

É

Bruit et vibrations

Études et recherches

RAPPORT R-680



Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité en milieu de travail

Partie 2 – Étude préliminaire d'une modélisation par éléments finis

*Franck Sgard
Hugues Néliste
Marc-André Gaudreau
Jérôme Boutin
Jérémy Voix
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.

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

Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et d'expert.

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 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 CSST.
Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales
2011
ISBN : 978-2-89631-530-7 (PDF)
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : 514 288-1551
Télécopieur : 514 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca
© Institut de recherche Robert-Sauvé
en santé et en sécurité du travail,
février 2011

Bruit et vibrations

Études et recherches

RAPPORT R-680

Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité en milieu de travail Partie 2 – Étude préliminaire d'une modélisation par éléments finis

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.

Franck Sgard¹, Hugues Nélisse¹, Marc-André Gaudreau², Jérôme Boutin³, Jérémie Voix² et Frédéric Laville²

¹Service de la recherche, IRSST

²École de technologie supérieure

³Service soutien à la recherche et à l'expertise, IRSST

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca



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

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

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.

SOMMAIRE

Le 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 » comptait principalement deux parties : i) une étude terrain portant sur la mesure de l'efficacité effective des protecteurs auditifs en milieu de travail; ii) une étude exploratoire visant à examiner le potentiel de la modélisation par éléments finis à traiter le problème de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs. Compte tenu de l'ampleur des travaux effectués et de la quantité d'information à présenter, un rapport formé de deux documents distincts est proposé. Ce document constitue la deuxième partie du rapport final de ce projet.

La réduction du bruit à la source est la solution à privilégier pour combattre les effets du bruit sur la santé et la sécurité des travailleurs en milieu de travail. Malgré tout, de par sa simplicité à mettre en œuvre et de par son apparent faible coût, l'utilisation de protecteurs auditifs (serre-têtes ou bouchons) demeure très populaire. Il existe cependant des lacunes dans la compréhension de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs. Des réponses à ces questions via l'utilisation d'un modèle performant permettraient d'expliquer les observations expérimentales et de guider les développements techniques du dispositif de mesure de la performance des protecteurs proposé dans la partie 1 (position optimale des microphones utilisés dans le dispositif de mesure de la performance des protecteurs notamment des coquilles, meilleure compréhension des différentes fonctions de transfert entre les microphones et le tympan, influence de la directivité du champ acoustique incident sur l'atténuation des protecteurs). Un tel modèle pourrait également être utilisé dans une perspective d'amélioration de la conception acoustique des protecteurs auditifs.

Le présent rapport présente les résultats d'une étude exploratoire visant à examiner le potentiel de la modélisation numérique à traiter le problème de la transmission sonore à travers deux types de protecteur (bouchons et coquilles). Des modèles éléments finis d'un bouchon cylindrique bafflé inséré dans un conduit cylindrique rempli d'air muni d'une terminaison caractérisée par son impédance et de coquilles attachées à un baffle couplés au même conduit cylindrique ont été établis grâce au logiciel COMSOL Multiphysics. Le conduit cylindrique représente un conduit auditif simplifié terminé par le tympan. Un dispositif expérimental a été élaboré pour évaluer ces modèles. Il consiste en un simulateur d'oreille IEC 711 attaché à l'arrière d'une plaque métallique jouant le rôle de baffle acoustique et couplé à un bouchon moulé en silicone ou à des coquilles EARMUFF 1000 dans une chambre semi-anéchoïque. Le bouchon est excité par une onde acoustique alors que les coquilles sont excitées soit acoustiquement soit mécaniquement.

Les résultats du projet sont prometteurs. Dans le cas des bouchons, le modèle permet de bien représenter la physique du problème sur une grande partie de la gamme de fréquence avec des paramètres recalés à une température donnée. Les différences observées entre calcul et mesures sont probablement dues à des fuites acoustiques dans le montage expérimental. Dans le cas des coquilles, le modèle fournit les bonnes tendances pour les deux types d'excitation (acoustique et mécanique) mais il existe des écarts entre la mesure et le calcul à la fois au niveau de l'amplitude et des positions fréquentielles des pics. Ces écarts peuvent s'expliquer par la mauvaise connaissance du champ excitateur, l'inadéquation du modèle vibroacoustique du coussin, des problèmes liés au montage expérimental. Ce travail révèle l'importance de bien caractériser chaque composant du système (les matériaux, l'impédance du coupleur, l'excitation), de choisir un modèle plus approprié du coussin de confort des coquilles, de bien contrôler les fuites au niveau du dispositif expérimental. Des pistes sont proposées pour améliorer la qualité du modèle.

REMERCIEMENTS

Les auteurs désirent remercier toutes les personnes qui ont été impliquées dans le projet et qui ont participé à la réalisation de ce projet pour la partie validation expérimentale et pour les modèles CAD (Computer Aided Design) des coquilles.

TABLE DES MATIÈRES

1.	INTRODUCTION	1
2.	ÉTAT DES CONNAISSANCES.....	3
2.1	Modélisation du système auditif externe non occlus	3
2.2	Modélisation du système auditif externe occlus par un protecteur.....	4
2.3	Modélisation du couplage entre bouchon et canal auditif - caractérisation des propriétés du canal auditif.....	5
2.4	Bilan.....	6
3.	OBJECTIFS DE L'ÉTUDE.....	7
4.	MODÈLES ÉLÉMENTS FINIS DE PROTECTEURS AUDITIFS	9
4.1	Introduction.....	9
4.2	Modélisation des bouchons.....	12
4.2.1	Propriétés des bouchons.....	12
4.2.2	Excitation et conditions aux limites et de couplage.....	13
4.2.3	Maillage du système	13
4.2.4	Calcul des indicateurs acoustiques.....	14
4.3	Modélisation des coquilles EAR1000.....	14
4.3.1	Modèles CAD des coquilles.....	15
4.3.2	Propriétés des coquilles.....	17
4.3.3	Excitation et effet des capteurs	32
4.3.4	Conditions aux limites et de couplage	35
4.3.5	Maillage du système	38
4.3.6	Calcul des indicateurs acoustiques.....	39
4.4	Impédance acoustique normale du coupleur.....	40
5.	DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL.....	45
5.1	Cas des bouchons.....	46
5.2	Cas des coquilles.....	48
6.	RÉSULTATS.....	51
6.1	Introduction.....	51
6.2	Évaluation des modèles éléments finis	51
6.2.1	Cas des bouchons.....	51
6.2.2	Cas des coquilles EAR1000.....	59
6.3	Synthèse des résultats	79
7.	CONCLUSION.....	82
	BIBLIOGRAPHIE.....	85
	ANNEXE A	89

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Schéma relatif à la modélisation des bouchons (gauche : vue en perspective; droite : coupe de côté).....	10
Figure 2: Schéma relatif à la modélisation des coquilles (gauche : vue en perspective; droite haut: coupe de côté, excitation acoustique; droite bas : coupe de côté, excitation mécanique)	11
Figure 3: Évolution du module d'Young du silicone en fonction de la fréquence.....	12
Figure 4: Maillage éléments finis du système bouchon+cavité d'air	13
Figure 5: Composition des coquilles EAR1000.....	14
Figure 6: Intérieur des coquilles EAR1000	15
Figure 7: Comparaison des coefficients d'absorption en incidence normale mesurés sur les 2 faces de 2 échantillons pour la mousse utilisée dans la coquille.....	18
Figure 8: Comparaison mesure- modèle : coefficient d'absorption en incidence normale de la mousse utilisée dans la coquille	19
Figure 9: Comparaison mesure- modèle : impédance normale de surface de la mousse utilisée dans la coquille	19
Figure 10: Impédance caractéristique Z_c et nombre d'onde k_c du fluide équivalent associé à la mousse utilisée dans la coquille	20
Figure 11: Dispositif expérimental pour mesurer les paramètres du coussin sous une charge donnée	22
Figure 12: Modèle éléments finis du dispositif expérimental utilisé pour mesurer la fonction de transfert entre l'accélération de la masse posée sur le coussin et de la base vibrante pour une charge donnée.....	23
Figure 13: Fonctions de transfert (accélération de la masse/accélération de la base) du coussin pour 2 charges statiques différentes (10N et 15N).....	25
Figure 14: Fonctions de transfert (accélération de la masse/accélération de la base) du coussin pour la masse de 1kg (10N)	27
Figure 15: Fonctions de transfert (accélération de la masse/accélération de la base) du coussin pour la masse de 1.5kg (15N)	27
Figure 16: Déplacement statique pour une charge de 10N.....	29
Figure 17: Déplacement statique pour une charge de 15N	30
Figure 18: Fonctions de transfert (accélération de la masse/accélération de la base) du coussin pour la masse de 1kg (10N) – Comparaison modèle déformé/modèle avec précontrainte	31
Figure 19: Fonctions de transfert (accélération de la masse/accélération de la base) du coussin pour la masse de 1.5kg (15N) – Comparaison modèle déformé/modèle avec précontrainte	31
Figure 20: Description du système de fixation des têtes d'impédance à la coquille (haut) – tête d'impédance B&K 8001 (bas gauche) – tête d'impédance PCB 288D01 (bas droite). Voir description des lettres a,b,c,d,e dans le Tableau 7.....	34
Figure 21: Description des modèles utilisés pour corriger les fonctions de transfert – gauche : modèle (i) – droite : modèle (ii).....	35
Figure 22: Sous-domaines constituant la coquille couplée au conduit artificiel	36
Figure 23: Faces (rouges) soumises à l'excitation p_{ext} (partie extérieure de l'enveloppe en plastique et du coussin).....	37

Figure 24: Faces (rouges) soumises à la pression acoustique dans la cavité d'air de la coquille (partie intérieure de l'enveloppe en plastique et coussin).....	37
Figure 25: Face soumise à un blocage des déplacements (partie fixe du coussin).....	37
Figure 26: Faces soumises à la condition de mur rigide (partie latérale du conduit et interface avec le baffle).....	38
Figure 27: Faces soumises à l'accélération normale de l'enveloppe en plastique et du coussin.....	38
Figure 28: Face soumise à une condition d'impédance acoustique.....	38
Figure 29: Maillage éléments finis de la coquille EARMUFF1000.....	39
Figure 30: Module de l'impédance acoustique de surface du coupleur IEC711.....	40
Figure 31: Phase de l'impédance acoustique de surface du coupleur IEC711.....	41
Figure 32: Module de l'impédance acoustique Z_{IEC711} de l'oreille artificielle (Type 4195) pour de faibles fuites acoustiques – comparaison résultats théoriques fabricant [45] et résultats utilisant le schéma électrique de la Figure 34.....	41
Figure 33: Module de l'impédance acoustique Z_{IEC711} de l'oreille artificielle (Type 4195) pour des fuites acoustiques importantes – comparaison résultats théoriques fabricant [45] et résultats utilisant le schéma électrique de la Figure 34.....	42
Figure 34: Schéma électrique équivalent du coupleur IEC711 [45].....	42
Figure 35: Dispositif expérimental de validation.....	45
Figure 36: Conduits cylindriques contenant le silicone et adaptables au coupleur IEC711.....	46
Figure 37: Exemple d'un bouchon en silicone de 21mm de longueur.....	46
Figure 38: Dispositif de mesure de validation dans le cas des bouchons – excitation acoustique.....	47
Figure 39: Vue rapprochée du dispositif de mesure de validation dans le cas des bouchons – excitation acoustique.....	47
Figure 40: Dispositif de mesure de validation dans le cas des coquilles – excitation acoustique.....	48
Figure 41: Vue rapprochée des coquilles excitées acoustiquement.....	49
Figure 42: Dispositif de mesure de validation dans le cas des coquilles – excitation mécanique.....	50
Figure 43: Vue rapprochée du dispositif d'excitation mécanique.....	50
Figure 44: Logigramme associé aux bouchons.....	51
Figure 45: Comparaisons mesures-calcul pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique en champ libre pour divers angles d'incidence – cas du bouchon 1.....	54
Figure 46: Comparaisons mesures-calcul pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique en champ libre pour divers angles d'incidence – cas du bouchon 2.....	55
Figure 47: Déformée spatiale du premier mode excité du bouchon 1 – fréquence 1645Hz.....	55
Figure 48: Déformée spatiale du second mode excité du bouchon 1 – fréquence 2964Hz.....	56
Figure 49: Déformée spatiale du troisième mode excité du bouchon 1 – fréquence 2964Hz.....	56
Figure 50: Influence des erreurs sur la mesure de l'épaisseur du bouchon et l'estimation de l'impédance acoustique normale du simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons mesures-calcul pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique en champ libre – cas du bouchon 1.....	58

Figure 51: Logigramme associé aux coquilles.....	59
Figure 52: Comparaison des mobilités d'entrée expérimentales brutes et corrigées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 – cas de la coquille nue.....	65
Figure 53: Comparaison des mobilités d'entrée expérimentales corrigées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 et simulée – cas de la coquille nue.....	66
Figure 54: Comparaison des mobilités d'entrée expérimentales brutes pour le modèle de tête d'impédance B&K 8001 et simulée avec les modèles de fixation (i) et (ii) – cas de la coquille nue.....	67
Figure 55: Comparaison des mobilités d'entrée expérimentales brutes pour le modèle de tête d'impédance PCB 288D01 et simulée avec les modèles de fixation (i) et (ii) – cas de la coquille nue.....	68
Figure 56: Déformée spatiale du premier mode du système in vacuo (dans le vide).....	71
Figure 57: Influence des paramètres mécaniques du coussin de confort sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons mesures-calcul pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique bloquée dans le cas où le coussin est excité acoustiquement en incidence normale.....	71
Figure 58: Schéma montrant l'excitation des coquilles dans le modèle – à gauche, le coussin (partie jaune) est excité par la pression acoustique p_{ext} ; à droite le coussin n'est pas excité.....	72
Figure 59 : Influence des paramètres mécaniques du coussin de confort sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons mesures-calcul pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique bloquée dans le cas où le coussin n'est pas excité acoustiquement en incidence normale.....	72
Figure 60: Influence de l'excitation ou de la non excitation acoustique du coussin de confort sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons mesures-calcul pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique extérieure dans le cas de la configuration où $(E,v)=(285kPa,0.3)$	74
Figure 61: Influence de la présence de la mousse absorbante sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons des mesures pour le rapport des autospectres de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique en champ libre en incidence normale.....	75
Figure 62: Influence de l'amortissement de l'enveloppe, de la présence de l'accéléromètre fixé à l'enveloppe et de la mousse absorbante sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons des calculs pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique extérieure dans le cas où le coussin est excité acoustiquement en incidence normale.....	76
Figure 63: Influence de l'angle d'incidence de l'onde excitatrice sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons des mesures pour le rapport des autospectres de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique en champ libre.....	77

Figure 64: Influence de l'angle d'incidence de l'onde excitatrice sur la réponse du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711. Comparaisons des calculs pour le module du rapport de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique bloquée dans le cas où le coussin est excité ou non acoustiquement.....	78
Figure A-1 : Comparaisons mesures-calculs pour le module de la fonction de transfert entre la pression acoustique au tympan et la pression acoustique extérieure (milieu ambiant) et le rapport des autospectres de la pression acoustique au tympan et la pression acoustique en champ libre lors d'une autre campagne de mesure pour une excitation acoustique en incidence normale	89
Figure A-2 : Réponse mesurée du système coquille+conduit artificiel+simulateur d'oreille IEC711 en fonction de la fréquence. Comparaisons du rapport des autospectres de la pression acoustique au tympan à la pression acoustique en champ libre et de la fonction de transfert entre la pression acoustique au tympan et la pression acoustique mesurée par le microphone de référence pour une excitation en incidence normale (résultats moyennés en 12 ^{ème} d'octave).....	90
Figure A-3 : Parties réelles et imaginaires de la masse embarquée des têtes d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 estimées à partir d'une mesure à vide des capteurs	92
Figure A-4 : Comparaison des mobilités d'entrée expérimentales brutes et corrigées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 – cas des coquilles complètes	93
Figure A-5 : Comparaison des mobilités d'entrée expérimentales corrigées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 et de la mobilité d'entrée simulée – cas des coquilles complètes	94
Figure A-6 : Comparaison de la mobilité d'entrée expérimentale brute pour le modèle de tête d'impédance B&K 8001 et des mobilité d'entrée simulées avec les modèles de fixation (i) et (ii) – cas des coquilles complètes.....	95
Figure A-7 : Comparaison de la mobilité d'entrée expérimentale brute pour le modèle de tête d'impédance PCB 288D01 et des mobilités d'entrée simulées avec les modèles de fixation (i) et (ii) – cas des coquilles complètes.....	96
Figure A-8 : Comparaison des rapports de la pression au tympan à la force corrigée mesurées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 avec les résultats de calcul – cas des coquilles complètes	97
Figure A-9 : Comparaison des rapports de la pression au tympan à la force brute mesurées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et simulés avec les modèles de fixation (i) et (ii) – cas des coquilles complètes.....	98
Figure A-10 : Comparaison des rapports de la pression au tympan à la force brute mesurées pour les modèles de tête d'impédance PCB 288D01 et simulés avec les modèles de fixation (i) et (ii) – cas des coquilles complètes.....	99
Figure A-11 : Comparaison des rapports de la pression au tympan à l'accélération de l'enveloppe mesurées pour les modèles de tête d'impédance B&K 8001 et PCB 288D01 avec les résultats de calcul – cas des coquilles complètes.....	100

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Les différents modèles CAD des coquilles EAR1000.....	16
Tableau 2 : Propriétés géométriques de la mousse utilisée dans la coquille	20
Tableau 3 : Ecrasement statique du coussin pour les forces de 10N et 15N appliquées sur ce dernier	24
Tableau 4 : Propriétés géométriques et physiques du modèle utilisé pour recalculer les paramètres du coussin	24
Tableau 5 : Quelques valeurs de couples (E, ν) fournissant une fonction de transfert identique pour une précontrainte correspondant à une force de 15N. (*) Ces valeurs sont adoptées comme référence.....	26
Tableau 6 : Propriétés physiques du solide équivalent pour les deux charges statiques	28
Tableau 7 : Masses du système de fixation et des têtes d'impédance utilisées pour les mesures dans le cas de l'excitation mécanique.....	34
Tableau 8 : Conditions aux limites et conditions de couplage pour l'enveloppe en plastique et le coussin.....	37
Tableau 9 : Conditions aux limites et conditions de couplage pour les cavités d'air internes	38
Tableau 10 : Dimensions des bouchons en silicone.....	52
Tableau 11 : Nomenclature des essais et calculs pour le bouchon	52
Tableau 12 : Synopsis des figures de comparaison mesures/calcul pour le bouchon.....	53
Tableau 13 : Nomenclature des essais et calculs pour les coquilles dans le cas de l'excitation mécanique	61
Tableau 14 : Nomenclature des essais et calculs pour les coquilles dans le cas de l'excitation acoustique par une onde plane en incidence normale.....	62
Tableau 15 : Synopsis des figures de comparaison mesures/calcul pour les coquilles excitées mécaniquement.....	62
Tableau 16 : Synopsis des figures de comparaison mesures/calcul pour les coquilles excitées acoustiquement.....	63
Tableau 17 : Configuration de référence pour les coquilles excitées acoustiquement	70
Tableau 18 : Tableau synthétique des comparaisons effectuées.....	79

LEXIQUE

BEM : Boundary element method – méthode des éléments de frontière

B&K : acronyme de la compagnie Bruël et Kjaer

CAD : Computed Aided Design – Conception assistée par ordinateur

Coupleur IEC 711 : conduit auditif artificiel normalisé terminé par un microphone dont l'impédance acoustique reproduit celle d'un tympan humain moyen

ERP : Ear Reference Plane – Plan de référence de l'oreille

ETS: Ecole de Technologie Supérieure

FEM/ MEF: Finite Element Method - Méthode des éléments finis

GAUS : Groupe d'Acoustique de l'Université de Sherbrooke

HRTF: Head Related Transfer Function – Fonction de transfert de la tête

IFEM: Infinite Finite Element Method – Méthode des éléments infinis

MIRE: Microphone In the Real Ear - méthode de mesure de l'atténuation des protecteurs

PML : Perfectly Matched Layer – c'est une couche artificielle absorbante pour l'équation d'onde traditionnellement utilisée pour simuler des problèmes aux frontières ouvertes avec des méthodes numériques dédiées à des problèmes intérieurs (FEM par exemple)

ϕ : porosité du matériau

σ : résistivité au passage de l'air du matériau

α_{∞} : tortuosité du matériau

Λ : longueur caractéristique visqueuse du matériau

Λ' : longueur caractéristique thermique du matériau

ρ_1 : masse volumique apparente du matériau

1. INTRODUCTION

Le 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 » comptait principalement deux parties : i) une étude terrain portant sur la mesure de l'efficacité effective des protecteurs auditifs en milieu de travail; ii) une étude exploratoire visant à examiner le potentiel de la modélisation par éléments finis à traiter le problème de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs. Compte tenu de l'ampleur des travaux effectués et de la quantité d'informations à présenter, un rapport formé de deux documents distincts a été constitué. Les deux documents sont intitulés :

- « 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 »
- « 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 »

La partie 2, qui fait l'objet du présent document, présente les développements et résultats de l'étude portant sur la modélisation de protecteurs auditifs de type coquille et de type bouchon moulé. Pour une discussion de la problématique des protecteurs auditifs en milieu de travail, le lecteur est invité à consulter la partie 1 du rapport [1].

2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

Cette section présente un état de l'art sur les méthodes de modélisation du système auditif externe avec ou sans protection.

2.1 Modélisation du système auditif externe non occlus

De nombreux travaux se sont intéressés à la modélisation du système auditif externe non occlus (sans protecteur) éventuellement couplé à l'oreille moyenne. Shaw et Stinson [2] ont proposé un modèle de circuit électrique équivalent de l'oreille externe et moyenne et étudié la puissance absorbée par le tympan dans des conditions de champ diffus ainsi que l'effet de la géométrie du canal sur le profil de pression dans le conduit auditif. Khanna et Stinson [3] ont développé un modèle pour calculer le champ de pression acoustique dans le canal auditif. Ce modèle est basé sur l'équation des pavillons à forte courbure et de section droite variable et valide pour des conduits auditifs rigides acoustiquement. Ce modèle a permis de prédire de façon précise le champ acoustique dans des canaux auditifs de chats [3], [4]. Stinson [5] a étendu ce modèle pour prendre en compte l'absorption par la membrane tympanique et a validé cette approche avec des modèles réduits de canaux auditifs humains. Ce modèle permet de prédire la charge acoustique sur le tympan [6] et de calculer la vitesse particulaire, l'intensité acoustique [4] et la pression le long de l'axe courbe des sections droites, mais seulement en valeur constante dans une section droite. La théorie des guides ondes minces peut prendre en compte la présence de modes transverses lorsque le rapport du rayon à longueur de canal est faible [7]. Farmer-Fedor et Rabbitt sont les auteurs d'autres modèles analytiques paramétriques de pavillon curvilinéaire, mais supposent eux aussi que les grandeurs sont constantes sur une coordonnée de surface constante [8]. Stinson et Daigle [9] se sont intéressés à estimer la pression acoustique dans un conduit auditif humain synthétique excité par un piston plan à l'entrée du canal. Ils ont comparé la méthode BEM et le modèle analytique de pavillons. Les auteurs concluent que ce dernier est suffisant, si on s'intéresse à la pression acoustique le long de l'axe central du conduit et ce, jusqu'à 15kHz. Si la pression acoustique dans une section droite ailleurs qu'au centre est recherchée, un modèle BEM est nécessaire au-delà de 6kHz. Duda et Martens [10] se sont intéressés au calcul de la fonction de transfert pour un modèle de tête sphérique rigide avec canal auditif bloqué via une méthode semi-analytique basée sur la décomposition du champ acoustique en harmoniques sphériques. Ils ont étudié l'influence de la proximité de la source et de l'angle d'incidence sur la HRTF¹ ainsi que la réponse impulsionnelle. Plusieurs auteurs se sont intéressés aux méthodes numériques pour calculer la pression acoustique au niveau de l'entrée du canal auditif bloqué en tenant compte de la présence de la tête et du torse (HRTF) dans des conditions d'excitation par onde acoustique plane à diverses incidences ou en champ diffus. Weinrich [11] a été un des pionniers à utiliser les méthodes numériques de type éléments de frontière (BEM). Katz [12-14] s'est intéressé au calcul de 1 à 5 kHz de la HRTF de têtes artificielles rigides et de sujets réels à partir d'une BEM en intégrant les impédances mesurées de la peau et des cheveux. Khanna et al [15] ont également étendu les travaux de Katz en utilisant

¹ Head Related Transfer Function (Fonction de transfert de la tête). Cette grandeur décrit comment un champ sonore incident est modifié (diffracté) par la présence de la tête, la conche et le torse avant que celui-ci n'atteigne l'entrée du conduit auditif.

une technique BEM mais aussi IFEM (Infinite Finite Element Method) dans le cas d'une tête artificielle (KEMAR) jusqu'à 15kHz. Il a, en outre, étudié l'effet du pavillon et du torse sur les HRTF. Xiao et Liu [16] ont calculé la HRTF pour un modèle de tête sphérique excitée par une source ponctuelle ou une onde plane et une tête artificielle (KEMAR) supposée rigide. Nakazawa et Nishikita [17] ont estimé la HRTF pour une tête artificielle (Taro) en prenant en compte le conduit auditif (ouvert) et la présence d'une sonde microphonique dans ce conduit. Ces auteurs ont utilisé une approche par différences finies 3D dans le domaine temporel en utilisant une PML (Perfectly Matched Layer) [18] ou la condition de Mur du premier ordre [17] pour absorber les ondes acoustiques à la frontière entre le milieu borné et le milieu semi-infini. Walsh et Demkowicz [19,20] ont proposé une méthode d'éléments finis de frontière hp^2 adaptatifs appliquée à la modélisation du système auditif externe (conduit auditif humain synthétique ouvert + tête artificielle avec ou sans oreille). Ils ont développé une procédure adaptative pour faire converger la pression acoustique dans une zone localisée (près du tympan) plutôt que dans tout le domaine et une procédure adaptative pour le cas d'un second membre multiple (correspondant aux différents angles d'excitation). Ils ont étudié l'effet de l'angle d'incidence sur la réponse du système et comparé les modes du canal auditif et du pavillon calculés avec le modèle et mesurés expérimentalement. Qi et al [21] ont utilisé une approche par éléments finis tridimensionnels non linéaires pour modéliser l'interaction entre le conduit auditif et les tissus cartilagineux d'un nouveau-né. La loi de déformation de ces tissus est supposée hyper-élastique. Ils ont calculé les déplacements des parois du conduit auditif ainsi que le changement de volume du conduit sous grande pression statique. Gan et al [22] ont développé des modèles éléments finis 3D du conduit auditif (en négligeant la présence de la tête) couplé à l'oreille moyenne par la membrane tympanique. Ils ont adopté un modèle géométrique fidèle du système conduit auditif-oreille moyenne. Ils se sont attachés à prédire l'effet de l'épaisseur et de la raideur de la membrane tympanique, des propriétés de l'articulation incudostapédiale³ et de la charge cochléaire sur la réponse vibratoire de la membrane tympanique et la chaîne des osselets ainsi que la pression acoustique dans le canal. Gan et al [23] ont étendu leur modèle pour calculer la distribution de pression acoustique à l'intérieur de l'oreille moyenne et regarder l'influence d'une perforation tympanique sur les profils de pression acoustique dans l'ensemble de l'oreille.

2.2 Modélisation du système auditif externe occlus par un protecteur

Plusieurs auteurs se sont également intéressés à la modélisation du système auditif externe en présence d'un protecteur. Zwislocki [24,25] et Schroeter [26] ont proposé des modèles analytiques unidimensionnels de coquilles et bouchons basés sur des circuits électriques équivalents où les différents chemins de propagation (acoustique et conduction osseuse) sont représentés par des impédances acoustiques équivalentes. Lee et al [27] ont développé un modèle

² La méthode des éléments finis de type hp est une généralisation de la méthode des éléments finis. La lettre h réfère à la taille de l'élément et la lettre p à l'ordre de l'interpolation polynomiale utilisée au sein d'un élément fini. Dans la méthode des éléments finis, la convergence est obtenue par raffinement géométrique successif d'un maillage constitué d'éléments finis d'ordre d'interpolation faible. Dans la méthode des éléments finis de type hp , le maillage est raffiné en utilisant une combinaison appropriée de raffinement de type h (subdivision d'un élément en sous-éléments plus petits) et de type p (augmentation du degré du polynôme d'interpolation). La vitesse de convergence de cette méthode est de type exponentielle.

³ Articulation entre les osselets enclume étrier.

numérique hybride basé sur la méthode des éléments finis (MEF) pour le protecteur et d'éléments de frontière (BEM) pour le canal auditif. Ils ont appliqué avec succès ce modèle à une cavité parallélépipédique couplée à une plaque vibrante et fourni des résultats sur la réponse stationnaire et transitoire d'une coquille simplifiée sur coussin, couplée à un canal auditif cylindrique. Ciskowski et Royster [28] ont traité le problème d'une structure couplée à une cavité en régime stationnaire et transitoire avec la technique BEM uniquement, avec une application au système protecteur-canal auditif. Xie et al. [29] et Mourad et al [30] ont étendu la technique au problème couplé viscoélastique. Vergara et al [31] a développé un modèle éléments finis bidimensionnel pour estimer l'atténuation d'une coquille avec matériau absorbant et coussin couplée à un canal auditif excitée par des bruits impulsif de hauts niveaux. La force de serrage était prise en compte sous forme d'une force statique uniformément répartie sur la coquille. Les comparaisons avec les mesures expérimentales indiquent que le modèle est capable de fournir les tendances observées au niveau des tests. Gerges et al ont appliqué le modèle au cas d'un bouchon moulé [32]. Bockstael et al [33] dans le cadre de la méthode MIRE se sont intéressés à l'étude de la fonction de transfert entre la pression au niveau du tympan et celle au niveau d'un microphone situé à l'extrémité d'un bouchon moulé obstruant le canal auditif. Pour prédire la réponse acoustique du système canal auditif occlus par un bouchon, ils ont utilisé une méthode de différences finies dans le domaine temporel. Dans les travaux susmentionnés, l'oreille, la tête et le torse ne sont pas modélisés.

2.3 Modélisation du couplage entre bouchon et canal auditif - caractérisation des propriétés du canal auditif

Très peu d'études se sont intéressées à la caractérisation des propriétés mécaniques de la peau et du cartilage constituant le canal auditif et la plupart des modèles de l'oreille externe utilisent des propriétés de matériaux peu précises. D'une part, Qi et al [21] ont défini le module d'élasticité du cartilage variant entre 30 et 90 kPa sur la base de connaissances *a priori* et des études numériques de Zhang et al. [34] et Liu et al. [35] réalisées sur le cartilage articulaire puisque, à leur connaissance, la raideur du cartilage du canal auditif des nouveau-nés n'a jamais été évaluée précisément. D'autre part, Gan et al [22] ont défini des propriétés élastiques du canal auditif variant de 10 MPa à 35 MPa en se basant sur des données publiées en 1960 (Kirikae [36] et von Békésy [37]). Il semble effectivement que plusieurs auteurs se soient intéressés à la caractérisation du cartilage humain mais aucun spécifiquement au cartilage du canal auditif. Or, bien que le cartilage articulaire ait une structure similaire au cartilage auditif, les deux étant constitués de collagène de type II, il semble, selon Fung [38], que le cartilage élastique (canal auditif) contienne plus de fibres et soit plus flexible que le cartilage articulaire. Grellmann et al [39] se sont intéressés à la caractérisation du cartilage humain pour déterminer les propriétés optimales de support servant à la régénération du cartilage en vue de chirurgies reconstructrices. Ils ont considéré la caractérisation de spécimens cartilagineux provenant de trois structures cartilagineuses, soit: le cartilage du canal auditif, du septum nasal, du sternum et le cartilage costal. Dans leur étude, ils ont notamment déterminé que la méthode optimale pour caractériser le cartilage du canal auditif serait la micro-indentation, étant donné la taille très faible des spécimens qui peuvent être prélevés. Toutefois, leur étude expérimentale n'a inclus que les cartilages costaux et du sternum, puisqu'ils ne possédaient pas les équipements nécessaires pour caractériser les autres tissus cartilagineux. D'autre part, les techniques de

caractérisation mécanique de la peau les plus utilisées dans la littérature sont la traction, la torsion, la succion et l'indentation. L'indentation est probablement la méthode la plus employée pour la détermination des propriétés de la peau et des tissus sous-jacents, parce qu'il s'agit d'une voie directe et efficace. Zheng et Mak [40] et Tönük et Sylver-Thorn [41] ont utilisé des indenteurs portables, d'une taille approximative à celle d'un stylo, pour caractériser *in vivo* les propriétés biomécaniques de la peau et des tissus sous-jacents des membres inférieurs. Huang et al. [42] ont évalué les propriétés viscoélastiques des tissus mous du cou après radiothérapie. Toutefois, aucune étude concernant les propriétés mécaniques de la peau et des tissus sous-jacents du canal auditif n'a pu être répertoriée. Il semble persister une lacune importante quant à l'évaluation précise des propriétés mécaniques du complexe peau-cartilage constituant la paroi du canal auditif. Finalement, le couplage entre le bouchon protecteur et les parois du conduit auditif n'a été abordé que de façon empirique (Pirzanski et al. [43]).

2.4 Bilan

L'état des connaissances sur la modélisation du système auditif externe avec protection révèle un certain nombre de manques. En effet, plusieurs modèles du système auditif externe non occlus (canal auditif/tête/torse) ont été proposés mais peu de travaux se sont intéressés à l'utilisation de méthodes numériques pour étudier le couplage de protecteurs avec le canal auditif. Un modèle numérique fin de ce système permettrait de mieux comprendre la physique d'un tel système et pourrait être exploité pour expliquer les observations expérimentales et pour guider les développements techniques du dispositif de mesure de la performance des protecteurs proposé dans la partie 1, notamment pour l'investigation de la position optimale des microphones utilisés dans le dispositif de mesure de la performance des protecteurs, notamment des coquilles; ainsi que pour mieux comprendre les différentes fonctions de transfert entre les microphones et le tympan, information nécessaire pour mieux estimer certains facteurs de corrections et de compensation. Il pourrait également être utilisé dans une perspective d'amélioration de la conception acoustique des protecteurs auditifs.

3. OBJECTIFS DE L'ETUDE

L'**objectif principal** du projet a été présenté dans la partie 1 du rapport. Il s'agit de déterminer l'efficacité effective des protecteurs auditifs sur le terrain pour un quart de travail complet soit: 1) établir les fondements d'une méthode de mesure de cette efficacité valide autant en laboratoire que sur le terrain; 2) initier des développements scientifiques et technologiques pour l'amélioration des protecteurs auditifs. Dans cette partie, on s'intéresse plus spécifiquement à ce deuxième point, notamment via l'exploration d'un modèle numérique du système protecteur/canal auditif.

Plus précisément, il s'agit de :

1. proposer des modèles éléments finis de deux types de protecteur dans des configurations expérimentales simplifiées dans un objectif d'évaluation de ces modèles. Plus spécifiquement, il s'agit de :

- a. mettre en place un modèle d'un bouchon cylindrique bafflé⁴
- b. implanter un modèle de coquilles de type EARMUFF 1000

Dans les deux cas a et b, le protecteur est couplé à un conduit auditif artificiel cylindrique terminé par un microphone et on vise à calculer le champ de pression acoustique au niveau de ce microphone.

2. mettre en place un dispositif expérimental pour évaluer ces modèles
3. évaluer la performance de ces modèles en comparant les résultats expérimentaux et les résultats de simulation
4. étudier de façon numérique l'influence des incertitudes sur les paramètres du modèle
5. à l'issue de cette étude, identifier les difficultés et indiquer les perspectives de recherche sous-jacentes. Cette étude servira ainsi de base à un projet de grande envergure intitulé «Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs » [44] financé par l'IRSST et qui a démarré à l'automne 2009.

⁴ Un baffle consiste en une surface rigide acoustiquement dans laquelle l'objet est inséré. L'objet ne peut ensuite rayonné acoustiquement que dans le demi-espace au-dessus du baffle.

