 23). La tête artificielle contient un simulateur d'oreille IEC 711. La force de serrage appliquée à la coquille est de 11,5 N. Deux microphones additionnels sont utilisés pour la mesure : le microphone (MIC1) placé à proximité de l'entrée du canal artificiel (Figure 23(a)) et le microphone (MIC2) positionné à l'extérieur de la coquille (centre, à la hauteur de l'attache de l'arceau Figure 23(b)). Les mesures ont été réalisées dans la chambre semi-anéchoïque du laboratoire ICAR. La tête artificielle est placée en dessous d'une arche mobile silencieuse auquel était fixé un haut-parleur. Celui-ci peut ainsi effectuer une révolution à hauteur de la tête artificielle (1 m au-dessus du sol) à une distance d'un mètre. L'effet de l'incidence de l'onde pour plusieurs angles peut donc être évalué.

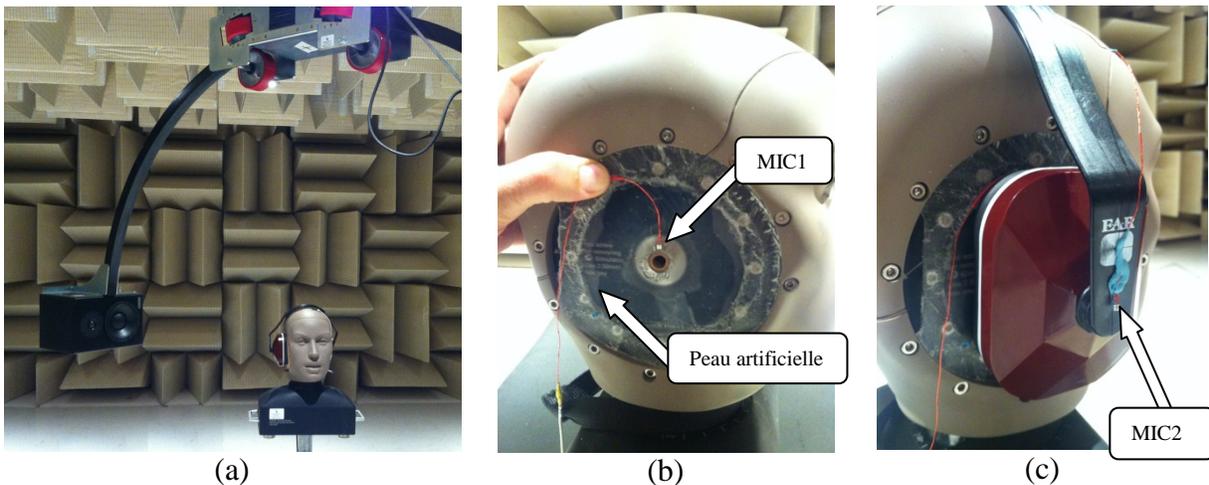


Figure 23 : (a) dispositif expérimental comprenant un haut-parleur tournant autour de la tête artificielle dont l'oreille droite est instrumentée et protégée par l'EAR1000; (b) peau artificielle (silicone) remplaçant le pavillon artificiel, oreille non protégée avec microphone interne (MIC1); (c) oreille protégée par l'EAR1000 avec microphone externe MIC2.

²⁴ Il s'agit ici de considérer le champ diffracté par la coquille et la tête artificielle dans le modèle. En d'autres termes, on s'affranchit de l'hypothèse d'excitation simplifiée (pression incidente + pression réfléchie par le baffle) s'appliquant sur la coquille.

5.4.1.2 Cas des bouchons

Pour les bouchons testés dans le cadre de ce projet, deux bancs d'essai de validation ont été mis au point. Le premier (Figure 24) ressemble au premier banc d'essai utilisé pour les coquilles, qui a été présenté dans la section précédente. Il est utilisé pour valider le modèle axisymétrique du bouchon placé dans un conduit auditif artificiel aux parois rigides acoustiquement (voir section 6.4.1 pour résultats). Le microphone de mesure est maintenant intégré au simulateur d'oreille IEC711, qui est lui-même fixé à l'arrière de la plaque d'acier, en s'assurant à nouveau d'un découplage mécanique. Les bouchons en silicone à tester (silicone R2, deux épaisseurs : 6,5 et 12,5 mm) sont moulés directement dans un insert cylindrique rigide²⁵ qui se rattache au simulateur d'oreille. L'excitation est effectuée par un haut-parleur dont le centre acoustique est aligné avec l'insert cylindrique contenant le bouchon et placé à une distance de 2 m de ce dernier pour minimiser l'effet des réflexions sonores sur la membrane du haut-parleur et le baffle. A nouveau, un générateur Larson Davis SRC20 couplé à un amplificateur BSWA est utilisé pour produire un bruit rose dans la gamme de fréquence [50 Hz, 5000 Hz].

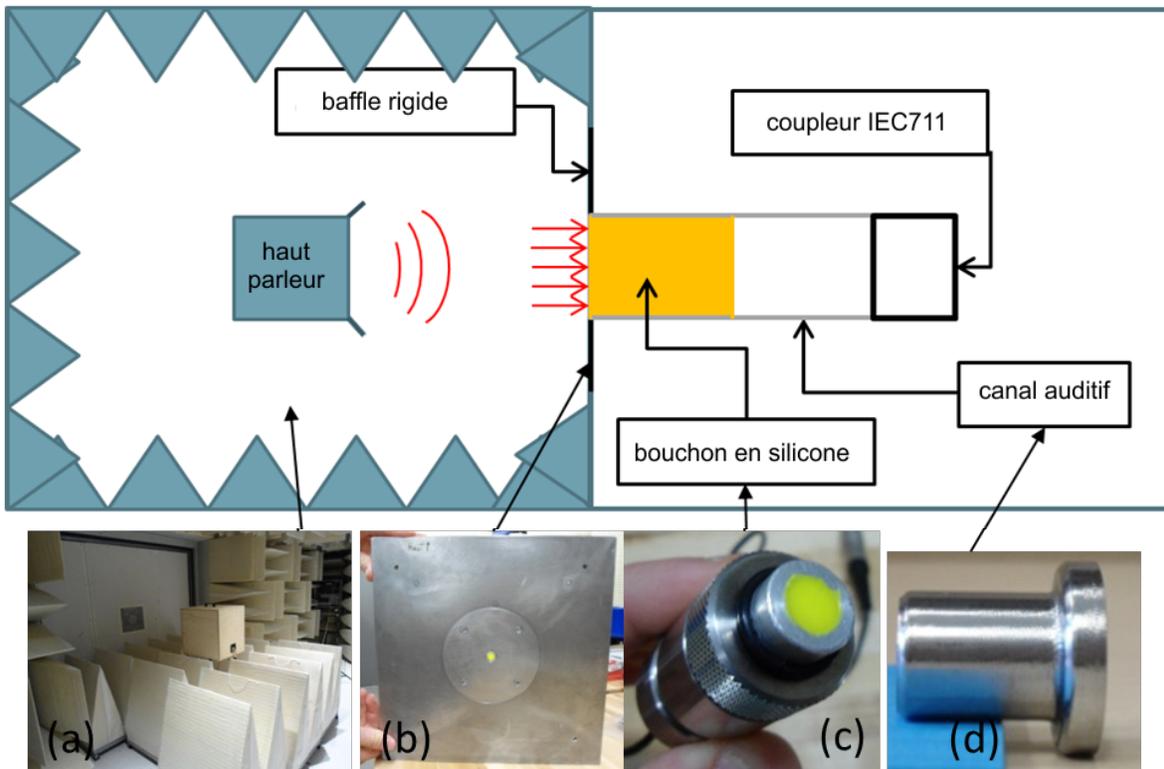


Figure 24 : Dispositif expérimental pour valider le modèle 2D axisymétrique aux parois rigides - schéma de principe (haut de la figure) : (a) vue générale du dispositif en chambre semi-anéchoïque; (b) plaque d'acier (baffle) contenant le bouchon moulé (en jaune sur la figure) inséré dans le conduit rigide et connecté au simulateur d'oreille; (c) zoom sur le système bouchon-canal auditif rigide connecté au simulateur d'oreille; (d) canal auditif rigide - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.

²⁵ Cet insert correspond à un canal auditif aux parois rigides (pas de peau artificielle).

Une attention particulière a été apportée au montage expérimental pour prévenir les fuites acoustiques et s'assurer que c'est bien l'atténuation sonore du bouchon moulé qui est mesurée. Celle-ci est estimée par la différence des autospectres mesurés à la hauteur du simulateur d'oreille avec et sans bouchon.

Un second banc d'essai a été considéré pour valider le modèle éléments finis d'un bouchon placé dans un conduit artificiel avec peau synthétique (Figure 25 et voir section 6.4.1 pour résultats). La tête artificielle G.R.A.S. 45CB sans pavillon est placée au centre de la salle réverbérante du laboratoire ICAR, l'entrée du canal auditif se situant à environ 1,70 m au-dessus du sol. Le pavillon a été enlevé pour permettre des comparaisons avec le modèle éléments finis axisymétrique. Le chauffage du conduit auditif pour amener l'air du conduit à la température du corps humain est désactivé, car les paramètres mécaniques du bouchon ont été caractérisés jusqu'à une température maximale de 30 °C. Les mesures de validation sont faites à 22 °C. L'utilisation de la chambre réverbérante plutôt que de la semi-anéchoïque a été dictée par des considérations logistiques.

Dans la salle réverbérante, le bouchon est excité par un champ acoustique diffus et non par une onde plane en incidence normale, comme il l'est supposé dans le modèle. Étant donné la petite taille du bouchon par rapport à la longueur d'onde, l'excitation en champ diffus ou par une onde plane donne des résultats similaires. Cela a été confirmé en comparant la perte par insertion obtenue pour un bouchon dans un conduit auditif rigide à partir du premier banc de validation et à partir d'une mesure sur la tête artificielle en champ diffus. La tête artificielle est à nouveau excitée par un bruit rose produit par un Larson Davis SRC20 et diffusé par quatre haut-parleurs positionnés dans les coins de la salle et générant un niveau de bruit global de 110 dB dans la gamme de fréquence [50 Hz, 5000 Hz]. Les bouchons testés (deux épaisseurs : 5,8 et 8,5 mm) sont faits de silicone LSR-9700-5 (silicone R1) et moulés directement dans le canal synthétique. L'atténuation sonore expérimentale du bouchon est déterminée en bandes fines (résolution de 1 Hz) en effectuant la différence des fonctions de transfert entre le microphone du simulateur d'oreille IEC711 et un microphone de référence placé à un mètre de la tête artificielle pour l'oreille ouverte et l'oreille protégée. Les fonctions de transfert sont mesurées avec le système d'acquisition 01dBStell (SYMPHONY system, 01dB METRAVIB, ACOEM, France) et traitées avec le logiciel associé (dBFA suite, v4.9 01dB METRAVIB, ACOEM, France).

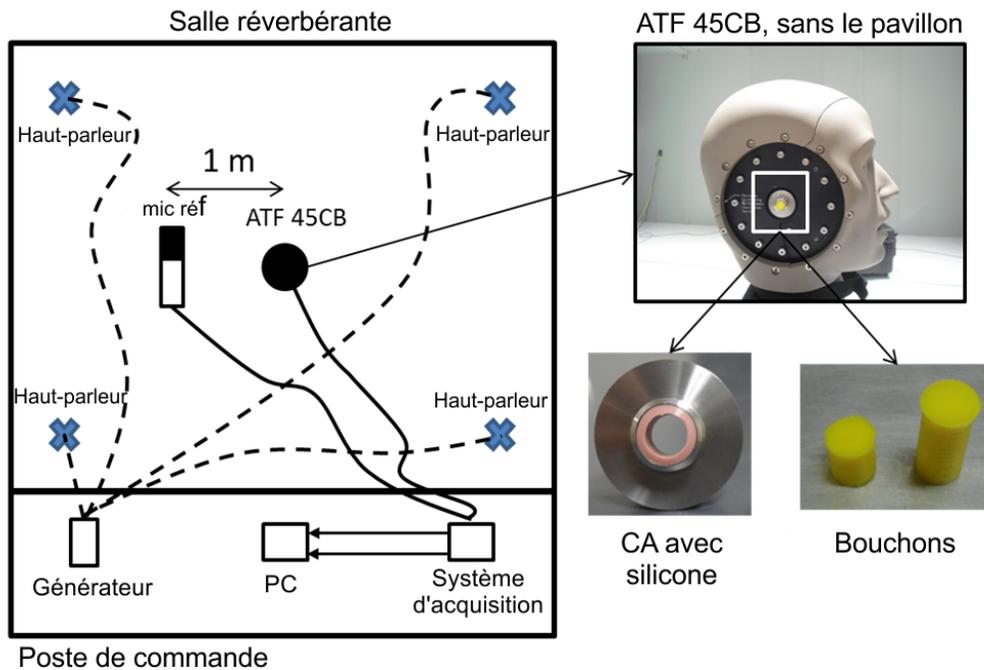


Figure 25 : Dispositif expérimental pour valider le modèle 2D axisymétrique aux parois avec peau - schéma de principe (gauche) ; vue de la tête artificielle sans pavillon (droite haut) ; canal auditif avec peau synthétique et bouchons en silicone testés (droite bas). Adaptée avec permission de [16]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.

5.4.2 Effet d'occlusion

Afin de valider le modèle 2D axisymétrique de l'effet d'occlusion présenté à la section 5.3.7.3, un dispositif artificiel a été conçu et fabriqué. Il comprend une oreille externe synthétique comportant un canal auditif cylindrique entouré d'os, de cartilage et de peau synthétiques faits respectivement de mousse polyuréthane rigide (SAWBONES®, Pacific Research Laboratories, WA, USA) et de deux types différents de silicone : V-340 silicone (hardness shore A = 55) et RTV 1556 (hardness shore A = 30) (Figure 26). L'oreille synthétique externe est pressée (partie osseuse) et moulée (tissus mous et peau) directement dans le trou d'un moyeu qui est vissé à l'arrière d'une plaque d'acier, elle-même fixée sur une double cloison en gypse. La cloison sépare une chambre semi-anéchoïque et une chambre réverbérante. Le moyeu et la plaque en acier sont découplés grâce à un scellant acoustique. Un simulateur d'oreille (coupleur IEC 60711) est attaché à l'arrière de l'oreille externe synthétique à l'aide d'une glaise collante qui isole également le coupleur des bruits aériens externes. L'excitation mécanique du système est assurée par un minipot vibrant (SmartShaker™ K2007E01). Le système est excité axialement au niveau de la circonférence du tissu osseux (Figure 27(f)) par un système de cage (Figure 27(e)). L'excitation est transmise à la cage par la tige de connexion puis au disque inférieur par les vis d'espacement. Le signal est ensuite transmis par cisaillement au cylindre en polyuréthane puis se propage dans les domaines en silicone et fait vibrer les parois du système (Figure 28(b)).

L'implémentation de l'excitation du prototype est un véritable défi du fait du caractère axisymétrique du dispositif²⁶ qui doit être préservé à des fins de comparaison avec le modèle. Plusieurs types d'excitation comme celle par des transducteurs de type ossivibrateur ou marteaux d'impact ont été envisagés mais éliminés du fait qu'ils ne sont pas axisymétriques. Une excitation en compression sur la circonférence du dispositif par des transducteurs piezoélectriques a également été considérée mais abandonnée pour plusieurs raisons techniques détaillées dans [23]. L'excitation la plus facile à implémenter était celle par cisaillement et c'est ce qui a été fait ici.

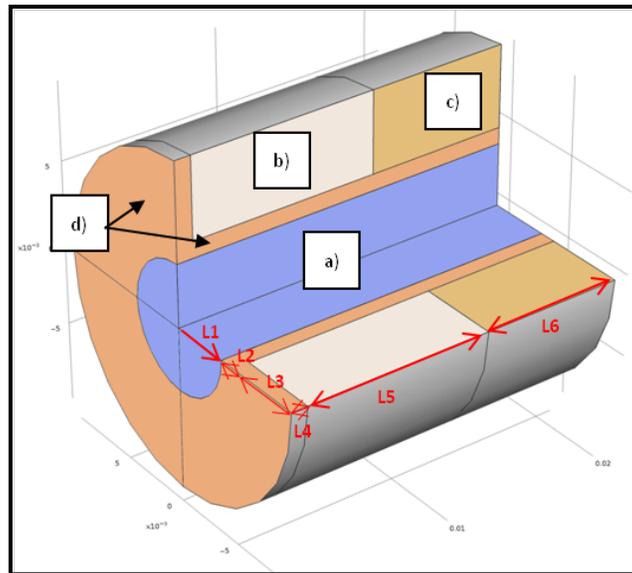


Figure 26 : Schéma de principe de l'oreille artificielle : (a) canal auditif; (b) tissus mous; (c) tissu osseux ; (d) peau à l'entrée et autour du canal auditif. Dimensions fournies au Tableau 5.

Tableau 5: Dimensions de l'oreille externe artificielle:.

Dimension	Valeur [mm]
Rayon du canal auditif (L1)	3,75
Épaisseur de peau (L2)	2
Épaisseur radiale de tissu (L3)	8,05
Longueur de peau (L4)	7,7
Longueur de cartilage (L5)	19
Longueur d'os (L6)	15

Plusieurs tests préliminaires ont été réalisés pour vérifier que le système était bien isolé du bruit aérien externe pouvant être causé par le rayonnement acoustique du système d'excitation et que le signal mesuré au niveau du microphone du coupleur était cohérent avec l'excitation

²⁶ Cela inclut les conditions aux limites et les excitations.

solidienne. Un test satisfaisant de linéarité de l'effet d'occlusion par rapport à l'amplitude de l'excitation a également été accompli.

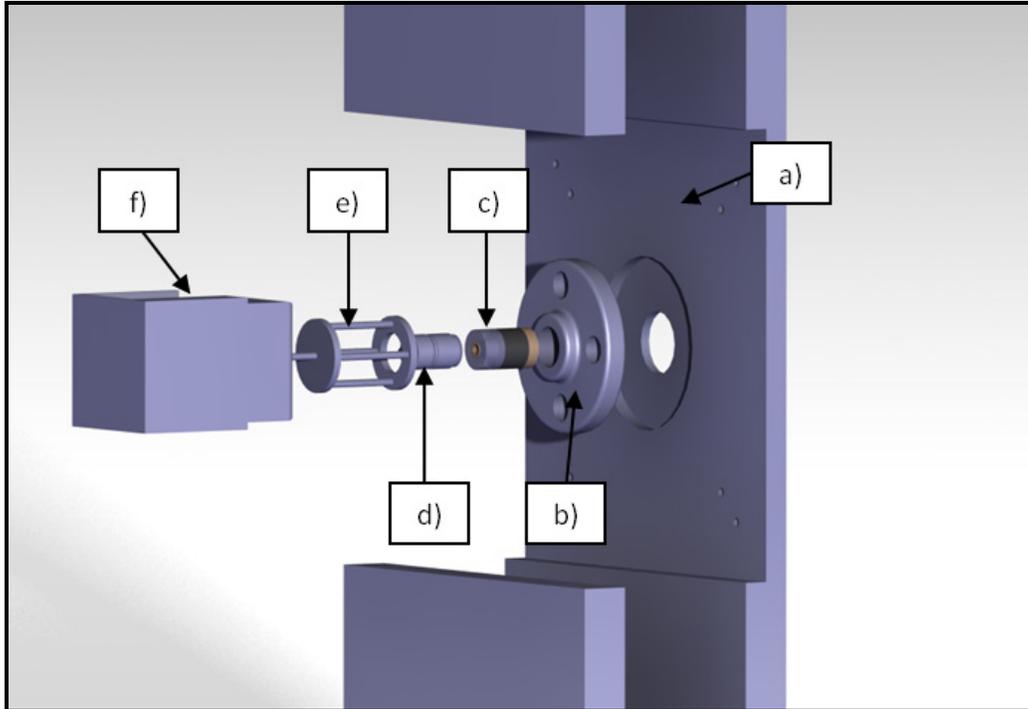


Figure 27: Schéma du dispositif artificiel de mesure de l'effet d'occlusion. (a) plaque d'acier; (b) moyeu; (c) oreille artificielle; (d) coupleur IEC 60711; (e) cage pour la transmission de l'excitation mécanique; (f) minipot vibrant K2007E01.

Le dispositif artificiel présenté dans cette section est très préliminaire. Il n'a malheureusement pas pu être exploité à des fins de validation en raison de contraintes de temps et de difficultés techniques : façon d'exciter le système pas optimale (compression plutôt que cisaillement pour meilleur rapport signal / bruit), résonances possibles de la cage d'excitation, canal synthétique trop long à cause de la longueur rajoutée par le coupleur, imprécisions sur les propriétés physiques des matériaux biologiques artificiels, logistique de fabrication de l'oreille artificielle. Seuls des tests préliminaires encourageants ont pu être réalisés; un exemple est présenté à la section 6.5.4.

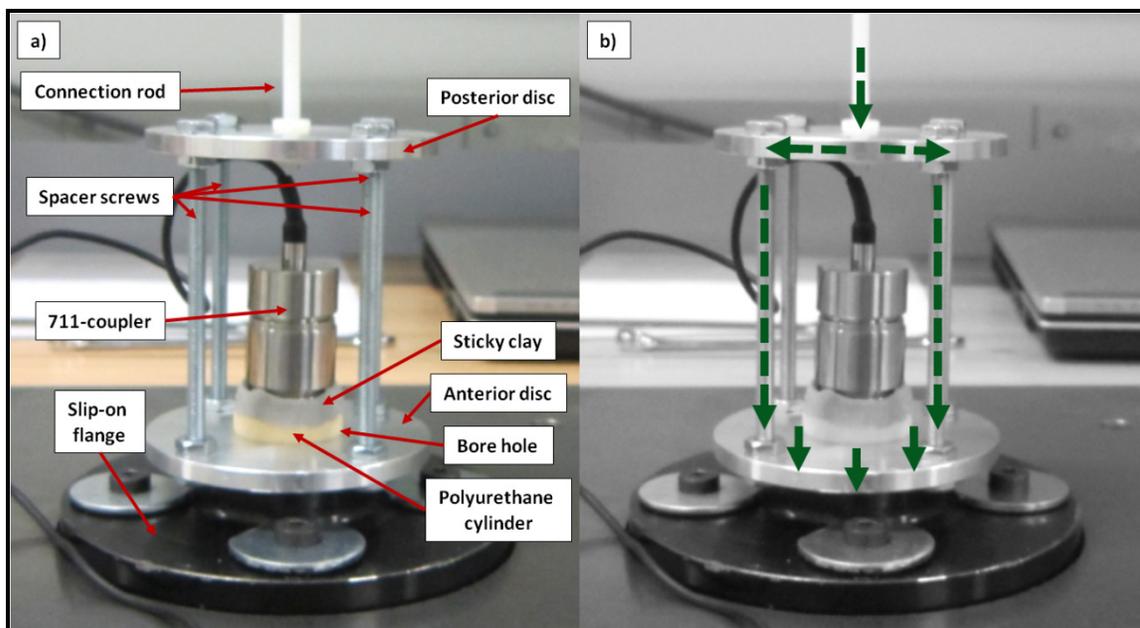


Figure 28: Principe de fonctionnement de l'oreille externe synthétique et de son système d'excitation avant leur fixation à la cloison du dispositif : (a) composants; (b) illustration de la transmission solide dans le dispositif.

6. RÉSULTATS

Cette section présente une sélection des résultats marquants de ce projet en relation avec les cinq objectifs spécifiques évoqués à la section 4. L'ensemble des résultats a été publié dans la littérature sous forme d'articles scientifiques, de mémoires, de thèses ou encore d'actes de conférence. Ces résultats émanent de l'exploitation des mesures d'atténuation sonore et d'effet d'occlusion sur des groupes de sujets humains ainsi que de l'exploitation des outils de modélisation et des bancs d'essai de validation. Ils permettent des avancées sur la compréhension du comportement acoustique d'une oreille protégée excitée par voie aérienne ou solidienne (atténuation sonore + effet d'occlusion) en vue d'un développement optimal des méthodes de mesure d'atténuation et d'effet d'occlusion, et de l'amélioration de la conception des protecteurs. En particulier, des réponses ont été apportées aux éléments suivants :

- l'importance de la géométrie du modèle;
- la simplification des conditions aux limites appliquées sur les frontières des domaines;
- la quantification des échanges énergétiques entre sous-systèmes (tissus biologiques, composants du protecteur) et rôle de chaque sous-système dans les mécanismes physiques d'atténuation sonore et d'effet d'occlusion;
- l'importance de la connaissance des paramètres des modèles, leur détermination et leur influence sur la prédiction;
- l'importance des fuites;
- l'importance du bruit aérien de l'ossivibrateur pour l'effet d'occlusion;
- l'importance des couplages entre composants de la coquille (notamment contreplaqué / coussin),
- le rôle du coussin, de l'insert en mousse et des événements (mécanique et acoustique) dans le cas des coquilles;
- l'effet de la directivité du champ incident;
- l'effet de la position des microphones dans le conduit auditif;
- les relations individuelles et de groupe entre REAT, IL et NR;
- l'interprétation physique de l'effet d'occlusion.

Certains des différents éléments énumérés ci-dessus peuvent se retrouver dans plusieurs des sous-sections suivantes.

6.1 Relations entre les mesures subjectives et objectives de l'atténuation sonore

Une grande quantité de données a pu être extraite des signaux sonores obtenus par la procédure décrite à la section 5.1. Les principaux résultats peuvent être consultés dans des publications récentes proposées par Nélisse et coll. [1,2]. On retrace ici, dans le rapport, un extrait des résultats importants et discute des conséquences de ceux-ci. Un des objectifs principaux des mesures avec sujets humains étant d'analyser les liens qui existent entre les approches subjective (REAT) et objective (IL et NR), il est convenu ici de présenter successivement les résultats des facteurs reliant ces quantités les unes aux autres (voir notamment les facteurs présentés dans l'équation (6)).

6.1.1 Microphone externe : TF_{ext} et TF'_{ext}

La Figure 29 montre les valeurs moyennes et les écarts types des facteurs TF_{ext} et TF'_{ext} en fonction de la fréquence, obtenus pour les coquilles (a), les bouchons (b) et l'oreille ouverte (c). Les résultats indiquent que la fonction TF'_{ext} dépend peu du type de coquilles ou de bouchons et que son amplitude demeure plus ou moins inférieure à 2 dB. Qui plus est, les écarts types sont faibles. On y observe aussi que les valeurs obtenues dans le cas des bouchons sont très similaires à celles obtenues dans le cas de l'oreille ouverte. Ce dernier résultat n'est pas surprenant puisque, dans les deux cas, le microphone est placé près du lobe de l'oreille. On en conclut donc que pour cette position de microphone, la présence d'un bouchon dans l'oreille affecte très peu les niveaux sonores externes.

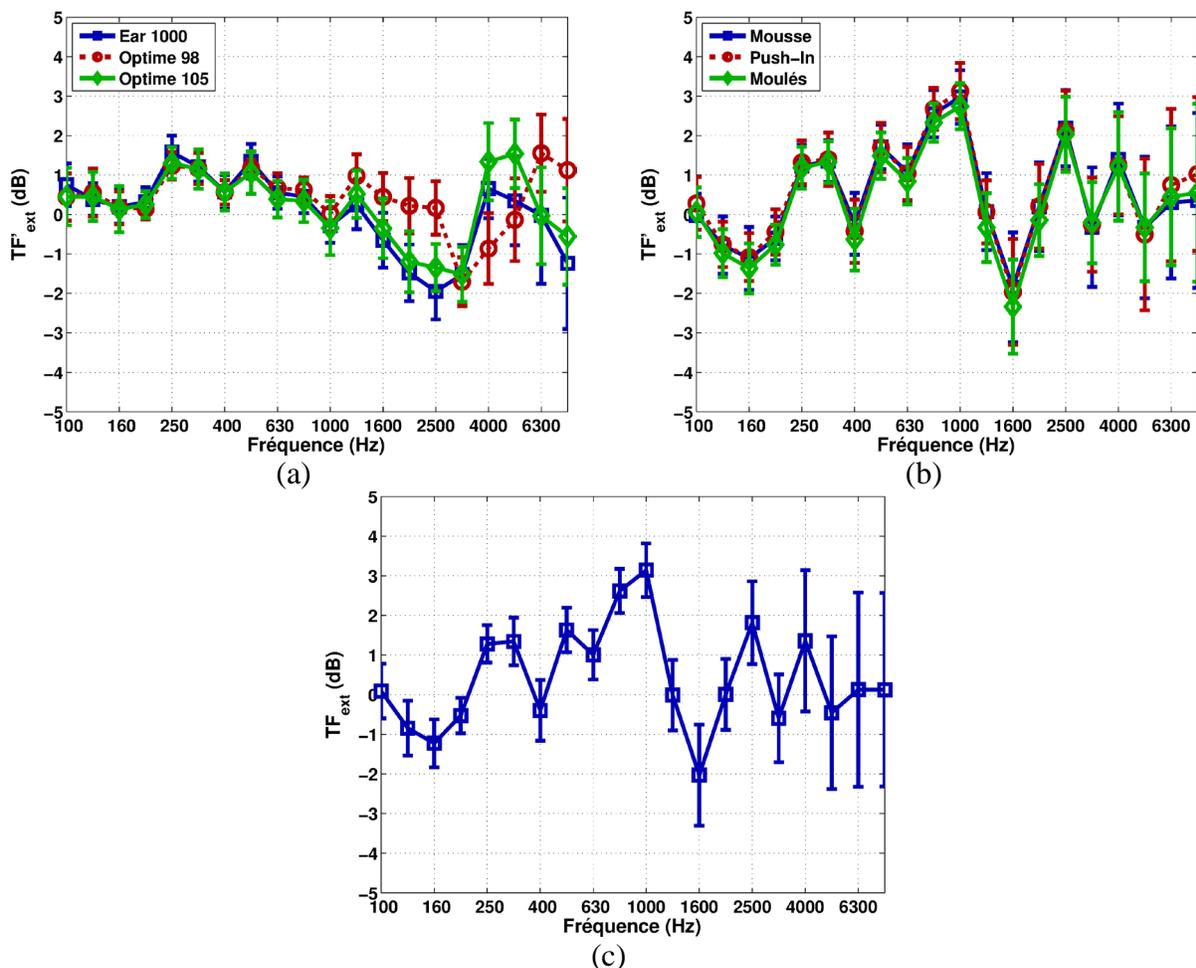


Figure 29 : Facteurs TF_{ext} et TF'_{ext} (moyenne et écart type) en fonction de la fréquence pour : (a) les coquilles; (b) les bouchons; (c) l'oreille ouverte.

Les résultats obtenus pour les bouchons et les coquilles nous suggèrent que la position utilisée pour le microphone externe représente un choix intéressant en pratique. En effet, on peut s'attendre à obtenir des valeurs de TF'_{ext} homogènes d'un protecteur à l'autre, des amplitudes faibles associées à de faibles écarts types, et ce, malgré les différences de taille et de volume des

coquilles utilisées. Finalement, la série d'équations (5) montrent aussi que les différences ($TF'_{ext} - TF_{ext}$) sont primordiales, en particulier quand on cherche à comparer les valeurs de REAT à celles issues du NR*. Dans ce cas, on retire des résultats montrés à la Figure 29, que les amplitudes de ces différences sont très faibles pour les bouchons et inférieures à ~2 dB pour les coquilles.

6.1.2 Microphone du canal auditif : TF_{canal} et TF'_{canal}

Pour des raisons évidentes de sécurité des sujets, aucun microphone n'a été placé près de leurs tympans. On mesure alors la pression acoustique p_c à l'aide du microphone placé à l'intérieur du canal à une bonne distance du tympan. L'inconvénient est alors que les atténuations physiques sont exprimées à l'aide de IL^* et NR^* au lieu de, plus directement, IL et NR . Les facteurs TF_{canal} et TF'_{canal} , qui indiquent comment le niveau de pression dans le canal auditif se compare à celui obtenu directement au tympan, permettent de faire non seulement le lien entre (IL^* , NR^*) et (IL , NR) mais aussi entre les atténuations objectives et celles subjectives issues du REAT. Afin d'évaluer les niveaux de bruit au tympan, il a été convenu d'utiliser les modèles éléments finis décrits dans les sections précédentes. Pour ce faire, les modèles présentés aux sections 5.3.1 et 5.3.7.1 (coquilles) et 5.3.7.2 (bouchons; voir aussi Figure 17) ont été utilisés. Cinq points, séparés de 1 mm, ont été placés le long du canal, à mi-chemin entre l'entrée du canal et le tympan, pour simuler l'incertitude sur la position du microphone dans le canal (voir Nélisse et coll. [1]). En utilisant un champ de pression comme excitation à l'extérieur de l'oreille, les pressions acoustiques aux cinq points ainsi qu'au tympan ont été obtenues, permettant de générer au final un ensemble de spectres en bande fine pour les facteurs TF_{canal} et TF'_{canal} . Les spectres ont ensuite été convertis en tiers d'octave et moyennés sur les cinq positions utilisées.

La Figure 30 montre les résultats obtenus pour la coquille EAR1000 avec un canal auditif d'une longueur de 31 mm et cinq points de « mesures » placés à partir 14 mm de l'entrée du canal jusqu'à 18 mm, séparés de 1 mm. On y observe que l'amplitude des deux fonctions est inférieure à 4 dB pour des fréquences inférieures à 5000 Hz. De plus, comme on peut le voir à la série d'équations (5), ce sont surtout les différences ($TF'_{canal} - TF_{canal}$) qui apparaissent dans les liens entre les mesures physiques IL^* et NR^* et les mesures objectives du REAT. Les résultats de la Figure 30 indiquent que ces différences sont très faibles (< 1 dB) pour tout le domaine fréquentiel couvert. Des résultats similaires ont été obtenus pour les bouchons. Deux types de bouchon ont été modélisés soit le bouchon mousse et le bouchon moulé ([1]). Des résultats semblables à ceux donnés pour la coquille EAR1000 ont été obtenus, à la différence que les amplitudes de la fonction TF'_{canal} étaient sensiblement plus faibles (< 2 dB). On explique ce résultat par le fait que la longueur du canal « effectif » est considérablement réduite lorsque l'on introduit un bouchon. Compte tenu de ces résultats et des écarts types observés, on conclut ici que l'erreur est faible lorsqu'on ne contrôle pas précisément la position du microphone dans le canal, du moins pour le domaine fréquentiel couvert dans la présente étude. Ces résultats sont en accord avec des essais sur sujets humains présentés récemment par Hiipakka et coll. [75].

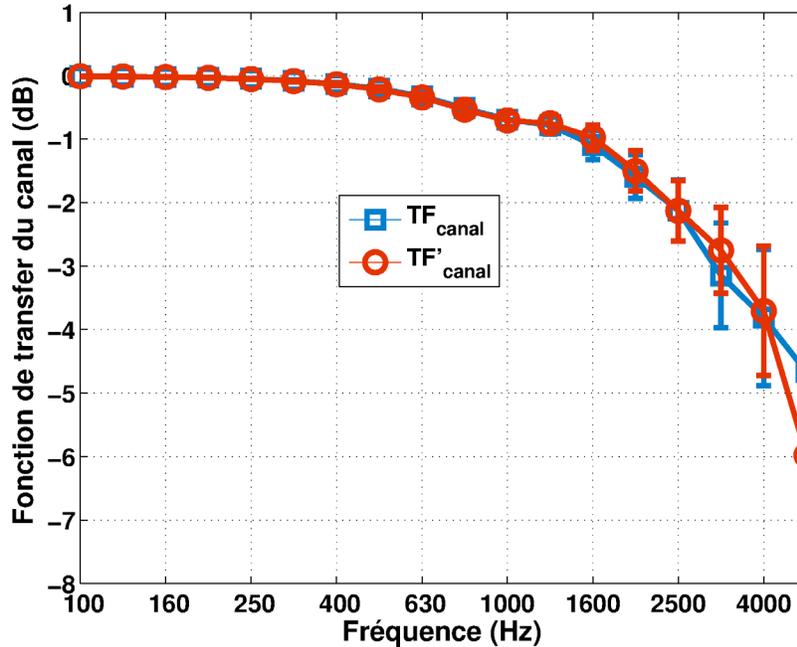


Figure 30 : Moyenne et écart type des facteurs TF_{canal} et TF'_{canal} en fonction de la fréquence pour la coquille EAR1000.

6.1.3 Microphone extérieur / canal auditif : $TF_{c\text{-ext}}$

La fonction $TF_{c\text{-ext}}$ décrit comment la pression acoustique mesurée juste à l'extérieur de l'oreille est reliée à celle mesurée dans le canal auditif. Par définition (voir équation (6)), elle est directement proportionnelle à la fonction de transfert de l'oreille ouverte (TFOE). Puisque la mesure de la TFOE est plus compliquée à effectuer que celle de $TF_{c\text{-ext}}$, en particulier dans des conditions hors du laboratoire, il est intéressant d'examiner dans quelle mesure cette dernière peut lui servir de substitut, du moins pour le champ diffus comme utilisé lors des essais. Il est à noter que la fonction $TF_{c\text{-ext}}$ n'est définie que dans le cas de l'oreille ouverte. Tout comme la TFOE, elle ne dépend donc pas du protecteur utilisé, mais seulement du sujet sous essai. Les valeurs moyennes et les écarts types, calculés pour les sujets et les deux oreilles, sont présentés à la Figure 31. Tel qu'on peut le trouver dans la littérature pour la TFOE [76], les résultats montrent l'amplification caractéristique de la résonance du canal (~ 3 kHz) ainsi que l'importante variabilité obtenue au-dessus de 1 kHz. Celle-ci est notamment due aux variations bien connues des dimensions de la tête, du torse et de la géométrie du canal auditif d'un individu à un autre.

Pour estimer si $TF_{c\text{-ext}}$ peut servir de substitut à la TFOE, on utilise la relation entre IL^* et NR^* (voir 3^e équation de la série (5)) pour définir deux quantités spectrales, soit :

$$IL^* - NR^* = TF_{c\text{-ext}}^{\text{individuel}} \quad (7)$$

et

$$IL^* - NR^* = TF_{c\text{-ext}}^{\text{moyenne}} \quad (8)$$

où $TF_{c-ext}^{moyenne}$ est la réponse moyenne présentée à la Figure 31, une valeur indépendante du sujet testé. Les valeurs moyennes et écarts types des quantités définies aux équations (7) et (8) sont présentés à la Figure 32.

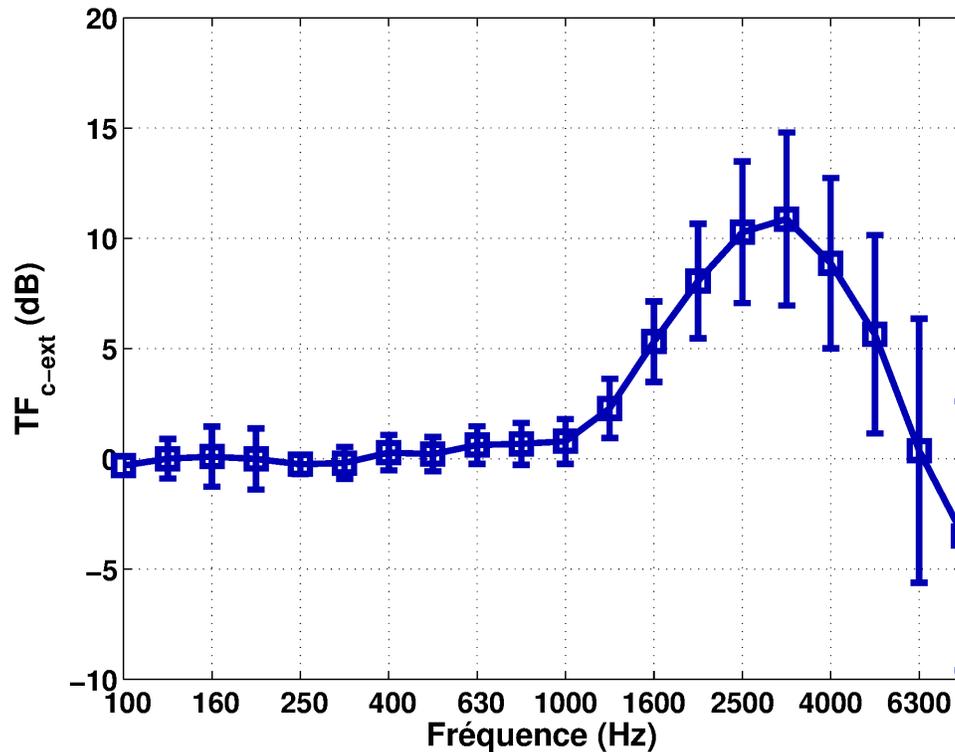


Figure 31 : Moyennes et écarts types de la fonction TF_{c-ext} selon la fréquence. Les calculs statistiques incluent les données des deux oreilles de tous les sujets.

On constate que l'utilisation de TF_{c-ext} , que ce soit de façon individuelle ou moyenne, permet d'obtenir des atténuations sonores ($NR^* + TF_{c-ext}$) se rapprochant sensiblement des atténuations IL^* . Des écarts, généralement sous les 3 dB, sont obtenus pour tout le spectre fréquentiel, même avec l'utilisation d'une TF_{c-ext} moyenne. Cependant, les écarts types sont beaucoup plus grands avec l'utilisation de valeurs moyennes. Si on accepte cette plus grande variabilité, on conclut que l'utilisation de ces valeurs moyennes, indépendantes des sujets, donne des atténuations sonores acceptables. L'avantage d'une telle utilisation réside dans le fait que l'on n'a pas à mesurer cette quantité sur une base individuelle et que des valeurs tabulées peuvent être utilisées, ce qui peut s'avérer très utile pour des mesures-terrains. Notons toutefois que les conclusions tirées ici ne s'appliquent que pour une excitation acoustique de type champ diffus. D'autres tests et analyses devraient être menés avant d'étendre ces conclusions à d'autres types d'excitations (p. ex. incidence normale ou oblique, bruit impulsif, etc.).

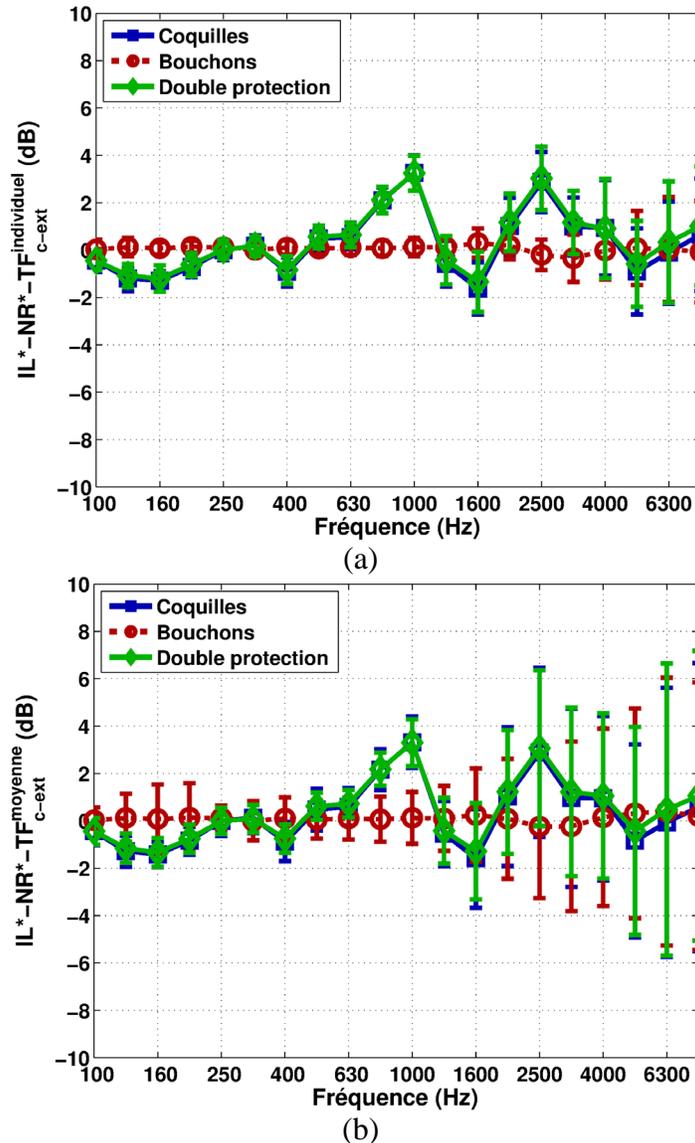


Figure 32 : Comparaison entre les IL^* et $NR^* + TF_{c-ext}$ en utilisant : (a) des valeurs individuelles pour TF_{c-ext} ; (b) des valeurs moyennes. Les valeurs moyennes et les écarts types sont présentés pour les trois conditions de protection.

6.1.4 Atténuation sonore en fonction de la fréquence : REAT et NR^*

Lorsque que l'on veut comparer les atténuations subjectives (REAT) à celles subjectives (IL ou NR), il est important de noter que les valeurs REAT sont binaurales et que les valeurs de IL ou NR sont monaurales (une série de valeurs par oreille, soit deux séries par sujet)²⁷. Pour un sujet donné, deux choix s'offrent à nous si on cherche à comparer les valeurs REAT à IL ou NR : 1) on compare directement les valeurs REAT aux deux séries de valeurs objectives (gauche et droite) simultanément; 2) on combine les deux séries de valeurs objectives monaurales pour créer une

²⁷ Binaural : Se dit des perceptions auditives engendrées par une stimulation simultanée des deux oreilles.
Monaural : Se dit d'une excitation ou d'une sensation auditive concernant une seule oreille.

série de valeurs binaurales « équivalentes ». C'est cette dernière option qui est choisie ici pour analyser les résultats d'atténuation. Pour ce faire, la procédure proposée par Voix et coll. [58] est utilisée. Elle est basée sur l'hypothèse voulant que durant l'évaluation des seuils auditifs, un sujet percevra préférablement un stimulus sonore par l'oreille présentant la meilleure combinaison « sensibilité auditive » et « atténuation du protecteur ».

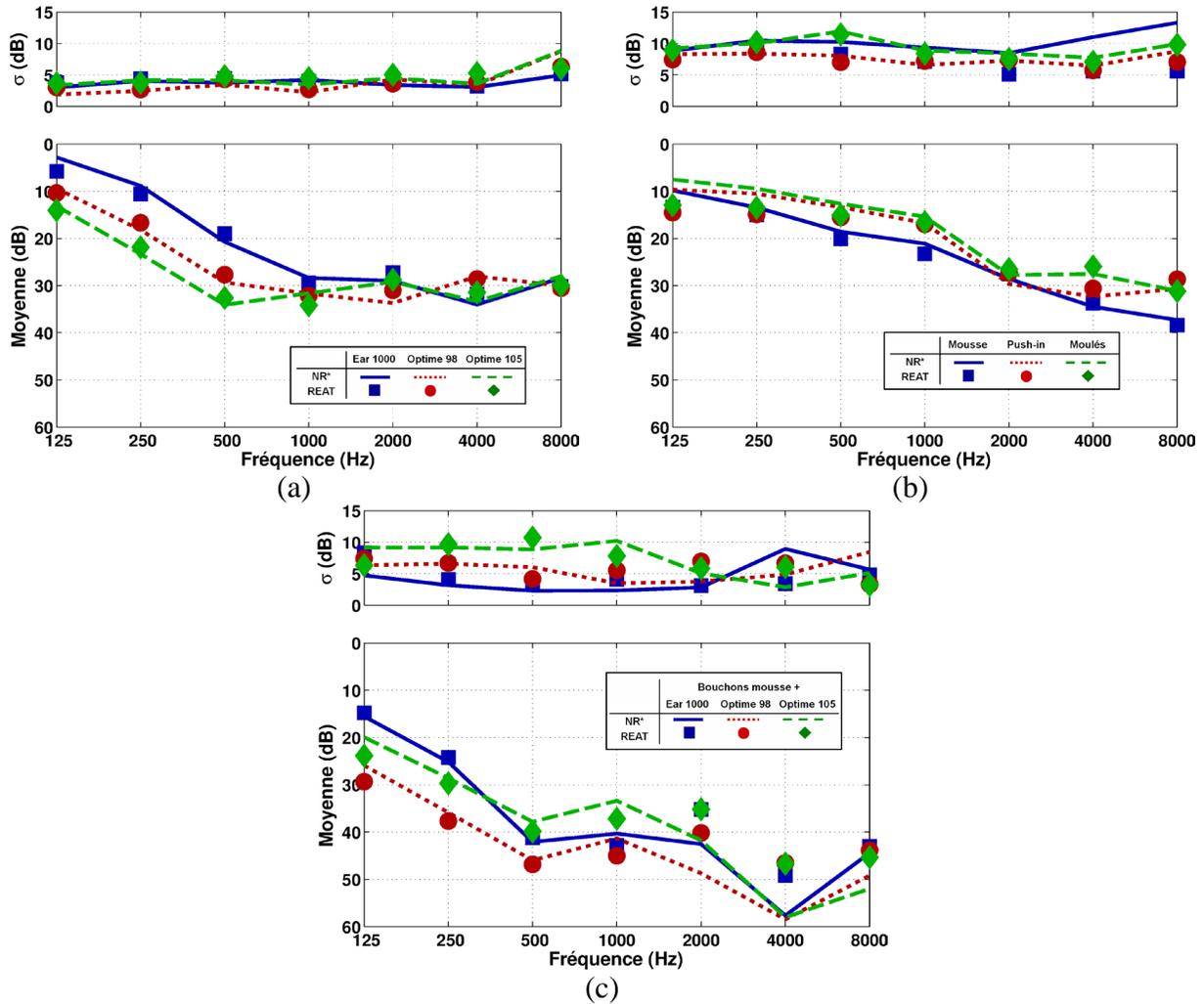


Figure 33 : REAT et NR* + TF_{c-ext} (équivalent binaural) en fonction de la fréquence pour les trois conditions de protection : (a) coquilles; (b) bouchons; (c) double protection.

En utilisant les valeurs d'atténuation sonore pour chaque oreille NR_L (gauche) et NR_R (droite) et les seuils d'audition HTL_L (gauche) et HTL_R (droite), on peut définir un équivalent binaural NR_B à l'aide de l'algorithme suivant :

$$NR_B = \begin{cases} NR_L & \text{si } (NR_L + HTL_L) < (NR_R + HTL_R) \\ NR_R & \text{si } (NR_L + HTL_L) > (NR_R + HTL_R) \\ \min(NR_L, NR_R) & \text{si } (NR_L + HTL_L) = (NR_R + HTL_R) \end{cases} \quad (9)$$

Bien entendu, cet algorithme peut aussi être utilisé pour obtenir un équivalent binaural IL_B pour la perte par insertion IL à partir des valeurs monaurales.

Les valeurs moyennes et les écarts types des atténuations $REAT$ et des équivalents binauraux $NR^* + TF_{c-ext}$ sont présentés à la Figure 33 pour les trois conditions de protection testées. Dans le cas de la double protection, on ne présente que les résultats obtenus pour les combinaisons des trois coquilles avec le bouchon mousse.

Les résultats montrent une bonne corrélation entre les atténuations REAT et celles basées sur l'utilisation du NR lorsque celles-ci sont corrigées par la fonction TF_{c-ext} . Il est intéressant d'observer que cette bonne concordance est obtenue pour tous les protecteurs utilisés, mais aussi pour différents niveaux d'atténuation sonore, que celle-ci soit faible ou élevée. On note tout de même des différences entre REAT et NR^* aux plus basses fréquences (125 et 250 Hz). Ces différences sont attribuées notamment au bruit physiologique, un phénomène de masquage présent dans le cas des mesures REAT (voir équation (4) ainsi que les références [37,59]). On observe aussi des écarts types similaires entre les valeurs REAT et celles du NR^* , et ce, pour presque toutes les conditions testées. Ces résultats sont, dans un sens, en contradiction avec ceux de la littérature où on y rapporte généralement des écarts types plus élevés pour le REAT que pour les atténuations objectives basées sur le IL ou le NR [77,78]. Il est important de mentionner toutefois qu'aucun contrôle sur l'ajustement (« fit ») des protecteurs (le placement des coquilles sur la tête et les oreilles ou encore l'insertion des bouchons dans les oreilles) n'a été effectué dans cette étude. Conséquemment, il n'est pas surprenant d'obtenir des écarts types plus élevés, plus caractéristiques de résultats d'études de type « subject-fit » (études où on demande au sujet de placer lui-même son protecteur) ou encore issus d'études-terrains rapportés dans la littérature par opposition aux résultats de type « supervisor-fit » où l'expérimentateur place lui-même le protecteur [78,79]. Dans ce sens, nos résultats suggèrent que les écarts types obtenus avec le REAT sont plus représentatifs du « fit » des protecteurs plutôt que de la variabilité dans les mesures de seuil habituellement attribuée au REAT. Nos résultats suggèrent aussi qu'il est hasardeux de vouloir comparer les atténuations sonores obtenues dans cette étude avec des données d'atténuation issues d'études basées sur des protocoles utilisant le « supervisor-fit ».

6.1.5 Indice d'atténuation personnel : PAR

Les valeurs spectrales d'atténuation sonore telles que celles présentées à la section précédente sont souvent utilisées pour calculer différents indices d'atténuation globale à valeur unique tels que le NRR[80], le SNR[81] ou encore, plus récemment, le NRS_A [82]. Ces indices sont généralement utilisés pour étiqueter et classer les protecteurs ainsi que pour les comparer. Ils sont aussi utilisés pour estimer l'exposition au bruit sous protecteur d'un travail en soustrayant

leurs valeurs des niveaux de bruit (pondérés A ou C). Dans cet esprit, afin de comparer les valeurs REAT à celles basées sur le NR dans un contexte plus global, on définit un indice d'atténuation personnel auquel on associe l'acronyme PAR (*Personal Attenuation Rating*):

$$PAR_{AV} = \frac{1}{N_{noise}} \sum_{i=1}^{N_{noise}} \left(10 \log_{10} \sum_{k=1}^7 10^{0.1L_k^i} - 10 \log_{10} \sum_{k=1}^7 10^{0.1[L_k^i - AV_k]} \right) \quad (10)$$

où l'indice i réfère aux spectres de bruit individuel tiré de la base de données de bruit industriel du NIOSH [82] et l'indice k au sept bandes d'octave dans la fourchette [125-8000 Hz]. Les valeurs AV_k correspondent aux atténuations spectrales obtenues par les différentes méthodes présentées dans cette étude (REAT, IL ou NR) tandis que les valeurs L_k^i correspondent au spectre de bruit associé à l'indice i . L'indice PAR_{AV} défini par l'équation (10) est très semblable à l'affaiblissement du bruit (*A-weighted noise level reduction*) défini dans la norme ANSI S12.68 [82], moyenné sur tous les bruits de la base de données.

Les résultats d'indices pour $PAR_{NR^*+TF_{c-ex}}$ et PAR_{REAT} sont présentés à la Figure 34 en utilisant les valeurs monaurales pour les atténuations objectives en (a) et les équivalents binauraux en (b). Conséquemment, il y a deux fois plus de résultats PAR à la Figure 34(a) qu'à la Figure 34(b). On constate clairement que le fait de combiner les résultats gauche/droite pour obtenir un équivalent binaural permet d'obtenir une bien meilleure corrélation entre les résultats issus du REAT et ceux du NR. Des analyses statistiques de régressions linéaires dévoilent clairement l'avantage d'utiliser des équivalent binauraux (voir l'article de Nélisse et coll. [1], cité précédemment). Ces derniers résultats montrent aussi, tout comme dans le cas des atténuations spectrales, qu'on obtient une bonne correspondance entre REAT et NR* pour un large éventail d'atténuations et pour les trois conditions de protection. En effet, des valeurs PAR allant de 0 à 45 dB sont obtenues. Il est important de souligner toutefois que pour certains sujets, des différences gauche-droite importantes sont observées lorsqu'on regarde les indices PAR calculés avec des valeurs monaurales, en particulier pour les bouchons. On peut y voir ici un des avantages de la méthode MIRE basée sur le NR puisqu'elle nous procure un outil pouvant être utilisé non seulement pour mesurer l'atténuation sonore d'un protecteur pour les deux oreilles individuellement et simultanément en laboratoire ou sur le terrain, mais aussi pour faire la formation et la sensibilisation des travailleurs, comme discuté par Berger et coll. [83]. Les résultats des régressions linéaires permettent aussi de montrer que les indices PAR basés sur le NR sont, en moyenne, plus faibles que ceux basés sur le REAT de 0,3, 3 et 5 dB pour, respectivement, les coquilles, les bouchons et la double protection. Comme mentionné précédemment, une partie de cette différence peut être expliquée par l'effet du bruit physiologique (PN : voir équation (4)). La littérature contient des approximations pour le bruit physiologique qui peuvent aider à améliorer la corrélation. Il faut cependant utiliser ces approximations avec prudence puisque, comme mentionné précédemment, elles dépendent du protecteur à l'essai ainsi que du volume du canal occlus. Un autre facteur pouvant expliquer les différences obtenues entre les valeurs PAR issues du REAT et du NR est la limite de conduction osseuse. Berger et Kerivan [37] avancent en effet qu'au-delà d'une certaine atténuation sonore pour un protecteur, la transmission du son à la cochlée se fait principalement par voie osseuse. Cet effet est particulièrement important dans le cas de la double protection. En ce sens, des valeurs d'atténuation sonore s'approchant des limites de conduction osseuse proposées par Berger et Kerivan sont observées dans nos résultats (voir notamment la Figure 33c).

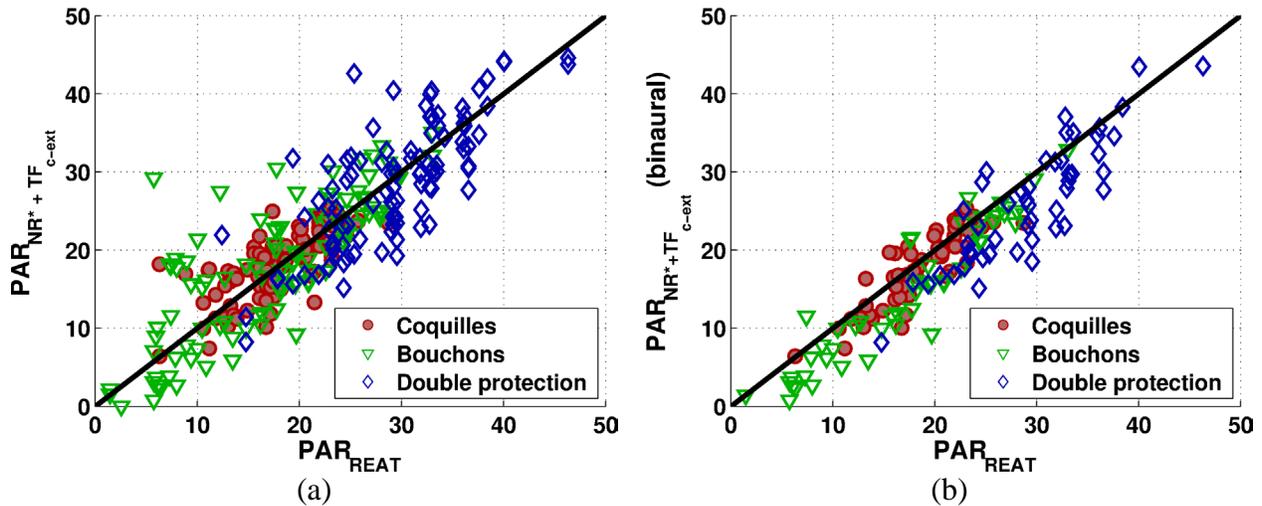


Figure 34 : Comparaison des indices PAR obtenus avec les atténuations sonores $NR^* + TF_{c-ext}$ et REAT. Les valeurs monaurales sont utilisées en (a) pour $NR^* + TF_{c-ext}$ tandis que l'équivalent binaural est utilisé en (b).

Finalement, un peu comme dans le cas des atténuations spectrales, il est possible d'évaluer l'effet sur les indices PAR d'une utilisation d'une valeur moyenne pour TF_{c-ext} plutôt que des valeurs individuelles. Pour ce faire, on trace, à la Figure 35, les résultats de PAR calculés avec $NR^* + TF_{c-ext}^{individuel}$ par rapport à ceux calculés avec $NR^* + TF_{c-ext}^{moyenne}$ pour les trois conditions de protection. On constate très clairement que les valeurs de PAR sont très peu modifiées par le remplacement des valeurs individuelles par une valeur moyenne, et ce, pour toutes les conditions de protection et pour toute la gamme d'atténuations. Ces résultats, en accord avec des recommandations de Casali et coll. [77], sont peu surprenants puisque les valeurs PAR sont largement dominées par les faibles atténuations obtenues pour des fréquences inférieures à 1 kHz. Dans cette zone ($f < 1$ kHz), les valeurs individuelles de TF_{c-ext} sont faibles et diffèrent très peu de la valeur moyenne (voir Figure 31). On en conclut donc qu'il est possible d'utiliser des valeurs moyennes tabulées pour la fonction TF_{c-ext} , que l'on considère d'ailleurs comme étant un substitut valable pour la TFOE, tout en ayant un impact minime sur les valeurs de PAR. Dès lors, cette substitution permet d'éviter la mesure des valeurs individuelles, ce qui peut être particulièrement intéressant pour des mesures-terrains.

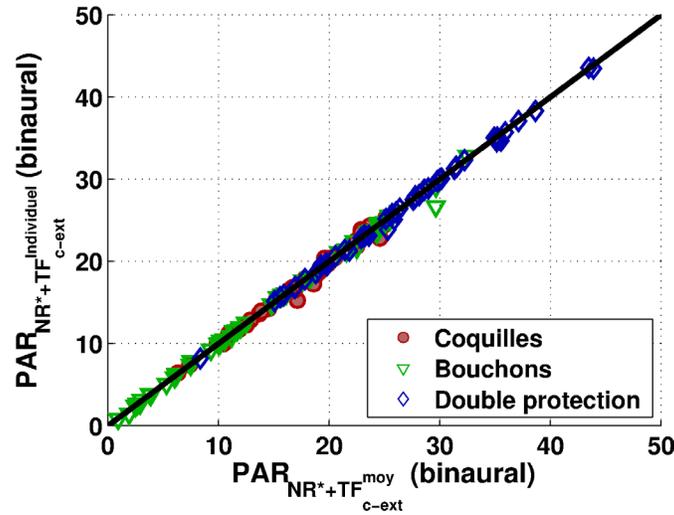


Figure 35 : Comparaison des indices PAR obtenus avec les atténuations sonores $NR^*+TF_{c-ext}^{individuel}$ et $NR^*+TF_{c-ext}^{moyenne}$. Les équivalents binauraux sont utilisés dans les calculs.

6.2 Méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur sujets humains

La procédure décrite à la section 5.2 a permis d'obtenir des résultats pour l'effet d'occlusion pour les trois types de protection (coquilles, bouchons et double protection) et aux deux oreilles dans le cas de la méthode avec effort vocal. En ce qui concerne l'approche avec l'ossivibrateur, seuls des résultats pour les bouchons sont disponibles. De plus, l'ossivibrateur étant placé du côté de l'oreille droite, seuls les résultats pour cette oreille seront considérés pour fins de comparaisons. Pour les deux types d'excitation (vocal et ossivibrateur), l'effet d'occlusion (*occlusion effect*, OE), exprimé en dB, est défini en soustrayant les niveaux mesurés dans le canal en oreille ouverte de ceux en oreille protégée, soit :

$$OE = 20\log_{10}(P'_c) - 20\log_{10}(P_c) \quad (11)$$

Dans le cas de l'effort vocal, des valeurs d'OE sont obtenues sous forme de spectre en bandes de tiers d'octave tandis que dans le cas de l'ossivibrateur les valeurs d'OE sont obtenues sous forme de spectre en bandes d'octave. Notons aussi que dans le cas de l'effort vocal, des résultats pour trois cibles d'efforts (60, 70 et 80 dB) sont obtenus.

À ce jour, l'analyse complète des résultats sur l'effet d'occlusion n'a pu être complétée et il serait hasardeux de tirer des conclusions définitives en se basant sur les résultats préliminaires déjà extraits. Il est donc convenu ici de ne présenter que certains de ces résultats préliminaires. Ceux-ci devraient permettre de bien illustrer le type d'analyses qui sera effectuée et de faire ressortir les retombées potentielles. Pour ce faire, les résultats représentatifs, obtenus pour trois sujets, sont présentés dans cette section. Les protecteurs utilisés par ces sujets sont indiqués au Tableau 6.

Tableau 6: Protecteurs portés par les sujets retenus pour les résultats préliminaires sur l'effet d'occlusion.

Identification du sujet	Coquille	Bouchon
3	EAR1000	Mousse « Classic »
21	EAR1000	« Push-in »
31	PELTOR OPTIME 105	Moulés sur mesure

6.2.1 Comparaison: ossivibrateur et effort vocal

La Figure 36 montre l'effet d'occlusion obtenu pour trois sujets (oreille droite) avec les deux méthodes d'excitation pour un protecteur de type bouchon d'oreille. Première constatation : les deux approches semblent donner des résultats différents, du moins en termes d'amplitude. Cependant, les tendances fréquentielles observées, soit un effet d'occlusion positif (amplification du bruit avec protecteur) pour des fréquences inférieures à 1000 Hz, sont conformes avec ce que l'on peut trouver dans la littérature pour l'effet d'occlusion (voir par exemple les travaux de Reinfeldt et coll. [84] et Stenfelt et Reinfeldt [85]). On peut toutefois émettre l'hypothèse que dans l'approche par effort vocal que nous proposons, une bonne part du bruit mesuré en oreille ouverte vient de la composante aérienne du bruit par rapport à la contribution solidienne par conduction osseuse. Puisque ce chemin de transfert n'existe pas (ou peu) dans le cas de l'excitation par ossivibrateur, on mesure fort possiblement des niveaux plus élevés en oreille ouverte lorsqu'on utilise la parole comme excitation, d'où un effet d'occlusion plus faible.

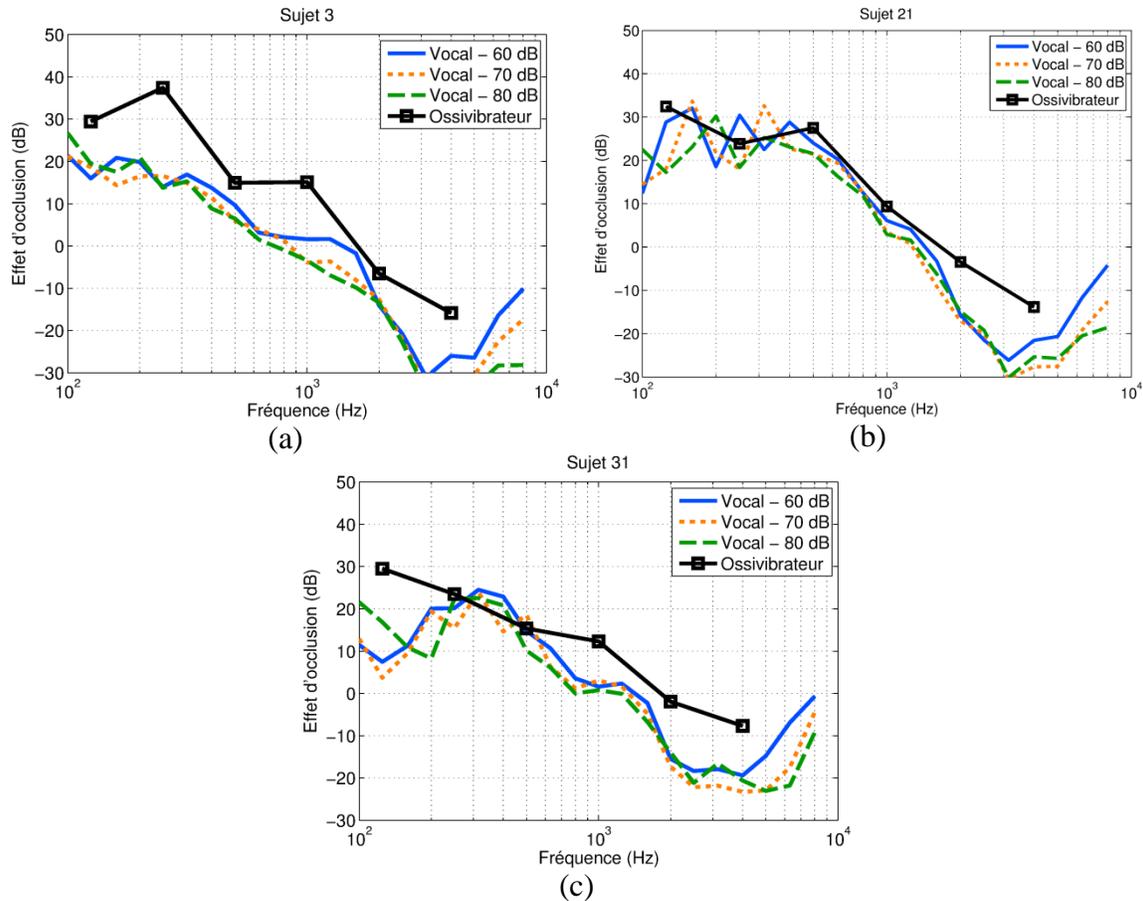


Figure 36: Effet d’occlusion en fonction de la fréquence : comparaison ossivibrateur et effort vocal. Les résultats pour les sujets 18 (a), 21 (b) et 33 (c) sont présentés.

Une autre constatation est que le niveau d’effort vocal semble peu modifier l’effet d’occlusion même si on observe, malgré tout, des différences significatives pour quelques fréquences. Une approche possible pour des fins de comparaison serait alors de calculer l’effet d’occlusion moyenné sur trois niveaux cibles (et son écart type).

6.2.2 Effet d’occlusion pour différents types de protection

La Figure 37 montre les résultats d’effet d’occlusion moyen obtenus par effort vocal pour les trois sujets retenus et pour les trois types de protection (coquilles, bouchons et double protection). Premièrement, on constate que l’effet d’occlusion pour les coquilles est plus faible et chute plus rapidement en fonction de la fréquence que pour les bouchons et la double protection. Ces résultats sont, encore une fois, en accord avec ceux de Reinfeldt et coll. [84] et Stenfelt et Reinfeldt [85]. Sans surprise, l’effet d’occlusion pour la double protection semble être très similaire à celui obtenu pour les bouchons, sauf peut-être aux plus basses fréquences alors que l’effet d’occlusion pour les coquilles est du même ordre de grandeur que celui obtenu pour les bouchons. Ces résultats ne sont, bien entendu, pas très robustes et doivent être utilisés avec précaution compte tenu du nombre limité de données présentées. Avant de tirer des conclusions

fermes, des analyses statistiques plus poussées sur l'ensemble des résultats obtenus doivent être effectuées.

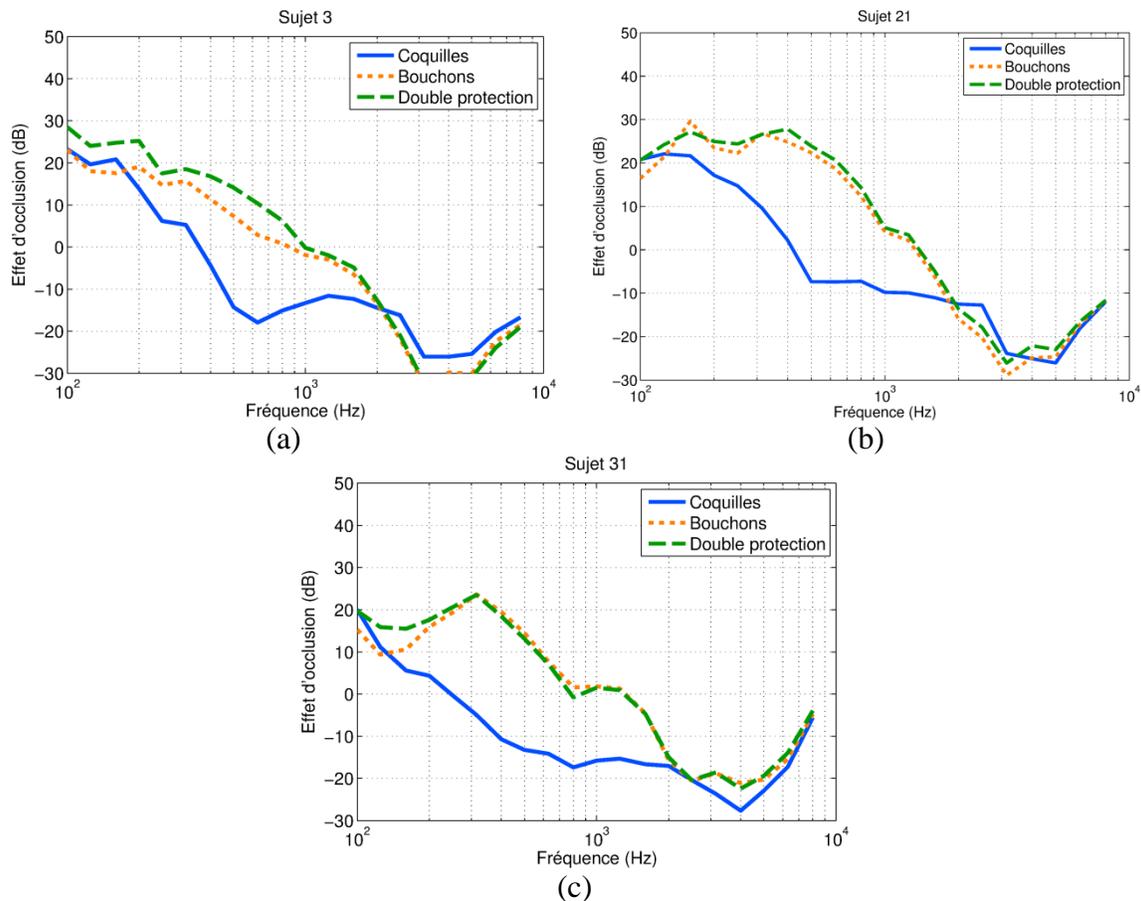


Figure 37: Effet d'occlusion moyen en fonction de la fréquence pour les trois types de protection testés. Les résultats pour les sujets 18 (a), 21 (b) et 33 (c) sont présentés. Une moyenne sur les trois niveaux cibles d'effort vocal est effectuée.

Les résultats succincts présentés ici sur l'effet d'occlusion permettent de mettre en évidence le potentiel de la nouvelle approche par effort vocal pour obtenir des résultats qui semblent être réalistes et représentatifs de l'effet physique que l'on cherche à étudier. Une analyse plus poussée de la série de résultats obtenus devrait permettre de répondre à certaines questions.

Des points importants, associés à l'approche par effort vocal que nous proposons, retiennent notre attention.

1. Dans quelle mesure l'effet d'occlusion obtenu par effort vocal pour les bouchons est différent de celui obtenu à l'aide de l'ossivibrateur? Comment ces résultats se comparent-ils avec les résultats de la littérature?
2. L'effet d'occlusion mesuré par effort vocal est obtenu par la soustraction de niveaux L_{eq} avec et sans protecteurs. Puisque la voix fluctue sensiblement dans le temps, on peut se demander si le L_{eq} est le meilleur indicateur pour caractériser les niveaux de bruit dans le

canal. Est-ce que l'utilisation d'indicateurs tels les niveaux percentiles L_N , souvent utilisés pour caractériser des bruits fluctuants, donne des résultats différents ou encore plus robustes?

3. Quel est le lien entre l'effet d'occlusion et le niveau d'atténuation sonore du protecteur testé? Est-ce que la corrélation entre le niveau d'occlusion et les profondeurs d'insertion mesurées est confirmée? De façon similaire, il est possible d'obtenir un estimé de la longueur du canal auditif pour chaque oreille testé à l'aide de la fonction TF_{c-ext} . Comment cette valeur est-elle reliée à l'effet d'occlusion?
4. Comment l'effet d'occlusion mesuré sur les coquilles varie-t-il avec le type de coquille?
5. Est-ce que la différence d'effet d'occlusion observée entre la double protection et le bouchon seul est significative? Si oui, à quoi peut-on attribuer cette différence?
6. En utilisant cette méthode de mesure couplée aux réponses de questionnaires remplis par les sujets, peut-on étudier s'il existe une corrélation entre le confort ressenti et l'effet d'occlusion?
7. Comment les résultats obtenus se comparent-ils avec ceux issus des simulations EF tirées des modèles présentés dans ce rapport? Comment utiliser ces modèles pour expliquer les phénomènes ou les tendances observés dans les résultats de mesures?
8. Est-il possible, à partir des valeurs spectrales d'effet d'occlusion, de développer un indicateur à valeur unique de l'effet d'occlusion de façon analogue à ce qui est fait pour l'atténuation des protecteurs?

Comme mentionné précédemment, des analyses plus complètes sont en cours pour tenter de répondre à certains des points soulevés par les auteurs. L'approche proposée par effort vocal offre l'avantage, selon nous, d'être beaucoup plus simple à mettre en œuvre puisqu'on ne recourt pas à l'utilisation d'un ossivibrateur. De plus, elle peut être utilisée sans problème pour tous types de protecteur (coquilles, bouchons, etc.) et elle ne demande pas nécessairement un environnement d'essais hautement silencieux telle une cabine audiométrique pour réaliser les tests puisque ceux-ci sont effectués à des niveaux supérieurs à 55-60 dB. Finalement, une fois les sujets instrumentés avec des microphones miniatures, elle peut facilement être combinée avec des tests d'atténuation sonore basés sur le MIRE.

6.3 Simulation de l'atténuation sonore des coquilles

6.3.1 Analyse expérimentale des chemins de transfert acoustiques dans une coquille

Une analyse expérimentale des chemins de transfert acoustiques a été réalisée pour mieux comprendre le comportement acoustique des coquilles et notamment pour déterminer par où passe l'énergie acoustique dans un tel système. Cette analyse permet d'appréhender le rôle acoustique de chaque composant (coquille en plastique, coussin, contreplaque, insert en mousse) et des couplages entre ceux-ci et ainsi guider la modélisation du système. En raison de sa complexité structurelle, le composant le plus difficile à modéliser demeure le coussin, et une telle analyse permet notamment de cibler les modèles les plus pertinents pour représenter ce composant. Plus spécifiquement, l'analyse a été menée sur deux coquilles commerciales

différentes (EAR1000 et PELTOR OPTIME 98) décrites à la section 5.3.3. Pour chaque configuration de coquille, l'analyse statistique menée sur cinq échantillons de coussin, testés trois fois, a montré une bonne répétabilité et une faible variabilité entre les échantillons testés. Le dispositif expérimental conçu offre la possibilité d'effectuer des mesures de perte par insertion précises et fines²⁸ permettant de séparer les chemins de transmission à travers la coquille en plastique et les flancs du coussin. Cette méthodologie originale de découplage des composants a permis de quantifier l'atténuation sonore à travers les flancs du coussin en remplaçant la coquille en plastique par une coquille en métal isolante, et en permettant ou non le mouvement de pompage. De grandes atténuations²⁹ à travers les flancs du coussin ont pu être observées lorsque le mouvement de pompage était empêché. Pour l'EAR1000 (respectivement, la PELTOR OPTIME 98), l'effet du mouvement de pompage est de décroître l'atténuation en dessous de 2,5 kHz (respectivement, 2 kHz) en raison de la résonance de pompage et de fuites parasites possibles entre le coussin et la plaque de métal, et le coussin et le baffle. Au-dessus de cette fréquence, l'effet du mouvement de pompage est négligeable. Dans la zone de fréquence contrôlée par le mouvement de pompage et celle contrôlée par la transmission à travers la coquille en plastique, l'atténuation sonore de la coquille complète est plus grande que celle obtenue pour chaque composant découplé. Dans cette zone de fréquences, les chemins de transmission à travers chaque composant (coquille en plastique et coussin) ne peuvent pas être considérés indépendamment et il est important de bien décrire le couplage vibratoire entre ces composants. De plus, la contribution de la contreplaque, qui n'a pas pu être isolée dans cette étude expérimentale, peut aussi être à l'origine des différences observées entre le comportement global du protecteur et les comportements isolés de la coquille et du coussin. Ceci indiquerait une forte contribution du comportement vibratoire de la contreplaque dans les moyennes fréquences. Par ailleurs, une atténuation similaire de la coquille en plastique seule et du coussin seul a été observée dans des zones de fréquences étroites en moyennes fréquences. Cela indique que la transmission acoustique à travers le coussin doit être prise en compte dans ces zones. L'analyse a permis de révéler que la coquille en plastique est très isolante en basses fréquences et qu'en hautes fréquences la transmission acoustique à travers le protecteur est due principalement à la transmission à travers la coquille en plastique et aux résonances de la cavité acoustique interne.

L'étude expérimentale a également considéré l'effet de trois inserts absorbants différents sur l'atténuation sonore de la coquille complète. Un effet inhabituel a été révélé : la présence de l'insert peut dégrader l'atténuation dans la zone des moyennes fréquences comparativement à une coquille nue (sans insert) alors qu'on s'attend à ce que l'effet de son ajout soit bénéfique pour l'atténuation. Une explication basée sur le manque d'absorption acoustique de l'insert dans cette zone de fréquence a été proposée [10]. A titre d'exemple, la Figure 38 illustre l'effet négatif de l'insert sur la perte par insertion de la coquille.

²⁸ Typiquement des mesures jusqu'à 70 dB d'atténuation de 20 Hz à 5 kHz peuvent être réalisées en particulier grâce un contrôle performant des fuites.

²⁹ Les atténuations sont en moyenne inférieures ou proches du seuil de conduction osseuse, excepté entre 1 et 2,5 kHz pour l'EAR1000 et au-dessus de 4,5 kHz pour la PELTOR OPTIME 98.

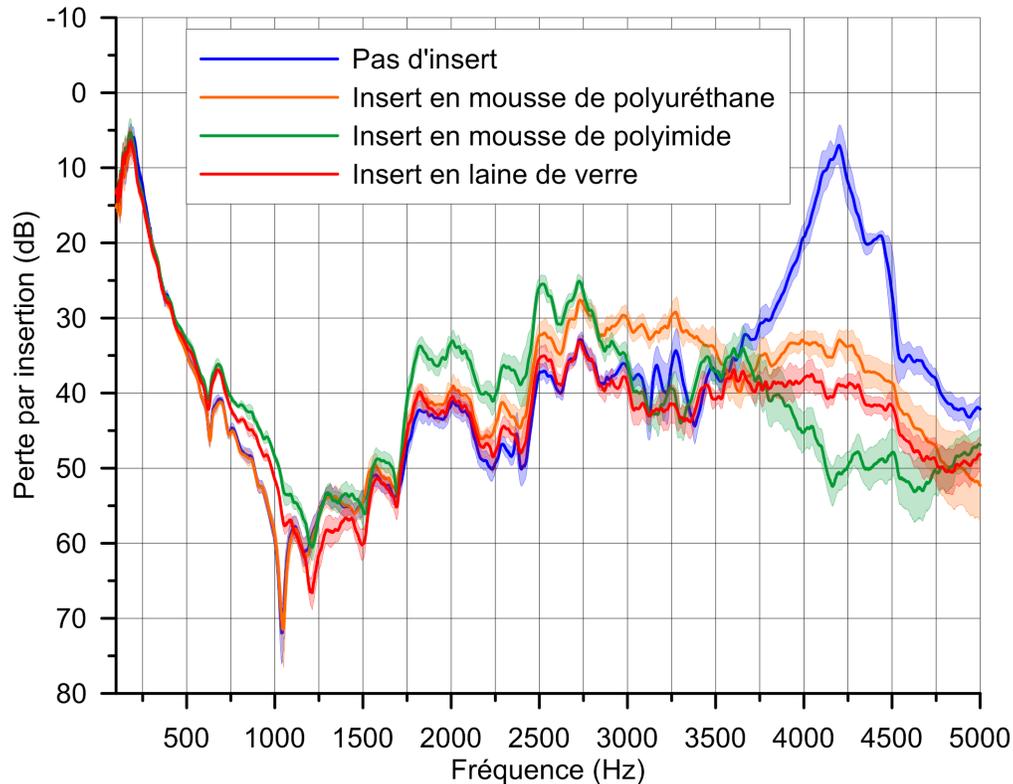


Figure 38 : Perte par insertion (moyenne) de la coquille complète EAR1000: sans insert; insert original en polyuréthane; insert en polyimide; insert en fibre de verre; la moyenne des résultats expérimentaux est tracée avec l'intervalle de confiance à 99 %. Adaptée avec permission de [10]. Copyright 2014, Elsevier.

6.3.2 Comparaison mesures–calculs

Cette section, consacrée à la comparaison mesure-calculs, se concentre sur une configuration permettant une analyse objective du comportement atténuant du coussin et de ses composants. Cette configuration, déjà illustrée aux sections 5.4.1.1 et 6.3.1, se compose d'un demi-protecteur sans insert de mousse fixé à un baffle rigide et immobile. Cette configuration simplifiée (c.-à-d., sans insert de mousse, sans effet de la peau, sans effet de diffraction de la tête, sans conduit auditif, sans pavillon auriculaire...) permet, dans un premier temps, de valider la modélisation numérique du protecteur en se concentrant sur les composants les plus critiques tels que le coussin et la contreplaqué. Par souci de concision, seuls les résultats sur le protecteur EAR1000 sont présentés dans cette section, car les principales tendances et conclusions sont très similaires à celles tirées pour la PELTOR OPTIME 98³⁰.

La validation des modèles EF est réalisée en trois étapes. La première consiste à effectuer une analyse modale numérique de la structure complète visant à identifier les modes contrôlés par la structure et ceux contrôlés par la cavité d'air dans le protecteur. Cette étude permet d'évaluer la contribution de chacun des composants et de leurs éventuels couplages dans les bandes de fréquences d'intérêt. La seconde étape se concentre sur la modélisation de la coquille seule. Le

³⁰ Pour ce protecteur, seul le comportement en basses fréquences a été simulé [11].

modèle par EF de la coquille simple est ainsi validé par comparaison avec une mesure acoustique qui consiste à remplacer le coussin par un coussin de plomb indéformable et immobile. La troisième étape consiste à comparer les simulations numériques avec les mesures de la perte par insertion des protecteurs sans insert, et ce, pour différents modèles de coussin. Cette dernière étape se concentre donc sur le comportement du coussin et sur l'effet des couplages entre le coussin et la contreplaqué. Ces deux derniers aspects seront détaillés aux sections 6.3.5 et 6.3.6.

Les comparaisons entre les mesures et les simulations sont présentées à la Figure 39.

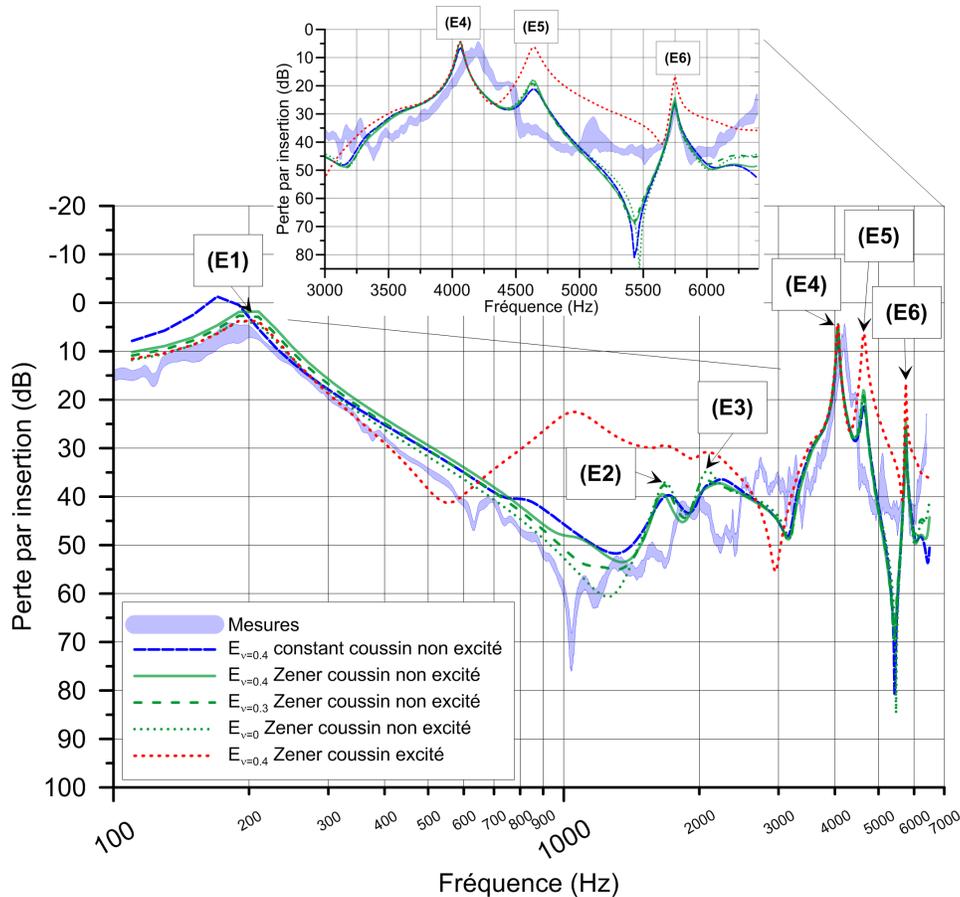


Figure 39 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour le protecteur EAR1000 sans insert. Le coussin est simulé à l'aide du modèle de solide équivalent pour différents coefficients de Poisson. La dépendance fréquentielle des paramètres est prise en compte (Zener) ou supposée constante. Le coussin est supposé être excité ou non. Un zoom de la zone fréquentielle [3000-6400 Hz] est également présenté.

Cette figure montre que les modèles par EF réalisés pour différents coefficients de Poisson permettent de prédire les tendances générales du comportement isolant du protecteur, et ce, sur une large bande de fréquences. Ceci n'avait jamais été réalisé jusqu'à présent. Cependant, des différences relativement importantes entre les simulations et la mesure apparaissent tout de même dans certaines bandes de fréquences, et plus particulièrement dans les moyennes fréquences pour lesquelles nous avons montré que les effets de couplage entre les composants

peuvent être prépondérants [10]. Les trois étapes d'analyse énumérées précédemment et développées ci-dessous vont permettre d'analyser les différences observées.

6.3.3 Étude des principaux modes couplés

La réponse acoustique du protecteur complet peut être interprétée comme la superposition des contributions de modes couplés. Nous nous intéressons principalement ici aux modes couplés associés à une atténuation sonore minimum et qui doivent donc faire l'objet d'une attention toute particulière lors de la phase de conception. Ces modes couplés, identifiés à la Figure 39 par les références E1-E6, correspondent à un maximum local de pression estimé à la position du microphone positionné à la surface du baffle sous le protecteur. Ces modes sont identifiés numériquement à l'aide d'une configuration dans laquelle le coussin est modélisé avec conditions aux limites élastiques (et non comme un solide viscoélastique) et est caractérisé par une raideur complexe, qui ne dépend pas de la fréquence et qui correspond au taux de compression maximum. Ce modèle de coussin est identifié comme le modèle SF pour « Spring Foundation » et expliqué plus en détail dans la référence [11]. Pour chaque minimum de IL (c.-à-d. E1-E6), la méthode énergétique proposée par Pan et Bies [86] ainsi que par Basten et coll. [87] est utilisée afin de déterminer les modes couplés contrôlés par la cavité d'air intérieure ou bien par la structure du protecteur (c.-à-d. contreplaqué, coquille). La Figure 40 présente les fréquences propres et déformées de ces modes couplés. Le mode couplé E1 est, bien entendu, identifié comme un mode contrôlé par la structure (ce mode est associé à la résonance de pompage type masse / ressort). Le comportement isolant du protecteur en basses fréquences (pour $f < 1$ kHz) est assez bien estimé par le modèle EF lorsque le coussin n'est pas excité et lorsque la dépendance fréquentielle des paramètres mécaniques est prise en compte (Figure 39). Ce point sera détaillé ci-après dans cette section. Les modes couplés E2 et E3 sont contrôlés par la structure et principalement affectés par des déformées de la contreplaqué. De larges différences de IL entre simulations et mesures apparaissent dans les bandes de fréquences contrôlées par ces modes de contreplaqué (Figure 39). À ces fréquences, le comportement du protecteur dépend donc très fortement des couplages contreplaqué/coquille et contreplaqué / coussin. La modélisation nécessite donc de considérer de façon réaliste les conditions de couplage entre les composants (p. ex. contact parfait ou partiel entre la contreplaqué et le coussin, effet de la colle...) mais aussi le comportement mécanique de chacun des composants, et ce, sur une large bande de fréquences. En effet, la fiabilité de la modélisation du couplage coussin / contreplaqué dépend (1) des modèles utilisés pour les deux composants; (2) de la fiabilité des paramètres d'entrée; (3) du réalisme de la géométrie; (4) du réalisme des conditions de couplage. Malheureusement, pour le protecteur EAR1000, les informations sur les propriétés des matériaux et sur la géométrie des composants étaient très insuffisantes. De plus, le coussin du modèle EAR1000 est constitué d'une mousse flexible de polyuréthane entourée d'une gaine souple en polymère (voir Figure 8). Ce coussin est collé à la contreplaqué au moyen d'une couche adhésive de plastique assez rigide incluse dans le coussin sur la face inférieure de la gaine. En pratique, on a pu observer un possible gonflement du coussin sur cette partie inférieure; un contact parfait entre le coussin et la contreplaqué est donc peu probable. Toutes ces différences entre le modèle EF idéalisé et la géométrie réelle ainsi que le comportement réel du coussin peuvent être les causes des différences observées entre simulations et mesures dans les moyennes fréquences.

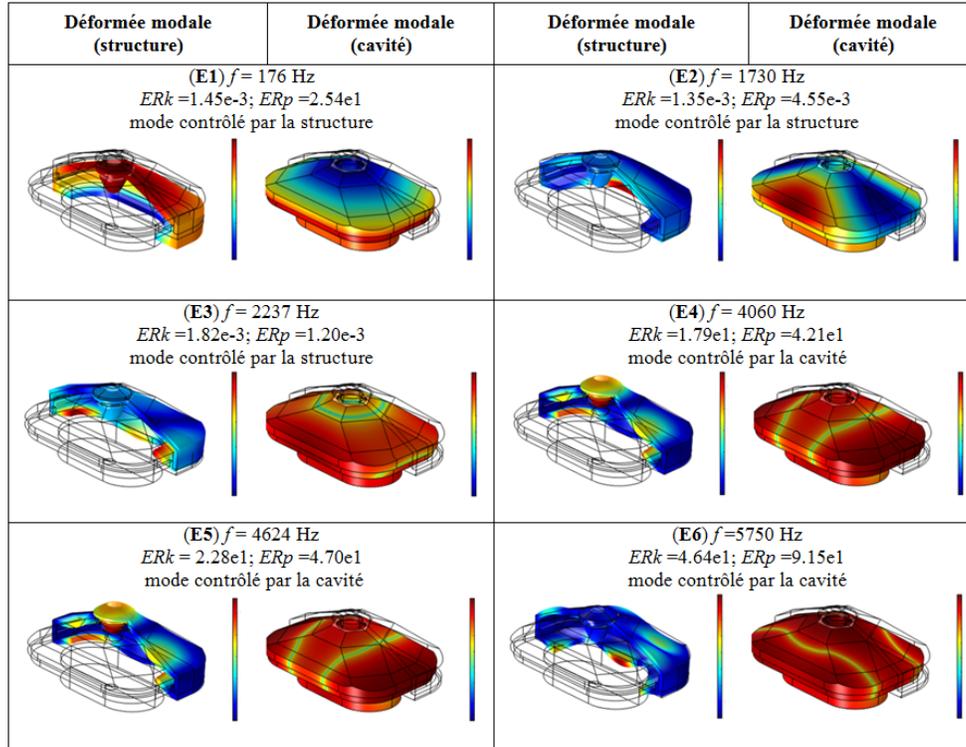


Figure 40 : Déformées modales des modes couplés, calculées pour la configuration 1A du modèle EAR1000.

Enfin, les modes E4, E5 et E6 sont principalement contrôlés par la cavité. Le IL autour des modes couplés E4 et E6 est prédit de façon satisfaisante, ce qui n'est pas le cas pour E5 alors qu'on peut observer une différence de 20 dB entre simulations et mesures, allant même jusqu'à 30 dB lorsque le coussin est excité (comparer les courbes noires avec la surface grisée).

6.3.4 Atténuation sonore de la coquille seule

La configuration dans laquelle le coussin est remplacé par un coussin de plomb rigide et immobile est étudiée ici. En supprimant les contributions acoustique et vibratoire du coussin, cette configuration permet de valider le modèle de coquille et les paramètres de coquilles utilisés. La Figure 41 présente une mesure ainsi qu'une simulation EF pour cette configuration. On observe une très bonne estimation du IL de la coquille seule jusqu'à 3,8 kHz. En revanche, cette configuration présente aussi des écarts de IL importants lorsque la fréquence est comprise entre 3,8 kHz et 5 kHz. Les écarts simulation/mesure observés pour le IL du protecteur complet à la Figure 39 ne sont donc pas seulement imputables au modèle de coussin, mais aussi au modèle de coquille. Ces différences ne sont pas encore expliquées, mais les pistes envisagées concernent (1) l'amortissement induit dans la cavité qui serait mal estimé (un amortissement structural constant égal à 1 % pour la cavité interne a été utilisé); (2) le volume d'air inclus dans le protecteur qui pourrait être modifié à cause de la compression non homogène du coussin mis en lumière à la section 5.3.6.1 et qui n'est pas prise en compte dans la géométrie du coussin simulé; (3) des problèmes dans la mesure.

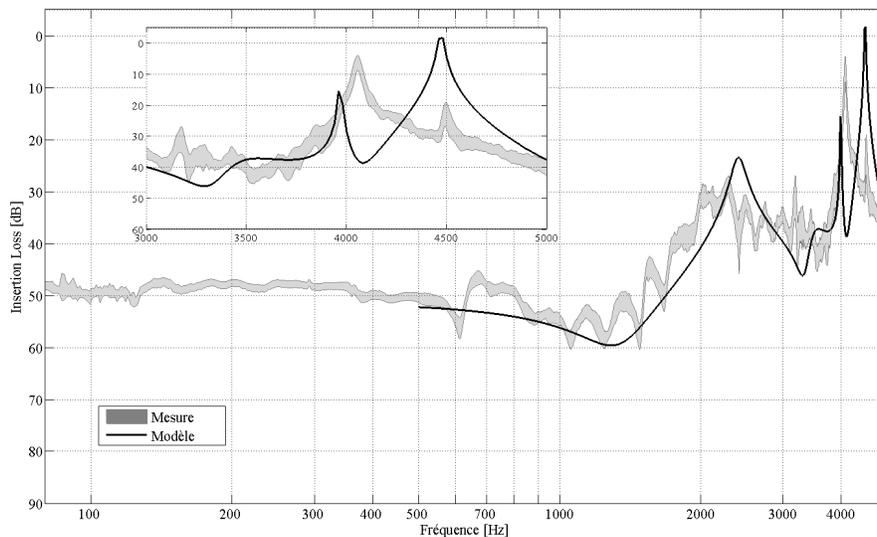


Figure 41 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour le protecteur EAR1000 sans insert pour lequel le coussin est remplacé par un coussin rigide et indéformable.

6.3.5 Importance de la modélisation du coussin

Le coussin est identifié comme étant le composant le plus difficile à modéliser de par la complexité de sa géométrie et de celle du comportement mécanique de ses constituants viscoélastiques. A défaut d'un modèle plus sophistiqué, le modèle de solide équivalent isotrope et viscoélastique apparaît le plus propice à mieux capter la physique que le modèle SF sur l'ensemble de la gamme de fréquences. On se concentre donc sur ce modèle dans cette section. En apparence simple, le modèle de solide équivalent requiert cependant une procédure de caractérisation complexe (voir section 5.3.6.1) basée sur deux bancs expérimentaux, une méthode inverse hybride et un modèle fractionnaire pour matériaux viscoélastiques. Dans ce qui suit, on étudie l'influence de divers facteurs liés au modèle du coussin utilisé: (1) l'excitation acoustique sur ses flancs, (2) la dépendance fréquentielle du module d'Young complexe et (3) celle du coefficient de Poisson équivalent utilisé dans la méthode inverse hybride.

Tout d'abord, on observe de grandes différences dans les moyennes et hautes fréquences entre les simulations et la mesure lorsque l'excitation sur les parois du coussin est considérée (voir courbe rouge à la Figure 39). Dans les moyennes fréquences, de larges déplacements transverses du coussin sont générés dans la modélisation EF et le IL simulé est alors largement sous-estimé. Cette déformation transverse du coussin équivalent causée par l'excitation sur ses parois n'est pas réaliste et peut être attribuée au fait que le coussin est modélisé comme un solide équivalent isotrope : la rigidité transverse devrait être plus importante que celle dans l'épaisseur du coussin. Pour tester cette hypothèse, il serait nécessaire d'adopter, par exemple, un modèle de coussin isotrope transverse, chose qui n'a pas été réalisée dans le cadre de ce projet. Au-dessus de 4,5 kHz, le IL est aussi très fortement sous-estimé autour des résonances contrôlées par la cavité : le modèle de solide équivalent ne semble pas adapté pour prendre en compte la transmission acoustique à travers le coussin. En revanche, les simulations pour lesquelles cette excitation acoustique est négligée (voir courbes vertes et bleue à la Figure 39) sont plus fidèles

aux mesures³¹. L'excitation acoustique sur les parois du coussin peut donc être négligée dans un premier temps. Cette hypothèse est raisonnable dans les basses fréquences (respectivement, hautes fréquences) car le comportement du protecteur est principalement contrôlé par le mouvement de pompage (respectivement, par le comportement de la coquille et de la cavité d'air); la transmission acoustique à travers le coussin est alors négligeable [10].

Comme mentionné précédemment, la prise en compte de la dépendance fréquentielle des paramètres mécaniques équivalents au moyen du modèle Zener permet de mieux estimer le comportement isolant du protecteur dans les basses fréquences (comparer les courbes continues orange et verte réalisées pour $\nu = 0.4$). L'impact de la dépendance fréquentielle est aussi appréciable dans les moyennes fréquences (c.-à-d., $600 \text{ Hz} < f < 2000 \text{ Hz}$) autour des modes de contreplaqué. Cependant, l'estimation du IL dans cette bande de fréquence n'est pas amélioré par l'utilisation du modèle Zener. A partir de 2000 Hz, la prise en compte de la dépendance fréquentielle a très peu d'influence sur l'estimation du IL.

Comme mentionné à la section 5.3.6.1, le procédé de caractérisation du coussin homogène isotrope viscoélastique équivalent fournit plusieurs couples de propriétés mécaniques (E, ν). La Figure 39 montre que le choix de ce couple impacte le IL dans les basses et moyennes fréquences ($f < 2,5 \text{ kHz}$) et principalement autour de 1 kHz (comparer les courbes noires en trait continu, discontinu et pointillé). Le comportement atténuant du protecteur est donc peu sensible aux propriétés mécaniques du coussin en hautes fréquences lorsque celui-ci n'est pas excité. Dans les basses fréquences, l'atténuation sonore simulée diminue légèrement lorsque le coefficient de Poisson augmente et que le coussin n'est pas excité acoustiquement. Cet effet est dû au fait que le module d'Young équivalent estimé par la méthode inverse hybride diminue lorsque le coefficient de Poisson augmente (voir Figure 12c). En fait, quand le coussin est excité, on montre que les courbes de IL obtenues pour les différents coefficients de Poisson (non nuls) sont plus élevées (que quand le coussin n'est pas excité) et quasiment confondues avec le modèle de conditions aux limites viscoélastiques jusqu'à 350 Hz. Cette observation est plutôt inattendue puisque, *a priori*, une énergie peut être transmise à la cavité par les flancs du coussin. Des calculs additionnels montrent que la pression acoustique générée par les flancs du coussin à l'intérieur de la cavité du protecteur interfère de manière destructive avec celle rayonnée par la coquille en plastique, aboutissant de ce fait à une plus forte atténuation. Cet effet est moins important si le coefficient de Poisson est nul puisque dans ce cas, le module d'Young du coussin est plus important, induisant ainsi une plus grande perte par transmission et conséquemment une diminution du phénomène d'interférence. Entre 1 et 2,5 kHz, l'impact du couple (E, ν) confirme l'importance de la modélisation du coussin dans les bandes de fréquences où les modes de contreplaqué peuvent contrôler la réponse du protecteur.

6.3.6 Effet de la directivité du champ sonore incident

Cette section traite de la validation du modèle présenté dans les sections 5.3.1 et 5.3.3 à l'aide du banc d'essai développé dans la section 5.4.1.1. L'atténuation sonore est ici quantifiée par l'affaiblissement acoustique (NR) qui repose sur l'estimation de la fonction de transfert entre les microphones MIC1 et MIC2 :

³¹ Excepté autour de la fréquence de résonance du mouvement de pompage où on trouve que les configurations correspondant aux flancs excités et un coefficient de Poisson du coussin non nul, fournissent un meilleur accord entre calculs et mesures [11].

$$NR_{mes}(f) = -20 \log_{10}(|H_0(f)|) \tag{12}$$

avec $H_0(f) = \sqrt{\frac{G_{yy}(f)}{G_{xx}(f)}}$ et G_{xx} et G_{yy} sont les autospectres des microphones MIC1 et MIC2. On introduit maintenant l'indice suivant:

$$\Delta NR(f, \theta) = NR(f, \theta) - NR(f, 0^\circ) \tag{13}$$

La Figure 42 compare les résultats des simulations avec les données expérimentales de NR en fonction de l'angle d'incidence obtenues avec le banc de test (voir Figure 23) décrit dans la section 5.4.1.1, pour trois tiers d'octave spécifiques. De manière générale, les comparaisons sont excellentes en basses fréquences. En hautes fréquences, l'allure est globalement satisfaisante mais des différences importantes d'amplitude peuvent apparaître selon l'angle. Dans les autres tiers d'octave non représentés ici, les résultats sont satisfaisants, excepté dans trois bandes consécutives de fréquences centrales 1600, 2000 et 2500 Hz. Parmi les raisons possibles expliquant les mauvaises prédictions dans ces bandes de fréquences, on trouve l'inadéquation du modèle de coussin (solide isotrope équivalent) et un modèle inadéquat de peau.

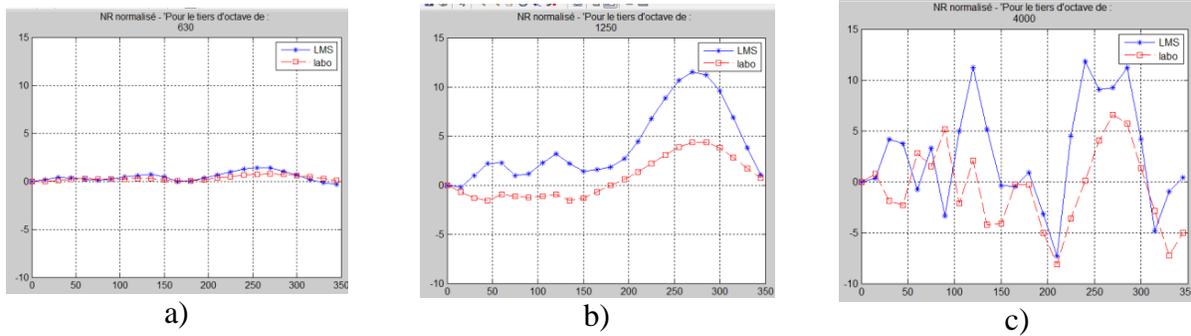


Figure 42 : Comparaison des simulations et des mesures dans trois bandes de tiers d'octave pour l'indice $\Delta NR(f, \theta)$ en fonction de l'angle d'incidence : (a) 630 Hz, (b) 1250 Hz, (c) 4000 Hz.

6.4 Simulation de l'atténuation sonore des bouchons

6.4.1 Comparaison mesures–calculs

Un premier résultat de validation considère l'atténuation sonore d'un bouchon cylindrique en silicone moulé dans un canal auditif cylindrique en métal placé dans un baffle. Les conditions aux limites sur le bouchon sont proches de celles d'un encastrement.

La Figure 43 compare les résultats de calcul basés sur le premier modèle axisymétrique présenté dans la section 5.3.7.2 avec les mesures, pour deux configurations de systèmes bouchon / canal auditif. Pour le bouchon de 6,5 mm (Figure 43(a)), les prédictions et mesures sont semblables. Le premier minimum d'atténuation sonore autour de 1,8 kHz correspond à la première résonance du bouchon dont les faces avant et arrière vibrent en phase. Des différences mineures

apparaissent en raison d'un problème avec le haut-parleur entre 500 et 800 Hz. Pour le bouchon de 12,5 mm (Figure 43(b)), le modèle capture les tendances, mais les comparaisons sont moins bonnes. En basses fréquences, jusqu'à 1 kHz, de très fortes valeurs d'atténuation sont observées, mais on atteint les limites du système de mesure à cause d'un rapport signal sur bruit insuffisant dans le canal auditif. Comme dans l'autre cas, le premier mode du bouchon (autour de 2 kHz) est bien prédit. D'autres pics correspondant aux autres modes du bouchon apparaissent dans la courbe calculée. Ils sont visibles dans la courbe expérimentale, mais de façon moins prononcée, probablement à cause d'un amortissement insuffisant dans le modèle. Comme prévu, les pertes par insertion calculées et mesurées sont relativement importantes par rapport à ce qu'on trouve dans la littérature sur les mesures standardisées sur sujets humains (REAT) ou sur têtes artificielles, en particulier en basses fréquences. Dans cette zone de fréquence, le comportement acoustique du système est régi par les conditions aux limites du bouchon. Or, dans le cas présent, les conditions aux limites sont fixes, ce qui induit un décalage important (15 à 20 dB) par rapport à des conditions aux limites réalistes rencontrées en pratique.

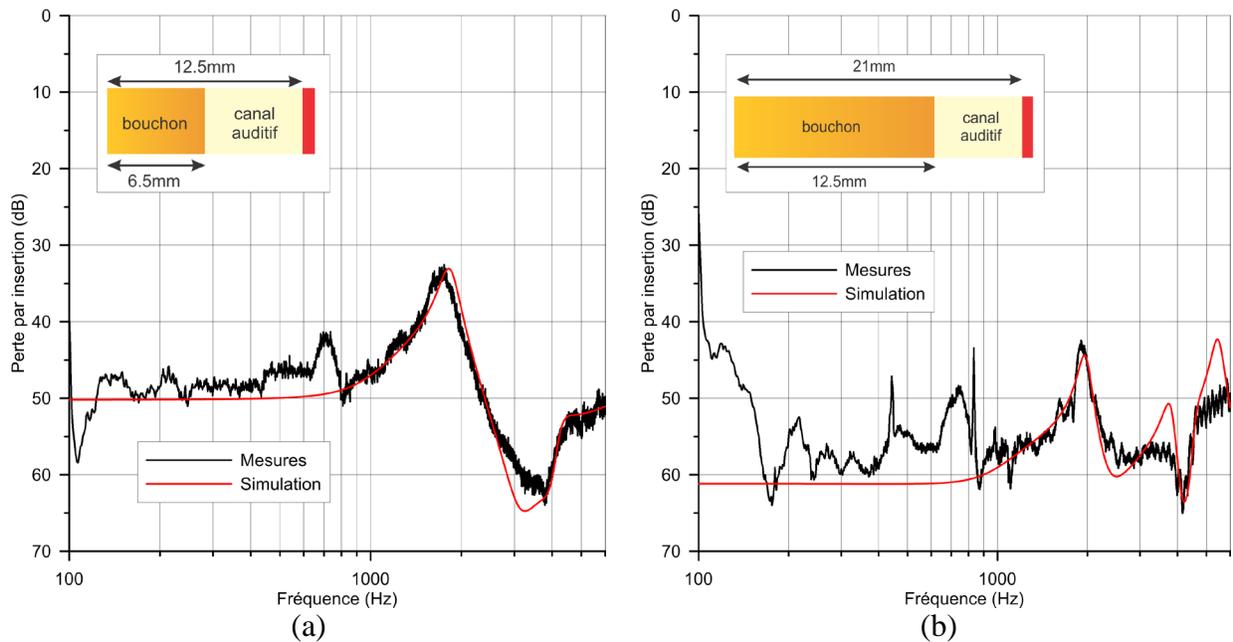


Figure 43 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour deux configurations de systèmes bouchon / canal auditif en métal (deux longueurs de bouchon et de canal auditif) - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.

Un second résultat de validation considère l'atténuation d'un bouchon cylindrique en silicone moulé dans un canal auditif cylindrique comportant une épaisseur de silicone représentant la peau et placé dans une tête artificielle. Dans ce cas, les conditions aux limites du bouchon sont plus réalistes. La Figure 44 montre que les résultats de calcul sont en accord avec ceux des mesures pour les deux configurations de systèmes bouchon / canal auditif testées. Des différences mineures apparaissent autour de 2 kHz pour le bouchon de 8,5 mm et 3 kHz pour le bouchon de 5,8 mm, probablement en raison d'un amortissement mal estimé ou d'une surestimation du coefficient de Poisson de la peau ou du bouchon (Figure 44). Dans les deux cas, la perte par insertion est plate jusqu'à la première fréquence de résonance autour de 1 kHz pour

le bouchon de 5,8mm et de 800 Hz pour le bouchon de 8,5mm. Au-delà de cette fréquence, le IL augmente progressivement. Comme attendu, un bouchon plus long a une perte par insertion plus grande en particulier en basses fréquences. On constate également que la gamme de valeurs de perte par insertion est plus proche de celle obtenue avec la technique REAT. Ces résultats montrent l'importance de considérer la peau pour prédire l'atténuation des bouchons.

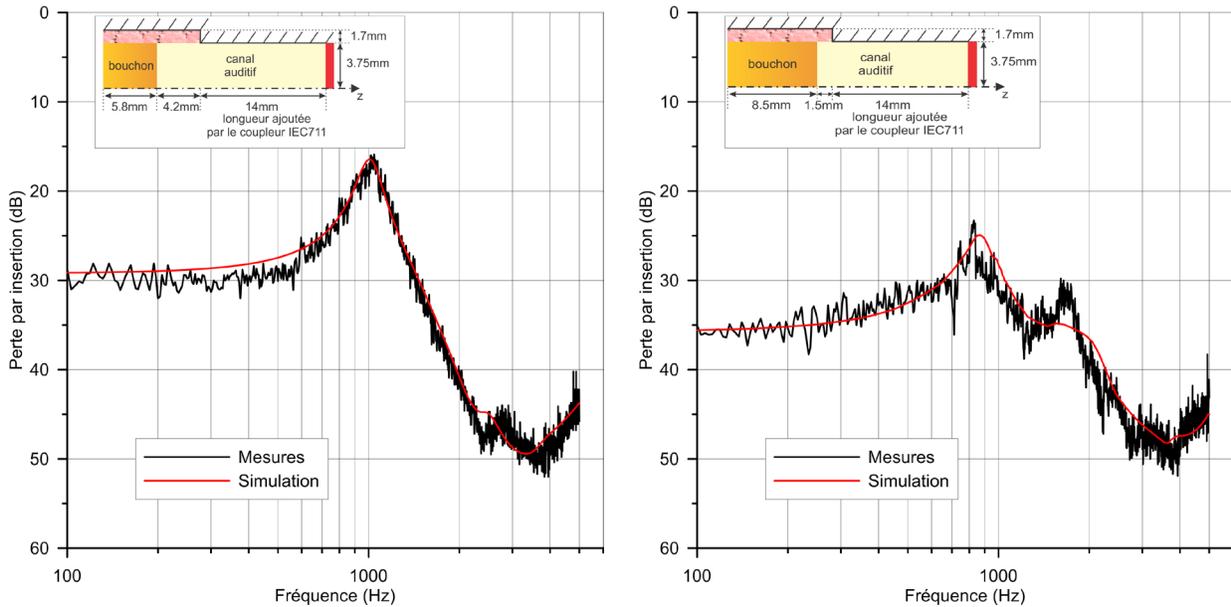


Figure 44 : Comparaison des simulations et des mesures de IL pour deux configurations de systèmes bouchon/canal auditif avec peau artificielle (deux longueurs de bouchon et de canal auditif) - Adaptée avec permission de [23]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.

Le troisième résultat de validation provient de la comparaison calculs/mesures en tiers d'octave sur sujets humains pour un bouchon en silicone (Figure 45a) et un bouchon en mousse (Figure 45b) pour des insertions optimales du bouchon dans le conduit (pas de fuite) et non optimales (présence de fuites de diamètre 0,2 mm et 0,5 mm). Le calcul est basé sur le modèle axisymétrique décrit à la Figure 17. Les longueurs insérées sont respectivement de 11,7 mm et 11,3 mm et correspondent aux profondeurs d'insertion moyennes mesurées sur des sujets humains (voir section 5.1.2). Intéressons-nous d'abord au cas sans fuite. Le cas avec fuites sera discuté à la section 6.4.5. Notons que les sujets pour lesquels les atténuations mesurées étaient trop faibles (« poor fit »³²) ont été éliminés pour les comparaisons avec les simulations. La Figure 45 montre que les simulations et mesures sont en bon accord excepté en basses fréquences. En dehors de cette zone, les prédictions suivent les moyennes expérimentales avec des différences locales plus ou moins importantes (de 1 à 5 dB au pire) et se situent toujours dans la région de la moyenne \pm un écart type. Une des explications des différences en basses fréquences pourrait être

³² Le « poor fit » ou mauvais ajustement du protecteur correspond ici à des valeurs de IL inférieures à 10 dB dans les bandes de fréquences inférieures à 500 Hz.

justement la présence de fuites dans les données expérimentales qui ne sont pas prises en compte dans le modèle sans fuite (voir discussion à la section 6.4.5).

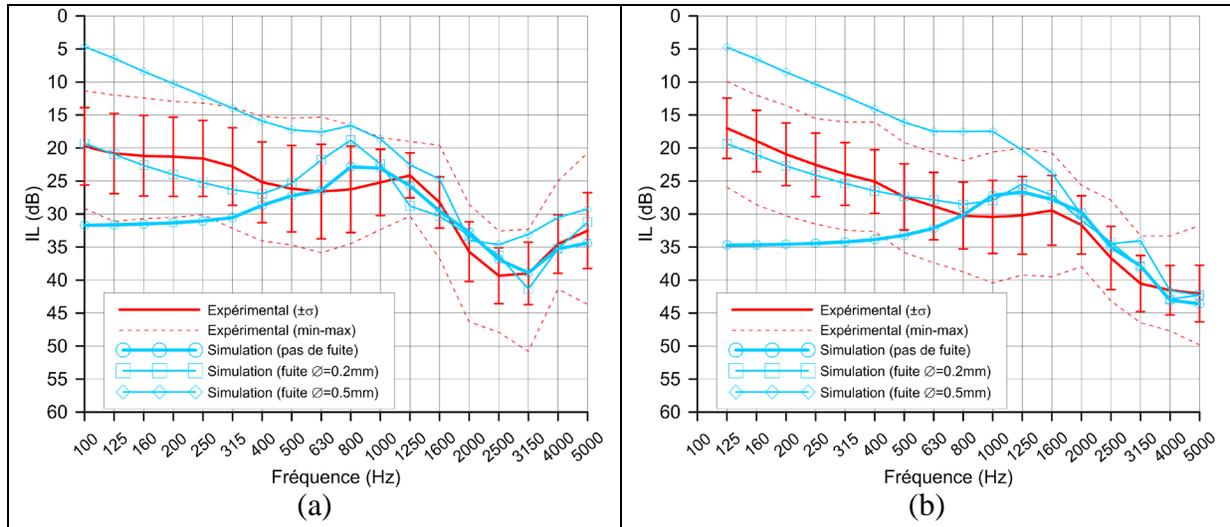


Figure 45 : Comparaison entre les IL mesurés (moyenne \pm écart type) et simulés en tiers d'octave (sans fuite, fuites de diamètre 0,2 mm et 0,5 mm). Pour la mesure, les IL minima et maxima sont aussi représentés en pointillés : (a) silicone; (b) mousse.

Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.

6.4.2 Effet des approximations géométriques 3D/2D

La Figure 46 compare les pertes par insertion d'un bouchon en silicone dans un canal auditif rigide en tiers d'octave calculées à partir du modèle 3D (référence) et celles du modèle axisymétrique basé sur six méthodes de reconstruction géométriques différentes pour deux canaux auditifs occlus différents.

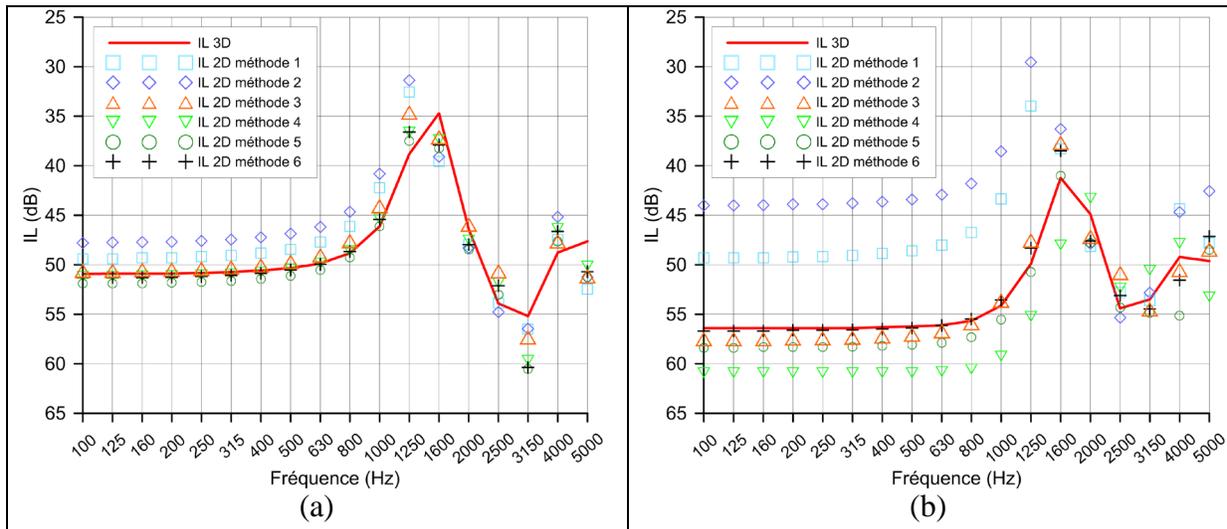


Figure 46 : Comparaison des pertes par insertion d'un bouchon en silicone en tiers d'octave calculées à partir du modèle 3D (référence) et du modèle axisymétrique basé sur six méthodes de reconstruction géométriques différentes : (a) CA1; (b) CA4 - Adaptée avec permission de [15]. Copyright 2013, Acoustical Society of America.

Pour l'oreille ouverte, les résultats de ce travail (non transcrits ici pour des raisons de concision) confirment qu'on peut remplacer la géométrie 3D complexe d'un canal auditif par une géométrie plus simple axisymétrique, si on s'intéresse à la prédiction du niveau de pression au tympan. Pour l'oreille occluse, des différences importantes peuvent survenir entre les prédictions utilisant une géométrie 3D du canal auditif / bouchon et celles issues du modèle 2D axisymétrique selon la méthode de reconstruction choisie (Figure 46). La méthode basée sur l'utilisation d'une section droite variable du conduit auditif (voir Figure 15, méthode 6) fournit les résultats les plus proches des modèles 3D de référence que ce soit pour les atténuations individuelles ou moyennées, mais nécessite une connaissance précise de la géométrie du conduit. La méthode qui suppose une géométrie cylindrique à section circulaire constante pour le bouchon de longueur et volume équivalents à ceux de la géométrie 3D, avec un ajustement des sections avant et arrière (voir Figure 15, méthode 5) donne également des résultats satisfaisants, lorsque ces derniers sont moyennés sur les 15 configurations bouchon / canal auditif. Cela démontre qu'un conduit cylindrique droit peut être utilisé pour mesurer des pertes par insertion de bouchons moulés en silicone avec une tête artificielle munie d'un simulateur d'oreille. Ces résultats restent à confirmer pour d'autres types de bouchons.

La Figure 47 compare les pertes par insertion d'un bouchon en silicone en tiers d'octave calculées à partir du modèle 3D simplifié de la Figure 18 et du modèle axisymétrique équivalent avec tissus de la Figure 17. Les dimensions du modèle 2D sont déterminées en utilisant (i) les longueurs et volume du bouchon en 3D pour le canal auditif et le bouchon (méthode 5); (ii) les mêmes volumes et ratio de surface peau / bouchon à l'entrée pour la cavité d'air en amont du bouchon; (iii) des volumes équivalents d'os, de cartilage et de peau; (iv) l'hypothèse que la peau

à une épaisseur constante dans le modèle 2D. On constate un très bon accord entre les deux modèles jusqu'à 4000 Hz.

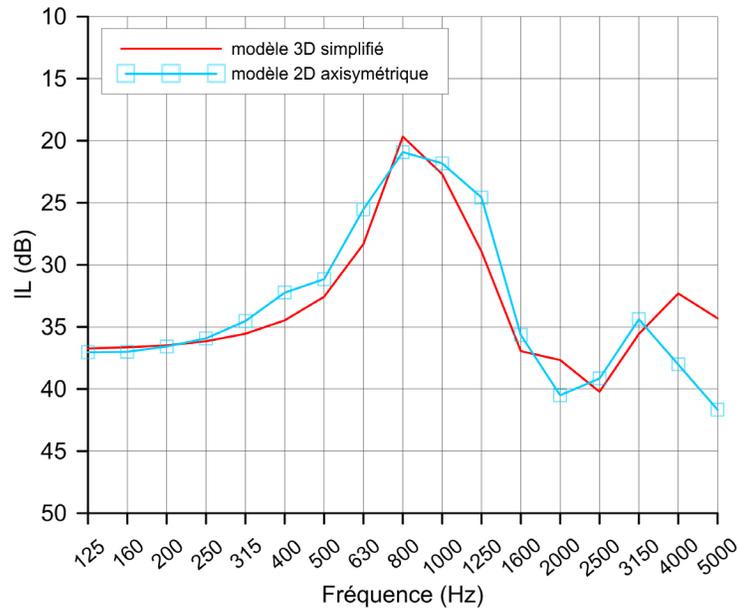


Figure 47 : Comparaison des pertes par insertion d'un bouchon en silicone en tiers d'octave calculées à partir du modèle 3D simplifié (Figure 18) et du modèle axisymétrique équivalent inspiré de la Figure 17 et utilisant la méthode 5.

La Figure 48 montre l'impact des variations géométriques du canal auditif (et du bouchon) sur la perte par insertion en tiers d'octave de bouchons en silicone et en mousse, mesurée et calculée à partir du modèle axisymétrique décrit à la Figure 17. Quatorze différentes géométries de canal auditif sont prises en compte dans le modèle. Pour les deux bouchons, les pertes par insertion prédites tombent dans la zone expérimentale, en particulier pour les fréquences ≥ 500 Hz et sont proches des valeurs moyennes. Les différences entre les mesures et les simulations peuvent s'expliquer par deux raisons. Premièrement, le nombre de « sujets » testés est plus important dans le cas des mesures et, deuxièmement, les géométries des canaux auditifs dans les simulations et les mesures ne sont pas semblables. Même si les résultats fournis par un modèle équivalent moyen se comparent bien à la moyenne des mesures d'un groupe de sujets, des différences interindividuelles importantes d'atténuation sonore peuvent exister. Ainsi, si on souhaite prédire une atténuation individuelle plutôt qu'une atténuation de groupe, il est nécessaire de bien connaître la géométrie du canal du sujet testé ainsi que les caractéristiques géométriques des tissus environnants. Si ces données sont connues, le modèle peut être utilisé pour prédire cette atténuation sonore individuelle.

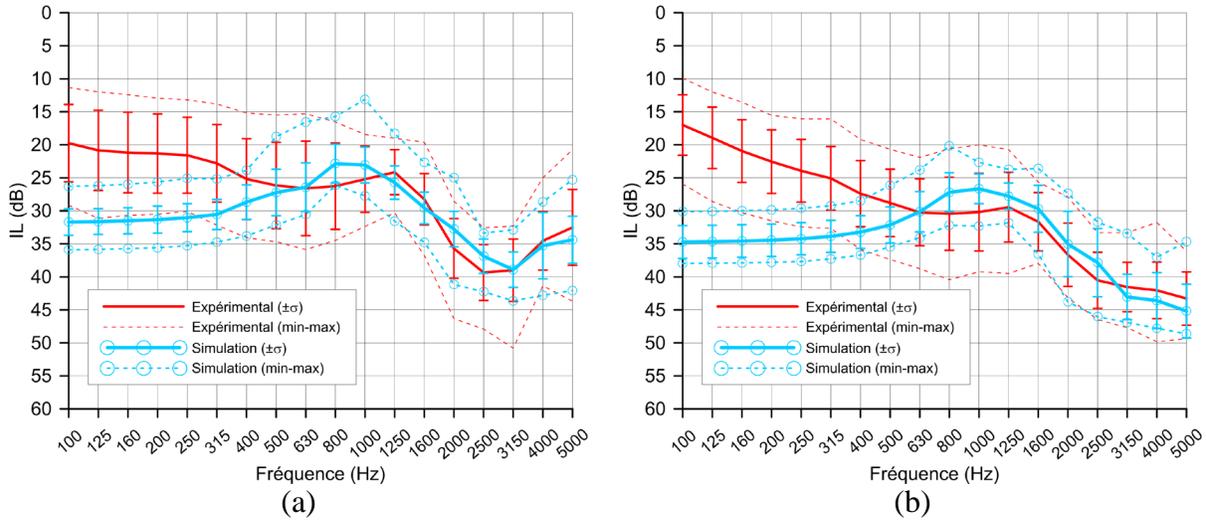


Figure 48 : Comparaison des pertes par insertion de bouchons en tiers d’octave mesurées sur sujets humains (moyenne \pm écarts types) et calculées à partir du modèle axisymétrique : (a) silicone; (b) mousse – les minima et maxima expérimentaux sont indiqués en pointillés. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.

6.4.3 Effet des tissus biologiques de l’oreille externe

6.4.3.1 Rôle de la peau

Afin de montrer le rôle important que joue la peau dans le processus d’atténuation par le bouchon, la Figure 49 illustre les puissances échangées (Éq. (14)) entre la cavité du canal auditif, le bouchon, la peau artificielle et la membrane tympanique (partie gauche) pour deux bouchons en silicone.

La puissance échangée à l’interface S entre deux domaines solides $s1$ et $s2$ est donnée par :

$$\Pi_{ech,s1-s2} = \frac{1}{2} \Re \left[\int_S \underline{\underline{\sigma}} \underline{n} \cdot \underline{v}^* dS \right] \quad (14)$$

où $\underline{\underline{\sigma}}$ représente le tenseur des contraintes dans l’un des solides, \underline{n} est la normale à l’interface et \underline{v} est le vecteur vitesse au niveau de l’interface. x^* représente le complexe conjugué de la grandeur x et \Re dénote la partie réelle.

La puissance échangée à l’interface entre un domaine solide et une cavité fluide est donnée par :

$$\Pi_{ech,f-s} = \frac{1}{2} \Re \left[\int_S p \underline{n} \cdot \underline{v}^* dS \right] \quad (15)$$

où p est la pression acoustique dans le fluide.

La partie droite de la Figure 49 montre le rapport de chaque puissance échangée à une interface donnée avec la cavité $\Pi_{x\pm}$ à la puissance totale qui entre ($\sum \Pi_{x,input}$) ou sort de la cavité³³ (Éq. (16)). Notons que la puissance échangée possède un signe selon que le flux énergétique entre dans la cavité (comptée positive - lignes solides à la Figure 49) ou qu'il en sort (comptée négative - lignes pointillées à la Figure 49). Les puissances sont calculées à partir du modèle axisymétrique décrit à la Figure 16. On constate que la peau introduit un chemin de transmission indirecte dans le système. Même si la plus grande partie de la puissance transférée à la membrane tympanique est due au rayonnement acoustique du bouchon dans le conduit (entre 50 et 100 %), la contribution du chemin de transmission à travers la peau n'est pas négligeable en particulier jusqu'à 1,5 kHz et après 3 kHz. Il faut noter que pour les deux bouchons, la peau peut aussi contribuer à diminuer le niveau de bruit au tympan en absorbant la puissance venant du bouchon (voir zone de fréquences autour de 2 kHz).

$$\Pi_{x\pm,\%} = \left| \frac{\Pi_{x\pm}}{\sum \Pi_{x,input}} \right| \times 100 \quad (16)$$

Il est intéressant de visualiser la propagation de l'énergie par unité de temps dans le système par le calcul des flux mécaniques et acoustiques pour comprendre les observations précédentes [16]. Trois zones de fréquences peuvent être identifiées. Dans la première (50 Hz – 2 kHz), le bouchon joue le rôle de piston influencé par son contact avec la peau artificielle et le flux mécanique est principalement dirigé le long de l'axe du canal auditif. Dans la seconde (2 kHz – 3 kHz), le flux mécanique change de sens à proximité de l'axe de symétrie du système et une partie de la puissance est transmise de la peau au bouchon. Dans la troisième zone, le flux mécanique est orienté positivement le long de l'interface bouchon / peau et retourne à une direction positive aux alentours de l'axe de symétrie, au-dessus de 3,2 kHz.

³³ La puissance totale qui entre dans la cavité est égale à l'opposé de la puissance totale qui sort de la cavité.

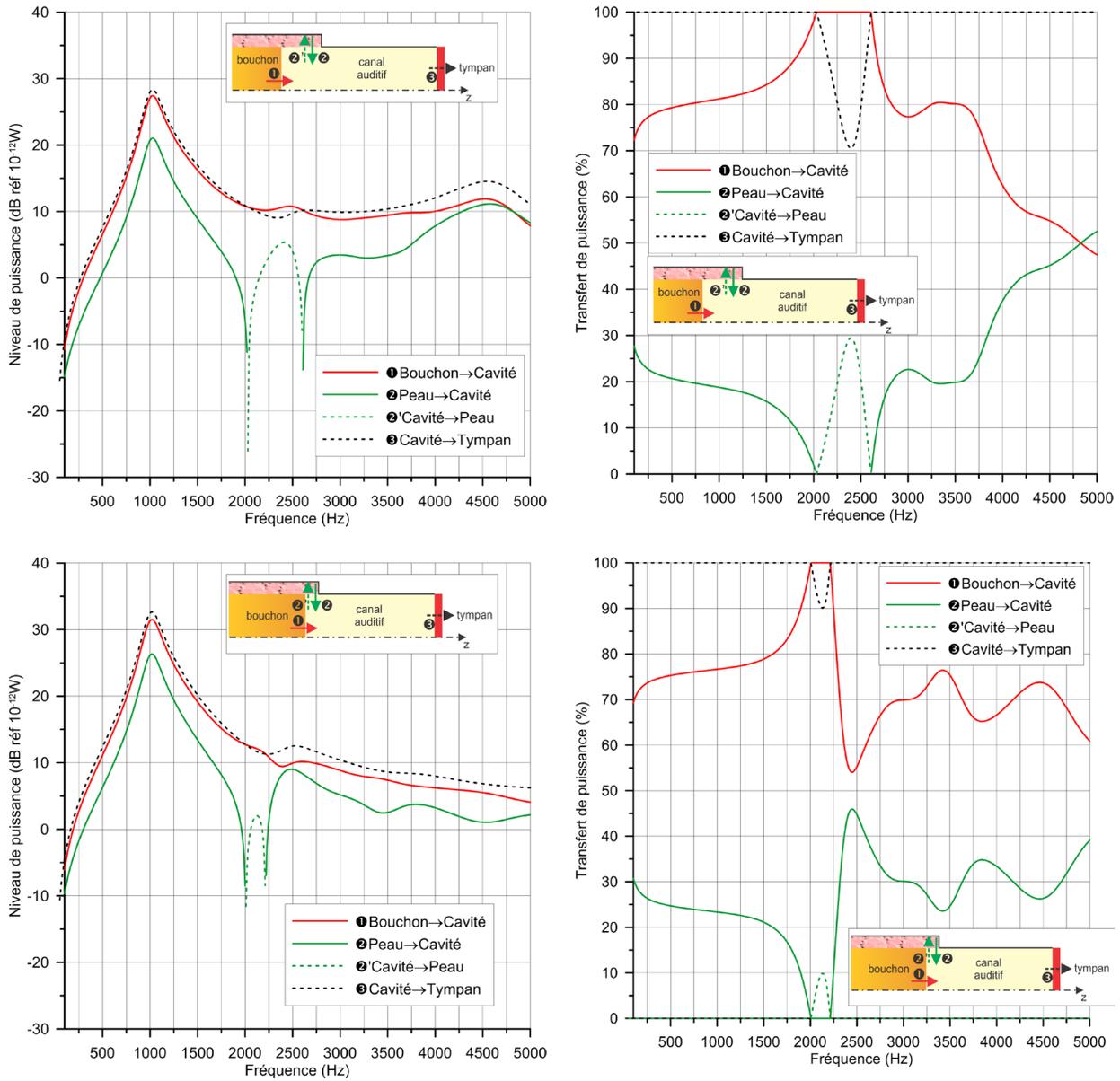


Figure 49 : Bilan de puissance dans la cavité du canal auditif. Haut : bouchon 5,8 mm. Bas : bouchon 8,5 mm. Gauche : niveaux de puissance correspondant aux équations (14) et (15) Droite : rapport de chaque puissance échangée à la puissance totale qui entre ou sort de la cavité (équation (16)) - Adaptée avec permission de [16]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.

6.4.3.2 Influence des propriétés des tissus du canal auditif sur l'atténuation sonore

La Figure 50 illustre la sensibilité aux paramètres de la peau, de la perte par insertion prédite à l'aide du modèle axisymétrique de la Figure 16 dans chaque bande de tiers d'octave, pour un bouchon de longueur 7,5 mm et aux propriétés fournies à la section 5.3.6.1.

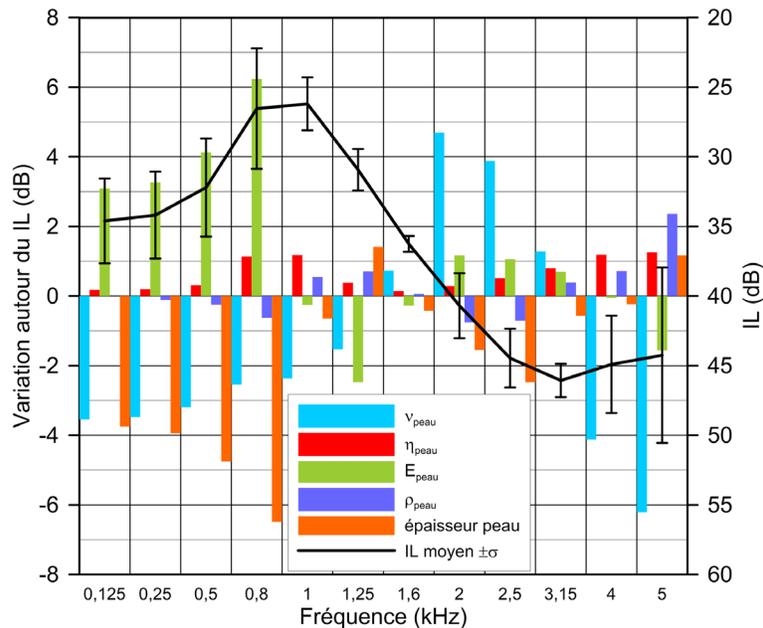


Figure 50 : Influence des paramètres mécaniques de la peau sur la perte par insertion calculée avec le modèle axisymétrique éléments finis.

Un plan d'expérience factoriel numérique à deux niveaux (2^5) a été utilisé et une analyse de variance multivariée a été réalisée avec le logiciel STATGRAPHICS Centurion V16.1.11 (STATPOINT TECHNOLOGIES, Inc., Warrenton, VA). Les niveaux correspondent à une variation de $\pm 20\%$ autour de la valeur moyenne des paramètres mécaniques (masse volumique, module d'Young, coefficient de Poisson, facteur de perte) et d'un paramètre géométrique (épaisseur de la peau). L'effet de chaque paramètre en dB est représenté par des barres et la valeur correspondante est lue sur l'axe gauche des ordonnées. À chaque fréquence centrale, l'effet correspond à la variation autour de la perte par insertion moyenne lorsque le paramètre varie du niveau -1 au niveau +1. Seuls les effets directs du premier ordre sont représentés car les interactions ne sont pas significatives. Les valeurs d'atténuation sonore ainsi que les écarts types associés peuvent être lus sur l'axe des ordonnées à droite. La Figure 50 montre également que, jusqu'à 1 kHz, l'atténuation est principalement influencée par le module d'Young, le coefficient de Poisson et l'épaisseur de la peau. Ces paramètres conditionnent en effet les conditions aux limites du bouchon, qui sont primordiales en basses fréquences. Au-delà de 1 kHz, c'est le coefficient de Poisson qui a un rôle dominant.

La Figure 51 présente les résultats d'une analyse de sensibilité du modèle axisymétrique de la Figure 17, relative aux paramètres mécaniques de l'ensemble des tissus et du bouchon. L'influence des paramètres du bouchon est discutée dans la section 6.4.4. Les interactions³⁴ entre chaque tissu et le bouchon ne sont pas considérées si bien que trois analyses de sensibilité relatives à chaque tissu et une analyse relative au bouchon ont été réalisées à partir d'un plan factoriel à deux niveaux (2^4). Les mêmes outils d'analyse que ceux évoqués dans le paragraphe précédent ont été utilisés. À nouveau, les niveaux du plan d'expérience correspondent à une

³⁴ Par contre, les interactions entre les quatre paramètres mécaniques pour un tissu ou un bouchon donnés sont considérées.

variation de $\pm 20\%$ autour de la valeur moyenne des paramètres mécaniques (masse volumique, module d'Young, coefficient de Poisson, facteur de perte).

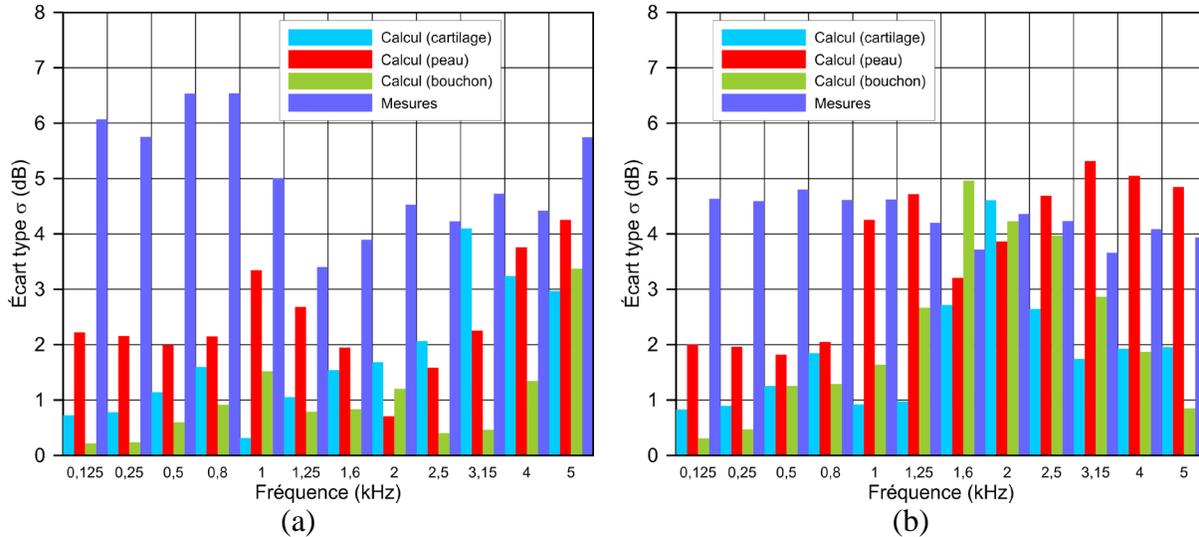


Figure 51 : Comparaison des écarts types des pertes par insertion calculées et mesurées. Les écarts types calculés résultent des analyses de sensibilité vis-à-vis des paramètres mécaniques des tissus et des bouchons menées avec le modèle axisymétrique éléments finis. Les écarts types expérimentaux correspondent à la variabilité interindividuelle observée lors des mesures avec sujets humains. (a) bouchon en silicone; (b) bouchon en mousse. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.

La Figure 51 compare les écarts types prédits et les écarts types reliés aux mesures sur sujets humains pour deux bouchons (silicone et mousse). Notons que l'analyse de sensibilité par rapport aux paramètres mécaniques de l'os n'a pas montré d'influence significative sur l'atténuation sonore et n'est donc pas présentée dans la figure. On voit que les écarts types prédits sont conformes à ceux obtenus expérimentalement. Une analyse détaillée de l'effet de chaque paramètre (voir [17]) montre que ce sont ceux de raideur de la peau qui influent le plus (module d'Young et coefficient de Poisson) pour les deux bouchons. L'effet de ces paramètres est plus important dans le cas du bouchon en mousse. Même si les effets du module d'Young et du coefficient de Poisson de la peau sont significatifs, l'écart type résultant reste faible, notamment en basses fréquences, car ces paramètres se compensent l'un l'autre (effet de signe contraire). Dans le cas du bouchon en mousse, la masse volumique de la peau et du cartilage commence à avoir un effet pour les fréquences $> 1,6$ kHz. Globalement, l'effet des paramètres mécaniques du cartilage suit celui de la peau, mais dans une moindre mesure.

6.4.4 Effet du bouchon

La Figure 52 illustre la sensibilité aux paramètres du bouchon de la perte par insertion prédite avec le modèle de la Figure 16 dans chaque bande de tiers d'octave pour une épaisseur de peau

de 1,7 mm et de propriétés fournies à la section 5.3.6.2. L'analyse de sensibilité est effectuée de la même façon qu'à la section 6.4.3.2 et la figure se lit de manière identique. Jusqu'à 1 kHz l'atténuation sonore est principalement influencée par la longueur du bouchon et, dans une moindre mesure, par sa densité. Au-delà de 1 kHz, ce sont la masse volumique et le coefficient de Poisson du bouchon qui influent le plus sur l'atténuation.

La Figure 51 illustre les résultats d'une analyse de sensibilité du modèle axisymétrique de la Figure 17, relative aux paramètres mécaniques du bouchon. On constate qu'en basses fréquences, l'effet des paramètres mécaniques du bouchon sur l'atténuation sonore est faible et qu'il est plus significatif dans le cas du bouchon en mousse. Une analyse plus poussée de l'effet de chaque paramètre (voir [17]) montre que le facteur le plus important est la masse volumique du bouchon, en particulier dans le cas de celui en mousse, avec un effet positif ou négatif selon la gamme de fréquences. Dans le cas du bouchon en mousse, le module d'Young et le facteur de perte jouent un rôle important de 1,6 à 3,15 kHz.

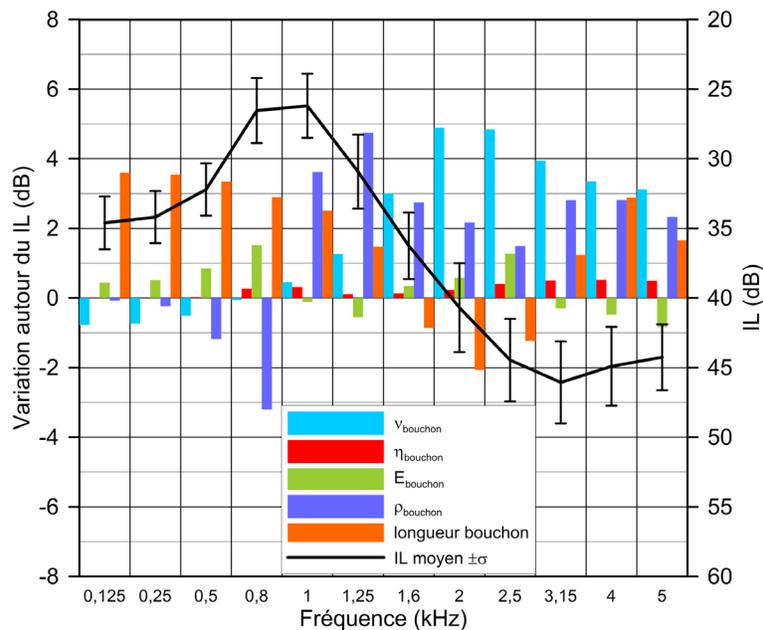


Figure 52 : Influence des paramètres mécaniques et géométriques du bouchon sur la perte par insertion calculée avec le modèle axisymétrique éléments finis.

6.4.5 Autres facteurs qui influent sur l'atténuation sonore

D'autres facteurs comme la position du microphone dans le canal auditif, les conditions aux limites appliquées sur les frontières externes du modèle axisymétrique, la présence de fuites, la longueur d'insertion dans le canal auditif, peuvent influencer sur l'atténuation sonore et ont été étudiés. Seuls les facteurs qui ont une influence significative sont discutés ci-après. L'étude des autres facteurs est abordée dans [17].

6.4.5.1 Effet des fuites

On discute dans ce paragraphe de l'influence des fuites sur l'atténuation sonore dont l'effet est présenté à la Figure 45. On constate que pour les fréquences ≤ 1 kHz, la présence d'une fuite, même de faible taille, réduit considérablement l'atténuation. La réduction s'accroît encore lorsque le diamètre de la fuite augmente. Dans cette zone de fréquence, la gamme de variation obtenue entre le cas sans fuite et les deux cas avec fuites, couvre la zone expérimentale relativement importante issue des mesures sur sujets humains. Cela indique que la présence de fuites peut expliquer, en partie, la grande variabilité des pertes par insertion mesurées sur sujets humains en dessous de 1 kHz. Au-dessus de 1 kHz, l'effet des fuites devient relativement faible et la variabilité interindividuelle de l'atténuation expérimentale peut plutôt s'expliquer par la variabilité géométrique des canaux auditifs et, dans une moindre mesure, par l'effet de la variabilité des propriétés mécaniques des tissus.

6.4.5.2 Effet de la longueur de bouchon insérée dans le canal

La profondeur à laquelle le bouchon est insérée dans le canal auditif est connue pour influencer sur l'atténuation sonore (Berger [88] pour le bouchon en mousse et Tufts et coll. [89] pour le bouchon en silicone). Berger a mesuré le REAT sur des sujets humains expérimentés pour trois profondeurs d'insertion catégorisées en insertion partielle (PI: 15-20 % du bouchon dans le canal auditif), normale (SI, 50-60 % du bouchon dans le canal auditif) et profonde (DI, 80-100 % du bouchon dans le canal auditif). Ces gammes de profondeur d'insertion sont reproduites dans le modèle axisymétrique de la Figure 17 par des longueurs moyennes de bouchon insérées dans le canal auditif de $3,7 \text{ mm} \pm 2,5 \%$ (PI), $10 \text{ mm} \pm 5 \%$ (SI) et $14,8 \text{ mm} \pm 10 \%$ (DI). La moyenne arithmétique des IL calculés au centre et aux bornes de l'intervalle est ensuite évaluée. Dans le même ordre d'idée, Tufts et coll. ont regardé l'effet de raccourcissement progressif d'un bouchon moulé sur l'atténuation. Le REAT a été mesuré sur quatre sujets pour chaque longueur de bouchon. Une méthodologie similaire consistant à tronquer par incréments de 2 mm le bouchon (d'une longueur de 15 mm) inséré dans le canal auditif, à partir de son extrémité intérieure a été appliquée. La gamme de variations de la partie du canal auditif occupée par le bouchon a été choisie pour harmoniser les résultats avec ceux de Berger. Il faut souligner que, dans le cas des travaux de Tuft et coll., le bouchon change de taille au fur et à mesure qu'il est raccourci alors que dans le cas de ceux de Berger, le bouchon a toujours la même longueur. Notons que les IL calculés ont été corrigés pour tenir compte de la conduction osseuse selon la norme ANSI S12.42-2010 afin de pouvoir être comparés aux mesures REAT. La Figure 53 compare les mesures et les simulations d'atténuation sonore pour le bouchon en silicone et le bouchon en mousse.

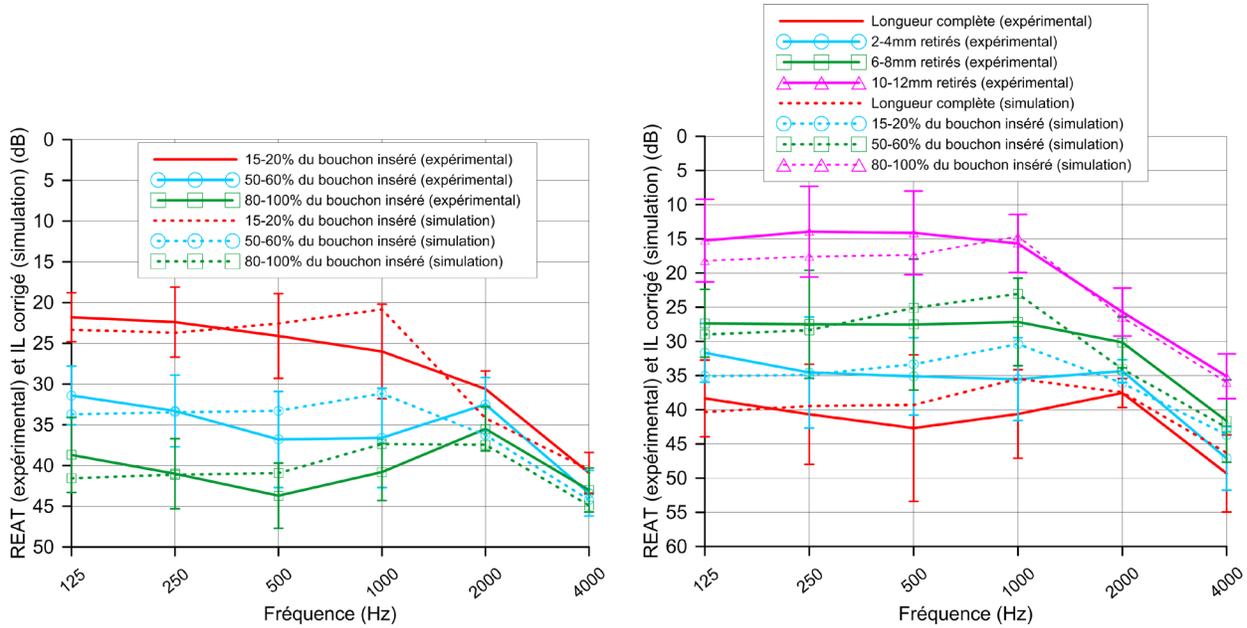


Figure 53 : Comparaison des mesures moyennes des REAT (\pm écarts types; Berger 2013 et Tufts et coll. 2013) et des IL calculées et corrigées pour tenir compte de la conduction osseuse : (a) bouchon en silicone; (b) bouchon en mousse. Adaptée avec permission de [17]. Copyright 2015, Elsevier.

On constate que, pour les deux bouchons, les résultats de simulation sont en bon accord avec les mesures (les valeurs prédites s’insèrent dans la zone de mesure délimitée par l’écart type autour de la valeur moyenne). Le modèle saisit bien l’évolution de l’atténuation en fonction de la profondeur d’insertion. Des différences locales peuvent être observées, en particulier dans la bande de 1 kHz. Elles peuvent s’expliquer par le fait qu’un modèle équivalent moyen est utilisé dans les simulations contrairement aux mesures qui ont été faites sur un groupe de sujets pour lequel les atténuations sonores ont été moyennées, ce qui peut lisser l’effet de la 1^{re} résonance du bouchon. La profondeur d’insertion joue un rôle important surtout en dessous de 1 kHz. Au-delà, l’effet est moindre, environ 5 dB. L’atténuation peut augmenter sensiblement (20-25 dB) entre les bornes inférieure et supérieure des profondeurs d’insertion.

6.5 Simulation et mesure de l’effet d’occlusion des bouchons

6.5.1 Comparaison mesures-calculs

La Figure 54 montre l’effet d’occlusion d’un bouchon en silicone et d’un autre en mousse prédit avec le modèle 3D individuel présenté à la section 5.3.7.3, pour une profondeur d’insertion moyenne. Les données expérimentales de Stenfelt et Reinfeldt [85] sont également représentées (données individuelles, moyennes et écarts types). On constate que les prédictions du modèle sont globalement satisfaisantes. Les déviations varient en fonction de la fréquence et peuvent être attribuées à la présence possible de fuites (principalement en basses fréquences), une sensibilité trop faible du microphone de mesure (principalement en basses fréquences), une incertitude sur la profondeur d’insertion exacte utilisée dans les mesures, des différences sur le plan de la géométrie de l’oreille externe (principalement en moyennes et hautes fréquences), des

incertitudes sur les lois de comportement et propriétés des matériaux des tissus, les conditions aux limites appliquées sur les tissus et le réalisme du modèle d'impédance du tympan pour une excitation par voie osseuse.

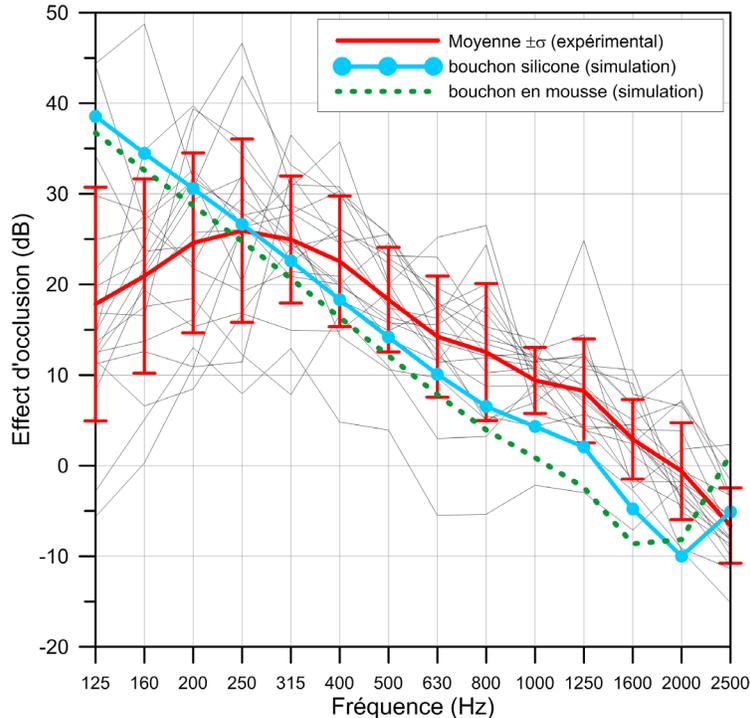


Figure 54 : Comparaison de l'effet d'occlusion simulé et mesuré en tiers d'octave pour un bouchon en silicone (ligne bleue avec symboles) et un bouchon en mousse (ligne verte en pointillés) – profondeur d'insertion de 15 mm. Les barres d'erreur représentant l'écart type et les effets d'occlusion individuels (lignes grises fines) définissent une zone de référence mesurée par Stenfelt et Reinfeldt [85]. Adaptée avec permission de [25]. Copyright 2014, Acoustical Society of America.

La Figure 55 compare l'effet d'occlusion prédit par un modèle axisymétrique équivalent (voir Figure 21) présenté à la section 5.3.7.3 avec les mesures expérimentales décrites à la section 5.2.2, et ce, pour un bouchon en mousse avec une profondeur d'insertion de 11,1 mm (Figure 55(a)) et un bouchon en silicone avec une profondeur d'insertion de 11,7 mm (Figure 55(b)). On constate un accord satisfaisant entre simulations et mesures. Les déviations observées sont similaires à celles obtenues par d'autres auteurs qui utilisaient un modèle analytique [85]. Les différences en basses fréquences sont probablement dues à la combinaison de fuites et de la contribution du bruit émis par l'ossivibrateur pendant la campagne de mesures. En moyennes et hautes fréquences, les déviations sont plutôt attribuées aux différences entre la géométrie moyenne simplifiée utilisée par le modèle proposé et celle des sujets humains testés.

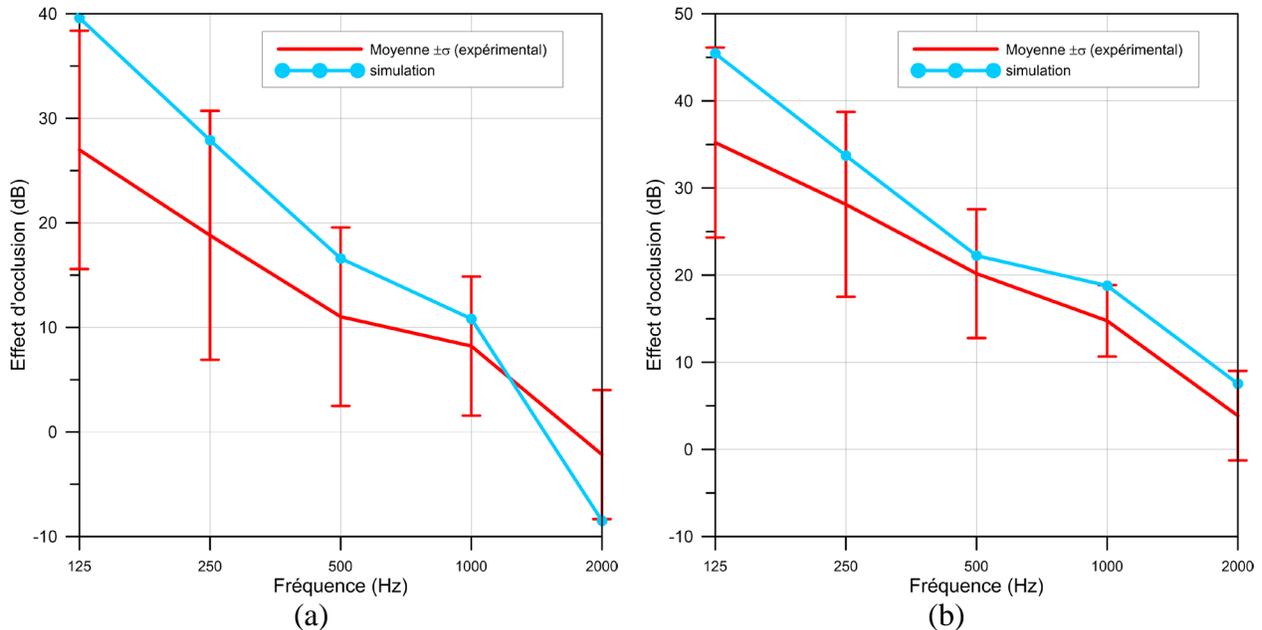


Figure 55 : Comparaison de l'effet d'occlusion simulé et mesuré : (a) bouchon en mousse inséré de 11,1 mm; (b) bouchon en silicone inséré de 11,7 mm.

6.5.2 Comparaison du modèle proposé avec des modèles analytiques existants

L'analyse d'un plan d'expérience factoriel à deux niveaux pour étudier la sensibilité du modèle axisymétrique présenté dans la section 5.3.7.3 aux dimensions des tissus de l'oreille externe (longueur et rayon du canal, épaisseur de peau) a permis d'identifier une configuration géométrique axisymétrique qui fournit des prédictions d'effets d'occlusion moyens satisfaisants pour deux types de bouchon (mousse et silicone) en regard des résultats expérimentaux sur sujets humains mentionnés à la section 5.1.2. Ce modèle numérique est ici comparé à deux modèles électroacoustiques de référence [59,85] à des fins de validation (Figure 56).

L'interprétation de ces comparaisons pose certains problèmes du fait des différences inhérentes à la modélisation du système dans les deux cas. Cependant, ce sont les seuls modèles disponibles dans la littérature qui fournissent des résultats de prédiction auxquels on peut se comparer. Les principales différences entre les modèles électroacoustique et numérique sont les suivantes : (i) système ramené à une dimension de propagation des ondes acoustiques dans un guide d'onde à section variable le long de l'axe du conduit auditif par rapport au système tridimensionnel à section constante; (ii) bouchon rigide par rapport à bouchon élastique; (iii) excitations par des sources acoustiques équivalentes dont les amplitudes sont recalées par rapport à des mesures comparativement à l'excitation directe du système avec une force mécanique répartie, uniforme, appliquée normalement sur la portion cylindrique du modèle et prise en compte de la propagation dans les tissus dans le calcul avec les incertitudes sur les lois de comportement et paramètres d'entrée associés. Pour des profondeurs d'insertion faibles, les différences observées entre le modèle numérique et les modèles analytiques sont mineures. Pour des profondeurs d'insertion importantes, le modèle numérique proposé fournit un effet d'occlusion plus faible que le modèle [85] sur toute la gamme de fréquence, les plus grandes différences étant observées en dessous de

1 kHz. Au-dessus de 1 kHz, ces différences s'amenuisent. Des explications possibles de cet état de fait sont les différences inhérentes à la modélisation des phénomènes (voir plus haut) et l'incertitude concernant la profondeur d'insertion, qui est un paramètre très influant sur l'ordre de grandeur de l'effet d'occlusion. Notons que les allures fréquentielles de l'effet d'occlusion pour les modèles numérique et électroacoustique sont similaires.

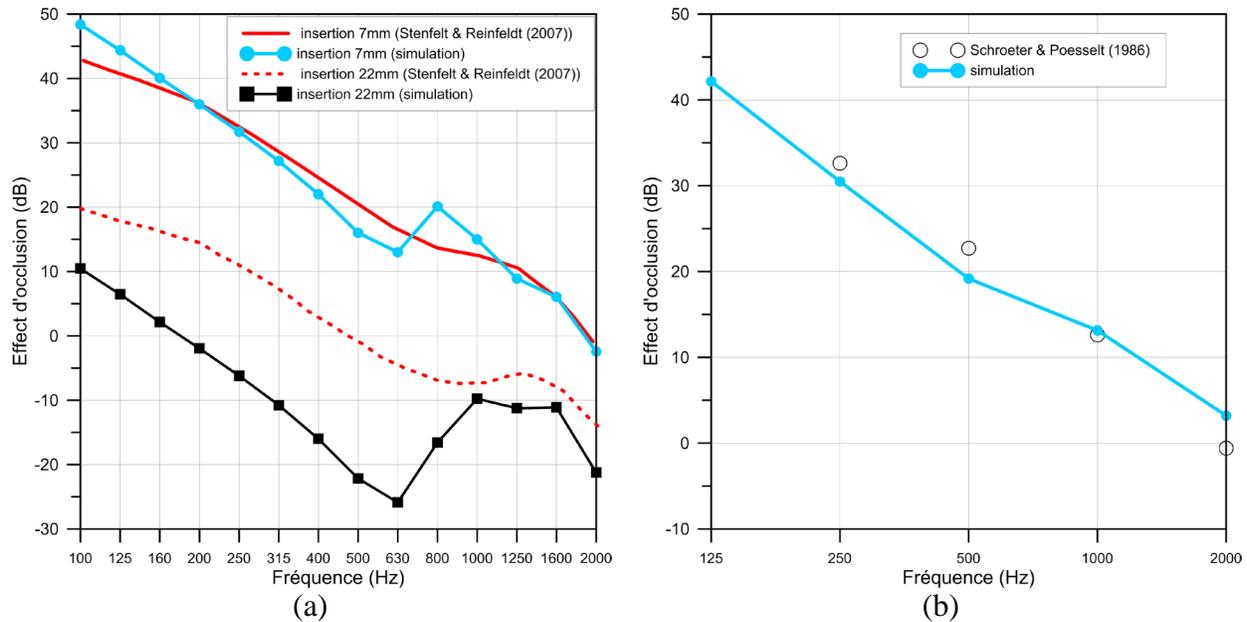


Figure 56 : (a) comparaison entre simulations numériques et le modèle analytique de Stenfelt et Reinfeldt [85] de l'effet d'occlusion d'un bouchon en mousse - profondeurs d'insertion faible (7 mm) et profonde (22 mm); (b) comparaison entre simulations numériques et le modèle analytique de Schroeter et Poesselt [56] de l'effet d'occlusion d'un bouchon en mousse – profondeur d'insertion de 9,2 mm.

6.5.3 Facteurs qui influent sur l'effet d'occlusion

Plusieurs facteurs peuvent affecter l'effet d'occlusion. Les plus importants sont cités dans la littérature. Il s'agit de la profondeur à laquelle le bouchon est inséré dans le canal auditif et de sa nature. L'effet de la nature du bouchon sur l'effet d'occlusion a principalement été mis en évidence pour des profondeurs d'insertion moyennes dans quelques études expérimentales. Cependant, les mécanismes qui permettent d'expliquer cette observation ne sont pas complètement compris. L'impact, sur l'effet d'occlusion, d'éventuelles fuites présentes dans le système bouchon / canal auditif dues à une mauvaise insertion, n'a jamais été étudié. Le modèle décrit à la section 5.3.7.3 a été utilisé pour quantifier, d'une part, l'effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion et, d'autre part, des fuites. Celles-ci sont modélisées comme des cylindres orientés selon l'axe de symétrie du système contenant un fluide viscothermique et une impédance de rayonnement d'un piston bafflé appliquée à l'entrée. Le rôle du bruit émis par l'ossivibrateur sur l'effet d'occlusion a été discuté de façon qualitative dans [23]. Le modèle a

également été exploité pour expliquer, par des bilans énergétiques, les phénomènes physiques observés dans la littérature et lors des mesures effectuées dans le cadre de ce projet [23].

Les résultats principaux de ces travaux montrent que l'influence du type de bouchon sur l'effet d'occlusion dépend de la profondeur d'insertion. Pour une profondeur d'insertion faible, l'effet d'occlusion est peu affecté par la nature du bouchon (mousse ou silicone), le niveau sonore au tympan étant principalement dû au rayonnement acoustique des parois du canal en contact avec la cavité d'air. Pour une profondeur d'insertion moyenne, il en va autrement. Dans ce cas, la nature du bouchon joue un rôle important. Le rayonnement acoustique du bouchon dans le canal devient prépondérant à celui des parois du canal en contact avec la cavité d'air. La Figure 57 montre un exemple de bilan de puissance pour une profondeur d'insertion moyenne et deux bouchons différents (mousse et silicone).

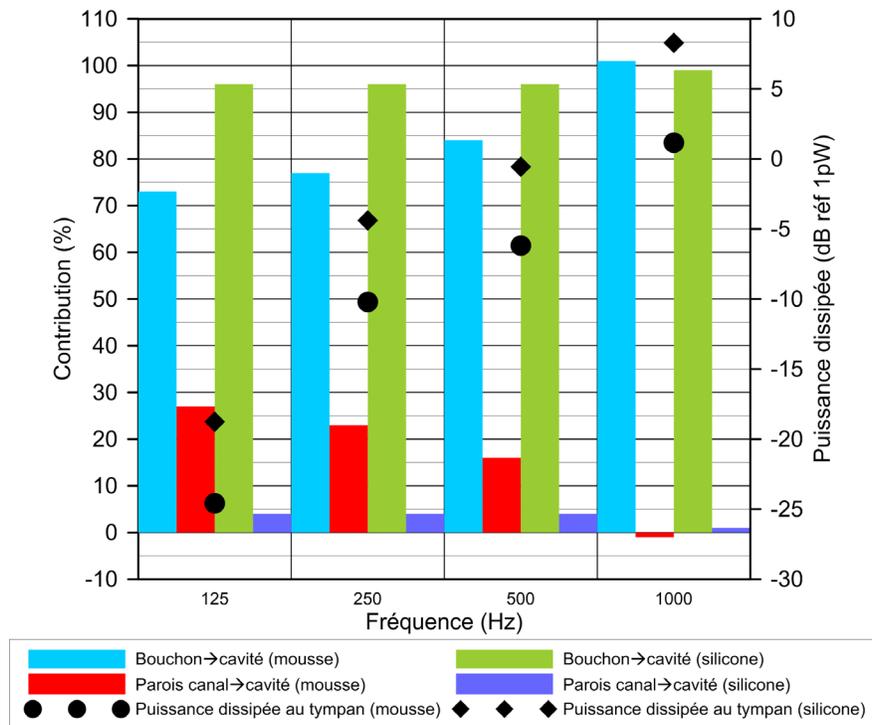


Figure 57 : Bilan de puissance pour la cavité d'air occluse dans le cas d'un bouchon en mousse (profondeur d'insertion 11,1 mm) et en silicone (profondeur d'insertion 11,7 mm) dans des bandes de tiers d'octave sélectionnées. Les symboles se réfèrent à l'axe des ordonnées à droite et les barres verticales à l'axe des ordonnées à gauche. Par exemple, à 0,25 kHz, le niveau de puissance dissipée au tympan est d'environ -10 dB (axe de droite) pour le bouchon en mousse. De ces -10 dB, 77 % viennent de la surface du bouchon (barre bleue, axe de gauche) et 23 % viennent des parois de la partie du canal non occluse (barre rouge, axe de gauche).

L'effet d'occlusion est directement relié à la puissance dissipée au niveau du tympan. Plus cette puissance est élevée, plus l'effet d'occlusion est important. On constate que l'effet d'occlusion

est plus élevé dans le cas du bouchon en silicone. Cela s'explique par une puissance transmise au bouchon par les parois du canal qui est plus importante dans le cas du bouchon en silicone du fait d'une différence d'impédance mécanique plus faible entre le bouchon et les tissus que dans le cas du bouchon en mousse. De plus, le bouchon en mousse est capable de dissiper davantage d'énergie que celui en silicone du fait d'un facteur de perte plus important dans le cas du premier. Ces observations peuvent expliquer pourquoi le bouchon « Push-in », qui est relativement court et qui s'insère profondément dans le canal, procure un effet d'occlusion faible. En effet, à cette profondeur d'insertion, c'est le bouchon qui contribue principalement à l'effet d'occlusion, mais comme la surface de couplage entre le bouchon et la peau est faible, la puissance transférée de la peau vers le bouchon est réduite, ce qui est aussi le cas du rayonnement du bouchon dans le conduit.

Un autre résultat important concerne l'effet des fuites sur l'effet d'occlusion. La Figure 58 montre l'effet du diamètre croissant de la fuite sur l'effet d'occlusion d'un bouchon en mousse inséré à une profondeur de 11,1 mm. Les résultats obtenus avec le modèle à la suite d'une excitation par voie osseuse indiquent que :

- L'effet d'occlusion diminue graduellement si le diamètre de la fuite augmente;
- L'effet d'occlusion disparaît pour des diamètres suffisamment grands;
- L'effet d'occlusion peut augmenter à certaines fréquences en présence de fuites, ce qui confirme les résultats de Brummund [23].

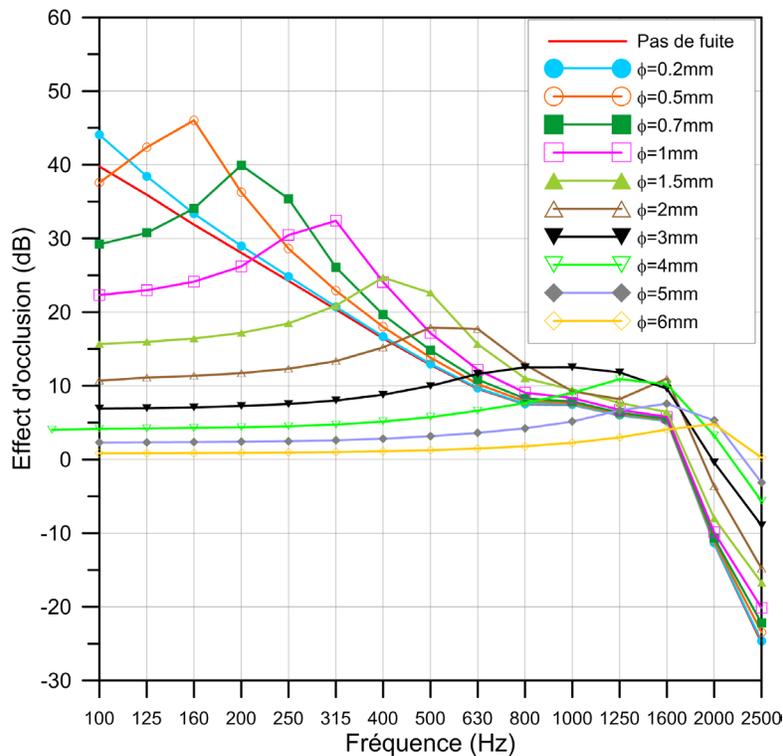


Figure 58 : Effet du diamètre d'une fuite dans le bouchon sur son effet d'occlusion - cas d'un bouchon en mousse (profondeur d'insertion 11,1 mm).

L'accroissement local de l'effet d'occlusion est directement lié au diamètre de la fuite, ce qui indique un comportement de résonateur de Helmholtz. On retrouve certaines tendances observées dans la littérature mais non démontrées. Même si les fuites / événements peuvent expliquer en partie la déviation entre les effets d'occlusion numérique et expérimental, il serait important d'aussi intégrer la présence d'un bruit aérien puisque les fuites de faibles diamètres agissent plutôt localement en fréquence alors que les différences entre simulations et mesures sont présentes à presque toutes les basses fréquences. La difficulté d'intégrer cette contribution de façon cohérente (en module et en phase) réside dans la mesure de la fonction de transfert entre ce bruit aérien et l'excitation mécanique.

6.5.4 Méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur dispositif artificiel

Le dispositif expérimental artificiel pour mesurer l'effet d'occlusion objectif décrit dans la section 5.4.2 n'a pu être testé que de façon préliminaire par manque de temps. Des tests préalables indiquent que la contribution du bruit aérien généré par le système d'excitation en cisaillement est négligeable par rapport au bruit solide produit par la cage d'excitation. Le dispositif est également linéaire par rapport à l'amplitude de l'excitation [23]. La Figure 59 donne un exemple de résultat de mesure de l'effet d'occlusion d'un bouchon en mousse inséré de 20 mm dans le canal auditif. Les ordres de grandeur trouvés ainsi que les pentes sont comparables à ceux que l'on retrouve dans les mesures expérimentales sur sujet humains sains (p. ex. Schroeter et Poesselt, 1986 [56]; Stenfelt et Reinfeldt, 2007 [85]).

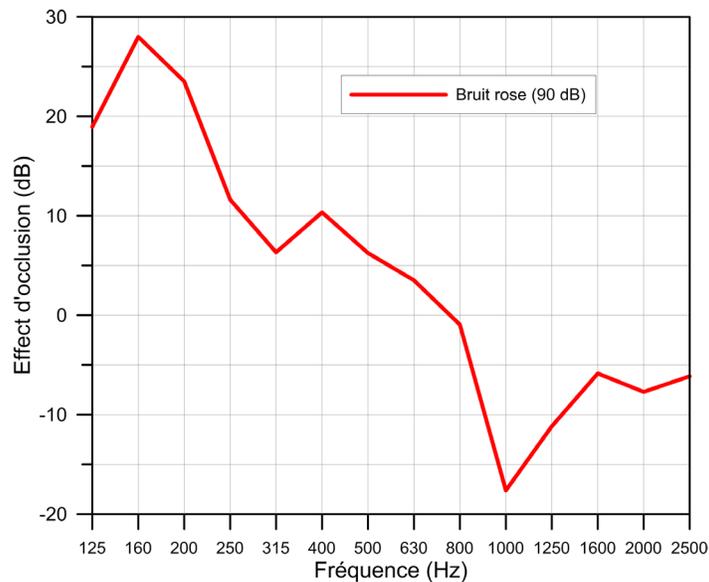


Figure 59 : Effet d'occlusion en 1/3 d'octave mesuré avec le dispositif artificiel pour un bouchon en mousse (profondeur d'insertion de l'ordre de 20 mm) pour une excitation par bruit rose de niveau global 90 dB.

En basses fréquences, l'effet d'occlusion se situe entre 20 et 30 dB ce qui est en accord avec les mesures de Schroeter et Poesselt. L'effet d'occlusion décroît ensuite avec la fréquence et devient négatif autour de 800 Hz avec un minimum autour de 1 kHz. Des tendances similaires sont retrouvées dans les mesures sur sujets humains de Stenfelt et Reinfeldt, même si, pour une stimulation sur la mastoïde, ces auteurs observent un effet d'occlusion négatif à partir de 2 kHz et un effet d'occlusion minimal à 5 kHz. Ces auteurs attribuent ce minimum d'effet d'occlusion au rayonnement acoustique de l'ossivibrateur utilisé dans la mesure. Les déviations observées entre mesures sur sujets humains et le dispositif synthétique peuvent être expliquées en partie par un canal synthétique trop grand en raison de la longueur de canal ajoutée par le coupleur IEC711, ce qui cause un décalage fréquentiel de la résonance quart d'onde vers les basses fréquences. D'autres facteurs comme la façon d'exciter le dispositif synthétique et les résonances du mécanisme d'excitation (cage) pourraient également en être responsables.

7. CONCLUSION

Ce rapport résume de façon synthétique et ciblée les travaux qui ont été accomplis dans le cadre de ce projet. Les détails et l'ensemble des résultats ont fait l'objet de publications dans la littérature. L'objectif principal de ce projet était de développer des outils de prédiction et des méthodes de mesure pour mieux évaluer et améliorer les performances acoustiques des protecteurs auditifs en intégrant certains paramètres qui ont une influence sur le confort (force de serrage pour les coquilles, effet d'occlusion pour les bouchons d'oreille).

Ce projet comportait deux volets : un expérimental et un autre portant sur la modélisation. Dans le cadre du volet expérimental, les objectifs spécifiques étaient de faire une comparaison systématique de la méthode subjective, basée sur des mesures au seuil d'audition (REAT) avec la méthode objective, basée sur des mesures microphoniques (MIRE) ainsi que de développer une nouvelle méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion sur sujets humains. Dans le cadre du volet modélisation, trois thèses de doctorat ont été défendues avec succès. Elles visaient à développer des outils de modélisation pour prédire l'atténuation sonore des coquilles [9], l'atténuation sonore des bouchons d'oreille [14] et l'effet d'occlusion des bouchons d'oreille [23]. Ces outils de modélisation ont permis de faire avancer les connaissances sur le problème de transmission acoustique à travers le système protecteur - conduit auditif en prenant en compte certains facteurs d'inconfort. Ils ont également été exploités pour apporter des améliorations aux protocoles de mesure élaborés dans le cadre du volet expérimental. La conception de ces outils a été accompagnée de la mise en place de bancs d'essai de caractérisation et de validation originaux.

Après une introduction, un état de la question sur le sujet et la présentation des objectifs, la section 5 s'est intéressée à décrire en détail les principes des méthodes de mesure de l'atténuation sonore et de l'effet d'occlusion ainsi que les protocoles expérimentaux sur sujets humains. Les modèles numériques de la transmission sonore à travers un protecteur auditif de types coquille et bouchon ainsi que les méthodes de caractérisation des paramètres physiques des modèles ont ensuite été présentés. Les bancs d'essai de validation des modèles permettant de simuler l'atténuation sonore et l'effet d'occlusion ont par ailleurs été décrits.

Dans la section 6, un extrait des résultats disponibles dans les publications issues de ce projet a été présenté. Ces résultats à la fois expérimentaux et numériques ont été exposés en fonction des objectifs spécifiques du projet. Les résultats des mesures d'atténuation sonores et des effets d'occlusion sur sujets humains ont d'abord été discutés. Puis, des comparaisons entre les mesures obtenues grâce aux bancs d'essai de validation ou sur sujets humains et les prédictions des modèles ont été réalisées pour chaque type de protecteurs. Les effets de certains facteurs qui influent sur la qualité de la prédiction (p. ex. géométrie, propriétés physiques des composants) ainsi que sur la valeur de l'atténuation (composants des protecteurs, couplage entre composants, tissus biologiques environnants, champ acoustique extérieur, fuites, longueur de bouchon inséré dans le canal) et de l'effet d'occlusion (type de bouchon, profondeur d'insertion, fuites, bruit externe émis par l'ossivibrateur) ont été étudiés. Ces résultats sont résumés dans les trois sous-sections suivantes, organisées en fonction des retombées scientifiques, technologiques, en matière de SST, ainsi que des limitations des travaux et pistes de recherche futures.

7.1 Retombées scientifiques

D'un point de vue scientifique, ces travaux ont permis d'accroître le champ des connaissances théoriques sur le problème de la transmission du son par voies aérienne et solidienne à travers un bouchon d'oreille et par voie aérienne à travers des coquilles. Des modèles éléments finis du conduit auditif occlus intégrant différentes complexités d'ordre physique ou géométrique ont été développés, validés expérimentalement, et leurs limitations respectives discutées. Ces modèles ont montré leur capacité à prédire globalement de façon satisfaisante la réponse acoustique des protecteurs investigués. Même s'il existe des différences entre les prédictions et les mesures, les modèles sont capables de bien simuler les tendances des variations induites par une modification de paramètres (p. ex. la profondeur d'insertion du bouchon, sa longueur, etc.) Ils représentent des outils polyvalents et intéressants pour comprendre et expliquer les phénomènes acoustiques se produisant dans le système protecteur auditif / oreille externe ainsi que pour étudier l'effet de paramètres qui permettent d'aider à mieux concevoir les protecteurs auditifs. Les avancées scientifiques du projet sur le plan de la modélisation peuvent se résumer ainsi :

Pour les protecteurs de type coquilles,

- Analyse des chemins de transmission acoustique à travers des coquilles commerciales. Cette analyse a montré qu'il est important de bien décrire le couplage mécanique entre les composants de la coquille (coquille en plastique, contreplaqué et coussin) et que le chemin de transmission acoustique à travers les flancs du coussin doit être pris en compte dans certaines zones de fréquences étroites en moyennes fréquences;
- Mise en évidence du rôle important des fuites sur l'atténuation sonore, notamment en basses fréquences;
- Investigation des rôles mécanique et acoustique des événements du coussin;
- Importance de considérer les détails géométriques de la coquille en plastique (renforts) pour bien capter les modes de la coquille régis par la partie structurale;
- Utilisation de deux techniques de caractérisation (QMA et méthode résonante) et application d'une méthode d'identification inverse pour estimer les paramètres mécaniques des coussins des coquilles pour une force de serrage spécifique;
- Nécessité de caractériser les paramètres du coussin dans les conditions les plus proches de celles d'utilisation (taux d'écrasement, période suffisante de relaxation);
- Démonstration de l'influence du taux d'écrasement, de l'inhomogénéité spatiale du taux d'écrasement, de l'évolution dans le temps de la raideur et de l'amortissement des coussins;
- Importance de la prise en compte de la dépendance fréquentielle des paramètres mécaniques du coussin dans la modélisation;
- Mise en évidence de l'importance du choix de modèle de coussin via une comparaison de modèles de conditions aux limites élastiques et solide équivalent isotrope;
- Démonstration du rôle important du couplage mécanique entre la contreplaqué et le coussin sur l'atténuation sonore des coquilles;
- Mise en évidence du rôle négatif potentiel de l'insert absorbant sur l'atténuation sonore des coquilles en moyennes fréquences;
- Mise en évidence de l'effet de la directivité du champ incident sur l'atténuation.

Pour les protecteurs de type bouchons d'oreille :

- Démonstration de la validité de l'hypothèse 2D axisymétrique pour modéliser la géométrie du conduit auditif occlus dans le cas d'une excitation aérienne et solidienne. Un modèle axisymétrique moyen à section variable (testé pour l'atténuation sonore mais pas pour l'effet d'occlusion) fournit les meilleurs résultats lorsque comparé à des moyennes d'atténuation de groupes d'individus;
- Nécessité de considérer la peau dans le modèle de conduit auditif pour saisir les tendances d'atténuation sonore mesurées sur sujets humains. Les autres tissus (os et tissus mous) pourraient être alternativement remplacés par des conditions aux limites d'impédance mécanique;
- Caractérisation des chemins de transmission acoustique et du rôle joué par la peau artificielle dans une configuration proche d'une tête artificielle instrumentée;
- Prédiction de l'atténuation moyenne mesurée sur un groupe de sujets humains grâce à un modèle 2D axisymétrique moyen à section variable et intégrant les tissus;
- Quantification de l'effet des fuites, de la profondeur d'insertion, des variations géométriques du conduit auditif et des caractéristiques des matériaux sur l'atténuation sonore;
- Nouvelle interprétation de l'effet d'occlusion en termes de bilan de puissance;
- Confirmation que l'effet d'occlusion prédit dépend de la nature du bouchon pour des profondeurs d'insertion moyennes et profondes alors que pour de faibles profondeurs l'effet d'occlusion est principalement dû au rayonnement des parois du canal auditif. Cela est en accord avec les observations expérimentales d'autres chercheurs;
- Démonstration que l'effet d'occlusion dépend peu des conditions aux limites appliquées sur les frontières du domaine osseux. Par contre, les fonctions de transfert entre la pression à l'intérieur du canal auditif et la force d'excitation sont très affectées par ces conditions aux limites;
- Conception et réalisation d'un prototype de dispositif original pour mesurer l'effet d'occlusion de façon objective;
- Mise en évidence de l'influence du bruit aérien généré par l'ossivibrateur lors d'une mesure objective de l'effet d'occlusion sur sujets humains;
- Démonstration que les fuites de faible diamètre contribuent à augmenter l'effet d'occlusion en raison de l'effet résonateur de Helmholtz induit alors que les fuites de diamètre (évent) plus important diminuent l'effet d'occlusion.

En ce qui a trait aux méthodes de mesure de l'atténuation sonore et de l'effet d'occlusion, les avancées scientifiques peuvent se résumer ainsi :

- Les mesures physiques basées sur la perte par insertion (IL) ou encore sur l'affaiblissement sonore (NR) peuvent être utilisées de façon efficace pour obtenir des valeurs de l'atténuation sonore d'un protecteur comparables avec celles acquises par l'approche subjective REAT, toujours considérée comme l'étalon. Nous avons montré que ces conclusions étaient valables pour une large étendue de valeurs d'atténuation sonore, pour différents types de protecteurs (bouchons et coquilles) et pour différents types de protection (simple par rapport à double protection);

- La mesure basée sur l'affaiblissement sonore (NR) est particulièrement intéressante car elle utilise un doublet microphonique, ce qui permet d'obtenir un estimé de l'atténuation sonore en une seule étape. Cette caractéristique confère à cette méthode d'être bien adaptée pour la mesure de l'atténuation dans les milieux de travail. Le présent projet a notamment permis d'identifier et de quantifier les effets du positionnement du microphone extérieur et de celui placé dans le conduit auditif sur la mesure de l'atténuation sonore;
- Un facteur clé qui lie les valeurs subjectives issues du REAT et les valeurs objectives, issues du NR est la fonction de transfert de l'oreille ouverte (TFOE). Il a été démontré que la TFOE peut être remplacée avec succès par une fonction qui relie le microphone extérieur à celui placé dans le canal, TF_{c-ext} , fonction mesurée en oreille ouverte. Cette fonction est plus facile à mesurer et, tout comme la TFOE, dépend des caractéristiques de l'oreille testée. Elle est donc une quantité qui a un caractère individuel. Nous avons cependant montré qu'on peut lui substituer une valeur moyenne, indépendante des sujets, sans trop sacrifier la précision. L'avantage de faire usage d'une valeur moyenne réside dans le fait que des valeurs tabulées pourraient être utilisées, ce qui simplifie l'implémentation de la méthode MIRE dans un contexte de milieu de travail (F-MIRE). Ce remplacement de la TFOE par la fonction TF_{c-ext} sur une base individuelle ou moyenne, permet d'obtenir des valeurs spectrales d'atténuation sonore tout-à-fait satisfaisantes, ce qui se traduit aussi en bout de ligne, par un estimé fiable des indices d'atténuation globale soit, ici, l'indice d'atténuation personnelle (PAR);
- Une des différences importantes entre la mesure subjective (REAT) et la mesure objective (IL, NR) est que la mesure au seuil comme effectuée dans le présent projet est une mesure binaurale (perception simultanément par les deux oreilles) tandis que les mesures microphoniques MIRE sont monaurales (mesures aux deux oreilles prises séparément). Nous avons montré qu'il est possible de combiner les mesures MIRE gauche-droite pour former un équivalent binaural qui aide à améliorer sensiblement les comparaisons avec les valeurs REAT, que ce soit pour les coquilles, les bouchons ou la double protection. À partir des valeurs objectives de IL ou NR, il devient alors possible d'utiliser, au choix, les valeurs monaurales ou les équivalents binauraux en fonction des besoins. On pourra faire usage des valeurs monaurales pour des besoins de formation ou de sensibilisation (placement / positionnement des protecteurs, différence gauche/droite, etc.) ou encore des équivalents binauraux pour des fins de comparaison avec des valeurs binaurales subjectives (p. ex. REAT) ou encore pour des besoins de classification des protecteurs.

Une nouvelle approche de mesure objective de l'effet d'occlusion a été proposée. Cette approche basée sur l'utilisation de la parole se veut, selon nous, plus représentative de ce qui est vécu par les utilisateurs de protection auditive sur le terrain. Contrairement à l'utilisation d'un ossivibrateur qui considère seulement la conduction osseuse, l'approche proposée intègre aussi une composante de conduction aérienne dans l'évaluation de l'effet d'occlusion. De plus, elle a été conçue pour être simple à appliquer, facile à utiliser et adaptée à différents types de protecteur. Bien que l'analyse des résultats sur l'effet d'occlusion soit à ce jour incomplète, les résultats préliminaires ont permis de mettre en évidence le potentiel de la méthode en la comparant, notamment, avec des résultats obtenus par ossivibrateur. Une analyse plus poussée de l'ensemble des données obtenues devrait permettre de faire ressortir les forces et faiblesses de l'approche proposée et de faire des recommandations quant à son utilisation potentielle à plus large échelle.

7.2 Retombées technologiques

D'un point de vue technologique, les outils de modélisation conçus peuvent fournir aux manufacturiers de protecteurs auditifs des pistes pour améliorer leurs produits, sans nécessairement avoir recours à du prototypage réel. Les analyses de sensibilité présentées peuvent leur permettre de savoir sur quel(s) paramètre(s) travailler pour, par exemple, contrôler l'atténuation à une fréquence donnée ou réduire l'effet d'occlusion. D'une manière similaire, les modèles développés offrent l'opportunité de tester des valeurs de paramètres mécaniques de la peau artificielle plus proches de ceux d'une vraie peau et ainsi d'améliorer les standards relatifs aux exigences des propriétés des matériaux à utiliser par les manufacturiers de tête artificielle. La possibilité de mesurer l'effet d'occlusion de façon objective sans avoir recours à des sujets humains permettrait de classer les bouchons selon leur effet d'occlusion en s'affranchissant de la variabilité interindividuelle.

7.3 Retombées en SST

Au regard de la santé et de la sécurité au travail, l'exploitation de ces différents outils de modélisation pourra aider à mieux concevoir acoustiquement les protecteurs auditifs. À long terme, cela améliorera les conditions des travailleurs en minimisant le risque lié à la dégradation de leur appareil auditif.

7.4 Limites des travaux

Les travaux de modélisation effectués comportent les limites suivantes :

- Tous les tests ont été réalisés à température ambiante et non pas à température du corps humain. Cela peut expliquer les différences observées entre modèle et données expérimentales lorsque les comparaisons se basent sur des mesures sur sujets humains;
- Une description géométrique simplifiée de l'oreille externe et des tissus environnants (région cylindrique entourant le canal auditif comprenant une partie osseuse, une partie cartilagineuse et la peau, crâne et autres tissus négligés, pavillon de l'oreille non pris en compte) a été adoptée;
- Le bouchon inséré dans le canal auditif est censé épouser la forme géométrique de ce dernier. Cette hypothèse s'applique aux bouchons moulés et à ceux en mousse. Par contre, pour d'autres types de bouchon, on ne connaît pas les déformations respectives du canal auditif et du bouchon lorsque ce dernier est inséré. De plus, les conditions de couplage entre le canal et le bouchon sont mal connues;
- Les changements locaux de propriétés des tissus du canal auditif et du bouchon dus à son insertion dans le canal (les deux systèmes se déforment) sont soit négligés soit pris en compte de façon simplifiée (bouchon en mousse supposé comprimé uniformément et propriétés mécaniques déterminées pour ce taux de compression);
- L'utilisation des lois de comportement simplifiées des tissus environnants (isotropie, viscoélasticité linéaire) et des paramètres physiques correspondant à des tissus de même nature, mais pas exactement ceux de l'oreille en raison du manque de données disponibles dans la littérature. Ces tissus sont en effet anisotropes, précontraints; ils dépendent de l'âge et du genre et ne sont pas homogènes spatialement, ce qui rend leur caractérisation très

difficile. En outre, il n'existe pas, à notre connaissance, de méthodes de caractérisation des tissus mous comme la peau du canal auditif pour des applications acoustiques;

- Des conditions aux limites et des cas de charge simplifiés sont appliqués sur les frontières du domaine. Dans le cas de l'excitation solidienne appliquée pour déterminer l'effet d'occlusion d'un bouchon, il est très difficile de déterminer la force réelle appliquée sur la mastoïde des sujets par l'ossivibrateur et, par conséquent, la relation de phase entre la force et le bruit aérien généré par l'ossivibrateur.
- Une modélisation de la membrane tympanique simplifiée (impédance acoustique à réaction localisée) limite la validité des résultats pour l'excitation solidienne entre 1 et 2 kHz. Il serait nécessaire de considérer le couplage de l'oreille externe avec un modèle acousto-mécanique de l'oreille moyenne;
- Le dispositif expérimental synthétique conçu pour mesurer l'effet d'occlusion objectif est très préliminaire et nécessite de revoir le mode d'excitation mécanique ainsi que ses dimensions;
- Seuls deux types de bouchon ont été étudiés (bouchon moulé en silicone et bouchon classique en mousse);
- Une modélisation des coussins de coquille non complètement satisfaisante que ce soit avec un modèle de conditions aux limites viscoélastiques ou de solide équivalent viscoélastique isotrope en particulier dans le domaine des moyennes et hautes fréquences;
- La difficulté d'estimer les paramètres de raideur et d'amortissement des coussins du fait de la non-uniformité spatiale des taux d'écrasement de ces derniers et des conditions utilisées lors de la caractérisation expérimentale qui ne sont pas identiques à celles présentes lors des mesures d'atténuation sonore;
- Les couplages mécaniques entre composants de la coquille (contreplaque et coussin) sont censés être parfaits mais la présence d'adhésif sur certains modèles de coquille, par exemple, peut engendrer des imperfections;
- Seuls deux types de coquille ont été étudiés (EAR1000 et PELTOR OPTIME 98). Le modèle éléments finis de la PELTOR OPTIME n'a été testé que partiellement en basses fréquences et il devrait être étendu à tout le spectre.

Au regard des méthodes de mesures de l'atténuation sonore, la principale limite vient du fait que les mesures ont été effectuées dans un champ acoustique diffus. Il serait hasardeux d'étendre les conclusions obtenues à d'autres types d'excitation acoustique (incidence normale ou oblique, bruit impulsif, bruits de très forts niveaux, etc.). En particulier, il est bien connu que la TFOE dépend fortement de l'angle d'incidence de l'onde excitatrice. De plus, la notion d'équivalent binaural ne trouve vraiment son sens que dans le cas de l'excitation de type champ diffus.

Compte tenu de la longue durée des essais pour chaque sujet, il faut noter qu'il n'y avait pas de répétition des mesures de REAT pour chaque condition de protection et chaque sujet, comme il est généralement prescrit dans les normes. Il est toutefois connu qu'il peut y avoir une variabilité importante d'un essai REAT à l'autre pour un sujet donné. Par contre, un nombre relativement conséquent de sujets ont été testés. Finalement, il faut mentionner que seul des protecteurs passifs ont été testés. Dans le cas de protecteurs incorporant des systèmes électroniques utilisant des microphones et haut-parleurs miniaturisés (contrôle actif du bruit, communication, etc.), il

sera essentiel de revoir l'importance de certains facteurs, comme par exemple la fonction TF'_{canal} , qui rend compte du fait qu'on ne mesure pas directement au tympan.

7.5 Pistes de recherche

Plusieurs pistes de recherche sont envisagées pour poursuivre cette étude et palier les limites mentionnées précédemment :

- Considérer l'effet de la température du corps humain dans la détermination des propriétés mécaniques du bouchon, des tissus et de l'air (partie non occluse du conduit auditif);
- Valider le modèle 3D sur des sujets individuels en utilisant des techniques d'imagerie pour reconstruire la géométrie du canal occlus, en améliorant la connaissance des propriétés mécaniques des tissus et en élaborant un banc de test dédié où tous les paramètres qui influent sur l'atténuation sonore seraient très bien contrôlés. Intégrer la conche de l'oreille, la tête et le torse (où leurs effets) pour prendre en compte les effets de diffraction dans le calcul du terme d'excitation;
- Étendre le domaine de validation³⁵ de l'hypothèse 2D axisymétrique de description géométrique du conduit aux canaux auditifs incluant les tissus environnants à la fois pour l'excitation par voies aérienne et solidienne;
- Évaluer l'effet acoustique du pavillon de l'oreille³⁶ et éventuellement l'intégrer sous forme de correction acoustique dans le modèle 2D axisymétrique;
- Utiliser des outils de simulation de contact pour évaluer les formes géométriques réelles du bouchon et du canal auditif en statique;
- Développer des techniques de mesure pour évaluer les changements locaux de propriétés des tissus du canal auditif et du bouchon dus à son insertion dans le canal;
- Évaluer d'autres lois de comportement pour les tissus environnants;
- Utiliser des paramètres biomécaniques plus réalistes en effectuant des mesures sur des tissus humains plutôt que d'avoir recours à des données de la littérature. Concevoir les techniques de caractérisation nécessaires, notamment pour la peau du canal auditif;
- Réaliser une étude paramétrique plus étendue des conditions aux limites et des cas de charge simplifiés appliqués sur les frontières du domaine pour évaluer la sensibilité du modèle. Dans le cas de l'excitation solidienne, élaborer une technique pour déterminer la force réelle appliquée sur la mastoïde des sujets par l'ossivibrateur;
- Implanter un modèle acousto-mécanique de l'oreille moyenne pour augmenter la fidélité des simulations, notamment pour l'effet d'occlusion;
- Améliorer le dispositif expérimental synthétique pour mesurer l'effet d'occlusion objectif. Par exemple, il serait nécessaire de (i) revoir le mode d'excitation mécanique et les dimensions du canal; (ii) choisir des matériaux encore plus réalistes pour représenter les tissus environnants; (iii) rendre le système plus compact pour une éventuelle intégration dans une tête artificielle; (iv) incorporer éventuellement une géométrie de canal plus

³⁵ Cela nécessite de résoudre en 3D un certain nombre de configurations de canaux auditifs occlus de formes diverses en prenant en compte les tissus environnants.

³⁶ Cela nécessite de résoudre le problème en 3D.

complexe (3D) pour mieux intégrer les déformations du canal et du bouchon induites par l'insertion de celui-ci;

- Étudier des bouchons de formes et de constitutions diverses;
- Améliorer les comparaisons mesures/prédictions en (i) proposant un modèle de coussin de coquille plus fidèle (orthotrope ou multidomaines) pour mieux simuler le comportement acoustique dans le domaine des moyennes et hautes fréquences et en développant des techniques de caractérisation adaptées des paramètres mécaniques associés reproduisant au mieux les conditions des mesures d'atténuation sonore; (ii) déterminant plus clairement les raisons des différences entre prédictions et calculs, et en agissant en conséquence sur le modèle ou sur les bancs d'essai de validation;
- Poursuivre l'étude du comportement vibroacoustique de la PELTOR OPTIME 98 couplée au baffle et à la tête artificielle aux moyennes et hautes fréquences à l'aide du modèle éléments finis/AML décrit dans le rapport;
- Étudier d'autres coquilles de formes et de constitutions diverses;
- Intégrer l'effet de la chair dans la modélisation du système coquilles / canal auditif;
- Coupler les outils de modélisation développés pour obtenir l'atténuation sonore en présence des chemins de transmission par voies aérienne et solidienne. Étudier la double protection;
- Modifier et adapter les modèles pour étudier les mécanismes de l'atténuation sonore dans le cadre de bruits d'impact;
- Utiliser à plus grande échelle les modèles éléments finis conçus pour soutenir le développement des méthodes de mesure par l'étude de différents paramètres, en particulier ceux relatifs au positionnement des microphones et au champ acoustique excitateur;
- Étudier les facteurs reliant les valeurs d'atténuation subjectives et objectives pour d'autres types d'excitation, en particulier pour des incidences normales/obliques;
- Étendre les méthodes de mesure à un plus grand nombre et à d'autres types de protecteurs (systèmes de communication et contrôle actif);
- Approfondir l'analyse des données d'atténuation sonore sur la double protection en utilisant, notamment, le microphone intermédiaire placé sous la coquille à l'extérieur du bouchon;
- Compléter l'analyse des données sur l'effet d'occlusion. Évaluer la pertinence, à l'aide de ces données, de créer un indice à valeur unique pour caractériser l'effet d'occlusion de façon globale.

8. BIBLIOGRAPHIE

- [1] H. Néliste, C. Le Cocq, J. Boutin, F. Laville, et J. Voix, “Systematic evaluation of the relationship between physical and psychoacoustical measurements of hearing protectors’ attenuation,” *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, **12**, pp. 829–844, (2015).
- [2] H. Néliste, C. Le Cocq, J. Boutin, J. Voix, et F. Laville, “Comparison of subjective and objective methods for the measurements of hearing protector devices attenuation,” *Proceedings of the 11th International Congress on Noise as a Public Health Problem (ICBEN)*, Nara, Japan.: (2014).
- [3] H. Néliste, C. Le Cocq, J. Boutin, J. Voix, et F. Laville, “Comparison of subjective and objective methods for the measurements of hearing protector devices attenuation and occlusion effect,” *Proceedings of the International Congress on Acoustics (ICA) 2013*, Montreal, QC, Canada: (2013).
- [4] C. Le Cocq, H. Néliste, J. Boutin, J. Voix, et F. Laville, “Influence of source location, subjects and HPD size on the sound field around earmuffs,” *Proceedings of the Acoustics Week in Canada 2011*, Québec: (2011).
- [5] H. Néliste, C. Le Cocq, J. Boutin, F. Laville, et J. Voix, “Estimation of noise levels and hpd attenuation in the workplace using microphones located in the vicinity of the ear,” *Semaine canadienne d’acoustique*, Banff: (2012), pp. 122–123.
- [6] C. Le Cocq, H. Néliste, J. Boutin, J. Voix, et F. Laville, “Estimation of noise exposure level for subjects wearing hearing protector devices,” *Proceedings of Meetings on Acoustics (ICA)*, Montreal, QC, Canada: (2013).
- [7] F. Sgard et coll., “Acoustic finite element modeling of hearing protection devices,” *Proceedings of Internoise 2012*, New-York, NY: (2012).
- [8] F. Sgard et coll., “Prediction of airborne and structure borne sound transmission through hearing protectors using FEM,” *Proceedings of Internoise 2014*, Melbourne, Australia: (2014).
- [9] S. Boyer, *Étude de la transmission sonore à travers un protecteur de type “coquilles” : modélisation numérique et validation expérimentale*, Thèse de doctorat (Ph.D.), École de technologie supérieure, (2015).
- [10] S. Boyer, O. Doutres, F. Sgard, F. Laville, et J. Boutin, “Objective assessment of the sound paths through earmuff components,” *Applied Acoustics*, **83** (C) , pp. 76–85, (2014).
- [11] S. Boyer, O. Doutres, F. Sgard, F. Laville, et J. Boutin, “Low Frequency Finite Element Models of the Acoustical Behavior of Earmuffs,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **137** (5) , (2015).
- [12] S. Boyer, F. Sgard, et F. Laville, “Development of an equivalent solid model to predict the vibroacoustic behaviour of earmuff cushions,” *Canadian Acoustics*, **39** (3) , pp. 96–97, (2011).
- [13] S. Boyer, O. Doutres, F. Sgard, F. Laville, et J. Boutin, “Sound transfer path analysis to model the vibroacoustic behaviour of a commercial earmuff,” *Proceedings of Meetings on Acoustics (ICA)*, Montreal: (2013), pp. 1–9.
- [14] G. Viallet, *Étude de la transmission sonore par voie externe d’un bouchon d’oreille couplé au conduit auditif : modélisation numérique et validation expérimentale*, Thèse de doctorat (Ph.D.), École de technologie supérieure, (2014).
- [15] G. Viallet, F. Sgard, F. Laville, et J. Boutin, “Axisymmetric versus three-dimensional finite element models for predicting the attenuation of earplugs in rigid walled ear canals,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **134** (6) , pp. 4470–4480, (2013).

-
- [16] G. Viallet, F. Sgard, F. Laville, et J. Boutin, "A finite element model to predict the sound attenuation of earplugs in an acoustical test fixture," *The Journal of the Acoustical Society of America*, **136** (3), pp. 1269–1280, (2014).
- [17] G. Viallet, F. Sgard, F. Laville, et H. Néliste, "Investigation of the variability in earplugs sound attenuation measurements using a finite element model," *Applied Acoustics*, **89** (0), pp. 333–344, (2015).
- [18] G. Viallet, F. Sgard, et F. Laville, "Comparison of a 3D model versus a 2D axi symmetric finite element model of an ear canal occluded by a silicon earplug," *162nd meeting Acoustical Society of America*, San Diego, CA, USA: (2011), p. 2518.
- [19] G. Viallet, F. Sgard, et F. Laville, "Development of a simplified axisymmetric finite element model of the auditory canal occluded by an earplug: variability of the attenuation as a function of the input parameters," *Semaine canadienne d'acoustique*, Québec: (2011), pp. 100–101.
- [20] G. Viallet, F. Sgard, et F. Laville, "Influence of the external ear tissue domains on the sound attenuation of an earplug predicted by a finite element model," *Proceedings of ICA 2013*, Montreal, QC, Canada: J. Acoust. Soc. Am, (2013), p. 3236.
- [21] O. Doutres et F. Sgard, "Measurement of earplugs insertion loss using a classical impedance tube," *Proceedings of Internoise 2015*, San Francisco, CA, USA: (2015).
- [22] F. Sgard, G. Viallet, et H. Néliste, "Using finite–element modeling to predict the effect of ear canal microphone positioning on the sound attenuation of hearing protectors," *Proceedings of ICSV 22*, Florence, Italie: (2015), pp. 1–8.
- [23] M. Brummund, *Study of the occlusion effect induced by an earplug: numerical modelling and experimental validation*, Thèse de doctorat (Ph.D.), École de technologie supérieure, (2014).
- [24] M. Brummund, Y. Petit, F. Sgard, et F. Laville, "Modélisation de l'effet d'occlusion des protecteurs auditifs de type bouchon d'oreille," *Travail et Santé*, **28** (2), p. 21, (2012).
- [25] M.K. Brummund, F. Sgard, Y. Petit, et F. Laville, "Three-dimensional finite element modeling of the human external ear: simulation study of the bone conduction occlusion effect," *J. Acoust. Soc. Am.*, **135** (3), pp. 1433–1444, (2014).
- [26] M. Brummund, F. Sgard, Y. Petit, et F. Laville, "An axisymmetric finite element model to study the earplug contribution to the bone conduction occlusion effect," *Acta Acustica United with Acustica*, **101** (4), pp. 775–788, (2015).
- [27] M. Brummund, F. Sgard, Petit, Yvan, et F. Laville, "A simplified axi-symmetric finite element model of the human outer ear to determine the earplug induced auditory occlusion effect," *The Journal of the Acoustical Society of America*, San Diego, CA, USA: (2011), p. 2469.
- [28] M. Brummund, Y. Petit, F. Sgard, et F. Laville, "Development of a 3D finite element model of the human external ear for simulation of the auditory occlusion effect," *Canadian Acoustics*, Québec: (2011), pp. 94–95.
- [29] M. Brummund, F. Sgard, Y. Petit, et F. Laville, "On the influence of the material properties of the external ear on occlusion effect simulations," *Canadian Acoustics*, Banff, AB, Canada: (2012), pp. 110–111.
- [30] M.K. Brummund, F. Sgard, Y. Petit, F. Laville, et J. Boutin, "Implementation of a simplified, artificial external ear test fixture for measurement of the earplug induced auditory occlusion effect," *Proceedings of Meetings on Acoustics (ICA)*, ASA, (2013); <http://dx.doi.org/10.1121/1.4800065>.
- [31] D. Lamarche, J. Aubin, et S. Blouin, *Statistiques annuelles 2012*, CSST, (2012), p. 160.

- [32] J.P. Vigneault, "Pour un meilleur support de la recherche au plan d'action 2006-2008 du réseau de santé publique en santé au travail," *La recherche sur le bruit en milieu de travail*, IRSST, ed., IRSST: (2007).
- [33] M.S. Sanders et E.J. McCormick, *Human Factors in Engineering and Design*, New York: McGraw-Hill, (1987).
- [34] B. Witt, "Involving Employees in their Hearing Conservation Programs," *Noise at work*, Lille, France: (2007), pp. 377–382.
- [35] E. Patton, "Ergonomic hearing protectors," *Ergonomics in design*, **Fall**, pp. 25–28, (2000).
- [36] ANSI, "Methods for the Measurement of Insertion Loss of Hearing Protection Devices in Continuous or Impulsive Noise Using Microphones-in-Real-Ear or Acoustic Test Fixture," *American National Standards Institute, S12.42-2010*, p. 66, (2010).
- [37] E.H. Berger et J.E. Kerivan, "Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold," *J. Acoust. Soc. Am.*, **74** (1) , pp. 81–94, (1983).
- [38] H. Néliste, M.-A. Gaudreau, J. Boutin, F. Laville, et J. Voix, *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail - Partie 1: Étude terrain*, Montréal: Études et recherches / Rapport R-662 / IRSST, (2010), pp. 1–106.
- [39] J. Voix, *Mise au point d'un bouchon d'oreille "intelligent"*, Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, (2006).
- [40] Y.-L. Hsu, C.-C. Huanga, C.-Y. Yoa, C.-J. Chen, et C.-M. Lien, "Comfort evaluation of hearing protection," *International Journal of Industrial Ergonomics*, **33** (6) , pp. 543–551, (2004).
- [41] L. Hickson, S. Phua, et B. McPherson, "Use of hearing protectors by factory workers, if not why not?," *Occupational health and safety*, **11** (3) , pp. 265–270, (1995).
- [42] T. Poulsen et K. Moller, *Brug af hørevaern*, Laboratoriet för Akustik, Danmarks Tekniske Universitet, (1996).
- [43] S. Stenfelt, T. Wild, N. Hato, et R.L. Goode, "Factors contributing to bone conduction: the outer ear," *J. Acoust. Soc. Am.*, **113** (2) , pp. 902–913, (2003).
- [44] C. Le Cocq, F. Laville, et C. Gargour, "Subjective quantification of earplug occlusion effect using external acoustical excitation of the mouth cavity," *The Journal of the Acoustical Society of America*, **128** (2) , pp. 763–770, (2010).
- [45] M.-A. Gaudreau, F. Laville, J. Voix, et H. Néliste, "État de l'art et perspectives sur la mesure des performances effectives des protecteurs auditifs en milieu de travail," *Revue internationale sur l'ingénierie des risques industriels (JI-IRI)*, **1** (2) , pp. 65–85, (2008).
- [46] P. Shorter, *Rigid walled cavities and SEA - Technical Memorandum*, VibroAcoustic Sciences Inc., (2001).
- [47] E.H. Berger, J. Voix, et R.W. Kieper, "Methods of Developing and Validating a Field-MIRE Approach for Measuring Hearing Protector Attenuation," *Spectrum Suppl. 1*, **24**, p. 22, (2007).
- [48] L. Hager, "Fit Testing Ear Plugs," *Occupational Health & Safety*, **75** (6) , pp. 38–42, (2006).
- [49] W.J. Murphy, J.R. Franks, et D.A. Harris, "Evaluation of a FitCheck Hearing Protector Test System," *Journal of the Acoustical Society of America*, **106** (4, Part 2) , p. 2263, (1999).

- [50] G.J. Durkt, *Field Evaluations of Hearing Protection Devices at Surface Mining Environments*, Pittsburgh, PA, USA: U. S. Dept. of Labor, Mine Safety and Health Admin., (1993), p. 39.
- [51] H. Néllisse, M.-A. Gaudreau, J. Voix, et F. Laville, "A preliminary study on the measurement of effective hearing protection device attenuation during a work shift," *Proceedings of the Noise at Work 2007*, Lille, France: (2007).
- [52] D.Y. Chung, R. Hardie, et R.P. Gannon, "The Performance of Circumaural Hearing Protectors by Dosimetry," *Journal of Occupational Medicine*, **15** (9), pp. 679–682, (1983).
- [53] R.J. Goff et W.J. Blank, "A Field Evaluation of Muff-Type Hearing Protection Devices," *Sound and Vibration*, **18** (10), pp. 16–22, (1984).
- [54] J.A. Burks et K.L. Michael, "A New Best Practice for Hearing Conservation: The Exposure Smart Protector (ESP)," *Proceedings of Noise-Con 2003*, Washington D.C., USA: D. K. Holger and G. C. Maling, Jr., (2003).
- [55] C. Dixon-Ernst, "Alcoa - Hearing Conservation Program Metrics," *American Industrial Hygiene Conference & Exposition*, Philadelphia, PA, USA: (2007).
- [56] E. Kotarbinska, E. Kozłowski, et W. Barwicz, "Evaluation of individual exposure to noise when ear-muffs are worn," *Noise at Work 2007*, Lille, France: (2007).
- [57] H. Néllisse, M.-A. Gaudreau, J. Voix, et F. Laville, "Measurement of hearing protection devices performance in the workplace during full-shift working operations," *Ann. Occup. Hyg*, **56** (56), pp. 221–232, (2012).
- [58] J. Voix et F. Laville, "The objective measurement of individual earplug field performance," *The Journal of the Acoustical Society of America*, **125** (6), p. 3722, (2009).
- [59] J. Schroeter et C. Poesselt, "The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation. Part II: Modeling the external ear, simulating bone conduction, and comparing test fixture and real-ear data," *The Journal of the Acoustical Society of America*, **80** (2), pp. 505–527, (1986).
- [60] ISO, "Acoustics -- Audiometric test methods -- Part 2: Sound field audiometry with pure-tone and narrow-band test signals," *International Organization for Standardization, ISO 8253-2*, (1992).
- [61] ANSI, "Methods for measuring the real-ear attenuation of hearing protectors," *American National Standard, ANSI S12.6*, p. 31, (2008).
- [62] M.A. Fagelson et F.N. Martin, "The Occlusion Effect and Ear Canal Sound Pressure Level," *American Journal of Audiology*, **7** (2), pp. 50–54, (1998).
- [63] M.R. Stinson et B.W. Lawton, "Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution," *The Journal of the Acoustical Society of America*, **85** (6), pp. 2492–2503, (1989).
- [64] Hahn, *The Effect of Variation in Ear Canal Skin Parameters on the Behavior of an Ear-Earplug Model*, University of Toronto: (1985).
- [65] E.A.. Shaw et M.R. Stinson, "Network concepts and energy flow in the human middle ear," *J. Acoust. Soc. Am.*, **69** (1), p. 43, (1981).
- [66] H. Hudde et A. Engel, "Measuring and modeling basic properties of the human middle ear and ear canal. Part II: Ear canal, middle ear cavities, eardrum and ossicles," *Acustica - Acta Acustica*, **84**, pp. 894–913, (1998).
- [67] IEC, "Simulators of human head and ear - Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts," *International Electrotechnical Commission - IEC 60318-4*, (2010).
- [68] E.H. Berger, L.H. Royster, et D.P. Driscoll, *The noise manual*, AIHA Press, (2003).

- [69] C. James, *Finite Element Modeling and Exploration of Double Hearing Protection Systems*, Master thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, (2006).
- [70] C. Van der Kelen, P. Göransson, B. Pluymers, et W. Desmet, “On the influence of frequency-dependent elastic properties in vibro-acoustic modelling of porous materials under structural excitation,” *Journal of Sound and Vibration*, **333**, pp. 6560–6571, (2014).
- [71] C. Langlois, R. Panneton, et N. Atalla, “Polynomial relations for quasi-static mechanical characterization of isotropic poroelastic materials,” *J. Acoust. Soc. Am.*, **110** (6) , pp. 3032–3040, (2001).
- [72] S. Sahraoui, E. Mariez, et M. Etchessahar, “Mechanical testing of polymeric foams at low frequency,” *Polymer Testing*, **20**, pp. 93–96, (2000).
- [73] F. Sgard et coll., *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail - Partie 2 : Étude préliminaire d'une modélisation des protecteurs auditifs par éléments finis*, IRSST - Rapport R-680, (2010), p. 115.
- [74] Pritz,T., “Analysis of four-parameter fractional derivative model of real solid materials,” *Journal of Sound and Vibration*, **195** (1) , pp. 103–115, (1996).
- [75] M. Hiipakka, T. Kinnari, et V. Pulkki, “Estimating head-related transfer functions of human subjects from pressure–velocity measurements,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, **131** (5) , pp. 4051–4061, (2012).
- [76] D. Hammershoi et H. Moller, “Sound transmission to and within the human ear canal,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, **100** (1) , p. 408—427, (1996).
- [77] J.G. Casali, D.W. Mauney, et J.A. Burks, “Physical versus Psychophysical Measurement of Hearing Protector Attenuation - a.k.a. MIRE vs. REAT,” *Sound and Vibration*, **27** (7) , pp. 20–27, (1995).
- [78] E.H. Berger, J.R. Franks, et F. Lindgren, “Chapter 29 - International review of field studies of hearing protector attenuation,” *Scientific basis of noise-induced hearing loss*, Thieme Med. Pub., New-York, NY: A. Axelsson, H. Borchgrevink, R.P. Hamernik, L. Hellstrom, D. Henderson and R.J. Salvi Editors, (1996).
- [79] M.-Y. Park et J.G. Casali, “A Controlled Investigation of In-Field Attenuation Performance of Selected Insert, Earmuff, and Canal Cap Hearing Protectors,” *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, **33** (6) , pp. 693–714, (1991).
- [80] U.S. Environmental Protection Agency, “CFR Title 40, subchapter G, 211, subpart B—Hearing Protective Devices, U.S. EPA,” (2004).
- [81] ISO, “Acoustics - Hearing protectors - Part 2: Estimation of effective A-weighted sound pressure levels when hearing protectors are worn,” *International Standards Organization, ISO 4869-2*, (1994).
- [82] ANSI S12.68, “Methods of Estimating Effective A-Weighted Sound Pressure Levels When Hearing Protectors are Worn,” *American National Standards Institute, ANSI S12.68-2007*, (2007).
- [83] E.H. Berger, J. Voix, et L.D. Hager, “Methods of fit testing hearing protectors, with representative field test data,” *Hearing loss: 9th International Congress On Noise as A Public Health Problem (ICBEN)*, Foxwoods, CT: (2008), p. 8.
- [84] S. Reinfeldt, S. Stenfelt, T. Good, et B. Hakansson, “Examination of bone-conducted transmission from sound field excitation measured by thresholds, ear-canal sound pressure, and skull vibrations,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, **121** (3) , pp. 1576–1587, (2007).

- [85] S. Stenfelt et S. Reinfeldt, "A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation," *Int. J. of Audiology*, **46** (10), pp. 595 – 608, (2007).
- [86] J. Pan et D.A. Bies, "The effect of fluid-structural coupling on sound waves in an enclosure - Theoretical part," *Journal of the Acoustical Society of America*, **87** (2), pp. 691–707, (1990).
- [87] T.G.H. Basten, A.J. Materboer, et H. Tjeldeman, "Spatial matching of structural and acoustic modes in air-cavity tight box," *Proceeding of ISMA23*, **2**, pp. 639–646, (1998).
- [88] E.H. Berger, "'Calibrating' the insertion depth of roll-down foam earplugs," *Proceedings of ICA 2013*, Montreal, QC, Canada: J. Acoust. Soc. Am, (2013), p. 3235.
- [89] J.B. Tufts, S. Chen, et L. Marshall, "Attenuation as a function of the canal length of custom-molded earplugs: a pilot study," *The Journal of the Acoustical Society of America*, **133** (6), pp. EL446–451, (2013).