

Développement d'une oreille artificielle simplifiée et réaliste
pour quantifier l'effet d'occlusion objectif

par

Marc-Olivier CYR-DESROCHES

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE MÉCANIQUE

M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 9 DÉCEMBRE 2021

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Marc-Olivier Cyr-Desroches, 2021



Cette licence [Creative Commons](#) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE RAPPORT DE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Olivier Doutres, directeur de mémoire
Département de Génie Mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Franck Sgard, codirecteur de mémoire
Directeur scientifique
Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail

M. Henri Champliaud, président du jury
Département de Génie Mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Jérémie Voix, membre du jury
Département de Génie Mécanique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE VENDREDI 3 DÉCEMBRE 2021

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer ma gratitude envers mes directeurs de mémoire Olivier Doutres et Franck Sgard pour m'avoir donné la chance de prendre part à ce merveilleux projet de recherche et de m'avoir encadré tout au long de ce processus. Vous avez été des mentors incroyables et j'ai été plus qu'heureux de faire partie de votre équipe. Merci beaucoup pour la contribution à ce projet.

J'aimerais rendre grâce à l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et sécurité du travail et Mitacs pour le financement de ce projet.

Je voudrais être reconnaissant envers le jury pour me permettre de défendre mon mémoire et pour votre participation à l'évaluation de celui-ci.

Je voudrais également remercier Kévin Carillo pour toute son aide apportée à mon projet, et ce malgré ses propres recherches en cours. Tu as été une personne ressource plus que parfaite et tu as toujours été disponible pour me partager tes connaissances. Au plaisir de se refaire des parties d'échecs.

J'aimerais remercier Thomas Padois et Fabien Bonnet pour toute l'aide apportée lors de mes mesures. J'aimerais également remercier Yu Luan, Bastien Poissenot-Arrigoni, Hugo Saint-Gaudens et Huiyang Xu pour votre précieuse aide au moment opportun de mon projet. J'aimerais aussi remercier tous mes collègues du ICAR pour les diners et les pauses café très agréables.

Pour finir, j'aimerais remercier ma conjointe Marie-Soleil Jacques pour son amour et son support au cours de ces dernières années, sans oublier ceux de mes parents, frères, grands-parents et amis.

DÉVELOPPEMENT D'UNE OREILLE ARTIFICIELLE SIMPLIFIÉE ET RÉALISTE DÉDIÉE À QUANTIFIER L'EFFET D'OCLUSION OBJECTIF

MARC-OLIVIER CYR-DESROCHES

RÉSUMÉ

Au Québec, environ 360 000 travailleurs sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruits susceptibles d'endommager leur santé auditive. L'utilisation de bouchons d'oreilles est parfois la seule solution envisageable pour réduire l'exposition du travailleur à ces bruits dangereux. Cependant, leur utilisation est associée à de multiples inconforts qui réduisent la qualité et le temps de port, les rendant ainsi inefficaces. Ce travail de maîtrise s'intéresse principalement à l'effet d'occlusion, un inconfort acoustique lié à la perception accrue des sons internes (comme sa propre voix) lorsque les oreilles sont occlues.

Ce mémoire a pour but d'améliorer les outils de simulation et de mesure de l'effet d'occlusion objectif, un indicateur généralement associé à l'inconfort acoustique vécu. L'indicateur objectif de l'effet d'occlusion, appelé « effet d'occlusion » (OE pour « occlusion effect » en anglais), est donc défini comme la différence de niveaux de pression acoustique en un point donné du conduit auditif entre le conduit occlus et ouvert. Effectivement, les oreilles artificielles existantes ne permettent pas de reproduire les principaux effets de l'OE observés sur des groupes de participants (ex., effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion) et les modèles utilisés pour concevoir ces oreilles n'ont pas encore pu être validés. Le développement de ce type d'outil est primordial pour pouvoir concevoir des bouchons d'oreilles plus confortables.

Ce travail de maîtrise vise donc à développer un prototype d'oreille artificielle (POA) simplifiée et réaliste dédié à la quantification objective de l'effet d'occlusion. Ce POA doit être simple au niveau sa géométrie et de son anatomie, mais suffisamment réaliste pour pouvoir bien reproduire le champ de vibration sur les parois du conduit. Le POA consiste en un conduit cylindrique à section constante intégré dans une matrice parallélépipédique reproduisant les tissus environnants du conduit auditif et est excité perpendiculairement au conduit directement sur les tissus mous à l'aide d'un banc de test dédié à la caractérisation de matériaux acoustiques (banc QMA).

Le POA est dans un premier temps conçu à l'aide d'outils numériques préliminaires. Il est ensuite fabriqué et évalué expérimentalement par rapport aux données de la littérature. L'évaluation du prototype d'oreille a permis de déterminer que les principaux effets connus observés sur l'OE (c.-à-d., type du bouchon et profondeur d'insertion) sont correctement reproduits pour un bouchon de mousse, mais moins pour un bouchon plus rigide en silicone. Une phase de validation est ensuite réalisée. Dans le cas d'un dispositif d'occlusion simple réalisé à l'entrée du conduit, les simulations de l'OE sont assez proches des mesures effectuées sur le POA fabriqué, et ce principalement quand les tissus mous sont modélisés

comme un solide viscoélastique quasi incompressible. Pour les dispositifs d'occlusion de type bouchon (mousse et silicone), la comparaison mesure/calcul est moins satisfaisante. Plusieurs facteurs pourraient expliquer ces différences dont : les propriétés mécaniques des bouchons et le contact entre la peau et le bouchon qui sont mal connus et mal modélisés.

Ce prototype d'oreille artificielle permet de faire un pas en avant vers le développement d'outils dédiés à l'amélioration du confort (et donc de l'efficacité) des bouchons d'oreilles, réduisant ainsi les risques de surdité des travailleurs.

Mots-clés : Effet d'occlusion, oreille artificielle, bouchon, modèle éléments finis, oreille externe

DEVELOPMENT OF A SIMPLIFIED AND REALISTIC ARTIFICIAL EAR FOR QUANTIFYING THE OBJECTIVE OCCLUSION EFFECT

MARC-OLIVIER CYR-DESROCHES

ABSTRACT

In Quebec, approximately 360,000 workers are exposed daily to noise levels that could damage their hearing health. The use of earplugs is sometimes the only solution to reduce the workers' exposure to these dangerous noises. However, their use is often associated with multiple discomforts which reduce the quality and the wearing time, thus rendering them ineffective. This dissertation is primarily concerned with the occlusion effect, an acoustic discomfort associated with the increased perception of internal sounds (such as one's own voice) when the ears are occluded.

The purpose of this memoir is to improve the simulation and measurement tools of the objective occlusion effect, an indicator generally associated with the experienced acoustic discomfort. The objective indicator of the occlusion effect (OE) is therefore defined as the difference in sound pressure at a given point in the ear canal between the occluded and open ear canal. Indeed, the existing artificial ears do not allow an accurate limitation of the main effects observed on groups of participants (e.g., effect of earplug type and the insertion depth) and the models used to design these ears have not yet been validated. The development of this type of tool is essential to be able to design more comfortable earplugs.

This master's work therefore aims to develop an artificial ear prototype (POA for "prototype d'oreille artificielle" in French) dedicated to the objective quantification of the occlusion effect. This POA must be simple in terms of its geometry and anatomy, but realistic enough to be able to properly reproduce the vibration field on the walls of the ear canal. The POA is designed to have a cylindrical ear canal of constant section integrated in a parallelepiped matrix reproducing the surrounding tissues and to be excited perpendicular to the ear canal directly on the soft tissues using a test bench dedicated to the characterization of acoustic materials (QMA bench).

The POA is first designed using initial digital tools. It is then manufactured and evaluated experimentally against data extracted from the literature. Evaluation of the POA determined that the main known effects observed on the OE (i.e., earplug type and insertion depth) are correctly reproduced for a foam earplug, but less so for a more rigid silicone earplug. A validation phase is then carried out. In the case of a simple occlusion device made at the entrance of the ear canal, the simulations of the OE are quite close to the measurements carried out on the manufactured POA, and this mainly when the soft tissues are designed as a quasi-incompressible viscoelastic solid. For earplugs type occlusion devices (foam and silicone), the measurement/calculation comparison is less satisfactory. Several factors could

explain these differences, including: the mechanical properties of earplugs and the contact between the skin and the earplug, which are poorly understood and poorly modeled.

This prototype of an artificial ear takes a step forward in the development of the tools dedicated to improving the comfort (and therefore the effectiveness) of earplugs, thus reducing the risk of deafness for workers.

Keywords: Occlusion effect, artificial ear, outer ear, earplug, finite element model

TABLE DES MATIÈRES

| | Page |
|--|------|
| INTRODUCTION | 1 |
| CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE | 5 |
| 1.1 Anatomie de l'oreille | 5 |
| 1.2 Conduction osseuse du son | 7 |
| 1.3 Mécanisme de l'effet d'occlusion | 9 |
| 1.4 Modélisation de l'effet d'occlusion | 9 |
| 1.4.1 Modèle électroacoustique | 10 |
| 1.4.2 Modèles numériques par la méthode des éléments finis..... | 13 |
| 1.4.2.1 Modèles 3D issus d'images médicales ex-vivo | 14 |
| 1.4.2.2 Modèle 3D issu d'images médicales in-vivo | 18 |
| 1.4.2.3 Modèles 2D axisymétriques issus de la littérature..... | 21 |
| 1.5 Mesures | 24 |
| 1.5.1 Effet d'occlusion objectif..... | 24 |
| 1.5.1.1 Mesures sur participants humains | 24 |
| 1.5.1.2 Mesures de l'effet d'occlusion sur oreilles artificielles physiques..... | 25 |
| 1.5.2 Caractérisation mécanique des matériaux..... | 27 |
| 1.6 Influence de divers facteurs sur l'effet d'occlusion | 30 |
| 1.6.1 Effet de la profondeur d'insertion du bouchon | 30 |
| 1.6.2 Effet du type de bouchon | 31 |
| 1.6.3 Effet de la distribution de vibration des parois du conduit | 31 |
| 1.6.3.1 Effet des conditions aux limites et des excitations | 32 |
| 1.6.3.2 Effet de la transition cartilage/os | 33 |
| 1.7 Synthèse et remarques..... | 35 |
| CHAPITRE 2 OBJECTIFS DE RECHERCHE | 37 |
| CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE..... | 39 |
| 3.1 Modélisation par éléments finis de l'oreille artificielle pour les phases de conception et de validation | 40 |
| 3.1.1 Oreilles artificielles pour la phase de conception : effet de la transition cartilage/os | 40 |
| 3.1.1.1 Géométries | 40 |
| 3.1.1.2 Matériaux | 42 |
| 3.1.1.3 Cas de chargement et conditions aux limites..... | 43 |
| 3.1.1.4 Modélisation par éléments finis | 44 |
| 3.1.2 Oreilles artificielles pour la phase de conception : effet de la présence du cartilage..... | 45 |
| 3.1.2.1 Géométries | 46 |

| | | |
|------------|---|----|
| 3.1.3 | 3.1.2.2 Cas de chargement et conditions aux limites | 46 |
| | Prototype d'oreille artificielle pour la phase de validation..... | 47 |
| | 3.1.3.1 Géométrie..... | 47 |
| | 3.1.3.2 Matériaux | 48 |
| | 3.1.3.3 Cas de chargement et conditions aux limites | 49 |
| 3.2 | Indicateurs utilisés pour concevoir la géométrie du POA, évaluer le réalisme du POA et valider le modèle numérique..... | 50 |
| | 3.2.1 Position du centroïde..... | 50 |
| | 3.2.2 Effet d'occlusion | 50 |
| | 3.2.3 Raideur dynamique de transfert..... | 51 |
| 3.3 | Fabrication du POA | 51 |
| 3.4 | Bancs de tests..... | 52 |
| | 3.4.1 Acquisition de la géométrie du POA | 52 |
| | 3.4.2 Caractérisation des matériaux | 53 |
| | 3.4.2.1 Méthode quasi statique (QMA) | 53 |
| | 3.4.2.2 Méthode indirecte basée sur la vitesse de propagation des ondes de compression | 55 |
| | 3.4.3 Effet d'occlusion et raideur dynamique de transfert du POA | 56 |
| | 3.4.4 Dispositifs d'occlusion testés..... | 59 |
| CHAPITRE 4 | RÉSULTATS ET DISCUSSION | 63 |
| 4.1 | Conception et évaluation numérique des prototypes d'oreilles artificielles | 63 |
| | 4.1.1 Effet de la transition entre les parties cartilagineuse et osseuse autour du CA | 63 |
| | 4.1.1.1 Évaluation de la position du centroïde..... | 64 |
| | 4.1.1.2 Effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion | 65 |
| | 4.1.2 Effet de la présence du cartilage | 67 |
| | 4.1.2.1 Évaluation de la position du centroïde..... | 67 |
| | 4.1.2.2 Effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion | 69 |
| 4.2 | Fabrication du prototype d'oreille artificielle | 71 |
| 4.3 | Validation de la géométrie et évaluation des défauts du prototype d'oreille artificielle fabriqué..... | 72 |
| 4.4 | Évaluation expérimentale du prototype d'oreille artificielle fabriqué | 74 |
| | 4.4.1 Effet de la précontrainte statique | 74 |
| | 4.4.2 Effet du type de dispositif d'occlusion | 76 |
| | 4.4.3 Effet de la profondeur d'insertion du dispositif d'occlusion | 77 |
| 4.5 | Phase de validation du MV | 78 |
| | 4.5.1 Caractérisation des matériaux | 79 |
| | 4.5.1.1 Méthode quasi statique (QMA) | 79 |
| | 4.5.1.2 Méthode indirecte basée sur la vitesse de propagation des ondes de compression | 80 |
| | 4.5.1.3 Résumé des propriétés obtenues grâce aux deux jeux de paramètres | 80 |
| | 4.5.2 Comparaison du modèle de validation au modèle de conception..... | 81 |

| | | |
|---------|---|-----|
| 4.5.3 | Comparaison des mesures et des simulations obtenues par le MV | 82 |
| 4.5.3.1 | Raideur dynamique de transfert..... | 82 |
| 4.5.3.2 | Effet d'occlusion..... | 84 |
| | CONCLUSION | 91 |
| | LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES..... | 101 |

LISTE DES TABLEAUX

| | Page |
|---|------|
| Tableau 3.1 Propriétés mécaniques (densité ρ , module de Young E , coefficient de Poisson ν et facteur de perte η) des domaines solides du MC1 | 43 |
| Tableau 3.2 Numéros, noms, images et profondeurs d'insertion des dispositifs d'occlusion pour tous les bancs de test | 60 |
| Tableau 4.1 Propriétés mécaniques et de leur écart-type des tissus mous (module de Young E , coefficient de Poisson ν et facteur de perte η) pour différents taux de compression de 0.8, 1.6 et 2.0%..... | 79 |
| Tableau 4.2 Résumés des propriétés (module de Young E , coefficient de Poisson ν , et célérité de l'onde compression c_l) des tissus mous et du cartilage selon les deux méthodes de caractérisations | 80 |

LISTE DES FIGURES

| | Page |
|------------|--|
| Figure 1.1 | Schéma d'une reconstitution d'une coupe frontale d'une oreille humaine6 |
| Figure 1.2 | Voie de transmission du son par conduction osseuse.....8 |
| Figure 1.3 | (a) Géométrie du CA du modèle EA (b) ouvert et (c) occlus par une impédance infinie à l'entrée du CA11 |
| Figure 1.4 | (a) Vue intérieure du conduit occlus. (b) Vue inférieure du modèle complet.....15 |
| Figure 1.5 | (a) Modèle EF 3D de l'oreille externe, (b) vue sectionnelle des images du Visible Human Project et (c) la cavité du CA selon l'axe médiale (M), latérale (L), supérieur (S), inférieur (I), postérieur (P), Intérieur (I).....17 |
| Figure 1.6 | (a) Modèle CAO de la géométrique de l'oreille artificielle, (b) modèle par EF et (c) l'oreille artificielle où (1) représente la partie osseuse, (2) les tissus mous, (3) le cartilage et (4) l'insert en aluminium18 |
| Figure 1.7 | OE objectif issu des mesures et simulations de Poissenot-Arrigoni et al. (2019).....20 |
| Figure 1.8 | Modèle 2D axisymétrique issu de la littérature22 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Figure 1.9 | Modèles 2D axisymétriques issus de la littérature | 23 |
| Figure 1.10 | (a) IRM du sujet de référence. (b) Reconstruction géométrique de l'oreille externe du sujet où (1) représente le bouchon, (2) la partie osseuse, (3) le cartilage, (4) les tissus mous et (5) l'air dans le CA. (c) Modèle numérique de l'oreille artificielle. (d) oreille artificielle physique | 26 |
| Figure 1.11 | Moyenne et écart-type de l'OE sur mesuré sur le sujet de référence (cercle vert) et sur l'ATF (astérisque rouge) | 27 |
| Figure 1.12 | Système de l'analyseur quasi statique (QMA) | 28 |
| Figure 1.13 | OE à 100 Hz en fonction de la position de la source de débit volumique (modèle EA et modèle EF avec seulement la cavité du CA) et du centroïde calculé par le modèle EF avec les différentes conditions | 32 |
| Figure 1.14 | OE objectif d'une impédance infinie, un bouchon de mousse et de silicone 100 Hz en fonction de la profondeur d'insertion pour les trois transitions..... | 34 |
| Figure 3.1 | a) Vue en coupe de la géométrie du MC1 selon une b) transition abrupte, c) transition modérée et d) transition faible entre les parties cartilagineuse et osseuse..... | 41 |
| Figure 3.2 | a) Vue en coupe du MC2 selon la présence de cartilage (a) et (b) et l'absence de cartilage (c)..... | 46 |
| Figure 3.3 | Vue de coupe a) géométrie 3D du MV avec l'air externe et la PML et b) agrandissement de la géométrie sans l'air externe et la PML | 47 |

| | | |
|------------|---|----|
| Figure 3.4 | Moules envoyés à True Phantom et échantillons cylindriques reçus pour la caractérisation des tissus mous au QMA | 54 |
| Figure 3.5 | a) Banc de test et b) agrandissement sur le POA. Les numéros montrent respectivement (1) le POA, (2) le microphone de référence, (3) la plaque mobile excitée par un pot vibrant, (4) le capteur de force, (5) l'accéléromètre (6) la manivelle pour contrôler la position de la plaque rigide supérieure et contrôler le taux de compression statique appliquée au POA, (7) le dispositif d'occlusion de l'impédance infinie et (8) le microphone Knowles..... | 57 |
| Figure 4.1 | Position du centroïde simulée avec le MC1 en fonction de la fréquence selon les trois types de transition « cartilage/os »..... | 64 |
| Figure 4.2 | Effet du type de bouchon (mousse et silicone) pour une insertion moyenne sur l'OE simulé avec le MC1 pour les trois types de transition : a) faible, b) modérée et c) abrupte. Comparaison avec les mesures expérimentales publiées par Brummund et al. (2015)..... | 65 |
| Figure 4.3 | Effet de la profondeur d'insertion d'un bouchon de mousse sur l'OE simulé avec le MC1 pour les trois types de transition: a) faible, b) modérée et c) abrupte. Comparaison avec les mesures expérimentales de Stenfelt & Reinfeldt (2007) | 66 |
| Figure 4.4 | Effet de la présence de cartilage sur la position du centroïde simulée avec MC2 en fonction de la fréquence..... | 68 |
| Figure 4.5 | Effet du type de bouchon (mousse et silicone) pour une insertion moyenne sur l'OE simulé avec le MC2 a) avec cartilage et b) sans cartilage. Comparaison avec les mesures expérimentales publiées de Brummund et al. (2015) | 69 |

| | | |
|-------------|--|----|
| Figure 4.6 | Effet de la profondeur d'insertion d'un bouchon de mousse sur l'OE simulé avec le MC2 a) avec cartilage et b) sans cartilage. Comparaison avec les mesures expérimentales de Stenfelt & Reinfeldt (2007)..... | 70 |
| Figure 4.7 | Prototype d'oreille artificielle fabriqué selon plusieurs vues. Les défauts sont montrés en rouges, les composantes en noir et les directions en bleu. | 72 |
| Figure 4.8 | Images du « scan » selon le a) plan supéro-inférieur b) plan postéro-intérieur et c) plan latéro-médial | 73 |
| Figure 4.9 | Pores dans les tissus mous | 73 |
| Figure 4.10 | Module en dB [20*log10, Réf. 1 N/mm] de la raideur dynamique de transfert mesurée - Effet de la précontrainte statique sur le prototype d'oreille artificielle fabriqué pour les différents taux de compression..... | 75 |
| Figure 4.11 | Effet du dispositif d'occlusion (bouchon en mousse ou silicone) sur l'OE mesuré avec le prototype d'oreille artificielle fabriqué pour des profondeurs d'insertion de a) 6 et b) 12 mm | 76 |
| Figure 4.12 | Mesure de l'OE avec le prototype d'oreille artificielle fabriqué : effet de la profondeur d'insertion pour des bouchons en a) silicone et b) mousse..... | 77 |
| Figure 4.13 | Comparaison de l'OE simulé avec MC2 et MV pour les deux jeux de paramètres. a) bouchon en mousse à des insertions peu profonde (6 ou 7 mm) et profonde (18 ou 22 mm) et b) bouchons en mousse et silicone pour une insertion moyenne (12 ou 15 mm) | 81 |

| | | |
|-------------|---|----|
| Figure 4.14 | Module en dB [20*log10, Réf. 1 N/mm] de la raideur dynamique de transfert simulée avec les jeux de paramètre 1 et 2 et mesurée avec le POA fabriqué | 83 |
| Figure 4.15 | Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA ouvert (a), occlus (b) et (c) OE du dispositif de l'impédance infinie à l'entrée du CA | 84 |
| Figure 4.16 | Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en silicone pour une profondeur d'insertion de 6 mm | 86 |
| Figure 4.17 | Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en mousse pour une profondeur d'insertion de 6 mm | 88 |

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

| | |
|-------|--|
| 2D | Bidimensionnel |
| 3D | Tridimensionnel |
| AC | Conduction aérienne |
| ATF | Banc d'essai acoustique (« acoustic test fixture » en anglais) |
| BC | Conduction osseuse |
| CA | Conduit auditif |
| EA | Électroacoustique |
| EF | Éléments finis |
| ÉTS | École de technologie supérieure |
| ICAR | Infrastructure commune en acoustique pour la recherche ÉTS-IRRST |
| IRM | Imagerie à résonance magnétique |
| IRSST | Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail |
| MC1 | Modèle dédié à la première phase de conception |
| MC2 | Modèle dédié à la seconde phase de conception |

| | |
|-----|--|
| MV | Modèle dédié à la phase de validation |
| MT | Membrane tympanique |
| OE | Effet d'occlusion défini comme l'indicateur (« occlusion effect » en anglais) |
| POA | Prototype d'oreille artificielle |
| QMA | Analyseur mécanique quasi statique (« Quasi-static mechanical analyser » en anglais) |
| STL | Format de fichier utilisé en stéréolithographie |
| TPS | True Phantom Solutions |

INTRODUCTION

La surdité est la maladie professionnelle la plus recensée et la plus couteuse au Québec. Chaque jour, environ 360 000 travailleurs sont exposés à des niveaux de bruit susceptibles d'occasionner des dommages irréparables de l'ouïe. Les pistes de solutions pour réduire cette exposition consistent à réduire directement le bruit à la source, à modifier l'environnement où s'effectue la propagation sonore ou à isoler le travailleur à l'aide de protecteurs auditifs individuels (bouchon, coquille ou double protection). Même si les deux premières solutions sont à privilégier, le port de protecteurs auditifs individuels est une technique très utilisée sur le terrain pour des raisons de praticité, de coût ou tout simplement, car c'est la seule technique de réduction du bruit qui puisse s'appliquer. Cependant, les protecteurs auditifs engendrent de nombreux inconforts, par exemple, des inconforts acoustiques (intelligibilité des sons utiles, difficulté de communication, effet d'occlusion, etc.) et/ou physiques (pression sur les parois du conduit auditif, échauffement de l'oreille, etc.). (Doutres et al., 2019) (Doutres et al., 2020) Ces inconforts limitent le temps et la qualité de port du protecteur, deux éléments indispensables pour assurer une protection efficace contre les bruits dangereux.

Ce travail de maîtrise se concentre sur un inconfort acoustique appelé l'effet d'occlusion et plus particulièrement sur l'indicateur objectif généralement associé à cet inconfort. Le terme « effet d'occlusion » est couramment utilisé pour décrire la perception des sons internes (sa propre voix et les bruits physiologiques tels que la mastication) qui se propagent par conduction osseuse et qui est accrue lorsque le conduit est occlus par un protecteur auditif, des écouteurs, une prothèse auditive ou tout autre dispositif d'occlusion. Ce phénomène peut être perçu comme très inconfortable par les utilisateurs. Par exemple, on rapporte dans la littérature que sa propre voix sonne plus grave ou caverneuse. Pour vous en convaincre, lisez ces lignes à haute voix tout en bouchant vos oreilles à l'aide de la paume de vos mains ou du bout de vos doigts et vous percevrez ce phénomène.

L'effet d'occlusion ressenti par l'utilisateur, et qui peut donc être vécu comme un inconfort, est associé à une augmentation de la pression acoustique dans le conduit auditif dans les basses fréquences lorsque celui-ci est occlus. L'indicateur objectif de l'effet d'occlusion, appelé « effet d'occlusion » (OE pour « occlusion effect » en anglais) par simplicité dans ce mémoire, est donc défini comme la différence de niveaux de pression acoustique en un point donné du conduit auditif (généralement le tympan) entre les configurations « conduit occlus » et « conduit ouvert ». Il est connu que la position du bouchon dans le conduit ainsi que le type de bouchon impactent l'OE. Cependant, les bouchons du commerce ne sont pas caractérisés par cet indicateur. Cette information n'est donc pas connue de l'acheteur potentiellement intéressé par le produit qui crée le plus faible OE. Les manufacturiers de bouchons d'oreilles ne possèdent pas d'outils leur permettant de concevoir des produits à OE minimum. Cet effet n'est donc pas encore considéré lors des phases de conception. Une solution utilisée pour les prothèses auditives est de pratiquer un évent dans le dispositif (trou débouchant entre l'extérieur et l'intérieur du conduit auditif), mais cela n'est pas applicable pour les bouchons d'oreilles qui doivent protéger l'utilisateur des bruits extérieurs dangereux.

L'équipe de recherche conjointe ÉTS/IRSST travaille depuis de nombreuses années sur le développement d'outils de simulation et de mesure de l'OE objectif. Cependant, (i) les oreilles artificielles conçues pour le moment n'ont pas permis de reproduire les principaux effets sur l'OE déjà observé sur des groupes de participants (exemple, effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion) et sont basées sur des excitations mécaniques difficiles à réaliser et (ii) les modèles utilisés pour concevoir ces oreilles n'ont pas encore pu être validés. Une oreille externe artificielle simplifiée (ex. géométrie et anatomie), mais suffisamment réaliste (ex., par sa capacité à bien reproduire le champ de vibration sur les parois du conduit) permettrait d'éliminer certaines limites liées aux oreilles déjà conçues (ex. excitation, évaluation, validation des modèles). Le développement de ce type d'outil est primordial pour pouvoir concevoir des bouchons d'oreille plus confortables. L'objectif principal de ce mémoire consiste donc à développer un prototype d'oreille artificielle (POA) simplifiée et réaliste dédiée à la quantification objective de l'OE.

Dans ce mémoire, une revue de la littérature est d'abord effectuée et permet d'établir l'état des connaissances sur le mécanisme de l'OE. Les objectifs de recherche sont ensuite clarifiés et une méthodologie est proposée pour répondre à ceux-ci. Les résultats sont présentés et discutés et finalement, suivis d'une conclusion.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre présente une description générale de concepts importants et de recherches antérieures pour aider à la compréhension de l'effet d'occlusion et identifier les manquements de la littérature quant à la mesure et la prédition de l'OE objectif sur oreilles artificielles. La section 1.1 présente une brève description de l'anatomie de l'oreille humaine suivie de celles des mécanismes de conduction par voie osseuse du son à la section 1.2. Les mécanismes fondamentaux de l'OE sont présentés à la section 1.3 et la section 1.4 fait un bilan des modèles existants pour prédire l'OE à savoir les modèles analytiques de type électroacoustique et les modèles numériques (bidimensionnel (2D) axisymétrique et tridimensionnel (3D)). La section 1.5 recense les méthodes de mesure de l'OE sur participants humains ou sur oreilles/têtes artificielles. La section 1.6 rapporte les effets de différents facteurs sur l'OE (exemple, type de bouchon, profondeur d'insertion, anatomie de l'oreille) et évalués à l'aide de modèles et/ou de mesures sur participants. Finalement, la section 1.7 fait une synthèse de l'ensemble de la revue de la littérature, et ouvre sur les questions de recherche de cette étude.

1.1 Anatomie de l'oreille

Cette section donne un aperçu général de l'anatomie de l'oreille humaine. L'oreille est composée de trois parties soit l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne (voir Figure 1.1).

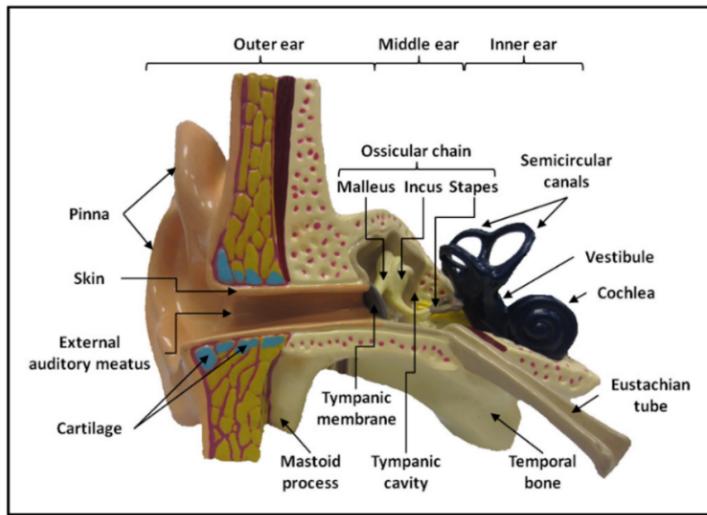


Figure 1.1 Schéma d'une reconstitution d'une coupe frontale d'une oreille humaine
Tirée de Brummund (2014)

L'oreille externe est composée du pavillon de l'oreille (pinna), du conduit auditif (CA) et de la membrane tympanique (MT). Le pavillon de l'oreille, la partie visible de l'oreille externe, est composé de cartilage, de muscle et de peau. Le conduit auditif, est quant à lui usuellement scindé en deux parties : une partie dite « cartilagineuse » principalement constituée de peau comprenant l'épiderme, le derme et l'hypoderme, de cartilage, de muscle et de gras et une autre dite « osseuse » constituée de peau et d'os dont la mastoïde. L'épaisseur de la peau dans la région cartilagineuse varie entre 0.5 à 1 mm, tandis que dans la région osseuse, son épaisseur est d'environ 0.2 mm. (Brummund, 2014) La peau de la région osseuse est en continu avec la couche externe de la MT. La membrane tympanique sépare l'oreille externe de l'oreille moyenne. L'oreille moyenne est composée principalement des osselets (le marteau, l'enclume et l'étrier), de la cavité tympanique, de la trompe d'Eustache ainsi que de la fenêtre ovale et ronde (non visible sur le schéma, mais respectivement située à l'extrémité de l'étrier et sur la trompe d'Eustache entre la cochlée). Les fenêtres ovale et ronde séparent l'oreille moyenne de l'oreille interne. L'organe auditif de l'oreille interne responsable de l'audition est la cochlée alors que le vestibule et les canaux semi-circulaires servent plutôt à l'équilibre.

Plusieurs études sur l'oreille externe donnent plus d'informations sur les aspects géométrique et anatomique. Le CA est biscornu (en forme de S) et composé de 2 coudes plus ou moins prononcés. L'étude de Zwislocki (1980) mentionne une longueur moyenne de 23 mm et un diamètre de 7.48 mm alors que l'étude de Stinson & Lawton (1989) indique une longueur moyenne de 30.4 mm. L'étude de Salvenilli et al. (1991) rapporte une longueur moyenne de 23.5 mm et un diamètre moyen de 7.1 mm. La grande différence de longueur dans l'étude de Stinson & Lawton (1989) avec les deux autres études peut être expliquée par le fait qu'ils ont mesuré la longueur de l'axe curviligne du CA passant par le centroïde des sections droites du CA (i.e., perpendiculaires à l'axe curviligne). Les différences peuvent aussi s'expliquer par plusieurs autres facteurs spécifiques à chaque étude : le nombre d'hommes et de femmes dans l'étude, l'âge des participants (même si le CA atteint sa forme adulte dès l'âge de 7 à 9 ans), la variabilité de la dimension du CA et la méthode de mesure (Hansen, 1998). Tel que mentionné précédemment, le CA est généralement divisé en deux parties cartilagineuse et osseuse. Le ratio de longueur que chacune des parties occupe le long du CA diffère selon les études. Certaines d'entre elles précisent un ratio de 0.5 :0.5 alors que d'autres indiquent un ratio de 0.33 :0.66 (Alvord & Farmer, 1997; Oliveira & Hoeker, 2003; Stenfelt, Wild, Hato, & Goode 2003). Les aspects géométrique et anatomique de l'oreille externe sont d'avantages décrits dans les prochaines sections.

1.2 Conduction osseuse du son

Les sources sonores peuvent être externes ou internes au corps humain. Une source externe ou aérienne correspond à un bruit ambiant comme la radio, la télévision, les appareils électroménagers, etc. tandis qu'une source interne ou solidienne est reliée à notre propre voix, aux bruits physiologiques comme la mastication, le battement du cœur ainsi qu'à une excitation générée par le choc des pieds sur le sol pendant la marche ou une excitation mécanique appliquée directement sur la mastoïde ou sur le front dans le cas de tests audiologiques. Ces sources génèrent des ondes qui se propagent jusqu'à l'oreille interne

selon deux types de conduction. La première conduction consiste à une propagation du son jusqu'à la cochlée via les composantes de l'oreille externe et moyenne. (Gelfand, 2010, cité dans Brummund, 2014). Elle est appelée conduction aérienne (AC). La deuxième conduction consiste en une propagation du son directement ou indirectement jusqu'à l'oreille interne via les os du crâne jusqu'à la cochlée, appelée conduction osseuse (BC) ou conduction solidaire (Gelfand, 2010, cité dans Brummund, 2014). Il est important de mentionner que les ondes d'une source externe (aérienne) peuvent se propager par conduction aérienne et osseuse. Comme l'objectif de cette recherche porte sur le phénomène de l'effet d'occlusion, les mécanismes de la BC sont davantage expliqués. La Figure 1.2 présente les quatre voies de transmission osseuse du son.

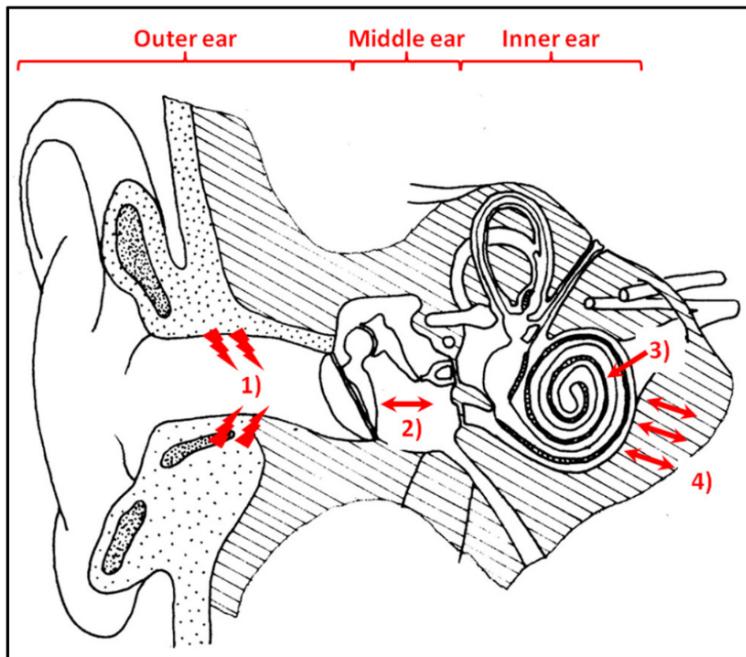


Figure 1.2 Voie de transmission du son par conduction osseuse
Tirée de Brummund (2014)

D'après Brummund, 2014, les recherches de Báràny (1938), Tonndorf (1972) et Stenfelt & Goode (2005) résument la BC aux quatre chemins de transmission suivants :

- Vibration des parois du CA créant une pression acoustique dans le CA (1);

- Mouvement inertiel des osselets de l'oreille moyenne (2);
- Mouvement inertiel du fluide cochléaire (3);
- Compression élastique des parois de la cochlée (4).

Les voies (2 à 4) sont directement transmises à l'oreille interne, tandis que la voie (1) est indirectement transmise à l'oreille interne via l'oreille externe et moyenne soit en faisant vibrer les parois du CA qui crée une pression acoustique dans le CA qui excite la MT. À basse fréquence, la voie (1) domine lorsque le CA est occlus, mais est négligeable lorsqu'il est ouvert (Stenfelt et al. 2003).

1.3 Mécanisme de l'effet d'occlusion

Plusieurs études mentionnent que dans le cas ouvert, l'énergie sonore fuit ou s'échappe vers l'extérieur tandis qu'elle est emprisonnée ou piégée dans le cas occlus, expliquant ainsi l'OE. (Carle, Laugesen & Nielsen, 2002) (Kiessling et al., 2005). L'interprétation du mécanisme de l'OE préconisée par Carillo, Sgard & Doutres (2020) stipule que lors d'une occlusion du conduit, l'« opposition » de la cavité du CA (caractérisée par son impédance acoustique) à la vitesse volumique imposée par ses parois augmente et la pression acoustique générée en réaction croît en amplitude. Carillo et al. (2020) montrent (à l'aide de modèles analytique et numérique, voir section 1.4) que l'interprétation basée sur ce concept représente davantage ce qui se passe physiquement.

1.4 Modélisation de l'effet d'occlusion

Dans cette section, des modèles électroacoustiques (EA) et numériques par éléments finis (EF) utilisés pour prédire l'OE et mieux comprendre ses mécanismes fondamentaux sont décrits. Ces modèles sont aussi utilisés pour concevoir des oreilles artificielles dédiées à la mesure de l'OE, et aussi ultimement, à la conception de bouchon réduisant l'inconfort associé.

Les modèles EA ont été les premiers développés afin d'évaluer l'OE de façon objective (Stenfelt and Reinfeldt, 2007) (Tonndorf, 1964). Les modèles EA définissent la cavité du conduit auditif comme des masses acoustiques (effet inertiel), des compliances (effet de compressibilité) et des résistances (effet dissipatif). La vibration de la paroi du conduit est quant à elle décrite par une source acoustique de débit équivalent. Ces modèles facilitent la compréhension du mécanisme de l'OE en permettant d'interpréter les constantes de manière physique. Cependant, le comportement mécanique du bouchon ainsi que ses couplages avec les parois et la cavité du CA sont difficiles à prendre en compte dans les modèles EA. (Carillo et al., 2020) Des modèles EF ont ainsi été développés afin de franchir les limites des modèles EA en tenant compte de la géométrie, des propriétés matériau, des conditions limites et du chargement.

1.4.1 Modèle électroacoustique

Le modèle électroacoustique présenté à la Figure 1.3 a été proposé par Carillo et al. (2020). C'est un modèle simplifié dont le but était d'aider à mieux comprendre les mécanismes fondamentaux de l'OE. Ainsi, le dispositif d'occlusion n'est pas un bouchon inséré dans le conduit, mais une terminaison rigide acoustiquement (c.a.d., vitesse acoustique nulle) placée à l'entrée du conduit et qui crée ainsi une impédance acoustique infinie pour les ondes qui se propagent dans le conduit. Les entrées de ce modèle EA sont calculées à partir du modèle EF présenté à la section 1.4.2.1, ce qui n'avait jamais été fait auparavant.

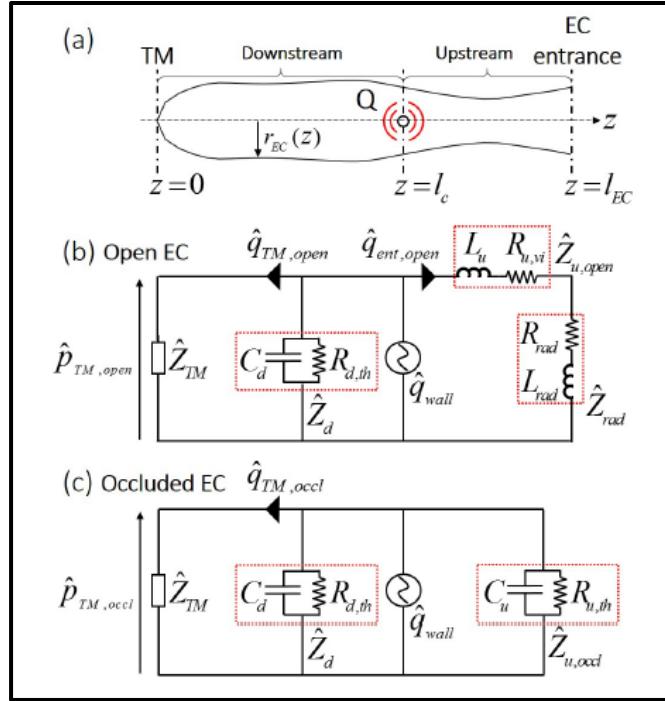


Figure 1.3 (a) Géométrie du CA du modèle EA (b) ouvert et (c) occlus par une impédance infinie à l'entrée du CA
Tirée de Carillo et al. (2020)

Le CA est représenté par un conduit à section circulaire d'une longueur l_{EC} et d'un rayon variable r_{EC} (voir Figure 1.3.a)). Dans ce modèle, la vitesse volumique imposée à la cavité du conduit auditif par la paroi du conduit auditif est prise en compte par une source de débit acoustique q est située à une distance l_c de l'entrée du CA, le séparant ainsi en deux parties (amont et en aval). La vitesse volumique représente la compression/raréfaction de la cavité du conduit auditif causée par le pompage de la paroi du conduit auditif et qui résulte de l'excitation mécanique de l'oreille externe. La position de cette source de débit est obtenue via le calcul de la position du centroïde (ou barycentre) des vitesses normales de la paroi du CA, telle que :

$$\underline{x}_c = \frac{\int_{S_{wall}} \underline{x} |\hat{v}_{n,wall}(\underline{x})| dS}{\int_{S_{wall}} |\hat{v}_{n,wall}(\underline{x})| dS}, \quad (1.1)$$

avec \underline{x}_c la position du vecteur dans l'espace 3D, S_{wall} la surface de la paroi du CA et $\hat{v}_{n,wall}$ la valeur complexe de la vitesse normale de la paroi du CA ouvert issue d'un calcul numérique effectué à l'aide du modèle EF associé (Carillo et al., 2020). À partir de l'équation (1.1), la position du centroïde sur l'axe curviligne du CA (c.-à-d., l_c) est obtenue en prenant la projection normale de \underline{x}_c sur cet axe. Le débit imposé par la vibration de la paroi du CA est alors défini comme :

$$\hat{q}_{wall} = \langle \hat{v}_{n,wall} \rangle S_{wall}. \quad (1.2)$$

La MT est caractérisée par l'impédance acoustique de Shaw & Stinson. (Shaw & Stinson, 1983) Dans le cas ouvert, l'entrée du CA est caractérisée par l'impédance acoustique d'un piston circulaire bafflé \hat{Z}_{rad} réduit à l'inertie de la masse acoustique L_{rad} et par une résistance de rayonnement acoustique dans le milieu environnant R_{rad} défini par :

$$\hat{Z}_{rad} = R_{rad} + j\omega L_{rad}. \quad (1.3)$$

L'impédance vue par la paroi du CA ouvert dans la partie en amont ($Z_{u,open}$) est contrôlée par une masse acoustique L_u (effet inertiel) avec une résistance acoustique $R_{u,vi}$ (pertes visqueuses). Dans le cas occlus, l'impédance vue par les parois du CA dans la partie en amont est représentée par une souplesse acoustique C_u en parallèle avec une résistance acoustique $R_{u,th}$ représentant les pertes thermiques de sorte que l'impédance est définie par $Z_{u,occl}$. La partie en aval est gouvernée par l'effet de compressibilité de la compliance acoustique C_d en parallèle avec une résistance acoustique représentant les pertes thermiques $R_{d,th}$ défini par l'impédance Z_d . Dans le cas ouvert, l'impédance en aval est définie par

$$\hat{Z}_{EC/Q,open} = \hat{Z}_{u,open} + \hat{Z}_{rad}, \quad (1.4)$$

et dans le cas occlus par

$$\hat{Z}_{EC/Q,occl} = \hat{Z}_{u,occl}. \quad (1.5)$$

Étant donné que (i) l'impédance du conduit occlus est beaucoup plus élevée que celle du conduit ouvert et (ii) la pression acoustique générée dans le conduit auditif est le produit de la vitesse volumique totale imposée au conduit auditif par son impédance d'entrée, alors on peut montrer que l'OE peut s'exprimer directement par une différence d'impédance acoustique entre le CA ouvert et occlus selon l'équation (Carillo et al., 2020)

$$OE = 20 * \log_{10} \left(\left| \frac{\hat{Z}_{EC/Q,occl}}{\hat{Z}_{EC/Q,open}} \right| \right). \quad (1.6)$$

L'impédance acoustique du conduit auditif représente l'« opposition » du conduit auditif à la vitesse volumique imposée. Plus l'« opposition » est grande, plus la pression acoustique générée en réaction est grande.

1.4.2 Modèles numériques par la méthode des éléments finis

Dans cette section, les modèles EF 3D et 2D axisymétriques sont présentés en fonction de la provenance des images médicales utilisées pour établir la géométrie des modèles. Les images médicales issues d'imagerie à résonance magnétique (IRM) ou de tomodensitométrie (« CT-scans ») peuvent être tirées de cadavre (ex-vivo) ou de participants humains vivants (in-vivo). Les modèles issus d'images in-vivo sont plus récents et plus intéressants, car des mesures acoustiques sur les participants peuvent aussi être réalisées et utilisées pour la phase de validation des modèles. Concernant la géométrie des modèles EF, les modèles 3D sont « par nature » plus réalistes que les modèles 2D (géométrie, chargement et conditions aux limites), mais ce qui se fait au détriment du temps de calcul. Les modèles 2D sont donc plus

régulièrement utilisés pour effectuer des analyses de sensibilité par exemple sur l'effet du bouchon.

1.4.2.1 Modèles 3D issus d'images médicales ex-vivo

Le modèle de Brummund, Sgard, Petit & Laville (2014) consiste en une reconstruction géométrique de l'oreille externe à partir d'une tête de cadavre de femme. Les images sont obtenues grâce à la base de données du Visible Human Project de la Bibliothèque américaine de médecine. La totalité du CA est reconstruite incluant la partie cartilagineuse et osseuse du CA. La partie osseuse comprend une couche de peau autour du CA ainsi que presque la totalité de l'os temporal (à l'exception de la moitié supérieure de la partie squameuse et l'apophyse styloïde). La partie cartilagineuse comprend une couche de peau ainsi qu'un matériau homogène équivalent (identifié par « soft » pour « tissus mous » sur la Figure 1.4) utilisé pour répliquer les parties « muscle + gras + cartilage » (voir section 1.1). Dans ce modèle, le pavillon, la peau et les tissus mous (cartilages, gras et muscles) sont tronqués par une forme cylindrique d'un diamètre de 27 mm. Quelques structures anatomiques n'ont pas été prises en compte, comme la MT, les osselets et la cavité de l'oreille moyenne. Cependant, l'effet acoustique de ces structures est pris en compte via l'impédance tympanique de Shaw & Stinson. (Shaw & Stinson, 1983) L'impédance équivalente d'un piston circulaire bafflé est utilisée pour simuler le couplage avec le fluide extérieur à l'entrée du CA ouvert.

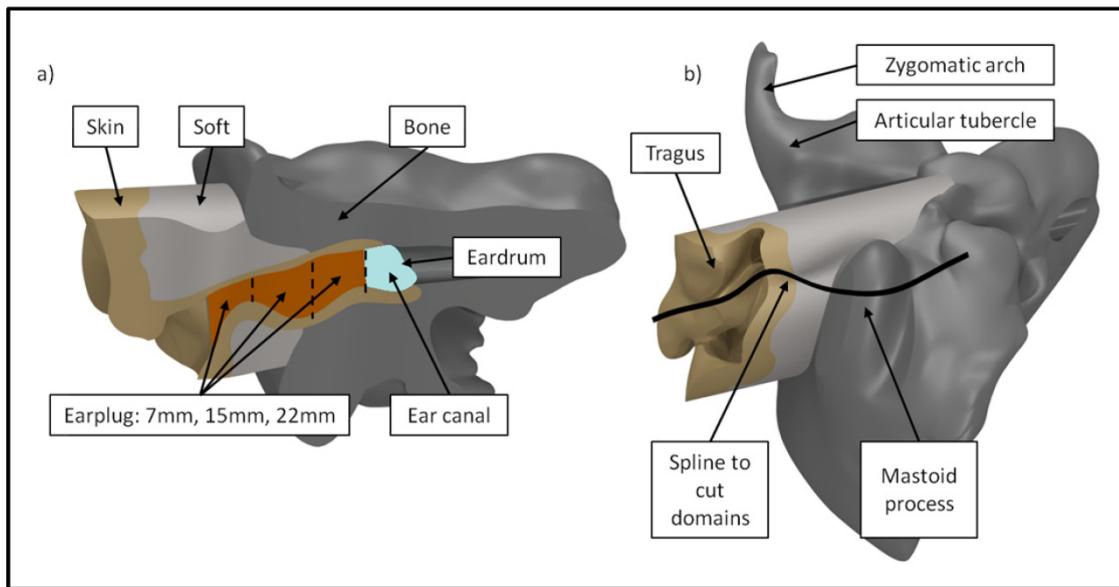


Figure 1.4 (a) Vue intérieure du conduit occlus. (b) Vue inférieure du modèle complet
Tirée de Brummund et al. (2014)

Le bouchon est supposé épouser parfaitement les parois du CA et ne pas déformer ces dernières. Les valeurs des propriétés des tissus biologiques et des bouchons sont issues de la littérature. En ce qui concerne les conditions limites, la partie de la peau et du bouchon en contact avec l'air extérieur ainsi que l'os temporal sont considérés libres tandis que la partie cylindrique de la peau et des tissus mous sont fixes. L'excitation consiste en une force dynamique d'amplitude 1 N appliquée directement sur la mastoïde sur une surface de 175 mm².

Ce modèle a permis de confirmer, entre autres, que le type de bouchon et leur profondeur d'insertion influencent l'amplitude de l'OE. De plus, les données obtenues concordent avec les données expérimentales de l'étude de Stenfelt & Reinfeldt (2007) pour toutes les fréquences sauf pour la fréquence de 2 kHz (bouchon en silicone) et les fréquences de 1 kHz à 2 kHz (bouchon en mousse). Cependant, les résultats obtenus grâce à ce modèle sont critiquables, car l'excitation se produit directement sur la mastoïde, ce qui n'est pas réaliste. Expérimentalement, l'excitation se produit sur la mastoïde via la peau et les tissus mous qui pourraient également modifier l'amplitude de l'OE. De plus, utiliser un matériau homogène équivalent pour tenir compte des différentes parties anatomiques de la partie cartilagineuse

du CA (i.e., cartilage, gras et muscle) est critiquable, car (1) cela ne représente pas l'anatomie de l'oreille de façon réaliste et (2) le cartilage est plus rigide que le gras et le muscle et semble participer de façon importante à la propagation de l'énergie vibratoire par BC (Blondé-Weinmann et al., 2021). Il faudrait donc à priori plutôt séparer le cartilage des tissus mous (gras et muscle) tel que proposé dans les modèles issus d'images médicales in-vivo (voir section 1.4.2.2).

Le modèle de Carillo et al. (2020) se base sur celui de Brummund et al. (2014), mais en modifie les conditions limites et l'excitation afin de le rendre plus réaliste. Ce modèle (présenté à la Figure 1.5) sert à identifier les mécanismes fondamentaux de l'effet d'occlusion dans le CA avec une impédance infinie à l'entrée du CA au lieu d'un dispositif d'occlusion physique. Ainsi, les auteurs détaillent les phénomènes physiques dans la cavité du CA (voir sec. 1.4).

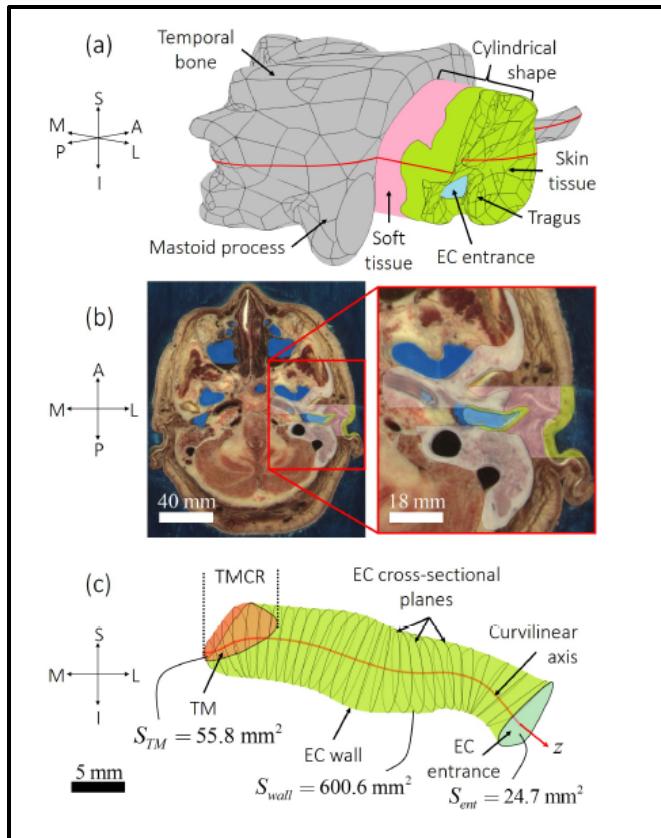


Figure 1.5 (a) Modèle EF 3D de l'oreille externe, (b) vue sectionnelle des images du Visible Human Project et (c) la cavité du CA selon l'axe médiale (M), latérale (L), supérieur (S), inférieur (I), postérieur (P), Intérieur (I)
Tirée de Carillo et al. (2020)

Carillo et al. (2020) favorisent plutôt une excitation sur la partie cylindrique de la peau et des tissus mous selon un champ de vitesse normale pour représenter le niveau de pression acoustique dans le cas ouvert et occlus. Les résultats de cette étude sont en partie présentés à la section 1.3 des mécanismes de l'OE.

Malgré sa géométrie réaliste, il n'est pas possible de valider ce modèle à l'aide de mesures sur le sujet de référence, car les images proviennent d'un cadavre (Carillo, Sgard & Doutres (2021b). Cette limite peut être écartée en recueillant la géométrie d'un participant vivant à partir d'images obtenues via une IRM et/ou de « CT scans ».

1.4.2.2 Modèle 3D issu d'images médicales in-vivo

Le modèle 3D de Poissenot-Arrigoni, Benacchio, Sgard et Doutres (2019), montré à la Figure 1.6, est tiré de la géométrie obtenue par Benacchio et al. (2019) grâce à une imagerie à résonance magnétique (IRM) de l'oreille gauche d'un participant mâle âgé de 28 ans (sujet de référence). Les images de l'IRM (voir Figure 1.10.a)) ont permis d'identifier les différents tissus autour du CA et d'obtenir une reconstruction géométrique 3D de l'oreille ouverte du sujet. Le modèle a été modifié et réduit pour faciliter les manipulations expérimentales. En effet, le premier objectif associé à ce modèle était sa validation par rapport à une reproduction physique et non par rapport au sujet de référence. À l'aide de ce modèle, Poissenot-Arrigoni et al. (2019) comparent l'OE obtenu à l'aide d'un banc d'essai acoustique (ou « acoustic test fixture » (ATF)) issu de la géométrie du modèle et présenté à la section 1.5.1.2. Le modèle EF est présenté entre autres à la Figure 1.6.

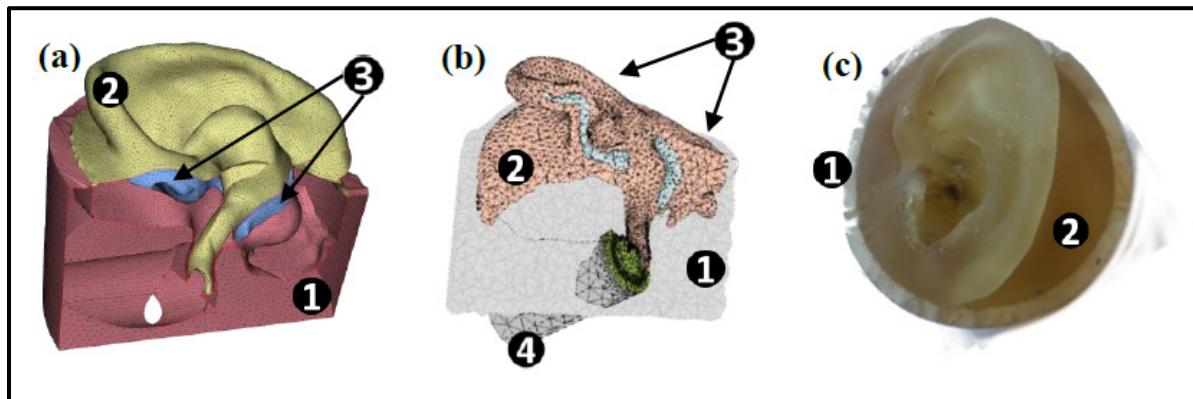


Figure 1.6 (a) Modèle CAO de la géométrie de l'oreille artificielle, (b) modèle par EF et (c) l'oreille artificielle où (1) représente la partie osseuse, (2) les tissus mous, (3) le cartilage et (4) l'insert en aluminium
Tirée de Poissenot-Arrigoni et al., 2019)

Ce modèle sépare le cartilage des tissus mous qui regroupent le gras, les muscles et autres tissus n'étant pas le cartilage ainsi que la peau. La simplification des tissus mous est faite ainsi, car il est difficile de différencier la peau sur les images IRM. Le cartilage a une rigidité comprise entre celle des tissus mous et celle de l'os. Cette structure anatomique est donc, à

priori, beaucoup plus réaliste et permettrait de mieux représenter le chemin (1) de la BC (voir section 1.2). En effet, une étude plus récente confirme l'importance de la description du cartilage dans la conduction cartilagineuse. (Blondé-Weinmann, Joubaud, Zimpfer, Hamery, & Roth, 2021) Le modèle EF ci-dessus a comme entrées les propriétés mécaniques des tissus mous et du cartilage caractérisées en laboratoire par Benacchio, Doutres, Wagnac & Sgard (2020) tandis que les propriétés de la partie osseuse et du bouchon d'oreille ont respectivement été déterminées à l'aide des données du fabricant et de la littérature. La caractérisation des matériaux est présentée à la section 1.5.2. Les auteurs ont opté pour un bouchon cylindrique en acier afin de valider leur modèle EF et limiter les incertitudes des modèles EF, car les propriétés mécaniques de l'acier sont bien connues et documentées. L'oreille est placée au centre d'une sphère d'air et d'une couche absorbante parfaitement adaptée (PML) qui permet de recréer une condition de champ libre acoustique. L'oreille est considérée comme libre mécaniquement et l'excitation mécanique consiste en une force unitaire appliquée sur le plan médial de la partie osseuse. Une fonction de transfert (FT) dans le CA ouvert et occlus est calculée en normalisant la pression acoustique au tympan par la force injectée.

L'étude montre que la simulation (modèle par EF) sous-estime la FT mesurée sur oreille (ATF) dans le cas de l'oreille ouverte et occluse. La tendance de l'OE est cependant capturée correctement par le modèle sur tout l'intervalle de fréquences considéré (i.e., 125 Hz – 1000 Hz) sauf à 200 Hz et entre 400 Hz et 630 Hz. (Voir Figure 1.7)

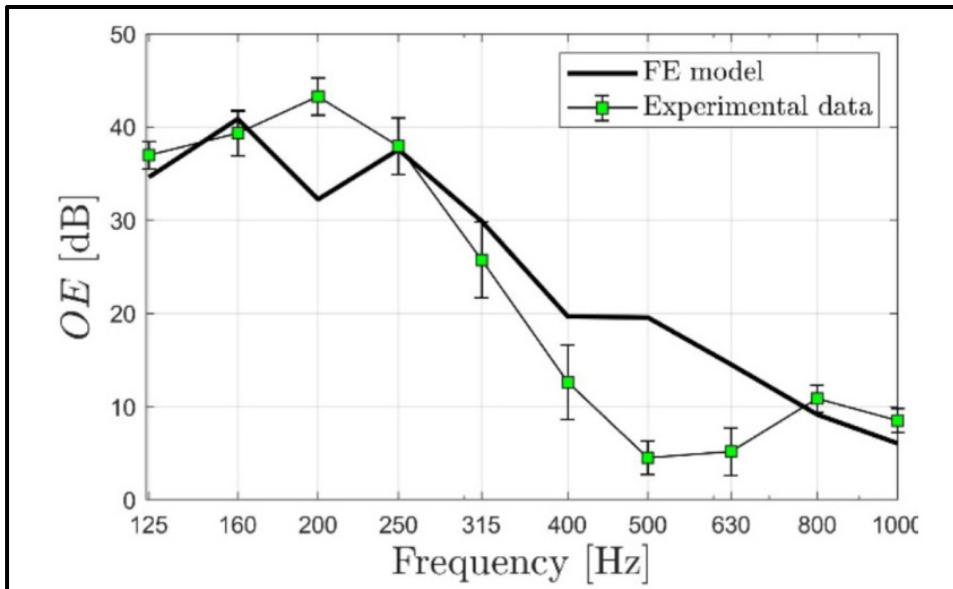


Figure 1.7 OE objectif issu des mesures et simulations de
Poissonot-Arrigoni et al. (2019)
Tirée de Carillo et al. (2021b)

Les auteurs mentionnent que les écarts peuvent être expliqués par des fuites entre le CA et le bouchon ou le microphone, par le bruit aérien du pot vibrant et par le choix du type d'excitation mécanique. (Poissonot-Arrigoni et al., 2019) Le fait de considérer un conduit 3D biscornu complexifie aussi la modélisation et sa capacité à reproduire fidèlement ce qui a été mesuré. En effet, la position exacte du bouchon dans le conduit est difficile à estimer et à modéliser. Aussi, le bouchon d'acier déforme davantage le CA comparativement à un bouchon en mousse ou silicone et donc, cette déformation devrait être prise en compte dans les simulations, mais n'est pas connue. Finalement, la caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux constituant l'oreille reste un défi et un problème de caractérisation menant à des valeurs inexactes (exemple, pour le coefficient de Poisson qui est difficile à déterminer) n'est pas à écarter.

Pour s'affranchir des problèmes de troncation des modèles précédents, qui rendent la prédiction des fonctions de transfert en oreille ouverte et occluse très dépendante des conditions aux limites et d'excitation (et donc problématique pour une validation par rapport

à des mesures effectuées sur un participant vivant), Xu, Sgard, Wagnac et de Guise (2019) ont développé un modèle d'une tête entière comportant les tissus mous, le cartilage, l'os, le cerveau et le liquide cérébro-spinal construit à partir d'une IRM et de « CT scans » d'un participant. L'oreille moyenne et interne n'ont pas été modélisées par manque de résolution des images. Ce modèle n'est pas plus détaillé ici, car il ajoute plusieurs complications pour répondre aux objectifs de cette étude.

1.4.2.3 Modèles 2D axisymétriques issus de la littérature

Un modèle géométrique 2D axisymétrique équivalent d'oreille externe (Brummund, Sgard, Petit, Laville & Nélisse, 2015) (voir Figure 1.8) a été conçu à partir d'un modèle géométrique 3D de Brummund et al. (2014) (voir Figure 1.4) pour en simplifier les calculs et les paramètres. Ce modèle vise à comprendre les mécanismes de l'effet d'occlusion selon le type de bouchon utilisé et la profondeur d'insertion. La plage des paramètres géométriques est d'abord déterminée en fonction de la littérature. Les valeurs des paramètres géométriques sont ensuite choisies selon un plan factoriel à 2 niveaux (avec 5 paramètres) pour évaluer la sensibilité de l'OE à ces paramètres. Le CA est représenté par un conduit cylindre de 25 mm de longueur L2 et de 4.2 mm de rayon R1 (voir Figure 1.8). La ligne en noir pointillé représente l'axe de symétrie. L'épaisseur de peau dans la région cartilagineuse T1.1 est de 0.5 mm et dans la région osseuse de 0.1 mm ce qui donne des valeurs de T2.1 et T2.2 de 20 et 20.4 mm respectivement. La longueur L1 de 2 mm correspond à distance entre l'entrée du conduit et le début de l'oreille avec une composition de peau à 70% (30% cartilage). De plus, le ratio de cartilage et de tissus osseux autour du CA est de 0.5 :0,5. Le bouchon est également de forme cylindrique. Plusieurs profondeurs d'insertion ont été considérées (11.7 mm pour un bouchon moulé en silicone et 7 mm, 9.2 mm, 11.1 mm et 22 mm pour un bouchon de mousse). L'étanchéité entre les deux types de bouchon et le CA est supposée parfaite, donc aucune fuite acoustique n'est présente. Toutes les propriétés mécaniques des composantes de l'oreille externe et des bouchons sont issues des données de la littérature.

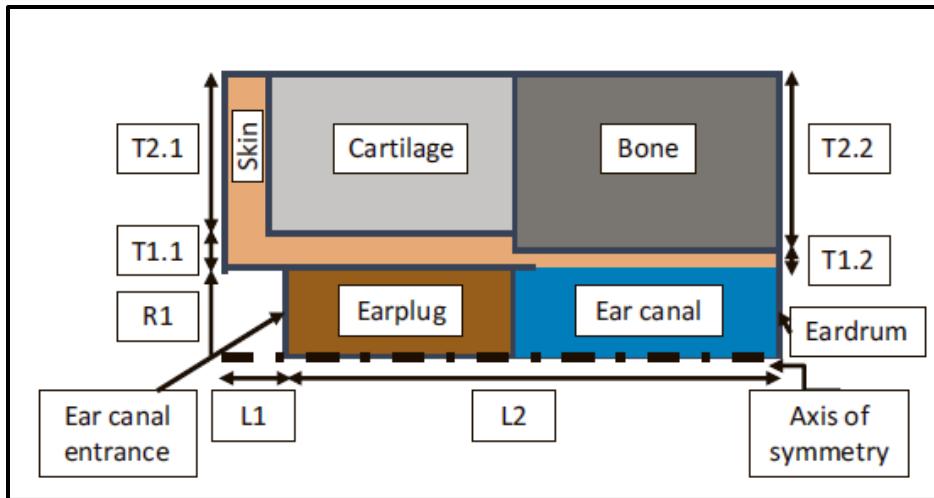


Figure 1.8 Modèle 2D axisymétrique issu de la littérature
Tirée de Brummund et al. (2015)

Dans le cas ouvert, l'impédance à l'entrée du conduit correspond à l'impédance de rayonnement acoustique d'un piston circulaire bafflé. Dans le cas ouvert et occlus, la MT est représentée par l'impédance acoustique de Shaw & Stinson. (Shaw & Stinson, 1983) L'excitation est produite par une force normale et uniforme sur la partie cartilagineuse et osseuse, de l'entrée du CA à la MT. La partie droite et gauche du modèle sont considérées libres excepté la partie de peau à droite (T1.2). La longueur (L1) est également supposée fixe. Ce modèle se compare bien aux résultats expérimentaux sur participants de Nélisse, Le Cocq, Boutin, Voix & Laville (2013) selon les deux types de bouchon. Cependant, la façon dont le système est excité influence grandement l'amplitude de la pression acoustique à l'intérieur du CA ouvert et occlus (Brummund et al., 2014). Ce modèle n'a pas été validé par rapport à une reproduction physique de l'oreille externe (c.-à-d., l'oreille artificielle physique associée).

Le modèle de Brummund et al. (2015) possède quelques défauts comme l'absence du pavillon de l'oreille, une sous-estimation de l'épaisseur de la peau dans la partie osseuse, une description approximative des conditions limites et de chargement et de la structure anatomique tel que mentionnée plus haut.

Le modèle 2D axisymétrique de Carillo, Sgard & Doutres (2021a) est similaire au modèle de Brummund et al. (2015), mais la portion de peau entourant le CA diminue graduellement au lieu d'avoir une diminution marquée entre la transition osseuse et cartilagineuse (voir Figure 1.9.a) et la transition cartilage/os varie selon une transition droite, inclinée et incurvée (voir Figure 1.9.b, c et d). Cette étude vise à expliquer la contribution du bouchon (type et profondeur d'insertion) sur l'OE montré à la Figure 1.9.e et étudier l'effet de la structure anatomique de la transition « partie osseuse/ partie cartilagineuse » du CA.

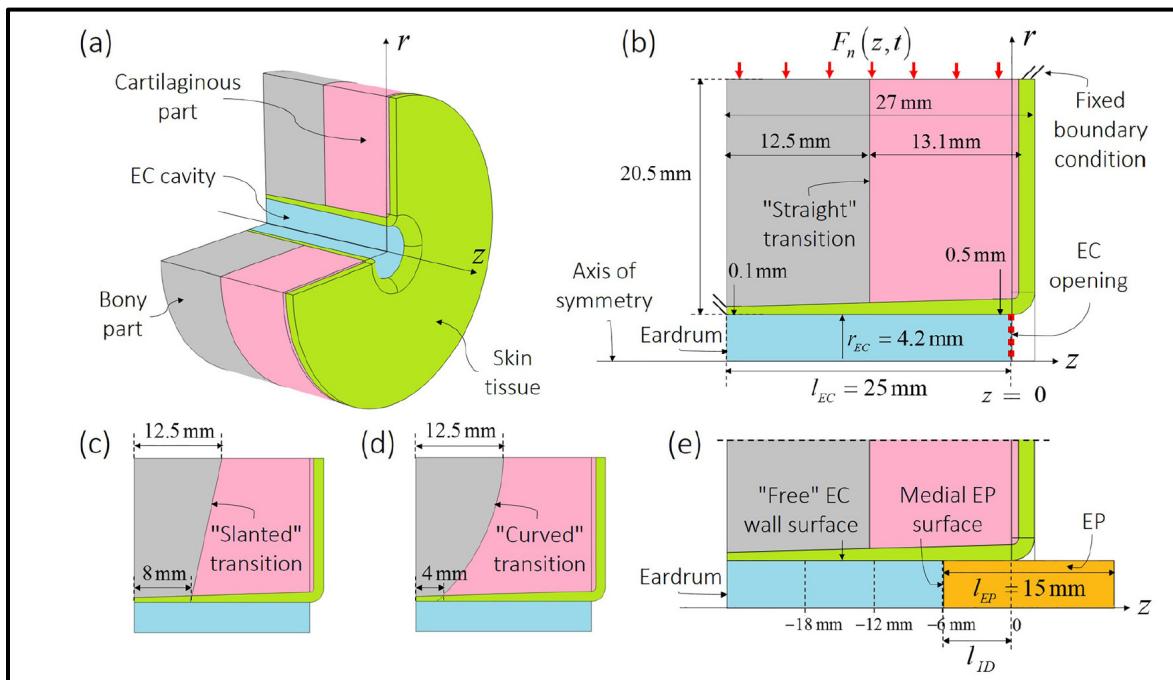


Figure 1.9 Modèles 2D axisymétriques issus de la littérature
Tirée de Carillo et al. (2021a)

Les résultats de cette étude sur l'effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion sont détaillés à la section 1.6.2 et 1.6.1 respectivement. Le type de transition influence également l'OE, car la position du centroïde des vitesses normales de la paroi du CA (voir section 1.4.1) varie selon celle-ci.

1.5 Mesures

Cette section présente dans un premier temps différentes mesures de l'OE objectif effectuées en laboratoire sur participants humains ou sur oreilles artificielles. Puis, les différentes méthodes utilisées pour caractériser les propriétés mécaniques des matériaux des oreilles artificielles seront détaillées. En effet, la caractérisation des propriétés mécaniques de matériaux très flexibles reste un défi et une caractérisation inadéquate de ces propriétés est envisagée comme source importante d'erreur dans les simulations EF.

1.5.1 Effet d'occlusion objectif

Les mesures de l'OE objectif peuvent se faire en laboratoire en utilisant des oreilles ou têtes artificielles ou sur sujets humains ou bien sur le terrain avec des participants. Les mesures terrain ne seront pas décrites dans cette revue de la littérature puisque ce n'est pas l'objet de cette étude. Elles font, elles aussi, toujours l'objet de recherches (Nélisse, Saint-Gaudens, Sgard & Doutres, 2021). Les mesures en laboratoire constituent une option plus économique, simple à effectuer et qui permet de mieux contrôler les facteurs influents (exemple, effet de l'ajustement du bouchon et sa profondeur d'insertion). Elles sont aussi essentielles pour la validation des modèles à partir des oreilles artificielles physiques développés.

1.5.1.1 Mesures sur participants humains

L'effet d'occlusion peut être stimulé par excitation osseuse (sur la mastoïde ou sur le front), par sa propre voix (niveaux de pression différents et mots, nombres ou consonnes différents) ou par mastication (différents aliments). Plusieurs études sur sujets humains ont été faites au cours des dernières années, dont celle de Stenfelt & Reinfeldt (2007), Nélisse et al., (2013), Brummund et al. (2015) et Saint-Gaudens, Nélisse, Sgard, Laville, & Doutres (2019). Dans l'étude de Stenfelt & Reinfeldt (2007), l'effet d'occlusion objectif est mesuré sur 20 participants pour un bouchon de mousse inséré à 7 mm (peu profonde), à 22mm (profonde) et pour une coquille produisant un volume de chargement de 30 cm³. L'excitation osseuse est

produite sur la mastoïde ou le front à l'aide d'un ossivibrateur. L'effet de la profondeur d'insertion est davantage décrit dans la prochaine section. Nélisse et al. (2013) ont mesuré l'OE objectif sur environ 60 participants avec différents protecteurs auditifs (seulement les résultats pour un participant sont présentés) en utilisant une excitation par la propre parole du participant à des niveaux sonores différents (60, 70 et 80 dB). Les différents niveaux n'affectent pas l'amplitude d'OE tant que le même niveau d'effort vocal est conservé pour les mesures en conduit ouvert et occlus. Les résultats concordent bien avec ceux de l'étude de Stenfelt & Reinfeldt (2007). L'étude de Brummund et al. (2015) compare l'effet d'occlusion objectif mesuré sur 37 sujets pour un bouchon de mousse inséré à 11.1 mm et un bouchon en silicium à 11.7 mm. L'excitation osseuse est produite sur la mastoïde à l'aide d'un ossivibrateur. L'effet du type du bouchon est davantage décrit dans la prochaine section. L'étude de Saint-Gaudens et al. (2019) s'est intéressée à mesurer l'effet d'occlusion objectif sur 57 participants avec une excitation par un ossivibrateur (B-71 de Radioear Corporation) placé sur la mastoïde (seulement pour les bouchons) et par la parole à des niveaux de 60, 70 et 80 dB (pour des coquilles, des bouchons et la double protection). Pour les bouchons, le niveau d'intensité de parole n'affecte pas les valeurs d'OE et les valeurs d'OE par ossivibrateur sont plus élevées que ceux de la parole. Les auteurs affirment que cette différence est due au bruit aérien provoqué par la parole dans le conduit ouvert et qui n'est pas présent dans les mesures avec l'ossivibrateur.

1.5.1.2 Mesures de l'effet d'occlusion sur oreilles artificielles physiques

Brummund, Sgard, Petit, Laville & Boutin (2013) ont essayé de développer une oreille artificielle 2D axisymétrique pour valider les résultats de leur modèle 2D présenté à la section 1.4.2.3. Par manque de temps et de ressource, l'oreille n'a pu être complètement testée et quelques problèmes d'excitation limitent les résultats. L'excitation reproduisait une excitation en cisaillement plutôt qu'une compression radiale.

Benacchio et al. (2019) ont également développé un ATF correspondant au modèle EF présenté à la section 1.4.2.2. L'oreille a été fabriquée par True Phantom Solutions (Windsor, Canada), une entreprise spécialisée dans la fabrication de fantômes anatomiques. L'oreille artificielle est composée de composite à base d'époxy renforcé de céramique pour représenter la partie osseuse, d'une résine à base d'uréthane de 65 shore A pour la partie cartilagineuse et d'une résine à base d'uréthane de 35 shore 00 pour les tissus mous. La Figure 1.10 montre les images IRM de la tête du sujet, la reconstruction géométrique, le modèle numérique et l'oreille artificielle physique.

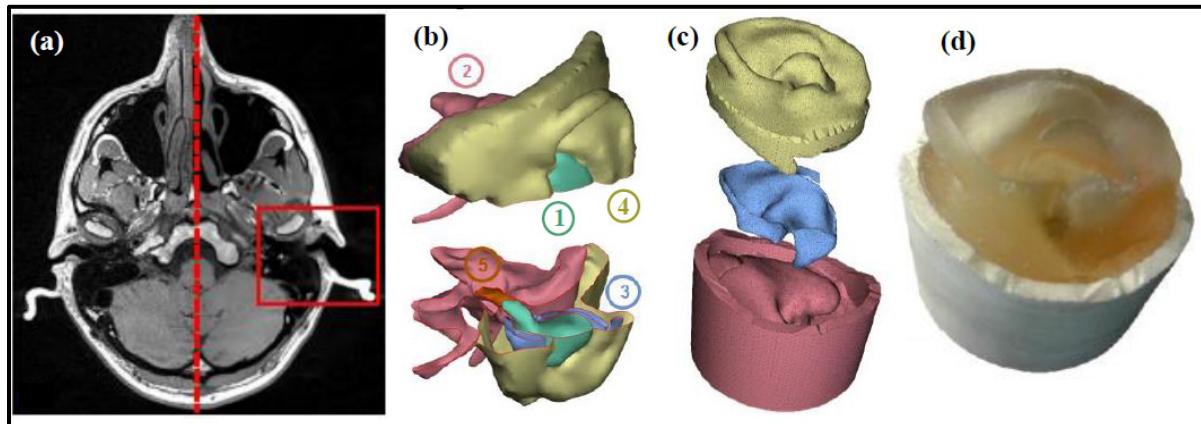


Figure 1.10 (a) IRM du sujet de référence. (b) Reconstruction géométrique de l'oreille externe du sujet où (1) représente le bouchon, (2) la partie osseuse, (3) le cartilage, (4) les tissus mous et (5) l'air dans le CA. (c) Modèle numérique de l'oreille artificielle. (d) oreille artificielle physique

Tirée de Benacchio et al. (2019)

La pression dans le conduit ouvert et occlus peut être mesurée grâce à microphone $\frac{1}{4}$ po situé au fond du CA. L'excitation mécanique est réalisée à l'aide d'un pot vibrant (TMS K2004E01 Mini SmartShakerTM) relié à une tige et se produit directement sur l'os dans la partie médiale de l'oreille (voir Figure 1.5.b) pour visualiser la direction médiale d'une tête). Un bruit blanc est généré à l'aide du générateur de signal Larson-Davis SRC20. Le pot vibrant est isolé à l'aide de barymat pour diminuer sa contribution aérienne dans le conduit ouvert. Une tête d'impédance est placée entre l'oreille et la tige pour en mesurer la force et l'accélération

imposées à l'oreille. L'oreille artificielle est suspendue tandis que le pot vibrant repose sur son socle. Les résultats de mesure ainsi que l'analyse des différences mesure/calcul ont déjà été présentés à la section 1.4.2.2.

Benacchio et al. (2019) comparent les OE mesurés sur l'ATF (oreille artificielle fabriquée) et sur le participant de référence, et ce, pour un même dispositif d'occlusion et une même insertion de ce dernier (voir Figure 1.11).

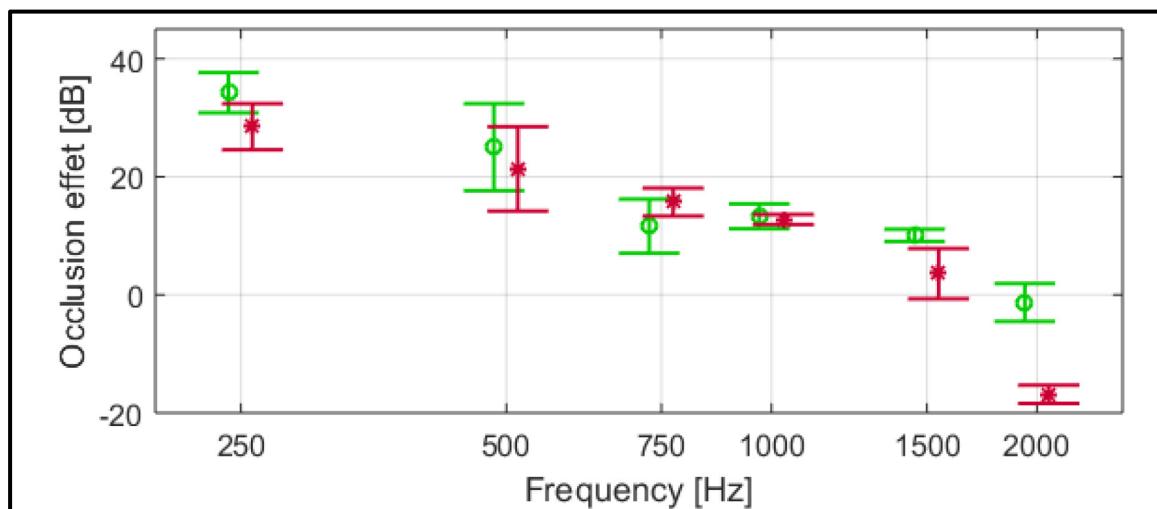


Figure 1.11 Moyenne et écart-type de l'OE sur mesuré sur le sujet de référence (cercle vert) et sur l'ATF (astérisque rouge)
Tirée de Benacchio et al. (2019)

Les résultats de l'ATF sont proches de ceux obtenus pour le participant de référence sauf pour les fréquences de 250, 1500 et 2000 Hz. En revanche, Benacchio et al. (2019) ne mentionnent pas si leur ATF permet d'observer l'effet de la profondeur d'insertion et du type de bouchon sur l'OE tels qu'ils le seraient sur le participant de référence.

1.5.2 Caractérisation mécanique des matériaux

Benacchio et al. (2020), utilisent plusieurs méthodes de caractérisation pour mesurer le module de Young (E), le coefficient de Poisson (ν), le facteur de perte structural (η) et la

densité (ρ) des matériaux constitutifs de leur ATF (voir Figure 1.10.d)). La densité est obtenue grâce à la mesure de la masse par pesée et du volume des échantillons de matériaux. Le coefficient de Poisson et le module de Young des tissus mous et du cartilage semblent très difficiles à caractériser alors qu’elles sont à priori les propriétés matériaux qui influent le plus sur l’OE. Une première méthode permet de caractériser des échantillons cylindriques grâce à un analyseur mécanique quasi statique (QMA), présenté à la Figure 1.12, et selon la norme ISO 18437-5 :2011.

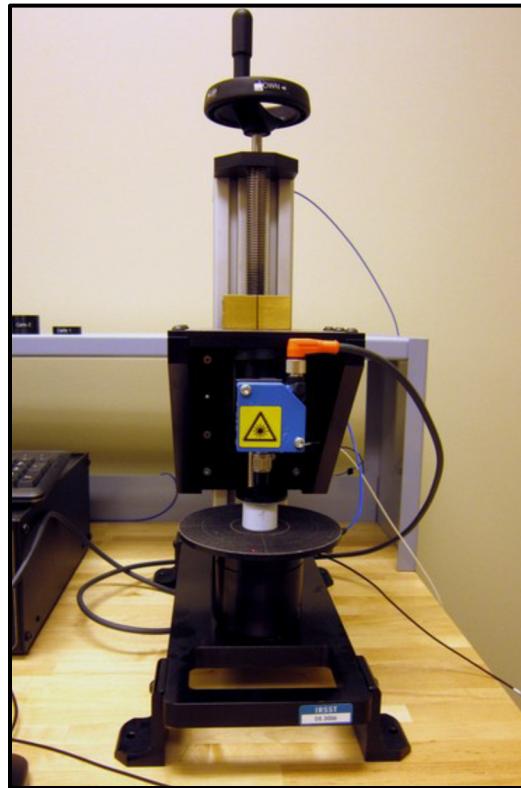


Figure 1.12 Système de l’analyseur
quasi statique (QMA)
Tirée de Benacchio et al. (2020)

Cette méthode fournit une estimation du module de Young (E), du coefficient de Poisson (ν) et du facteur de perte (η) pour les fréquences comprises entre 20 et 60 Hz. Dans cette méthode, l’échantillon est comprimé entre deux plaques rigides. Un pot vibrant met en

vibration la plaque inférieure qui est mobile et un accéléromètre permet de déterminer son déplacement dynamique. La plaque supérieure est fixe et immobile et connectée au bâti via un capteur de force qui mesure la force appliquée par l'échantillon sur cette plaque. La distance entre les deux plaques est fixée avant la mesure dynamique et est mesurée à l'aide d'un capteur laser. Le laser permet ainsi de mesurer l'épaisseur de l'échantillon et le taux de compression statique qui lui est appliquée. Une impédance mécanique est obtenue en divisant la force exercée par l'échantillon sur la plaque supérieure par le déplacement de la plaque inférieure. Cette impédance mécanique fournit la raideur en compression de l'échantillon. Comme la plaque inférieure est excitée, la force dynamique est appliquée vers le haut et l'échantillon se déforme aussi dans le sens longitudinal. Afin de prendre en compte cet effet (également appelé « effet de gonflement » ou « effet de poisson »), une série de simulations numériques utilisant un modèle par éléments finis est effectuée permettant le développement de relations polynomiales entre la raideur de compression, le module de Young, le coefficient de Poisson et le facteur de forme de l'échantillon. Plusieurs mesures d'impédances mécaniques pour des échantillons de différents facteurs de forme sont réalisées sur le matériau à caractériser. Ces mesures sont alors associées aux relations polynomiales et permettent de déterminer le module de Young, le coefficient de Poisson et le facteur de perte du matériau. Les propriétés mécaniques des matériaux d'intérêt dépendent de la fréquence, de la température et du taux de compression statique. Idéalement, il faut connaître ces conditions telles qu'elles s'appliquent lors de l'usage des matériaux (c'est-à-dire dans l'étude, lorsque l'oreille artificielle fabriquée est occluse par le bouchon qui comprime les tissus mous de l'oreille et est soumise aux conditions environnementales du laboratoire) et les reproduire pendant la caractérisation. Les conditions environnementales sont connues et souvent les mêmes pendant les mesures acoustiques et les caractérisations (si réalisées dans le même laboratoire). Cependant, le taux de compression statique n'est généralement pas connu et nécessiterait des méthodes d'imagerie de l'oreille occluse pour l'identifier (Benacchio et al., 2018).

Une deuxième méthode permet de déterminer le module de Young grâce à des essais de traction selon la norme ISO 527-1 :2019. Les échantillons sont plutôt de type haltères et il est possible de tracer leur courbe contrainte/déformation en connaissant l'aire de la section droite et la longueur initiale de l'échantillon. Le module de Young est déterminé à l'aide de la loi de Hooke dans la partie élastique du matériau.

1.6 Influence de divers facteurs sur l'effet d'occlusion

Dans cette section, on décrit différentes études qui examinent l'influence de certains facteurs sur l'OE tels que l'effet de la profondeur d'insertion du bouchon dans le CA, le type de bouchon et la distribution de vibration des parois du CA sur l'OE. La distribution de vibration des parois du CA est influencée par les conditions limites et les cas d'excitations et la transition cartilage/os. Une oreille artificielle dédiée à la mesure de l'OE induit par des bouchons doit permettre de retrouver les différents effets présentés dans cette section. D'autres facteurs qui influencent l'OE sont la forme et la géométrie du bouchon ou des prothèses auditives (ex., l'ajout d'un évent). (Voogdt, 2002) (Voogdt, 2005) (Voogdt, 2013) Ces facteurs ne sont pas davantage élaborés dans cette revue.

1.6.1 Effet de la profondeur d'insertion du bouchon

Berger (2003) montre que le phénomène d'OE diminue avec le volume occlus entre le bouchon et le tympan. Cela peut être expliqué par le fait que la surface de rayonnement de la paroi du conduit est réduite. De plus, la région du conduit proche de la MT est entourée d'une partie osseuse rigide qui vibre et rayonne acoustiquement très peu comparativement à la partie cartilagineuse du conduit. À l'aide d'un modèle EF, Carillo et al. (2021a) explique ce phénomène par le fait que pour une insertion peu profonde, l'OE est gouverné par le débit imposé par les parois du CA tandis que pour une insertion profonde, l'OE est gouverné par le débit imposé par le bouchon. Dans l'étude de Stenfelt & Reinfeldt (2007), les mesures ont permis de valider que l'OE est plus faible lorsque la profondeur d'insertion augmente.

L'évaluation objective de la profondeur d'insertion est difficile dû à l'incertitude lié à la position de l'entrée du CA, à la position du bouchon par rapport à celle-ci (profondeur d'insertion) et à la méconnaissance de l'anatomie de l'oreille du participant.

1.6.2 Effet du type de bouchon

Le type du bouchon a également un rôle dans l'OE. Les OE mesurés par Brummund et al. (2015) étaient en moyenne inférieurs de 8 dB pour le bouchon de mousse par rapport au bouchon en silicone pour une même profondeur d'insertion. Carillo et al. (2021a) expliquent cet effet à l'aide d'un modèle éléments finis 2D axisymétrique présenté dans la section 1.4.2.3. Cette différence est due à l'expansion radiale et latérale du bouchon lié au coefficient de Poisson (0.48 pour le bouchon de silicone et 0.1 pour lui de mousse) créée par la compression radiale du CA imposé par la vibration normale de la paroi (Carillo et al., 2021a). L'étude mentionne également qu'un deuxième mécanisme explique la différence entre un bouchon de mousse et une impédance infinie. Ce deuxième mécanisme consiste en la vibration du bouchon dans l'axe du conduit causé par la vibration tangentielle de la paroi du CA. (Carillo et al., 2021a) La différence d'OE entre les bouchons est moins marquée lorsque la profondeur d'insertion est peu profonde tandis que celle-ci est plus marquée lorsque l'insertion est profonde, car pour une insertion peu profonde, l'OE est gouverné par le débit imposé par les parois du CA comme mentionné précédemment.

1.6.3 Effet de la distribution de vibration des parois du conduit

Le centroïde est un indicateur important pour étudier le chemin BC de l'oreille externe (appelé chemin (1) à la section 1.2) sur l'OE et être ainsi capable d'analyser le potentiel qu'a une oreille artificielle à bien reproduire les facteurs d'influence sur l'OE et qui sont associés à la vibration des parois (exemple, l'effet de la profondeur d'insertion du bouchon). Par exemple, Carillo et al. (2021a) observent à l'aide d'un modèle EF 2D axisymétrique, qu'un centroïde situé près de l'entrée du CA permet d'avoir un effet important du type de bouchon

et de sa profondeur d'insertion sur l'OE objectif. Ils observent également que le centroïde ne varie pas ou très peu en fonction de la fréquence. Un centroïde situé au centre de l'axe curviligne du CA, souvent synonyme d'une distribution de vibration homogène sur les parois du CA, ne permet pas de représenter ces effets. Carillo et al. (2020) et (2021a) étudient l'OE en fonction de la position du centroïde pour différentes conditions limites et cas de chargement ainsi que différents types de transition.

1.6.3.1 Effet des conditions aux limites et des excitations

Carillo et al. (2020) étudient l'effet des conditions limites et des cas de chargement sur la position du centroïde calculée à l'aide du modèle EF (croix rouges) présenté à la Figure 1.5. Il détermine également l'OE à 100 Hz induit par une impédance infinie située à l'entrée du conduit en fonction de la position d'une source acoustique équivalente placée au centroïde à l'aide du modèle EF et d'un modèle EA (voir Figure 1.13). La zone de couplage de la MT ou « tympanic membrane coupling region » (TMCR) définit la distance par rapport à l'axe curviligne dû à l'inclinaison de MT.

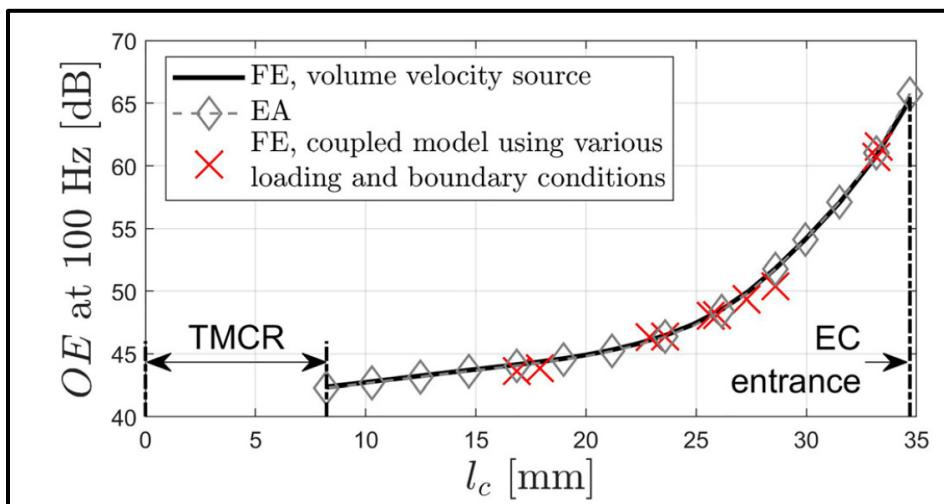


Figure 1.13 OE à 100 Hz en fonction de la position de la source de débit volumique (modèle EA et modèle EF avec seulement la cavité du CA) et du centroïde calculé par le modèle EF avec les différentes conditions

Tirée de Carillo et al. (2020)

La Figure 1.13 montre que la distribution de vibration aux parois du CA, caractérisée par la position du centroïde l_c , peut être grandement affectée par les conditions aux limites et des cas de chargement. Aussi, cette position du centroïde affecte beaucoup l'OE et ce, principalement lorsque le centroïde se situe dans la région cartilagineuse près de l'entrée du CA avec une augmentation d'OE d'environ 20 dB entre $l_c = 20$ et $l_c = 34.7$ mm (Carillo et al., 2020).

1.6.3.2 Effet de la transition cartilage/os

Carillo et al. (2021a) examinent la distribution de vibration pour 3 types de transition cartilage/os avec un modèle EF 3D. Les trois transitions sont les suivantes : droite, inclinée et incurvée (voir Figure 1.9.b, c et d respectivement). Les positions des centroïdes associées à la distribution de vitesse normale à la paroi du CA ($l_{c,n}$) et tangentielle ($l_{c,t}$) sont déterminées pour les 3 transitions. Les centroïdes se déplacent de -4.5 à -6.2 mm pour $l_{c,n}$ et de -7.3 à -10.6 mm pour $l_{c,t}$ quand la transition passe de « droite » à « incurvée » avec l'entrée du CA positionné à 0 (ce qui explique les valeurs négatives prises par l_c dans ce papier). La Figure 1.14 présente l'OE objectif à 100 Hz induit par un bouchon de mousse, en silicium et une impédance infinie située au niveau de la face médiale du bouchon et ce, en fonction de la profondeur d'insertion pour les trois transitions mentionnées ci-dessus.

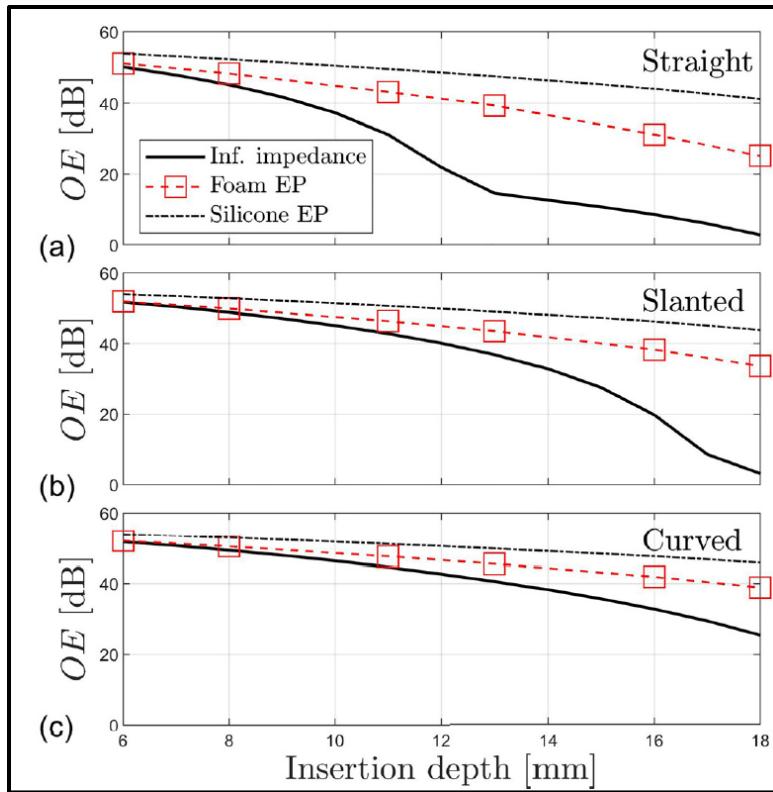


Figure 1.14 OE objectif d'une impédance infinie, un bouchon de mousse et de silicone 100 Hz en fonction de la profondeur d'insertion pour les trois transitions

Tirée de Carillo et al. (2021a)

Pour une insertion peu profonde du bouchon (6 mm), il y n'a pas de différence importante d'OE entre les 3 types de transition, car le débit volumique est gouverné par le débit imposé par les parois du CA. (Carillo et al., 2021a) Cependant, quand la profondeur d'insertion augmente, il y a de grandes différences d'OE entre les trois transitions. Lorsqu'on passe d'une transition droite à incurvée (c-à-d un centroïde qui se déplace vers le centre du CA), la contribution des parois libres du CA augmente, l'effet de la profondeur d'insertion diminue et l'influence du coefficient de Poisson du bouchon joue un rôle de plus en plus important. (Carillo et al., 2021a).

1.7 Synthèse et remarques

La revue de la littérature a montré que la distribution de la vibration des parois du CA (évalué par un centroïde) joue un rôle clé dans l'OE. Une distribution réaliste permet d'observer que celui-ci est affecté par la profondeur d'insertion et le type de bouchon. Afin de concevoir une oreille artificielle pour mesurer et comparer l'OE à des mesures sur sujets, il faudrait être capable de reproduire une distribution de vibrations des parois du CA réaliste. Cette distribution est affectée par plusieurs facteurs dont : la structure anatomique et les conditions aux limites et de chargement.

Pour concevoir une telle oreille artificielle, celle-ci devrait répondre au cahier des charges suivant :

- Une anatomie la plus simple possible permettant toutefois de reproduire les tendances de l'OE observées sur sujets humains. À ce propos, Carillo et al. (2021a) ont montré qu'avec un modèle EF 2D axisymétrique soumis à des conditions limites et d'excitation judicieuses, il est possible d'obtenir une distribution adéquate, car les tendances de l'OE sont retrouvées en fonction du type de bouchon et de la profondeur d'insertion.
- En ce qui concerne les matériaux, la segmentation par Benacchio et al. (2019) plutôt que celle de Brummund et al. (2014) doit être privilégiée, car un cartilage représentatif pourrait une composante importante dans la BC.
- Les conditions limites et le cas de chargement devront donc être « simples » pour faciliter la mise en place du dispositif expérimental et devront permettre une bonne reproductibilité des mesures tout en procurant une distribution de vitesse des parois du CA réaliste. Le réalisme de cette distribution est quantifié à l'aide d'un indicateur soit la position du centroïde des vitesses normales. Le centroïde peut être estimé à l'aide de modèle EF ou mesuré grâce à la méthode indirecte développée par Carillo, Sgard & Doutres (2021).

Une oreille artificielle simplifiée permettrait également de valider les modèles EF. Les simplifications permettraient de réduire au maximum les incertitudes liées aux paramètres d'influence de l'OE. Ces simplifications peuvent être opérées au niveau de l'anatomie (exemple, forme du conduit, transition cartilage/os, présence ou absence de cartilage) et des conditions limites et de chargement.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS DE RECHERCHE

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est de développer un prototype d'oreille artificielle (POA) simplifiée et réaliste dédiée à la quantification objective de l'effet d'occlusion.

L'accomplissement de cet objectif principal est associé aux sous-objectifs suivants :

- Identifier une structure anatomique suffisamment réaliste qui puisse être excitée et fixée adéquatement afin de produire une vibration des parois du CA qui permet d'observer les principaux effets sur l'OE déjà observé sur des groupes de participants (exemple, effet du type de bouchon, profondeur d'insertion);
- Concevoir et valider un modèle numérique du POA. Pour cela, le CA doit être de forme simple (cylindre de section constante) afin d'éviter d'avoir un trop grand nombre d'inconnues ou paramètres non contrôlés qui pourraient nuire à la validation du modèle numérique associé. Ce modèle validé pourra alors être utilisé pour la phase de développement des prochaines oreilles artificielles dédiées à l'OE.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre présente la méthodologie utilisée pour concevoir, fabriquer et tester un prototype d'oreille artificielle dédiée à la mesure de l'effet d'occlusion.

Les outils de modélisation (pour le moment non validé, voir section 1.4.2) sont utilisés dans un premier temps afin de concevoir un POA qui réponde au cahier des charges évoqué dans la section 1.7. Pour répondre aux exigences de celui-ci, il a été décidé de proposer un concept de POA compatible avec un dispositif de mesure existant disponible au laboratoire ICAR, le QMA, destiné à caractériser les matériaux poreux en utilisant une compression uniaxiale quasi statique. Cela implique que le POA ait une forme parallélépipédique. À partir de cette géométrie de base, plusieurs oreilles artificielles se différenciant principalement par la géométrie de leurs composantes internes (c.-à-d., anatomie de la transition des parties cartilagineuse et osseuse du CA, présence ou non de cartilage) sont modélisées par éléments finis et des indicateurs considérés pertinents identifiés grâce à la revue de littérature sont calculés. L'analyse de ces indicateurs pour chacune des oreilles artificielles permet de déterminer celle qui satisfait le mieux aux objectifs du projet. Le POA est alors fabriquée et utilisée à des fins de validation des modèles EF. Cette phase de validation est basée sur (1) la fabrication du POA, (2) la réalisation d'un banc de mesure pour la mesure de l'OE et la raideur dynamique de transfert sur ce POA, (3) la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus mous qui sont considérés être les plus difficiles à caractériser et ayant un effet important sur l'OE et (4) le développement d'un modèle EF qui reproduit spécifiquement la mesure de l'OE réalisée à l'aide du banc de mesure (5) la comparaison des résultats de mesure et simulation.

La structure de ce chapitre est organisée ainsi. La section 3.1 présente les différents modèles EF élaborés pour les phases de conception et de validation. La section 3.2 présente les

différents indicateurs eux aussi utilisés dans ces deux mêmes phases. La fabrication de du POA est décrite dans la section 3.3. Enfin, les dispositifs expérimentaux dédiés à la validation du modèle numérique et à l'évaluation du POA fabriquée sont décrits à la section 3.4.

3.1 Modélisation par éléments finis de l'oreille artificielle pour les phases de conception et de validation

Plusieurs modèles ont été développés au cours de ce travail de maîtrise. Pour concevoir le POA, les effets sur l'OE de la transition entre la partie cartilagineuse et la partie osseuse du CA et de la présence de cartilage sont étudiés. L'effet de la transition cartilage/os est évalué à l'aide d'un premier modèle de conception (appelé MC1) et la présence de cartilage à l'aide d'un second modèle de conception (appelé MC2). Le MC1 comporte une portion de cartilage très mince et non représentative, donc celle-ci est grossie et la présence du cartilage est évaluée à l'aide du MC2 (en utilisant la transition cartilage/os la plus adaptée et identifiée à l'aide de MC1). Le POA est quant à lui validé à l'aide d'un modèle (appelé MV) conçu spécifiquement pour la phase de validation et qui permet de reproduire plus fidèlement les conditions aux limites et de chargement réalisé pendant la mesure.

3.1.1 Oreilles artificielles pour la phase de conception : effet de la transition cartilage/os

Les aspects de ce modèle de conception (MC1) évaluant l'effet de la transition sont présentés ci-après.

3.1.1.1 Géométries

La principale structure de la géométrie 3D du MC1 proposée (voir Figure 3.1.a) est élaborée à partir de la géométrie 3D de référence issue du travail de Benacchio et al. (2019) (voir

sections 1.4.2.3 et 1.5.1.2) et ce, afin de conserver leur structure anatomique obtenue par IRM du participant de référence. Ainsi, l'oreille externe proposée est composée d'une partie osseuse, de tissus mous et de cartilage. La proportion des volumes des différentes composantes entourant le CA est conservée par rapport au modèle de référence. Le CA de la géométrie de Benacchio et al. (2019) est biscornu tandis que la géométrie 3D simplifiée proposée ici inclut un CA cylindrique à section constante. Plusieurs géométries d'oreilles artificielles sont modélisées afin d'identifier celle qui répond le mieux aux objectifs du travail. Ces différentes géométries, présentées à la Figure 3.1, se différencient par la forme plus ou moins abrupte de la transition entre les parties cartilagineuse et osseuse de l'oreille externe.

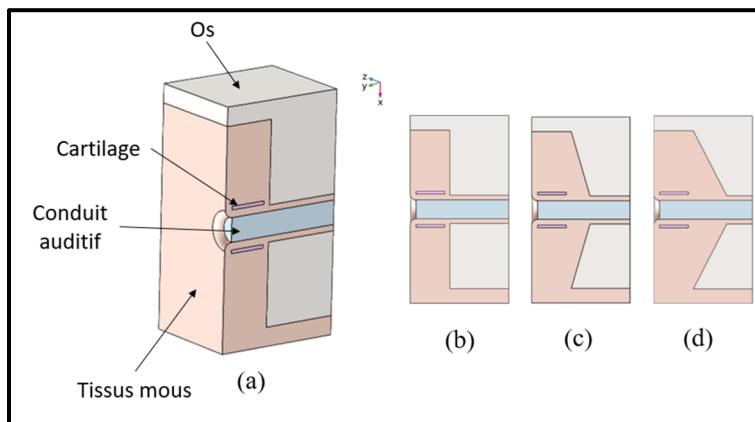


Figure 3.1 a) Vue en coupe de la géométrie du MC1 selon une b) transition abrupte, c) transition modérée et d) transition faible entre les parties cartilagineuse et osseuse

De plus, l'oreille artificielle de Benacchio et al. (2019) est cylindrique alors que le MC1 est parallélépipédique (les dimensions latérales (sans symétrie) de l'oreille artificielle parallélépipédique utilisée pendant la phase de conception sont 53.8 mm x 53.8 mm x 33.6 mm). Ce choix se justifie par le type d'excitation mécanique choisi expérimentalement et basé sur la compression dynamique de l'oreille artificielle entre deux plaques planes rigides (voir section 3.4.3). La géométrie du MC1 est donc adaptée pour pouvoir être comprimée entre ces deux plaques, l'une rigide et immobile au-dessus de l'oreille artificielle et l'autre

rigide et mobile imposant un déplacement dynamique d'amplitude constante et selon l'axe perpendiculaire à celui du CA. Comme le montre la Figure 3.1, la géométrie choisie pour l'oreille artificielle présente une couche de tissus mous (d'épaisseur 5 mm) qui sera en contact direct avec la plaque mobile inférieure ainsi qu'une couche d'os directement en contact avec la plaque immobile supérieure. Cette direction d'excitation et ces conditions de fixation de l'oreille artificielle sont choisies afin de s'approcher des conditions de chargement et conditions aux limites utilisées dans le modèle de Carillo et al. (2021a) (voir section 1.4.2.3), et qui même s'il n'était pas validé, montrait néanmoins une bonne prédiction de l'OE par rapport à des mesures sur des groupes de participants. Les conditions aux limites et de chargement dans le modèle de Carillo et al. (2021a) sont cependant difficilement réalisables expérimentalement. Ils ont donc été adaptés dans ce travail pour assurer leur réalisation pratique. Dans ce MC1, l'excitation est produite directement sur les tissus mous et de façon perpendiculaire au CA comme le fait un ossivibrateur positionné sur la mastoïde lors des mesures. Le cas de chargement et les conditions limites sont davantage décrits à la section 3.1.1.3.

3.1.1.2 Matériaux

Le domaine interne du CA est défini comme de l'air avec une densité de 1.2 kg/m³ et une célérité du son de 343 m/s.

Les tissus mous et le cartilage sont faits de résine souple à base d'uréthane avec des duretés respectives de 35 shore 00 et 65 shore A tandis que l'os est un matériau composite à base d'époxy renforcé de céramique. Les propriétés mécaniques de ces matériaux sont tirées de Benacchio et al. (2020) et obtenues par la méthode QMA avec un taux de compression statique de 1.7%. Le module de Young du cartilage a été défini à 13 MPa (obtenue par Benacchio et al. (2020) selon la méthode de l'analyse mécanique dynamique) au lieu de 1.65 MPa (obtenue par Benacchio et al. (2020) selon la méthode de l'essai en traction) alors qu'ils

préconisaient la dernière dans leur rapport. Néanmoins, la valeur de 1.65 MPa sera utilisée dans le dernier modèle MV.

Trois dispositifs d'occlusion sont étudiés avec les modèles (voir section 3.4.4) : un bouchon en mousse, un bouchon en silicone et une occlusion rigide à l'entrée du conduit générant ainsi une impédance acoustique infinie. Les propriétés mécaniques des deux bouchons sont tirées de Brummund et al. (2015) puis reprises dans les travaux de Carillo et al. (2021a).

Le Tableau 3.1 présente les propriétés matériaux utilisées pour l'oreille artificielle lors de sa phase de conception.

Tableau 3.1 Propriétés mécaniques (densité ρ , module de Young E , coefficient de Poisson ν et facteur de perte η) des domaines solides du MC1

| Composantes | ρ [kg/m ³] | E [kPa] | ν [1] | η [1] |
|---------------------|-----------------------------|-----------|-----------|------------|
| Bouchon de mousse | 1050 | 850 | 0.48 | 0.1 |
| Bouchon de silicone | 220 | 100 | 0.1 | 0.5 |
| Os | 2267 | 13e6 | 0.31 | 0.01 |
| Tissus mous | 1007 | 203 | 0.28 | 0.072 |
| Cartilage | 1060 | 13e3 | 0.26 | 0.12 |

3.1.1.3 Cas de chargement et conditions aux limites

Tel que mentionné précédemment, l'oreille artificielle est comprimée statiquement et dynamiquement entre une plaque rigide supérieure et une plaque mobile inférieure. Le chargement dynamique est modélisé par une force d'amplitude 1 N normal à la surface inférieure de l'oreille artificielle (surface inférieure des tissus mous) et appliquée à l'ensemble des nœuds de cette surface. Sur la partie osseuse supérieure de l'oreille artificielle, cette surface est considérée comme encastrée. Le chargement statique est pris indirectement en compte via les propriétés mécaniques des tissus mous qui ont été caractérisées pour un taux de compression statique de 1.7 %.

Le tympan est défini selon le modèle de Shaw & Stinson. (Shaw & Stinson, 1983)

Une PML est également ajoutée autour de la géométrie pour permet de prendre en compte le rayonnement acoustique dans le milieu environnant considéré anéchoïque. La PML a une épaisseur de 30 mm et enveloppe une sphère d'air externe qui a un rayon de 100 mm. La PML n'est pas affichée sur la Figure 3.1 afin d'alléger celle-ci.

La symétrie du problème par rapport au plan xy sur la Figure 3.1 a permis de ne modéliser que la moitié du système et donc de réduire le temps de calcul. La condition de symétrie consiste à bloquer le déplacement selon l'axe z pour les domaines solides mécaniques et imposer des conditions de frontière rigides pour les domaines acoustiques.

3.1.1.4 Modélisation par éléments finis

La propagation du son dans les domaines solides est gouvernée par l'équation élastodynamique linéaire classique. La continuité des tractions et des déplacements entre les domaines solides s'applique. La propagation du son dans l'air (dans le CA) est gouvernée par l'équation de Helmholtz homogène. Le couplage à l'interface « parois du CA / cavité d'air » est réalisé par la continuité des composantes normales des vecteurs vitesse et des composantes normales des tractions.

Ce modèle EF 3D élasto-acoustique couplée est résolu à l'aide du logiciel COMSOL Multiphysics 5.6 (COMSOL, Stockholm, Sweden).

Les calculs sont réalisés entre 80 et 1250 Hz avec un pas fréquentiel de 10 Hz. Cela permet de calculer les indicateurs d'intérêt dans les bandes de tiers d'octave entre 100 et 1000 Hz, gamme de fréquence cible classique où l'OE est le plus élevé.

Les éléments finis utilisés pour le maillage sont des tétraèdres quadratiques sauf pour la PML qui est maillée en primes triangulaires quadratiques. La taille minimale des éléments est fixée

pour bien capturer la géométrie de chaque domaine. Leur taille maximale est choisie en fonction des longueurs d'onde dans chaque domaine. Chaque domaine est maillé avec un critère de 4 éléments par longueur d'onde ($\lambda = c/f$ avec f la fréquence et c la célérité du son dans le domaine concerné) à la fréquence la plus élevée de l'étude soit $f = 1250\text{Hz}$. Pour les domaines solides, on utilise la célérité des ondes de cisaillement qui impose le critère le plus sévère du fait qu'elle est plus faible que celle des ondes de compression. La célérité de l'onde transversale est calculée selon l'équation suivante :

$$c_t = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}}. \quad (3.1)$$

Une étude de convergence a permis de s'assurer que les critères de maillage précédents permettent d'assurer la convergence des résultats. Le nombre d'éléments de domaine varie en fonction des configurations (ouvert ou occlus, profondeur d'insertion, transition), mais se situe autour de 100 000 éléments. Le modèle de l'oreille ouverte est évalué séparément de ceux de l'oreille occluse.

3.1.2 Oreilles artificielles pour la phase de conception : effet de la présence du cartilage

Le modèle MC2 est destiné à finaliser la phase de conception (c.-à-d., choisir la géométrie du POA la plus adaptée) et ainsi pouvoir initier la phase de fabrication du POA. La géométrie de la transition cartilage/os considérée est celle identifiée comme la plus adaptée à l'aide de MC1 (voir section 4.1.1). La géométrique du MC2 est légèrement différente de celle du MC1. Le MC1 comporte une portion de cartilage très mince et non représentative. Le cartilage a donc été grossi dans le MC2. Ce MC2 sera utilisé pour évaluer l'effet de la présence du cartilage. De plus, la taille de la matrice parallélépipédique du MC1 a été réduite afin de repousser quelques modes indésirables en dehors de la bande de fréquence d'intérêt. Les différences entre le MC2 et le MC1 sont clarifiées ci-après. Les matériaux et la

modélisation par EF présentés respectivement à la section 3.1.1.2 et 3.1.1.4 sont identiques à ceux du modèle MC1.

3.1.2.1 Géométries

La géométrie du MC2 diffère légèrement de celle du MC. Le CA a un diamètre de 3.3 mm et une longueur de 30 mm, la peau autour du CA a une épaisseur de 1 mm dans la région osseuse et 1.9 mm dans la partie cartilagineuse, le cartilage a une longueur de 11 mm et une épaisseur de 3.1 mm. Les dimensions de la matrice parallélépipédique à une dimension (sans symétrie) sont de 14.2 mm x 28.4 mm x 32 mm.

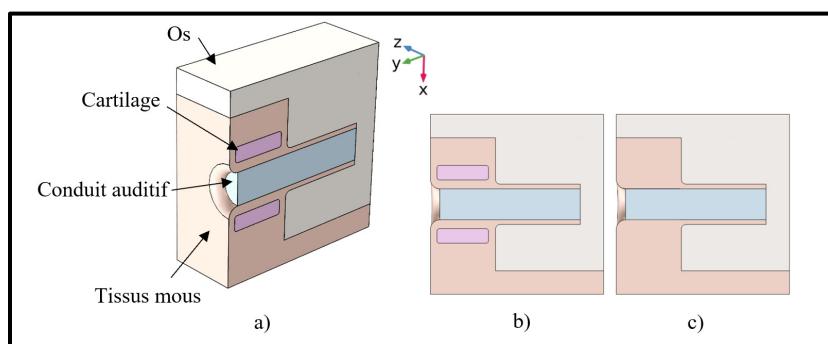


Figure 3.2 a) Vue en coupe du MC2 selon la présence de cartilage (a) et (b) et l'absence de cartilage (c)

3.1.2.2 Cas de chargement et conditions aux limites

Le cas de chargement et les conditions limites sont identiques à ceux présentés à la section 3.1.1.3 à l'exception de la terminaison du tympan qui n'est pas modélisé. L'extrémité du conduit qui remplace le tympan est entièrement constituée du même matériau que celui utilisé pour la partie osseuse. En effet, le prototype d'oreille artificiel fabriqué ne contiendra pas de tympan artificiel afin de réduire la complexité du système.

La PML n'est pas montrée dans la Figure 3.2, mais a les mêmes dimensions que dans le MC1.

3.1.3 Prototype d'oreille artificielle pour la phase de validation

L'analyse des différentes oreilles artificielles simulées dans la phase de conception est détaillée à la section 4.1. Il a été conclu que l'oreille artificielle répondant le mieux aux objectifs du projet de recherche est celle qui n'avait pas cartilage et qui possède une transition cartilage/os abrupte. Cependant, une erreur de communication est survenue avec le fabricant et le POA est arrivé avec cartilage. C'est pour cette raison que le MV est décrit avec du cartilage. Ce MV est destiné à être validé et reprend donc, en plus des éléments de modélisation vus précédemment, les principaux éléments du banc de test dans lequel le POA sera testé.

3.1.3.1 Géométrie

Les dimensions géométriques du POA sont identiques à celles du modèle MC2. La Figure 3.3 présente la géométrie 3D du MV.

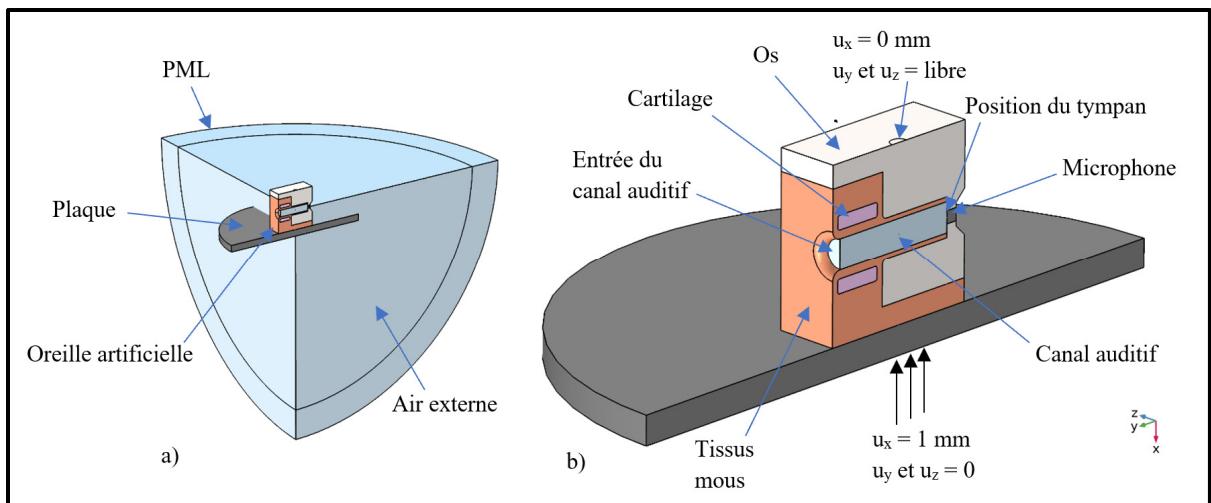


Figure 3.3 Vue de coupe a) géométrie 3D du MV avec l'air externe et la PML et b) agrandissement de la géométrie sans l'air externe et la PML

3.1.3.2 Matériaux

Les matériaux utilisés pour ce POA fabriqué sont les mêmes que ceux utilisés pour l'oreille artificielle de la phase de conception (voir section 3.1.1.2).

Pour le cartilage et les tissus mous, deux jeux de paramètres de propriétés définis à la section 3.4.2 sont utilisés et les valeurs sont données dans le Tableau 4.2. L'utilisation de ces deux jeux de paramètres traduit la complexité à caractériser les propriétés mécaniques de tels matériaux viscoélastiques quasi incompressibles et permet d'effectuer une analyse de sensibilité du modèle MV à ces propriétés. L'étude de l'influence du jeu de paramètres sera présentée pendant la phase de validation (voir section 4.5).

La plaque circulaire (voir Figure 3.3) sur laquelle repose le POA ainsi que le cylindre représentant le microphone Knowles sont définis comme de l'aluminium. Les domaines internes au CA et externe (sphère intérieure de la PML) sont définis comme de l'air avec une densité de 1.2 kg/m^3 et une célérité du son de 343 m/s .

Le tympan n'est pas modélisé. L'extrémité du conduit qui remplace le tympan (voir Figure 3.3) est constituée du même matériau que celui utilisé pour la partie osseuse, mais un trou est réalisé au centre de cette surface et un cylindre plein en aluminium y est inséré pour simuler la présence du microphone Knowles (voir section 3.4.3). Ce changement mineur de géométrie a été évalué et il a été conclu que celui-ci ne modifie pas les résultats.

Les domaines fluides et solides sont modélisés de la même façon que ceux du MC2 (voir section 3.1.1.2). Cependant lorsque le matériau est quasi incompressible (coefficient de Poisson proche de 0.5), une formulation mixte en pression est utilisée pour éviter les phénomènes de verrouillage numérique (Bathe, 2014).

3.1.3.3 Cas de chargement et conditions aux limites

À des fins de validation, les conditions de chargement et les conditions limites du modèle du POA doivent reproduire celles de la mesure (voir section 1.4.3). Le POA est ainsi comprimé statiquement et dynamiquement entre une plaque supérieure rigide et une plaque inférieure mobile.

Le chargement est donc modélisé par une plaque circulaire (voir Figure 3.3) de 140 mm de diamètre et d'épaisseur de 6.4 mm (plaque inférieure du QMA) et excitée avec un déplacement dynamique d'amplitude 1 mm appliqué à une surface circulaire de 1.9 mm de diamètre en plein centre de la plaque. Le déplacement est bloqué dans le plan yz pour la surface d'excitation.

La partie osseuse supérieure du POA étant suffisamment rigide, la plaque supérieure du QMA a pu être supprimée pour simplifier le dispositif expérimental. Le capteur force est donc en contact direct avec la partie osseuse supérieure du POA (voir Figure 3.5). Pour tenir compte de cela dans le modèle EF, le déplacement selon l'axe x a été bloqué (et considéré libre dans le plan yz) sur une surface circulaire de 4 mm de diamètre située au centre de la surface osseuse supérieure du POA et correspondant à la zone de contact entre le capteur force et le POA (voir section 1.4.3).

La symétrie appliquée dans les précédents MC est à nouveau utilisée.

La PML (seulement 1/4 est visible sur la Figure 3.3) a une épaisseur de 30 mm et s'appuie sur une sphère d'air de rayon égal à 200 mm. Ces valeurs sont fixées de façon arbitraire. Une analyse de l'effet de ses dimensions sur les résultats de simulation n'a pas pu être menée par manque de temps et devra être effectuée dans la suite du projet. L'hypothèse est donc faite que la taille de la PML choisie a peu impact sur les résultats.

3.2 Indicateurs utilisés pour concevoir la géométrie du POA, évaluer le réalisme du POA et valider le modèle numérique

Plusieurs indicateurs sont utilisés pour concevoir la géométrie du POA, évaluer le réalisme du POA et valider le modèle numérique par la mesure. Les indicateurs, calculés et/ou mesurés sont les suivants : la position du centroïde (barycentre de vitesse), l'OE et la raideur dynamique de transfert du POA. Chacun de ces indicateurs est présenté dans cette section.

3.2.1 Position du centroïde

Le centroïde est un indicateur développé par Carillo et al. (2020) qui correspond au barycentre du champ de vitesses normales des parois du CA. Dans la section 1.6.3, il a été observé que la distribution spatiale de vibration des parois influence l'OE. Cette distribution est caractérisée par le centroïde, même si, théoriquement, plusieurs distributions existent pour un même centroïde. Un centroïde positionné près de l'entrée est privilégié, car il permet d'avoir un effet important sur le type et la profondeur d'insertion du bouchon sur l'OE. Un centroïde situé au centre est souvent synonyme d'un champ de vitesse homogène sur la paroi du CA et ne permet pas de représenter ces effets. Il a été observé à l'aide de modèle éléments finis que la position du centroïde ne varie pas ou très peu en fonction de la fréquence.

L'équation (1.1) permet d'évaluer le centroïde via le modèle EF d'une oreille ouverte excitée mécaniquement. La position du centroïde n'a pas pu être mesurée via la méthode proposée par Carillo et al. (2021), car cette dernière est en cours de développement au laboratoire et le niveau de maturité n'est pas suffisant pour l'appliquer dans ce projet.

3.2.2 Effet d'occlusion

L'OE est simulé pour 3 profondeurs d'insertion (6 ou 7 mm (peu profonde), 12 ou 15 mm (moyenne) et 18 ou 22 mm (profonde)) et 2 types de bouchons (mousse et silicone). L'OE est également calculé pour une occlusion de type impédance infinie située à l'entrée du conduit.

Cette dernière condition d’occlusion est seulement utilisée pour le MV. À des fins de validation, l’OE est simulé et mesuré à l’aide de la fonction de transfert entre la pression acoustique au « tympan » et le déplacement imposé au niveau de la plaque inférieure selon l’équation (3.4), et ce pour les cas de l’oreille ouverte et occluse. L’OE est simulé/mesuré pour différents dispositifs d’occlusion et différentes profondeurs d’insertion. L’OE simulé/mesuré est également comparé aux données de la littérature issues de mesures sur sujets humains. (Brummund et al., 2015) (Stenfelt & Reinfeldt, 2007)

3.2.3 Raideur dynamique de transfert

La raideur dynamique de transfert du POA, définie comme

$$k_{mec} = \frac{F}{u}, \quad (3.2)$$

est également évaluée dans cette étude. Elle sert à évaluer le comportement vibratoire du POA. F est la force de réaction sur la partie supérieure du POA calculée et mesurée sur la partie osseuse à l’endroit où le déplacement est bloqué. Le calcul de cette force de réaction à partir des simulations numériques est réalisé en intégrant la contrainte sur la surface bloquée sur la partie osseuse. Le déplacement de la plaque inférieure u est imposé et à une amplitude de 1 mm dans les simulations et est obtenu via le signal de l’accéléromètre pendant les mesures en le divisant par $(2 \pi f)^2$.

3.3 Fabrication du POA

La fabrication du POA a été effectuée par True Phantom solutions (TPS), une entreprise spécialisée dans la conception de fantômes anatomiques. TPS utilise des matériaux permettant d’avoir des propriétés similaires aux tissus humains. Le rapport de Benacchio et al. (2020) confirme que les matériaux utilisés par TPS simulent ceux des tissus humains. Le POA est fabriqué en 5 étapes: (i) conception et impression 3D des tissus mous, du cartilage,

de la partie osseuse et de la partie extérieure du POA, (ii) nettoyage et lissage des impressions (iii) fabrications de moules en silicone, (iv) moulages de la partie osseuse et du cartilage et (v) moulages des tissus mous. L'étape (i) consiste à concevoir la géométrie (présenté à la section 3.1.1.1) puis à l'imprimer chaque composante en 3D. L'étape (ii) sert au nettoyage des pièces imprimées en retirant les supports et en les sablant pour améliorer leur fini de surface. Les pièces imprimées en 3D sont utilisées pour fabriquer des moules en silicones (étape (iii)). L'étape (iv) consiste à fabriquer l'os (matériau breveté par TPS (Wydra et Maev, 2013)) et le cartilage à l'aide de leur moule respectif. L'étape (v) consiste à couler les tissus mous en insérant la partie osseuse et le cartilage déjà moulés dans le moule des tissus mous. La caractérisation des tissus mous est présentée à la section 3.4.2.

3.4 Bancs de tests

Cette section présente les bancs de tests conçus ou simplement utilisés dans ce travail de maîtrise. Ces bancs de tests permettent : (i) d'acquérir la géométrie du POA une fois fabriquée et vérifiée si elle est exempte de défauts, (ii) de caractériser les propriétés mécaniques des matériaux et (iii) de mesurer l'OE et la raideur dynamique de transfert du POA. Les dispositifs d'occlusion utilisés sont également présentés à la fin de cette section.

3.4.1 Acquisition de la géométrie du POA

Une comparaison entre le modèle géométrique du POA et sa réalisation physique est effectuée pour évaluer les différences entre les deux. Pour y parvenir, le POA fabriqué est imaginé à l'aide d'un micro tomodensitomètre Nikon XT H 225 (Nikon, Michigan, États-Unis) disponible à l'ÉTS et de son logiciel de reconstruction CT Pro 3D (Nikon, Michigan, États-Unis). Les paramètres de « scan » sont réglés en utilisant une cible en beryllium selon une tension de 145 kV et un courant de faisceau de 19 A tandis que la reconstruction est faite selon une taille de voxel de $1.331 \mu\text{m}^3$. L'analyse du fichier obtenu est effectuée à l'aide du logiciel Dragonfly (Object Research Systems, Québec, Canada). L'analyse permet d'observer

directement les pores non souhaités et non modélisés dans les matériaux. Un fichier STL de la géométrie est généré pour permettre de le comparer au modèle géométrique. L'analyse permet également d'observer certaines différences avec le modèle géométrique.

3.4.2 Caractérisation des matériaux

3.4.2.1 Méthode quasi statique (QMA)

La caractérisation des matériaux des tissus mous est effectuée à l'aide de la méthode QMA basée sur la norme ISO 18437-5 (voir section 1.5.2). Des moules cylindriques d'échantillons sont imprimés en 3D (voir Figure 3.4) avec une résine dite d'ingénierie (plus résistante que les résines classiques) appelée la Grey Pro, à l'aide de la Form 2, une imprimante 3D de type « Stereolithography » (SLA) commercialisé par Formlabs (Massachusetts, États-Unis). Ce type de résine est idéal pour la conception de moule. Les moules sont conçus pour obtenir des échantillons d'épaisseur identiques soit de 25 mm avec des diamètres variables (10, 25, 30, 35 mm) afin d'obtenir des facteurs de forme différents. Les diamètres doivent être suffisamment différents pour obtenir différents facteurs de forme. 3 moules sont fabriqués et 12 échantillons sont ainsi obtenus (3 échantillons pour chaque diamètre). Le coulage des échantillons est effectué par TPS et les échantillons obtenus sont présentés à la Figure 3.4. Il est possible d'apercevoir certains défauts (bulles d'airs, impuretés, partie manquante) dans les échantillons reçus par TPS. Ces défauts pourraient affecter les résultats obtenus.

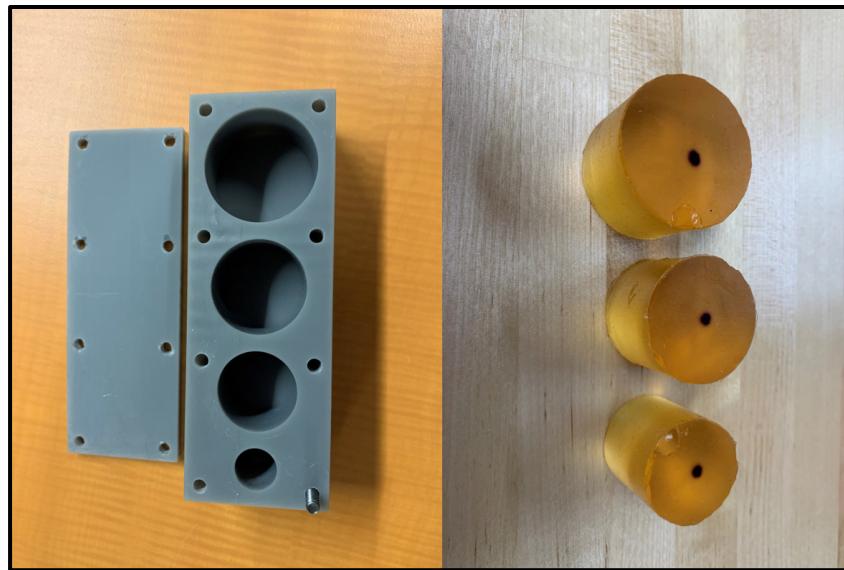


Figure 3.4 Moules envoyés à True Phantom et échantillons cylindriques reçus pour la caractérisation des tissus mous au QMA

Une fois les échantillons cylindriques reçus, ils sont caractérisés à l'aide du QMA. Le QMA disponible au laboratoire a été conçu pour caractériser des matériaux poro-élastiques assez flexibles. Il est *a priori* possible de l'utiliser pour d'autres matériaux (solides viscoélastiques) si ces derniers sont aussi suffisamment souples. Le QMA permet de déterminer le module de Young (E), le coefficient de Poisson (v) et le facteur de perte (η) du matériau. Pour le matériau testé, la raideur augmente toujours en fonction du taux de compression statique. Des taux de compression statique de 0.8%, 1.6% et 2.0% sont choisis, car ils sont réalisables avec le banc de test QMA (qui ne permet pas de trop grandes compressions statiques pour ce genre de matériaux). Puisque l'épaisseur de la peau au niveau de la portion cartilagineuse du MV est de 1,9 mm, un taux de 2.0% correspond à une compression de 0.038 mm des tissus entre le bouchon et la portion de cartilage. Cette compression peut être suffisante dans le cas d'un bouchon en mousse qui déforme peu le conduit auditif, mais insuffisant pour les autres types de bouchons tels que les prémoulés qui peuvent générer un déplacement des tissus de presque 2 mm au niveau du premier coude du CA. (Benacchio, Doutres, Varoquaux, Wagnac, Le Troter, Callot & Sgard, 2019) Idéalement, le taux de compression statique réel des tissus

mous devrait être évalué expérimentalement en scannant le POA ouvert et occlus par les bouchons considérés dans ce travail.

Chaque échantillon est testé au QMA à l'exception des échantillons avec le plus petit diamètre, car ils sont trop petits et les mesures ne sont pas exploitables. Il s'avère que, pour les matériaux testés, les mesures sont assez sensibles au positionnement de l'échantillon au centre de la plaque mobile inférieure, au parallélisme de l'échantillon et celui de la plaque et à la qualité de l'échantillon. Une attention toute particulière a été portée aux conditions de mesure et seules les mesures considérées valides ont été utilisées pour le calcul des moyennes (pour chaque taux de compression statique). Le cartilage n'est pas caractérisé au QMA. Cependant, son coefficient de Poisson est choisi identique à celui des tissus mous, car ce sont des matériaux similaires. Le module de Young et le facteur de perte du cartilage sont respectivement de 1.65 MPa et 0.12. Le module de Young diffère de celui-ci présenté à la section 3.1.1.2, car Benacchio et al. (2020) mentionne que la valeur obtenue à l'aide du DMA donne des valeurs aberrantes. Ces paramètres des tissus mous et du cartilage seront présentés comme le « jeu de paramètre 1 » dans le reste du rapport.

3.4.2.2 Méthode indirecte basée sur la vitesse de propagation des ondes de compression

Les propriétés matériaux obtenues avec cette méthode sont identiques à celles définies à la section 3.4.2.1 à l'exception du coefficient de Poisson. Le coefficient de Poisson est déterminé en fonction de la méthode indirecte se basant sur la vitesse de propagation des ondes de compression. Les célérités des ondes longitudinales des tissus mous et du cartilage ont été mesurées avec une technique ultrasonore et fournies par TPS. Elles sont respectivement égales à 1400 et 1800 m/s avec des incertitudes de ± 10 m/s. Pour un module de Young déterminé dans la section 3.4.2.1, le coefficient de Poisson des matériaux est obtenu en utilisant l'expression de la célérité des ondes de compression :

$$c_l = \sqrt{\frac{E (1 - \nu)}{\rho (1 + \nu)(1 - 2\nu)}}. \quad (3.3)$$

Cette méthode fournit le « jeu de paramètre 2 » des tissus mous et du cartilage (voir Tableau 4.2).

3.4.3 Effet d'occlusion et raideur dynamique de transfert du POA

Les mesures d'OE et la raideur dynamique de transfert sont effectuées dans la cabine audiométrique du laboratoire ICAR (infrastructure commune entre l'ÉTS et l'IRSST en acoustique pour la recherche). La cabine audiométrique est isolée du bruit extérieur (c.-à-d., bruit de fond très bas) et représente un environnement contrôlé pour des mesures. Le banc de test permet de mesurer la force de réaction, l'accélération de la plaque mobile et la pression acoustique au tympan d'un conduit ouvert ou occlus par plusieurs dispositifs d'occlusion positionnés à différentes profondeurs d'insertion. Le POA est comprimé statiquement et dynamiquement entre 2 parties du banc : une partie fixe supérieure sur laquelle est fixée le capteur force et une partie mobile inférieure (voir Figure 4). La partie mobile est définie par une plaque et est excitée à l'aide d'un pot vibrant. La partie supérieure du QMA sur laquelle est fixée le capteur force est préalablement déplacée verticalement de façon que le contact entre le POA et les 2 parties soient établis. C'est ce déplacement de la partie supérieure qui permet la compression statique du POA.

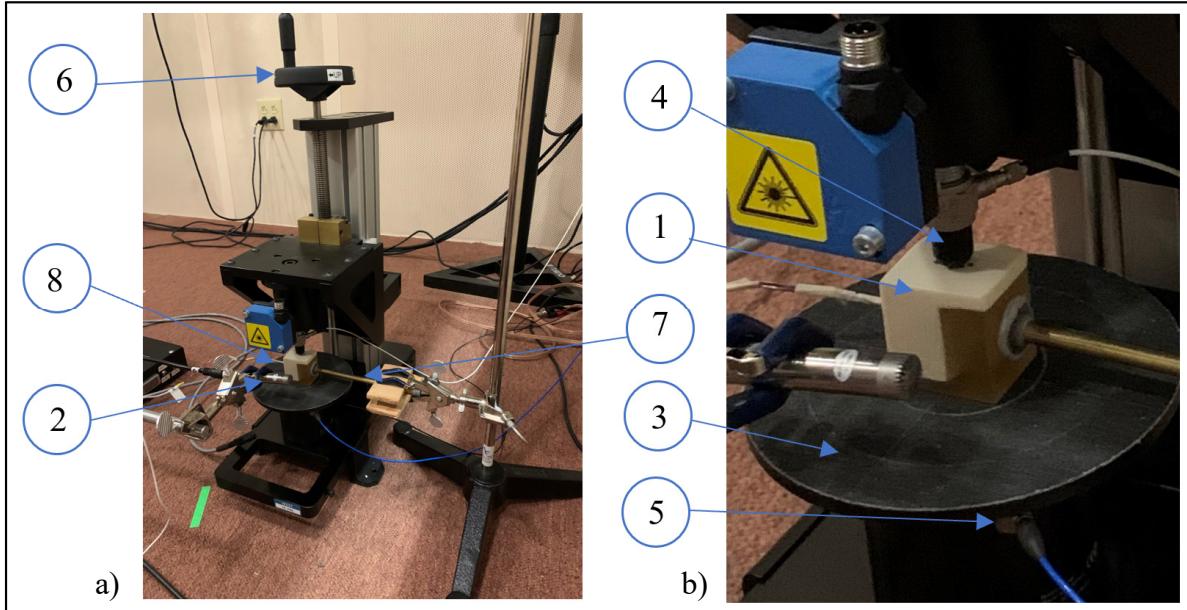


Figure 3.5 a) Banc de test et b) agrandissement sur le POA. Les numéros montrent respectivement (1) le POA, (2) le microphone de référence, (3) la plaque mobile excitée par un pot vibrant, (4) le capteur de force, (5) l'accéléromètre (6) la manivelle pour contrôler la position de la plaque rigide supérieure et contrôler le taux de compression statique appliquée au POA, (7) le dispositif d'occlusion de l'impédance infinie et (8) le microphone Knowles

Le POA est ainsi compressé à l'aide de la manivelle d'environ $\frac{1}{2}$ tour après le contact avec celle-ci. Une étude de sensibilité de la précontrainte statique du POA est également effectuée en comprimant plus ou moins le POA. L'excitation mécanique dynamique est effectuée par le pot vibrant alimenté par un égaliseur dbx iEQ-31 et un amplificateur QSC PLD4.2. Le capteur de force agit en butée et permet également de mesurer la force de réaction (F) à cet endroit. L'accéléromètre uniaxial (modèle : 352C33 (PCB Piezotronics, New York, États-Unis)) permet de déterminer le déplacement (u) imposé par le pot vibrant. Un microphone Knowles (modèle : FG-23629-D65 (Knowles, Illinois, États-Unis)) mesure la pression acoustique au tympan (p_L) tandis que le microphone $\frac{1}{2}$ po (modèle : MPA231 (BSWA Technology, Beijing, Chine)) est utilisé comme microphone de référence. Le microphone Knowles est placé au tympan via la partie médiale du POA et les fuites acoustiques sont évitées à l'aide de mastic de montage. Le microphone Knowles est alimenté par un boîtier de

préamplification à 12 voies. Le gain du boîtier est de 12 V, c'est-à-dire que la puissance du signal obtenue est 12 fois plus grande. Le pot vibrant, les microphones et la capteur force sont connectés au châssis USB CompactDAQ Ni cDAQ-9178 avec des cartes NI 9234 à 4 voies et l'acquisition de données est faite à l'aide du logiciel MATLAB 2021a (MathWorks, Massachusetts, États-Unis) avec une fréquence d'échantillonnage de 51200 Hz. Le post-traitement est effectué à l'aide d'une fonction MATLAB développée par H. Nélisse (IRSST) qui permet de transformer les données temporelles dans le domaine fréquentiel et de calculer les fonctions de transfert présentées ci-dessous. Les mesures de l'accéléromètre sont intégrées en fonction du temps à l'aide de la fonction cumtrapz de MATLAB pour obtenir la vitesse et ensuite le déplacement u de la plaque. Les fonctions de transfert $H_{p,u,k} = p_k/u$ et $Z_{mec} = F/u$ de type H1 sont calculées en faisant respectivement le rapport de l'interspectre entre p_k et u et l'autospectre de u et le rapport de l'interspectre entre F et u et l'autospectre de u . Une cohérence supérieure à 0.9 des signaux est également nécessaire sur toute la plage de fréquence pour que les résultats soient jugés acceptables excepté aux fréquences des modes du système pour lesquelles il est normal que la cohérence chute. L'OE est obtenu selon l'équation suivante :

$$OE = 20 * \log_{10} \left(\frac{|H_{p,u,occ}|}{|H_{p,u,ouv}|} \right). \quad (3.4)$$

où $H_{p,u,ouv}$ est la fonction de transfert entre la pression acoustique au tympan (p_{ouv}) et le déplacement u dans le CA ouvert et $H_{p,u,occ}$ celle entre la pression acoustique au tympan (p_{occ}) dans le CA occlus et le déplacement u . La mesure est d'abord effectuée sur le CA ouvert et ensuite sur tous les dispositifs d'occlusion et profondeurs d'insertion présentées dans le Tableau 3.2 pour créer une série de mesure. La série de mesure est effectuée trois fois pour évaluer la répétabilité. L'écart-type est calculé entre les OE de chaque série de mesure pour chaque dispositif et profondeur d'insertion. La raideur dynamique de transfert du POA est quant à elle mesurée uniquement dans le cas du CA ouvert.

La raideur dynamique de transfert et l'OE sont mesurés pour plusieurs précontraintes statiques appliquées au POA. Les taux de compression sont de 0.4% (taux 1), 0.8% (taux 2) et 1.6% (taux 3) et sont déterminés à l'aide du logiciel du QMA. Une seule mesure est effectuée pour chaque taux de compression.

La calibration du microphone de référence est faite avec le calibreur Norsonic Nor1256 pour une fréquence de 1000 Hz à 94 dB. Sa valeur de calibration est de 42.8 mV/Pa et est proche de la valeur donnée par le fabricant. Deux méthodes sont comparées pour calibrer le microphone Knowles. La première méthode consiste à calibrer un microphone de référence qui a une petite surface d'exposition et ensuite venir poser les 2 microphones (référence et Knowles) sur une surface près l'un de l'autre. Un signal sonore type sinusoïdal à une fréquence de 1000 Hz est alors émis à l'aide d'un générateur de signal. Après le post-traitement, il est possible de déterminer la sensibilité du Knowles en corrélant les pressions mesurées à la valeur de 1000 Hz. La deuxième méthode consiste à insérer le microphone Knowles dans un calibreur et venir boucher le trou à l'aide du mastic de montage. Le microphone Knowles est ainsi calibré de la même manière que le microphone de référence. Les 2 méthodes donnent des sensibilités presque identiques. Cependant, la méthode 2 est privilégiée, car celle-ci elle est la plus simple et rapide à mettre en œuvre. La valeur de sensibilité du microphone Knowles est de 26 mV/Pa et est proche de la valeur donnée par le fabricant. Les valeurs de sensibilité utilisées de l'accéléromètre et du capteur de force sont respectivement de 10.13 mV/m.s² et de 100.6 mV/N et sont celles données par le fabricant.

3.4.4 Dispositifs d'occlusion testés

Plusieurs dispositifs d'occlusion sont testés avec le banc présenté à la Figure 3.5. Le Tableau 3.2 ci-dessous les présente ainsi que les profondeurs d'insertion appliquées pour chacun d'eux. Les dispositifs no. 1, no. 3, no. 4, no. 5 et no. 6 sont des bouchons du commerce fréquemment utilisés par les travailleurs en Amérique du Nord. Les dispositifs no. 2 et no. 7 sont conçus lors de ce projet de recherche et utilisés pour la validation du modèle MV. En

effet, la géométrie de ces dispositifs d'occlusion est simple et les matériaux qui les constituent sont mieux connus, ce qui permet de réduire les incertitudes liées à leur modélisation. Le bouchon malléable no. 1 est aussi modélisé et utilisé dans la phase de validation du modèle MV.

Tableau 3.2 Numéros, noms, images et profondeurs d'insertion des dispositifs d'occlusion pour tous les bancs de test

| No. | Noms | Images | Profondeurs d'insertion [mm] |
|-----|---|-------------------|------------------------------|
| 1 | 3M Classic small | | 6, 12 et 18 |
| 2 | Silicone fabriqué selon la norme ANSI S12.42-1995 | | 6 et 12 |
| 3 | 3M 1100 | | 6, 12 et 18 |
| 4 | 3M Push-ins | | 6, 12 et 18 |
| 5 | Honeywell TrustFit | | 6, 12 et 18 |
| 6 | 3M Ultrafit | | 6 |
| 7 | Impédance infinie | Voir Figure 5 (7) | 0 (À l'entrée du CA) |

Le dispositif d'occlusion no.1 correspond au bouchon en mousse « 3M Classic small » et ses dimensions sont d'environ de 8 mm de diamètre et 18 mm de longueur. Ce dispositif est facilement malléable pour l'insérer dans le CA sans « vaseline » tout comme ceux des dispositifs no. 3 (« 3M 1100), no.4 (3M Push-ins) et no.5 (du Honeywell Trustfit). Les dispositifs no. 1, 4 et 5 sont compressés uniformément à l'aide du Squeeze Buddy (Blockwise, Arizona, États-Unis). Le dispositif d'occlusion no.2 est en silicone fabriqué

selon la norme ANSI S12.42-1995 et a un diamètre et une longueur de 18 mm et 7.4 mm respectivement. Le diamètre est plus grand que celui du CA afin de limiter les fuites lors de l'occlusion. De la gelée de pétrole (« vaseline ») est apposée sur le pourtour de ce dispositif pour faciliter l'insertion de celui-ci. Il n'a pu être positionné à une profondeur d'insertion de 18 mm, car il n'aurait pas été possible de le retirer après son insertion dans le CA. Le dispositif d'occlusion no. 6 (bouchon 3M Ultrafit) est composé de silicone et est seulement inséré à une profondeur de 6 mm pour éviter une trop grande déformation du conduit en raison de la forme conique de ce bouchon. Le dispositif d'occlusion no. 7 est un bouchon rigide placé au bout d'une tige et permet d'occlure l'entrée du CA et produire une impédance acoustique infinie. Des pièces imprimées en 3D (en Grey Pro avec l'imprimante Form 2) font office de capuchon. Une pince permet de le maintenir en place et du mastic de montage est ajouté sur le pourtour de la pièce à l'entrée du CA pour éviter les fuites. Ce dispositif est visible à la Figure 3.5.

La méthode pour mesurer la profondeur d'insertion du dispositif consiste à marquer la profondeur d'insertion (6, 12 et 18 mm) sur le dispositif à l'aide d'une règle et d'ajouter la valeur de 2 mm représentant le décalage de l'entrée du CA par rapport à la surface latérale. Le marquage est juxtaposé avec la surface latérale du POA pour obtenir la profondeur d'insertion désirée.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS ET DISCUSSION

Dans ce chapitre, les résultats sont présentés et discutés. La conception numérique via les modèles MC1 et MC2 et leur évaluation par rapport aux données de la littérature sont d'abord présentées suivies de la fabrication de celle-ci. La qualité de la fabrication du POA fabriquée est ensuite évaluée. Les mesures d'OE du POA fabriqué et occlus par les différents dispositifs d'occlusion sont ensuite présentées. Ces mesures sont comparées au MV dans le cas des dispositifs d'occlusion no. 1, no. 2 et no. 7 afin d'initier la phase de validation. Les résultats sont présentés en tiers d'octave à l'exception de ceux des centroïdes.

4.1 Conception et évaluation numérique des prototypes d'oreilles artificielles

Dans cette section, les résultats de la phase de conception basée sur l'étude de la transition entre les parties cartilagineuse et osseuse (section 4.1.1) et celui de la présence de cartilage (section 4.1.2) sont présentés. La transition cartilage/os et la présence de cartilage permettant d'observer la meilleure position du centroïde ainsi que les principaux effets sur l'OE déjà observé sur des groupes de participants (effet significatif du type de bouchon et de la profondeur d'insertion) sont sélectionnés pour la suite des travaux. Il est important de noter que dans la phase de conception, les amplitudes d'OE des MC1 et MC2 ne doivent pas être comparées avec celles obtenues expérimentalement sur un panel de participants, car l'amplitude l'OE expérimental peut dépendre significativement de la conduction aérienne et de l'environnement lors des mesures en CA ouvert. Cette conduction aérienne et cet environnement ne sont pas pris en compte dans les MC1 et MC2.

4.1.1 Effet de la transition entre les parties cartilagineuse et osseuse autour du CA

L'effet de la transition entre le cartilage et la partie osseuse est évalué à partir de la position du centroïde, de l'effet de la profondeur d'insertion et du type de dispositif.

4.1.1.1 Évaluation de la position du centroïde

La Figure 4.1 présente la position du centroïde en fonction de la fréquence pour trois types de configuration de la transition cartilage/os : faible, modérée et abrupte.

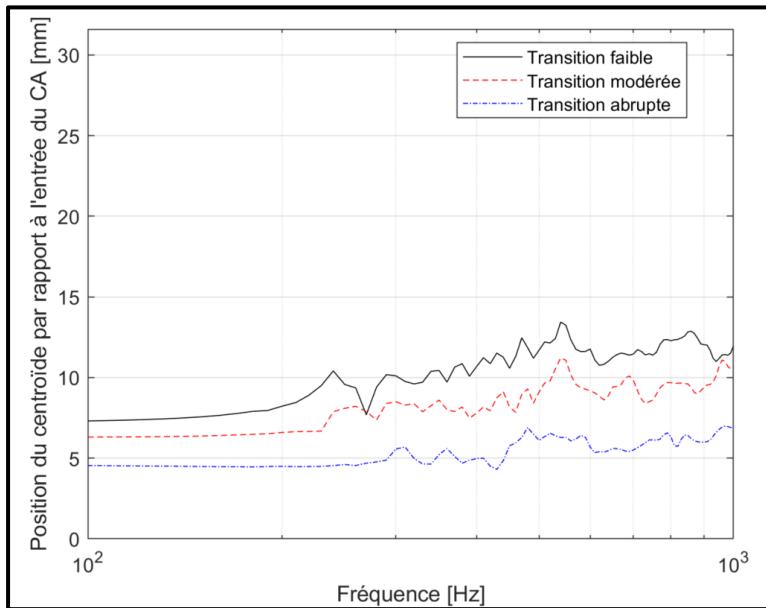


Figure 4.1 Position du centroïde simulée avec le MC1 en fonction de la fréquence selon les trois types de transition « cartilage/os »

La Figure 4.1 indique que la transition abrupte conduit à une position du centroïde la plus proche de l'entrée du CA. La position moyenne du centroïde des transitions faible, modérée et abrupte est respectivement de 10.8 mm, 8.7 mm et 5.6 mm. La transition abrupte est aussi celle qui présente le centroïde qui varie le moins en fréquence (maximum – minimum) soit environ 2.45 mm comparativement à 4.91 mm et 6.13 mm pour les transitions modérée et faible. La transition abrupte est donc celle qui correspondrait le mieux à l'objectif de ces travaux.

4.1.1.2 Effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion

La Figure 4.2 permet d'évaluer l'effet du type de bouchon (mousse et silicone) pour une insertion moyenne sur l'OE simulé selon les trois types de transition. Les mesures publiées par Brummund et al. (2015) et obtenues sur un panel de participants sont également indiquées. On évalue donc ici la capacité du POA à représenter une population restreinte d'individus. La profondeur d'insertion moyenne dans les simulations EF est de 15 mm tandis qu'elle est de 12 mm environ dans les mesures de Brummund et al. (2015). Un écart plus important entre les deux types de bouchons est donc attendu dans le cas des simulations. (Carillo et al., 2021a)

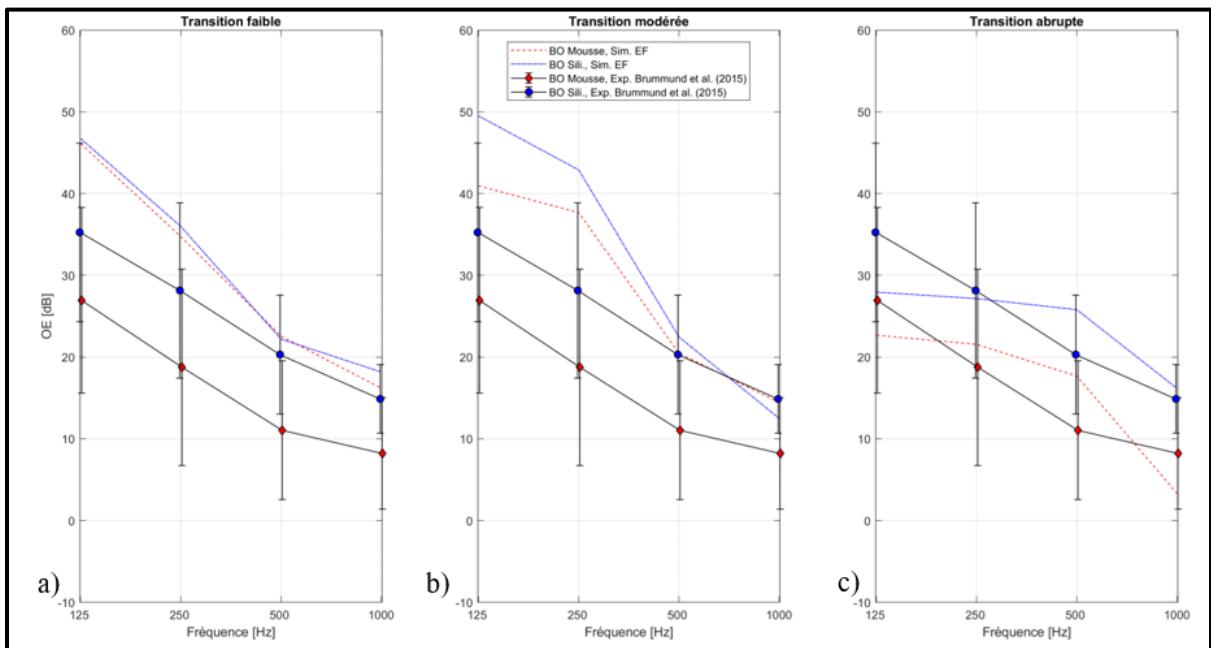


Figure 4.2 Effet du type de bouchon (mousse et silicone) pour une insertion moyenne sur l'OE simulé avec le MC1 pour les trois types de transition : a) faible, b) modérée et c) abrupte. Comparaison avec les mesures expérimentales publiées par Brummund et al. (2015)

Une décroissance d'OE expérimental d'environ 20 dB/décade est observée pour les deux types de bouchons. L'écart moyen d'OE entre les deux bouchons mesurés par Brummund et al. (2015) est de 8.4 dB. Au niveau des simulations, les transitions faible et modérée sous-

estiment cet écart avec des valeurs respectivement de 0.8 dB et 3.5 dB. De plus, ces transitions surévaluent majoritairement la décroissance de l'OE. La transition abrupte aboutit à un écart moyen de 8 dB, avec une différence de seulement 0.4 dB par rapport à la mesure et une décroissance d'environ 20 dB/décade pour le bouchon de mousse, mais seulement 11 dB/décade pour celui de silicone.

La Figure 4.3 montre l'effet de la profondeur d'insertion d'un bouchon de mousse sur l'OE simulé selon les trois types de transition. Ici, on compare les résultats numériques aux mesures de Stenfelt & Reinfeldt (2007). Les profondeurs d'insertion considérées sont identiques soit de 7 et 22 mm.

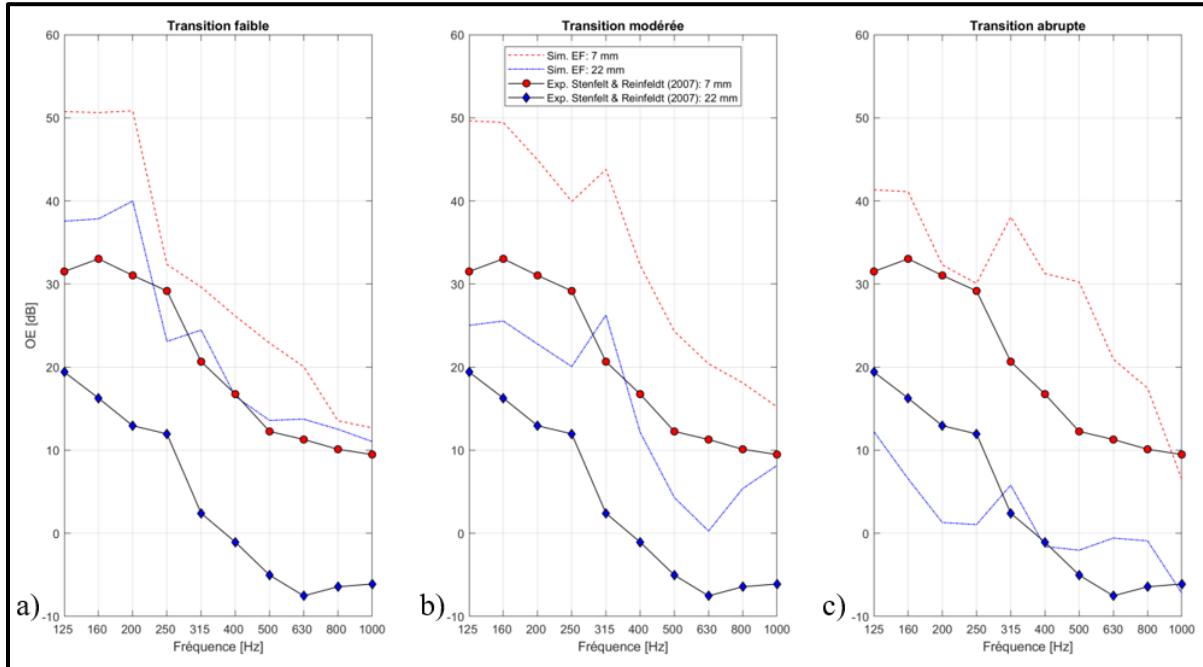


Figure 4.3 Effet de la profondeur d'insertion d'un bouchon de mousse sur l'OE simulé avec le MC1 pour les trois types de transition: a) faible, b) modérée et c) abrupte. Comparaison avec les mesures expérimentales de Stenfelt & Reinfeldt (2007)

L'écart moyen entre l'insertion de 7 mm et 22 mm des mesures de Stenfelt & Reinfeldt (2007) est de 16.8 dB et une décroissance d'OE d'environ 25 dB/décade pour une insertion peu profonde (7 mm) et d'environ 22 dB/décade pour une insertion profonde (22 mm) sont

observés. La transition faible présente un écart d'OE entre les profondeurs d'insertion de 7.9 dB et une décroissance de l'OE de 36 dB/décade, donc ne permet pas de reproduire les tendances expérimentales pour les deux profondeurs d'insertions. La transition modérée reproduit bien cet écart avec un écart moyen de 18.8 dB tandis que la transition abrupte surévalue cet écart avec un écart moyen de 27.5 dB. La décroissance d'OE reste assez similaire pour la transition abrupte et modérée. La transition modérée serait donc la transition à privilégier ici. Un mode autour de 315 Hz reste encore inexpliqué pour les 3 configurations.

En résumé, même si la transition modérée donne de bons résultats, la transition abrupte est choisie pour le reste du travail, car elle permet d'obtenir:

- Une position du centroïde plus près de l'entrée du CA;
- Une meilleure estimation de la décroissance de l'OE avec la fréquence et ce, pour deux types de bouchon à une profondeur d'insertion de 15 mm;
- Une meilleure évaluation de la différence d'OE entre les 2 types de bouchons

4.1.2 Effet de la présence du cartilage

Tout comme l'effet de la transition cartilage/os, l'effet de la présence du cartilage sur l'OE simulé avec MC2 est évalué en fonction de la position du centroïde et de sa capacité à reproduire l'effet de la profondeur d'insertion et du type de dispositif d'occlusion. Dans cette section, la transition cartilage/os abrupte est adoptée.

4.1.2.1 Évaluation de la position du centroïde

La Figure 4.4 montre la position du centroïde en fonction de la fréquence pour deux types de configuration : avec ou sans cartilage.

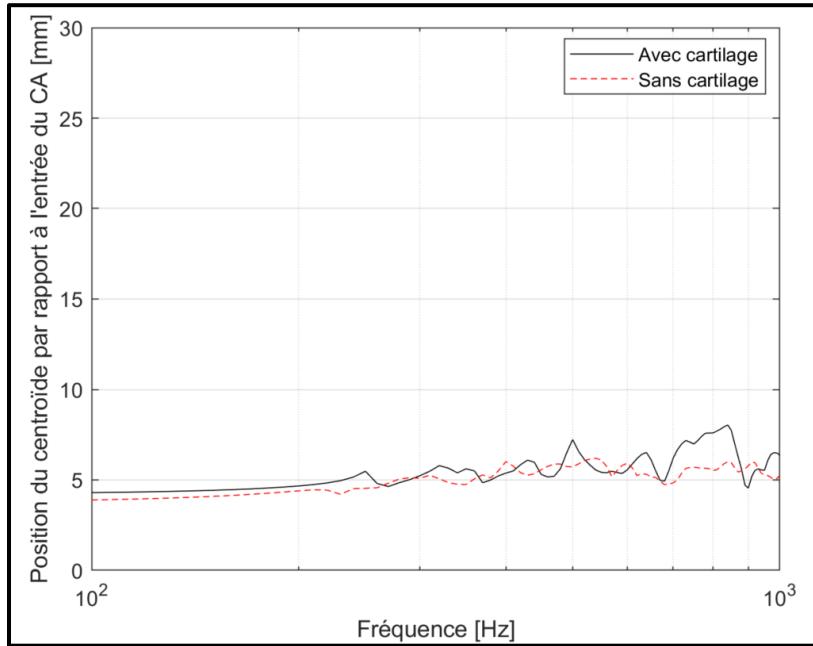


Figure 4.4 Effet de la présence de cartilage sur la position du centroïde simulée avec MC2 en fonction de la fréquence

La présence de cartilage dans le MC2 éloigne légèrement la position du centroïde par rapport à l'entrée du CA avec un centroïde situé en moyenne à 5.8 mm sur la plage de fréquence affichée. Sans cartilage, la position du centroïde est située en moyenne à 5.2 mm. De plus, la présence de cartilage fait varier davantage la position du centroïde en fréquence (environ 1.5 mm) que le modèle sans cartilage. Un léger avantage penche du côté du modèle sans cartilage, mais la différence n'est pas significative.

En comparant les centroïdes des MC1 et MC2 (voir Figure 4.1 et Figure 4.4), une augmentation de l'épaisseur du cartilage ne modifie que légèrement la position du centroïde passant de 5.6 à 5.8 mm.

4.1.2.2 Effet du type de bouchon et de la profondeur d'insertion

La Figure 4.5 permet d'évaluer l'effet du type de bouchon (mousse et silicone) pour une insertion moyenne sur l'OE simulé, en présence ou en absence de cartilage. Les mesures publiées par Brummund et al. (2015) sont également représentées.

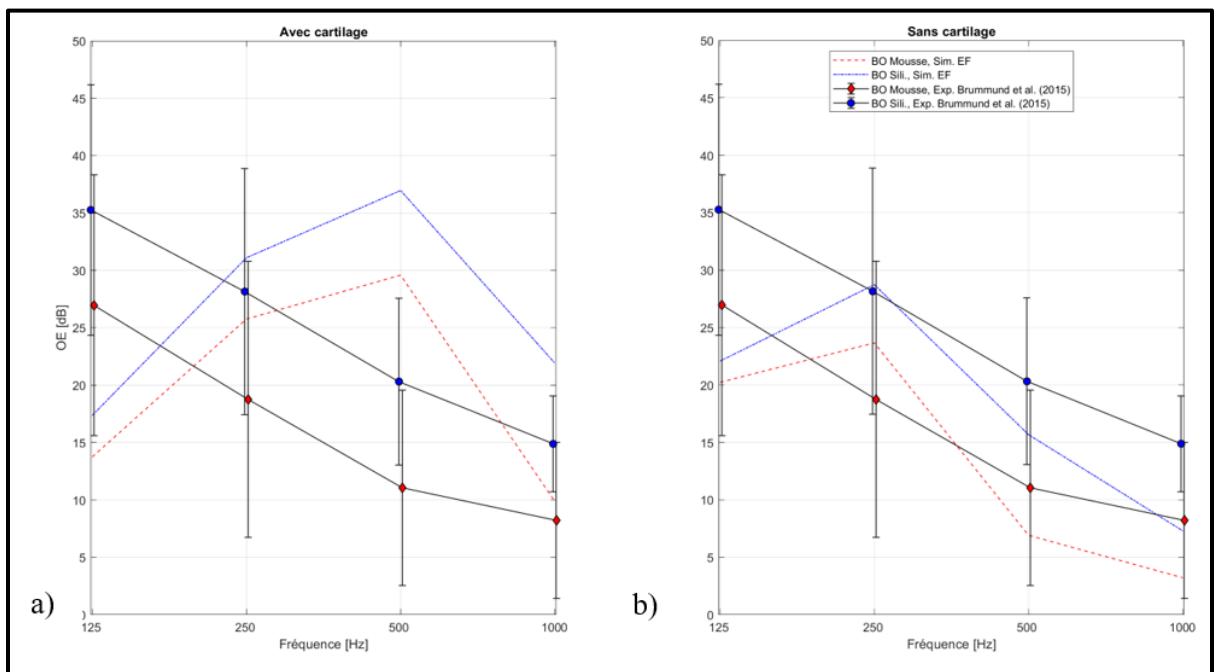


Figure 4.5 Effet du type de bouchon (mousse et silicone) pour une insertion moyenne sur l'OE simulé avec le MC2 a) avec cartilage et b) sans cartilage. Comparaison avec les mesures expérimentales publiées de Brummund et al. (2015)

La présence de cartilage dans le modèle permet d'augmenter l'effet du type de bouchon sur l'OE : l'écart d'OE entre les deux bouchons est de 7.1 dB pour le modèle avec cartilage et de 4.9 dB pour celui sans cartilage. Les deux configurations de ce MC2 sous-évaluent l'écart d'OE entre les bouchons observés dans les mesures de Brummund et al. (2015). La décroissance et l'allure globale en fréquence de l'OE sont cependant nettement mieux représentées pour la configuration sans cartilage de ce MC2. Pour cette dernière configuration (c.-à-d., MC2 sans cartilage), on trouve des tendances d'OE très similaires à celles obtenues via le modèle MC1 (pour la même transition cartilage/os abrupte, voir Figure

4.2). On peut en conclure que (1) l'épaisseur du cartilage a une influence importante sur l'OE et (2) le cartilage dans MC1 était tellement fin qu'il n'avait finalement peu d'influence sur l'OE (ce qui expliquerait que le MC1 donne des résultats finalement assez proches de ceux de MC2 sans cartilage).

La Figure 4.6 illustre l'effet de la profondeur d'insertion d'un bouchon de mousse sur l'OE simulé en présence ou non de cartilage. On montre également les mesures de Stenfelt & Reinfeldt (2007).

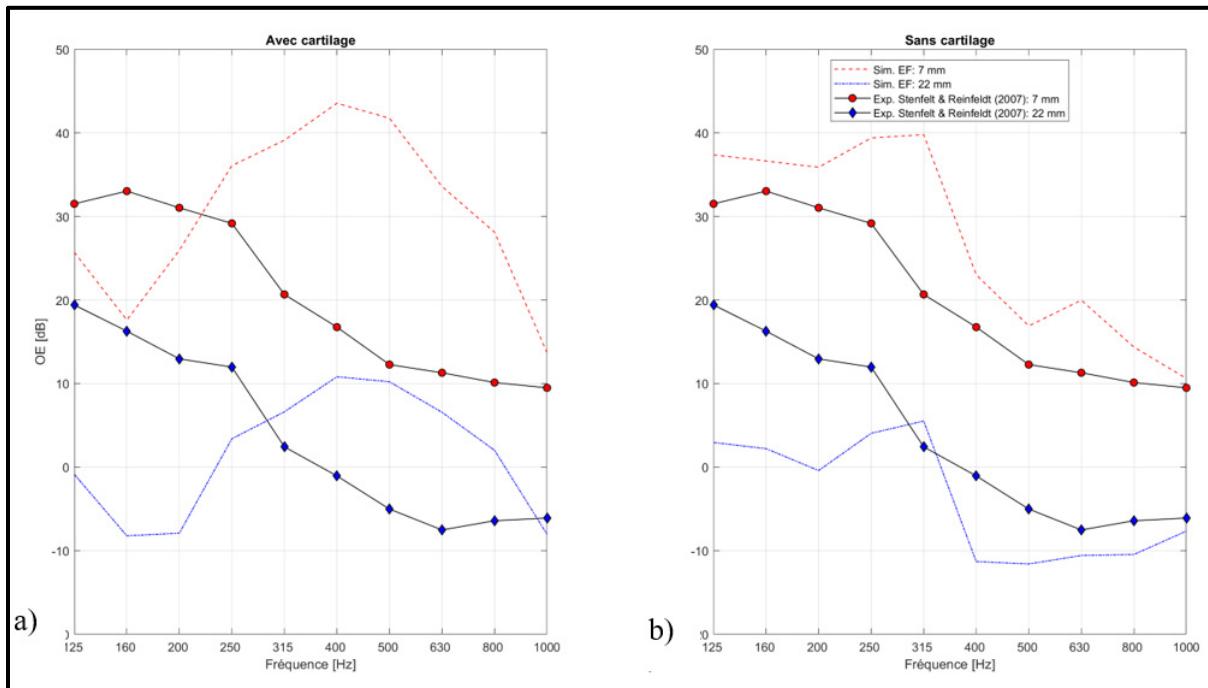


Figure 4.6 Effet de la profondeur d'insertion d'un bouchon de mousse sur l'OE simulé avec le MC2 a) avec cartilage et b) sans cartilage. Comparaison avec les mesures expérimentales de Stenfelt & Reinfeldt (2007)

Dans les deux cas (c.-à-d., avec et sans cartilage), le MC2 surévalue l'écart d'OE entre les 2 profondeurs d'insertion d'un bouchon de mousse observé dans les mesures de Stenfelt & Reinfeldt (2007). Les écarts sont respectivement de 29.1 dB et 31.1 dB pour les configurations avec et sans cartilage. L'écart d'OE avec la profondeur d'insertion est

légèrement mieux représenté lorsque le cartilage est présent, mais sans plus. Cependant, comme mentionnée précédemment, la présence de cartilage ne permet pas d'observer une décroissance et une allure d'OE similaires aux mesures. Le cartilage plus épais dans MC2 changerait le comportement dynamique de l'oreille occluse avec un mode autour de 400 Hz qui génère une augmentation de pression dans le conduit et donc une augmentation de l'OE. Le maximum d'OE autour de 315 Hz apparaissant également dans les simulations faites avec MC1, est toujours présent avec ce modèle MC2 mais reste inexpliqué.

D'après les résultats obtenus par le MC2, la présence de cartilage permet de mieux tenir compte des effets de la profondeur d'insertion et du type de bouchon sur l'OE. Cependant, pour la configuration sans cartilage, l'allure et la décroissance de l'OE sont plus proches de ce que l'on observe expérimentalement (comportement moyen sur un panel de participants). Le centroïde est aussi légèrement mieux positionné à l'entrée du CA dans la configuration sans cartilage. De plus, sans la présence de cartilage dans le modèle, plusieurs incertitudes sont éliminées et rendent le POA plus simple, tout en restant réaliste. Pour ces raisons, la géométrie sans la présence de cartilage est celle envoyée à TPS pour la fabrication du POA. Malheureusement, une erreur de communication est survenue avec TPS et le POA a été fabriqué avec la présence de cartilage.

4.2 Fabrication du prototype d'oreille artificielle

Le POA fabriqué par TPS est présenté à la Figure 4.7 ci-dessous. Les flèches en bleu montrent la direction médiale, latérale, inférieure et supérieure du POA et ceux en noir les composantes de celui-ci.

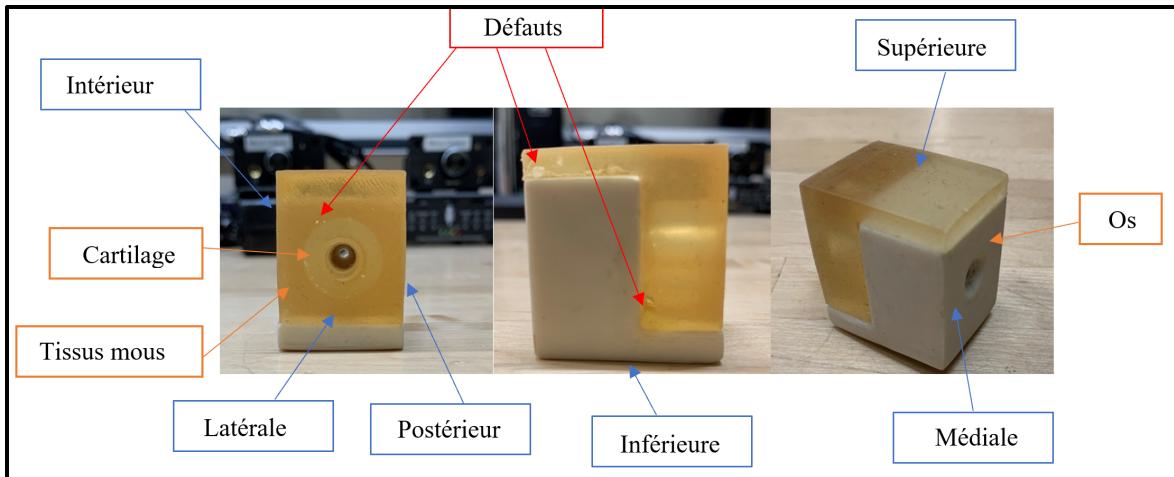


Figure 4.7 Prototype d'oreille artificielle fabriqué selon plusieurs vues. Les défauts sont montrés en rouges, les composantes en noir et les directions en bleu.

Il est possible d'apercevoir le cartilage intégré dans les tissus mous situé autour du CA. De plus, plusieurs défauts sont observés sur le POA comme des bulles d'airs, des impuretés et des parties manquantes. Ces défauts, indiqués à l'aide de flèches rouges sur la Figure 4.7, pourraient affecter le comportement vibroacoustique du POA et donc être source de différences entre les mesures et les simulations obtenues avec le modèle MV. Les défauts de fabrication et la présence de pores non désirés sont davantage analysés à l'aide d'un « micro CT-scan » (voir section 4.3).

4.3 Validation de la géométrie et évaluation des défauts du prototype d'oreille artificielle fabriqué

Les défauts de fabrication sont visibles sur la Figure 4.8 présentée ci-après.

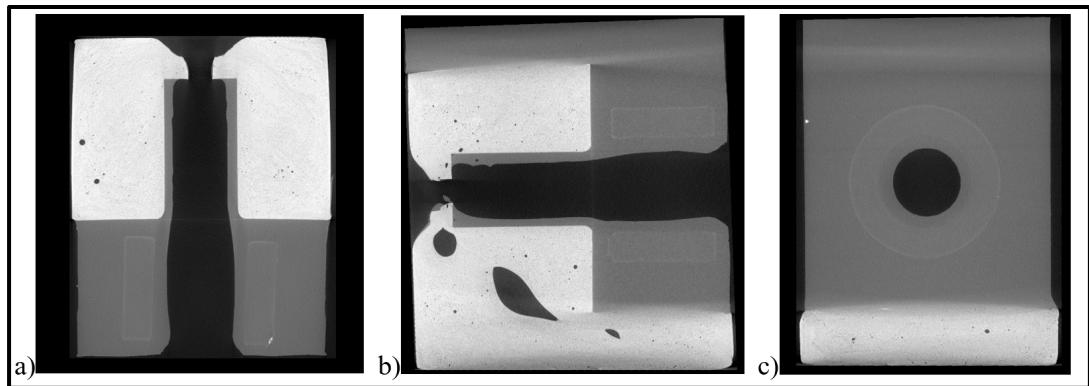


Figure 4.8 Images du « scan » selon le a) plan supéro-inférieur b) plan postéro-intérieur et c) plan latéro-médial

Sur la Figure 4.8.a et b, il semble que le diamètre du CA varie sur toute sa longueur (défaut de cylindricité du CA) de même que l'épaisseur des tissus mous dans la partie cartilagineuse et osseuse. Il est possible d'apercevoir le cartilage légèrement décentré par rapport au CA (défaut de concentricité) sur la Figure 4.8.c. Ces défauts de fabrication pourraient être pris en compte dans le MV avec la génération d'un fichier STL du « scan ». Le fichier STL n'a cependant pas pu être généré par manque de temps, et un nouveau « scan » doit être effectué à l'aide de paramètres moins intrusifs pour permettre une meilleure distinction du cartilage et des tissus mous.

La Figure 4.9 montre aussi la présence de pores non désirés dans les tissus mous.

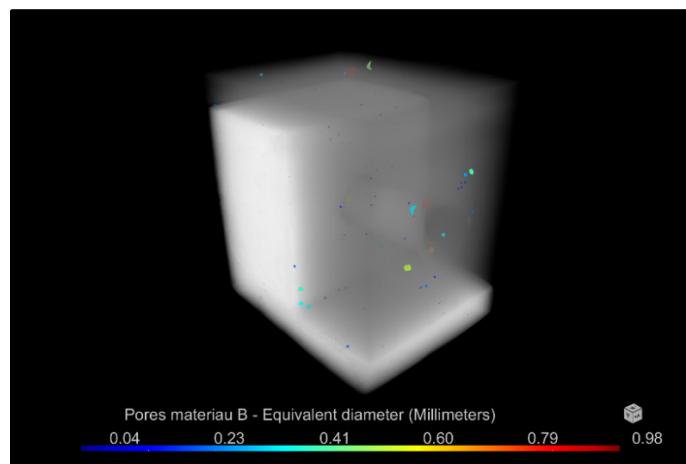


Figure 4.9 Pores dans les tissus mous

Les pores ont majoritairement des diamètres équivalents inférieurs à 0.4 mm. Le plus grand a un diamètre équivalent d'environ 1.6 mm. Étant donné la taille des longueurs d'onde dans le système dans la gamme de fréquences considérée, cette porosité parasite n'est pas jugée critique et on suppose qu'elle n'aura pas d'influence sur la validation du MV. Néanmoins, ces pores pourront quand même être intégrés plus tard dans le fichier STL qui servira à créer le modèle géométrique correspondant au POA fabriqué.

4.4 Évaluation expérimentale du prototype d'oreille artificielle fabriqué

Dans cette section, l'effet de la précontrainte statique, l'effet du type de dispositif d'occlusion et de sa profondeur d'insertion sont évalués expérimentalement sur le POA fabriqué et occlus par les bouchons en mousse et en silicone. L'OE induit par les autres dispositifs d'occlusion (no. 3 à 6) est présenté à l'ANNEXE I.

4.4.1 Effet de la précontrainte statique

L'effet de la précontrainte statique appliquée au POA lors des mesures (rappel : lors des mesures, une compression statique est appliquée sur le POA au moyen du banc QMA) sur le niveau de pression acoustique au tympan et sur la raideur dynamique de transfert est évalué en CA ouvert pour trois taux de compression statique différents : soit 0.4% pour le taux 1, 0.8% pour le taux 2 et 1.6% pour le taux 3. Le niveau de pression acoustique au tympan dans le CA ouvert est peu sensible (environ 1 dB) à la précontrainte statique appliquée au POA (non montré dans ce rapport). La raideur dynamique de transfert est, quant-à-elle, plus sensible à la précontrainte statique (voir Figure 4.10).

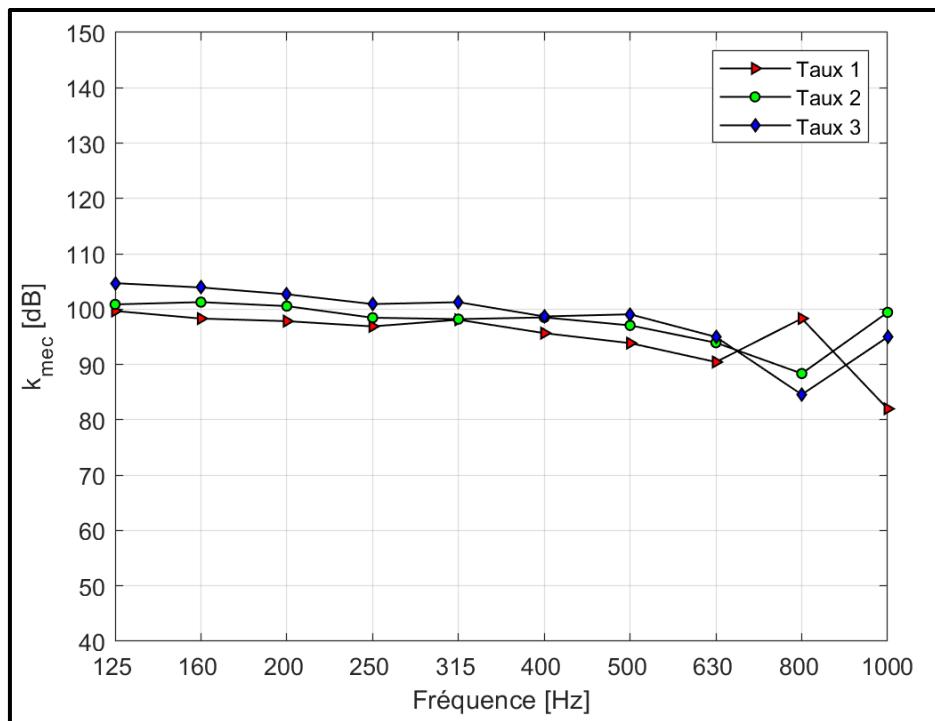


Figure 4.10 Module en dB [$20 \log_{10}$, Réf. 1 N/mm] de la raideur dynamique de transfert mesurée - Effet de la précontrainte statique sur le prototype d'oreille artificielle fabriqué pour les différents taux de compression

À l'exception de la fréquence autour de 800 Hz, il est possible d'observer que plus la précontrainte est élevée, plus la raideur dynamique de transfert augmente, donc la force de réaction augmente pour un même déplacement dynamique imposé. Bien prendre en compte les propriétés matériaux en fonction du taux de compression est donc primordial pour tenter de valider le modèle EF, car ceux-ci dépendent de ce taux de compression. Le taux 2 (0.8%) sera utilisé lors des mesures sur le POA fabriqué et sera celui choisi lors de la caractérisation des matériaux à la section 4.5.1.1.

Il est important de mentionner qu'une autre précontrainte statique a lieu dans les tissus mous (déjà mentionné à la section 3.4.2.1) et réalisée par l'insertion du dispositif d'occlusion qui déforme les tissus à l'intérieur du CA.

4.4.2 Effet du type de dispositif d’occlusion

La Figure 4.11 présente l’effet du type de bouchon sur l’OE mesuré avec le POA fabriqué, et ce, pour 2 profondeurs d’insertion. Pour la profondeur d’insertion de 12 mm (Figure 4.11.b), on montre également les mesures de Brummund et al. (2015).

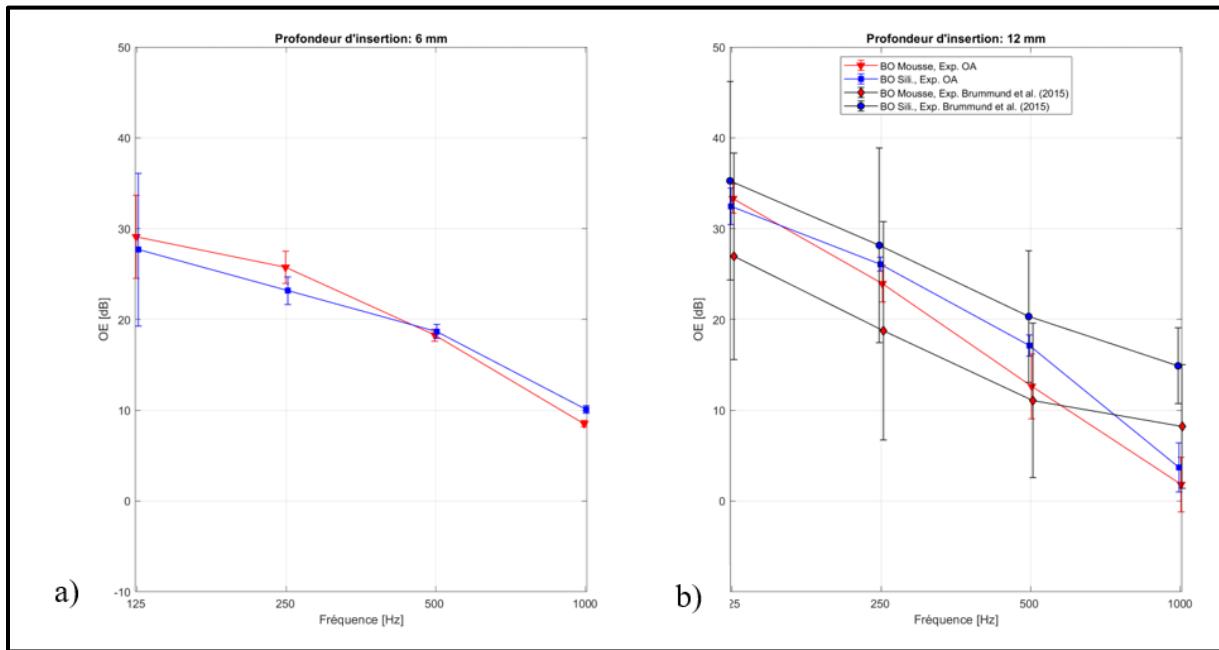


Figure 4.11 Effet du dispositif d’occlusion (bouchon en mousse ou silicone) sur l’OE mesuré avec le prototype d’oreille artificielle fabriqué pour des profondeurs d’insertion de a) 6 et b) 12 mm

Pour une profondeur d’insertion de 6 mm, l’OE du bouchon de mousse est plus important que celui de silicone entre 125 Hz et 500 Hz, mais plus faible entre 500 et 1000 Hz. Carillo et al. (2021a) ont observé un OE plus important pour le bouchon de silicone dès une profondeur d’insertion de 6 mm. L’écart observé avec le POA fabriqué n’est cependant pas significatif pour cette profondeur d’insertion de 6 mm. Pour la profondeur d’insertion de 12 mm, l’OE du bouchon de silicone est bel et bien supérieur à celui du bouchon de mousse avec un écart observé entre l’OE des bouchons de 2.8 dB. Cependant, cet écart est encore trop faible par

rapport aux résultats de Brummund et al. (2015). Le POA fabriqué reproduit passablement l'effet escompté du type de bouchon sur l'OE.

4.4.3 Effet de la profondeur d'insertion du dispositif d'occlusion

La Figure 4.12 montre l'effet de la profondeur d'insertion du bouchon sur l'OE mesuré avec POA fabriqué, et ce, pour le bouchon en silicone (Figure 4.12.a) et en mousse (Figure 4.12.b). On présente également les résultats des mesures de Stenfelt & Reinfeldt et al. (2007) pour la profondeur d'insertion de 6 et 18 mm.

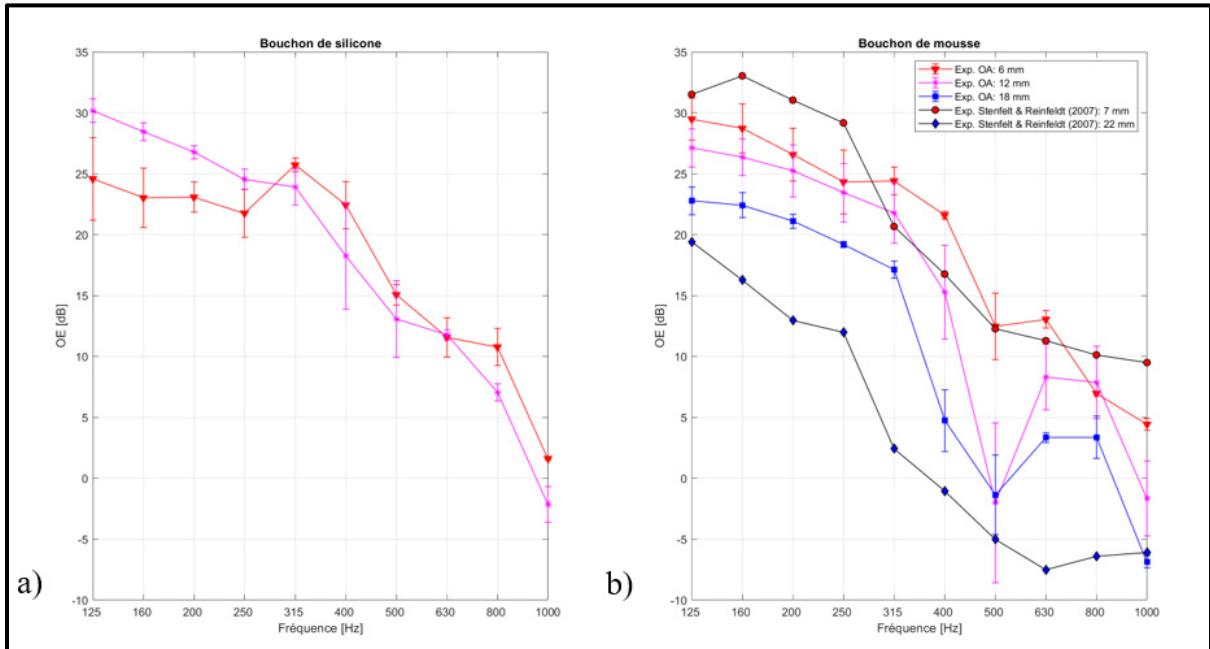


Figure 4.12 Mesure de l'OE avec le prototype d'oreille artificielle fabriqué : effet de la profondeur d'insertion pour des bouchons en a) silicone et b) mousse.

Pour le bouchon de silicone (Figure 4.12.a), l'OE est plus élevé pour l'insertion de 12 mm que celle de 6 mm entre 125 et 250 Hz. Ceci n'est pas expliqué et ne correspond pas à ce qui est attendu (voir section 1.6.1). L'effet de la profondeur d'insertion sur l'OE est mieux reproduit par le POA fabriqué entre les fréquences de 315 Hz et 1000 Hz avec un écart moyen de 2.5 dB.

Pour le bouchon de mousse (Figure 4.12b), l'effet de la profondeur d'insertion est satisfaisant avec un écart d'OE de 7.9 dB entre l'insertion de 6 mm et 18mm. L'OE pour une profondeur d'insertion de 12 mm se situe majoritairement entre ceux de 6 mm et 18 mm avec un creux plus prononcé autour de 500 Hz. Pour une insertion à 6 mm, le POA fabriqué permet de bien reproduire l'OE obtenu par Stenfelt & Reinfeldt (2007) pour une insertion à 7 mm. Ce n'est pas le cas pour l'insertion de 18 mm si l'on compare aux résultats de mesure de Stenfelt & Reinfeldt (2007) pour l'insertion de 22 mm. Cela pourrait être expliqué partiellement par la différence de 4 mm entre les insertions.

De manière globale, on observe que l'OE mesuré avec le POA fabriqué a les bonnes tendances par rapport aux mesures, et ce en termes d'amplitude et d'évolution fréquentielle. Ceci est particulièrement observable pour le bouchon de mousse inséré à 6 mm (voir courbes rouges sur la Figure 4.12.b). Ce comportement est tout de même assez inattendu considérant les simulations du MC2 avec cartilage présentées à la Figure 4.6.a.

En résumé, les mesures sur le POA permettent de reproduire globalement les tendances de l'effet de la profondeur d'insertion pour le bouchon de mousse, mais sont plus discutables pour le bouchon de silicone.

Le comportement de l'OE obtenu avec le POA fabriqué fait l'objet de discussions dans la section 4.5.3.2 de ce chapitre.

4.5 Phase de validation du MV

Cette section présente la phase de validation du MV. Pour cela, les résultats de simulation sont comparés aux résultats de mesure, et ce, pour les différents indicateurs : raideur dynamique de transfert et OE. Notons que, dans cette section, deux jeux de propriétés

mécaniques pour les tissus mous et le cartilage sont utilisés dans les simulations (voir sections 3.4.2.1 et 3.4.2.2).

4.5.1 Caractérisation des matériaux

Cette section présente les résultats de caractérisation des matériaux effectués selon les deux méthodes décrites dans la section 3.4.2 à savoir la méthode quasi statique et la méthode indirecte basée sur la vitesse de propagation des ondes de compression. Les propriétés obtenues à l'aide de ces deux méthodes sont définies comme des « jeux de paramètre ». La section 4.5.1.3 résume les propriétés mécaniques des deux « jeux de paramètre ».

4.5.1.1 Méthode quasi statique (QMA)

Le Tableau 4.1 ci-dessous présente les propriétés mécaniques des tissus mous obtenues grâce à la méthode quasi statique et ce, pour chaque taux de compression.

Tableau 4.1 Propriétés mécaniques et de leur écart-type des tissus mous (module de Young E , coefficient de Poisson ν et facteur de perte η) pour différents taux de compression de 0.8, 1.6 et 2.0%

| Taux de compression [%] | $E \pm \sigma$ [kPa] | $\nu \pm \sigma$ [1] | $\eta \pm \sigma$ [1] |
|-------------------------|----------------------|----------------------|-----------------------|
| 0.80 | 131.2 ± 2.7 | 0.478 ± 0.026 | 0.072 ± 0.001 |
| 1.6 | 144.4 ± 8.2 | 0.464 ± 0.051 | 0.073 ± 0.004 |
| 2.0 | 153.4 ± 7.9 | 0.456 ± 0.041 | 0.069 ± 0.002 |

Les propriétés des tissus mous obtenues pour un taux de compression de 0.8% sont celles utilisées comme « jeu de paramètre 1 », car c'est le taux de compression statique appliqué lors de la mesure sur le POA (voir section 4.4.1). L'intervalle supérieur du coefficient de Poisson avec son écart-type est proche de 0.5, soit le coefficient de Poisson d'un matériau quasi incompressible. Le facteur de perte reste sensiblement identique pour chaque taux de compression statique. Le coefficient de Poisson du cartilage est supposé égal à 0.45. Une

caractérisation du cartilage au QMA devrait être menée pour obtenir des valeurs plus fiables. Les valeurs obtenues sont également résumées dans le Tableau 4.2.

4.5.1.2 Méthode indirecte basée sur la vitesse de propagation des ondes de compression

À l'aide de l'équation (3.4) et des valeurs de module de Young des tissus mous de 131.2 kPa et du cartilage de 1.65 MPa, on détermine un coefficient de Poisson des tissus mous et du cartilage de 0.499989 et de 0.499920, permettant ainsi d'obtenir des célérités des ondes de compression telles que données par TPS. Ces valeurs sont également résumées dans le Tableau 4.2.

4.5.1.3 Résumé des propriétés obtenues grâce aux deux jeux de paramètres

Le Tableau 4.2 résume les propriétés des deux jeux de paramètres obtenues à l'aide des méthodes présentées à la section 4.5.1.1 et 4.5.1.2.

Tableau 4.2 Résumés des propriétés (module de Young E, coefficient de Poisson ν , et célérité de l'onde compression c_l) des tissus mous et du cartilage selon les deux méthodes de caractérisations

| Jeux de paramètres | Composantes | E [kPa] | ν [1] | c_l [m/s] |
|--------------------|-------------|---------|-----------|-------------|
| 1 | Tissus mous | 131.2 | 0.478 | 32 |
| | Cartilage | 1.65e3 | 0.45 | 77 |
| 2 | Tissus mous | 131.2 | 0.499989 | 1405 |
| | Cartilage | 1.65e3 | 0.499920 | 1801 |

Il est possible de remarquer une grande différence entre les deux jeux de paramètres au niveau du coefficient de Poisson et de la célérité de l'onde de compression. L'influence de ces différences est évaluée plus en détail lors de la comparaison mesure/simulation de la raideur dynamique de transfert et de l'OE.

Fait à noter, la partie osseuse à une célérité des ondes de compression d'environ 2900 m/s selon les propriétés déterminées par Benacchio et al. (2020) et de 3000 m/s selon le fabricant TPS. Les valeurs de la célérité des ondes de compression de la partie osseuse sont beaucoup plus proches que celles entre les tissus mous et le cartilage, donc on peut penser que la caractérisation effectuée est viable.

4.5.2 Comparaison du modèle de validation au modèle de conception

La Figure 4.13.a compare l'OE induit par le bouchon en mousse simulé lors de la phase de conception (MC2) et lors de la phase de validation (MV) pour les deux jeux de paramètres et des insertions peu profonde (6 ou 7 mm) et profonde (18 ou 22 mm). La Figure 4.13.b compare l'OE simulé du MC2 et MV (jeu 1 et 2) pour le bouchon de mousse et de silicone pour une insertion moyenne (12 ou 15 mm) et montre l'importance de l'effet du coefficient de Poisson sur l'OE.

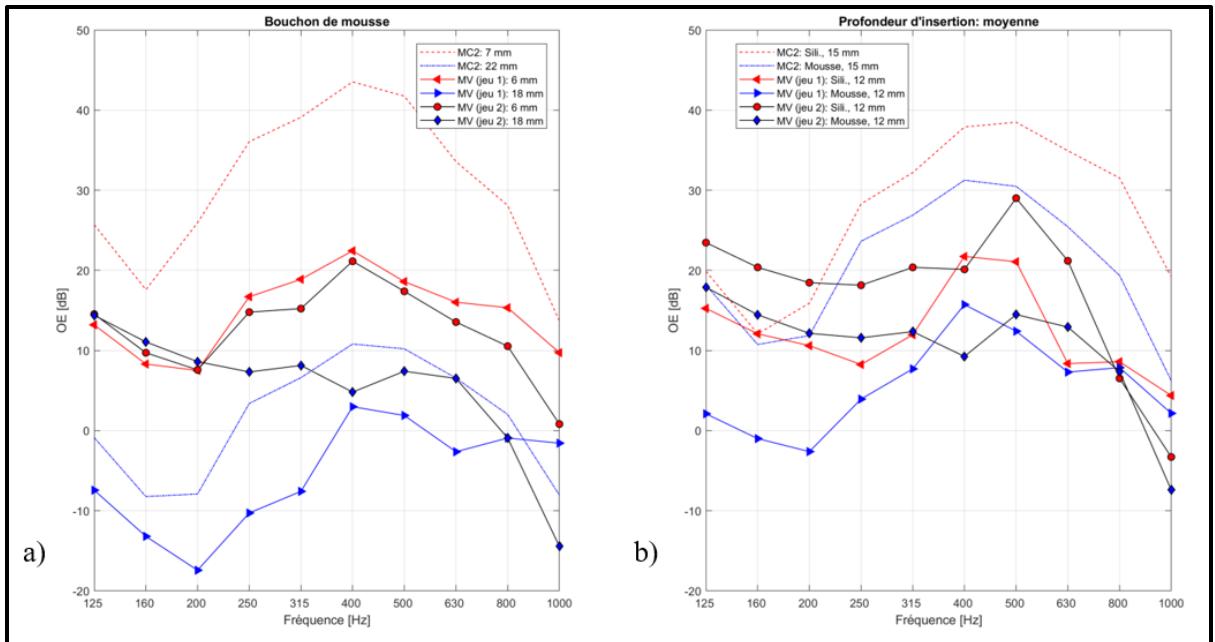


Figure 4.13 Comparaison de l'OE simulé avec MC2 et MV pour les deux jeux de paramètres. a) bouchon en mousse à des insertions peu profonde (6 ou 7 mm) et profonde (18 ou 22 mm) et b) bouchons en mousse et silicone pour une insertion moyenne (12 ou 15 mm)

Pour le bouchon de mousse (Figure 4.13.a), la réduction importante d'OE entre MC2 et MV (jeu 1), et ce pour les insertions peu profonde et profonde, est expliquée par l'ajout de la plaque inférieure excitée mécaniquement dans le MV qui rayonne dans le CA ouvert, jusqu'à 1000 Hz. À 1000 Hz, cette différence diminue. Pour l'insertion peu profonde, l'écart entre MC2 et MV (jeu 2) est également important pour la même raison. Pour l'insertion profonde, l'OE du MV (jeu 2) est plus important que celui du MC2 en dessous de 315Hz alors qu'au-dessus cet écart devient inversé et moins important. Pour cette insertion, on note que l'OE simulé avec MV (jeu 2) décroît de façon monotone sur quasiment toute la bande de fréquence.

Pour la Figure 4.13b, l'écart entre MC2 et MV (jeu 1) pour le bouchon de mousse et de silicone est expliqué de la même façon que précédemment, soit la contribution aérienne ajoutée par le rayonnement acoustique de la plaque mobile. Pour le MV (jeu 2), l'écart est également important pour le bouchon de mousse pour la même raison. Pour le MV (jeu 2) avec le bouchon de silicone, cette contribution de la plaque est moins importante en basse fréquence. Toujours dans la Figure 4.13b, pour un modèle donné, les écarts moyens d'OE induit par chaque type de bouchons (exemple, entre MC2 : Sili., 15 mm et MC2 : Mousse, 15 mm) sont globalement similaires, mais très variables pour chaque fréquence spécifique.

Pour le MV (jeu 1), les résultats sont ceux attendus lors de la phase de conception à l'exception du décalage d'amplitude d'OE. Pour le MV (jeu 2), les résultats diffèrent légèrement de ceux attendus. Le MV sera davantage étudié aux sections 4.5.3 et 4.5.3.2.

4.5.3 Comparaison des mesures et des simulations obtenues par le MV

4.5.3.1 Raideur dynamique de transfert

La Figure 4.14 présente la raideur dynamique de transfert mesurée sur le POA et simulée avec MV pour les deux jeux de paramètres.

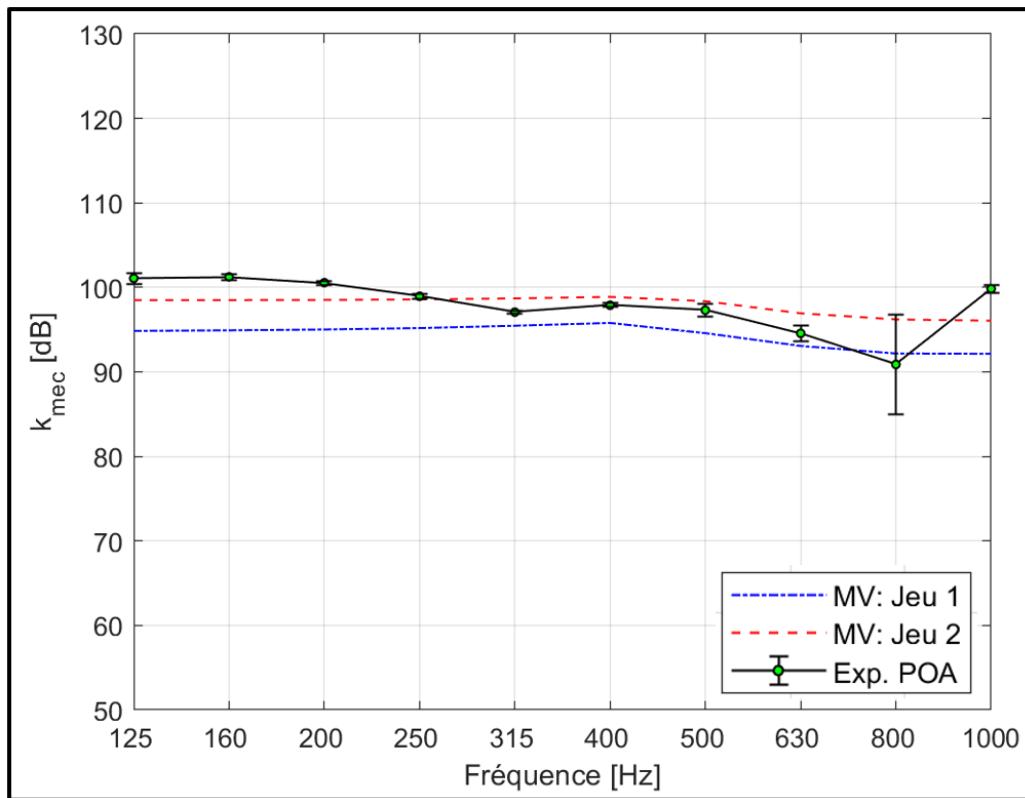


Figure 4.14 Module en dB [$20 \cdot \log_{10}$, Réf. 1 N/mm] de la raideur dynamique de transfert simulée avec les jeux de paramètre 1 et 2 et mesurée avec le POA fabriqué

Dans l'ensemble, la raideur dynamique de transfert simulée avec le jeu de paramètres 2 est la plus proche de la mesure à l'exception de quelques fréquences : 630 et 800 Hz. Les écarts peuvent néanmoins être expliqués par le taux de compression statique du POA qui ne serait pas de 0,8% (valeur de précontrainte statique utilisée pour caractériser les propriétés mécaniques des tissus mous). Lors de la caractérisation des matériaux des tissus mous (rappel : les modules de Young sont les mêmes pour les deux jeux), l'échantillon est de forme cylindrique tandis que le POA est de formes plus complexes avec cartilage et une partie osseuse lors de la mesure, ainsi, le taux de compression pourrait être différent entre les deux. Les valeurs des propriétés mécaniques des tissus mous des modèles EF pourraient être ajustées afin de les recaler avec la mesure de la raideur dynamique de transfert.

4.5.3.2 Effet d'occlusion

Dans cette section, les simulations des fonctions de transfert en oreille ouverte et occluse ainsi que les OE correspondants obtenus via le MV sont comparées aux résultats de mesure pour le dispositif d'occlusion générant une impédance infinie à l'entrée du CA (no.8) ainsi que pour des bouchons en silicone (no.2) et en mousse (no. 1) pour une profondeur d'insertion de 6 mm. Les résultats de simulation du MV obtenus avec les deux jeux de paramètres sont également présentés.

La Figure 4.15 présente la comparaison entre les simulations issues des MV basés sur les 2 jeux de paramètres et les résultats de mesure du POA fabriqué.

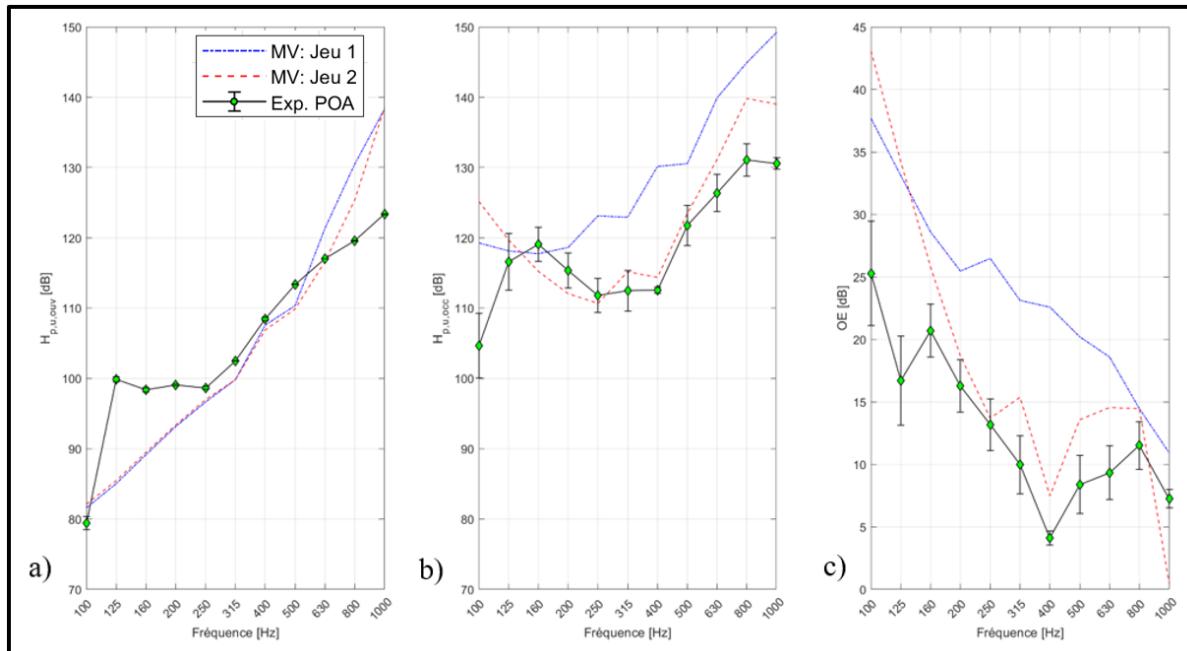


Figure 4.15 Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA ouvert (a), occlus (b) et (c) OE du dispositif de l'impédance infinie à l'entrée du CA

Dans le cas du CA ouvert (Figure 4.15.a), on observe que la variabilité expérimentale de la fonction de transfert est faible. Les résultats de simulation avec les deux jeux de paramètres

capturent bien la tendance expérimentale pour cette fonction de transfert. En dessous de 250Hz, on observe néanmoins des différences entre la mesure et la simulation. Une explication possible serait la présence de modes vibratoire du bâti du banc de test dans ces bandes de fréquence qui n'apparaissent pas dans la simulation, car le bâti n'est pas modélisé. Après 630 Hz, les simulations surestiment le niveau de pression dans le CA ouvert par rapport à la mesure. Cette surestimation pourrait également être causée par l'effet du bâti qui est négligé dans les simulations (exemple : amortissement sous-estimé).

Dans le cas du CA occlus par le dispositif de l'impédance infinie (Figure 4.15.b), on observe globalement un bon accord entre la simulation utilisant le jeu de paramètres 2 et les mesures. L'importante différence aux basses fréquences peut s'expliquer par la présence de fuites acoustiques présentes autour du dispositif d'occlusion à l'entrée du CA, et non modélisées. L'allure de l'OE (Figure 4.15.c) est néanmoins bien captée par le modèle EF (avec le jeu 2), même si son amplitude est généralement plus élevée que la mesure. Les différences mesure/calcul peuvent aussi s'expliquer par le fait que la modélisation du dispositif créant l'impédance infinie est très simplifiée par rapport au dispositif réel. Il serait possible d'améliorer le réalisme du modèle ou de créer un dispositif occlusif plus simple et plus proche de la condition d'impédance acoustique infinie simulée.

La Figure 4.16 présente les comparaisons mesures-calcul pour la fonction de transfert du CA occlus par un bouchon de silicone inséré à une profondeur de 6 mm ainsi que l'OE correspondant.

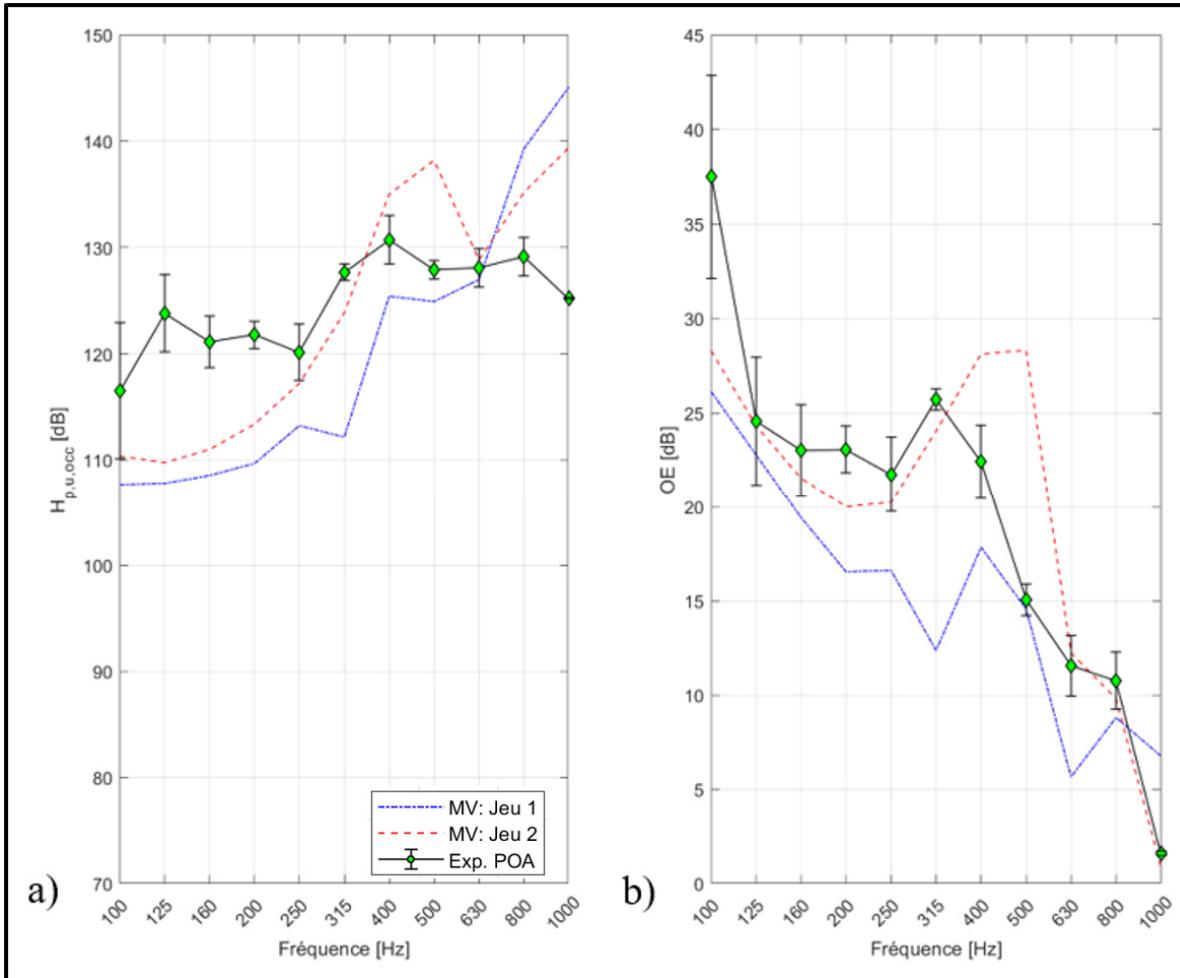


Figure 4.16 Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [$20 \log_{10}$, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en silicone pour une profondeur d'insertion de 6 mm

Pour le CA occlus par un bouchon de silicone (Figure 4.16.b), une plus grande variabilité des mesures est observée par rapport à celle de l'impédance infinie. Les différences entre simulation et mesures pour la fonction de transfert en oreille occluse et l'OE sont importantes même si globalement l'allure de l'OE expérimental en fonction de la fréquence est assez bien reproduite par les modèles. Le jeu de paramètres 2 semble fournir des résultats plus proches des mesures que le jeu de paramètres no.1. Des observations similaires à celles faites pour le CA ouvert peuvent être faites. Notons que dans les résultats de simulation utilisant le jeu de paramètres 2, une augmentation de niveau est observée dans la bande de 1/3 d'octaves

centrées sur 500 Hz alors que dans la mesure elle se situe plutôt dans la bande de 1/3 d'octave centrée sur 400 Hz. Cette augmentation peut correspondre à la présence d'un ou plusieurs modes du système dont les fréquences propres sont surestimées.

Les différences peuvent s'expliquer par

- le contact entre le bouchon et la peau,
- les propriétés du bouchon,
- l'influence du bâti.

La validation de l'OE pour l'insertion à 12 mm du bouchon de silicone est présentée dans l'ANNEXE II.

La Figure 4.17 ci-dessous présente les comparaisons mesures-calcül pour la fonction de transfert du CA occlus par un bouchon de mousse inséré à une profondeur d'insertion de 6 mm ainsi que l'OE correspondant.

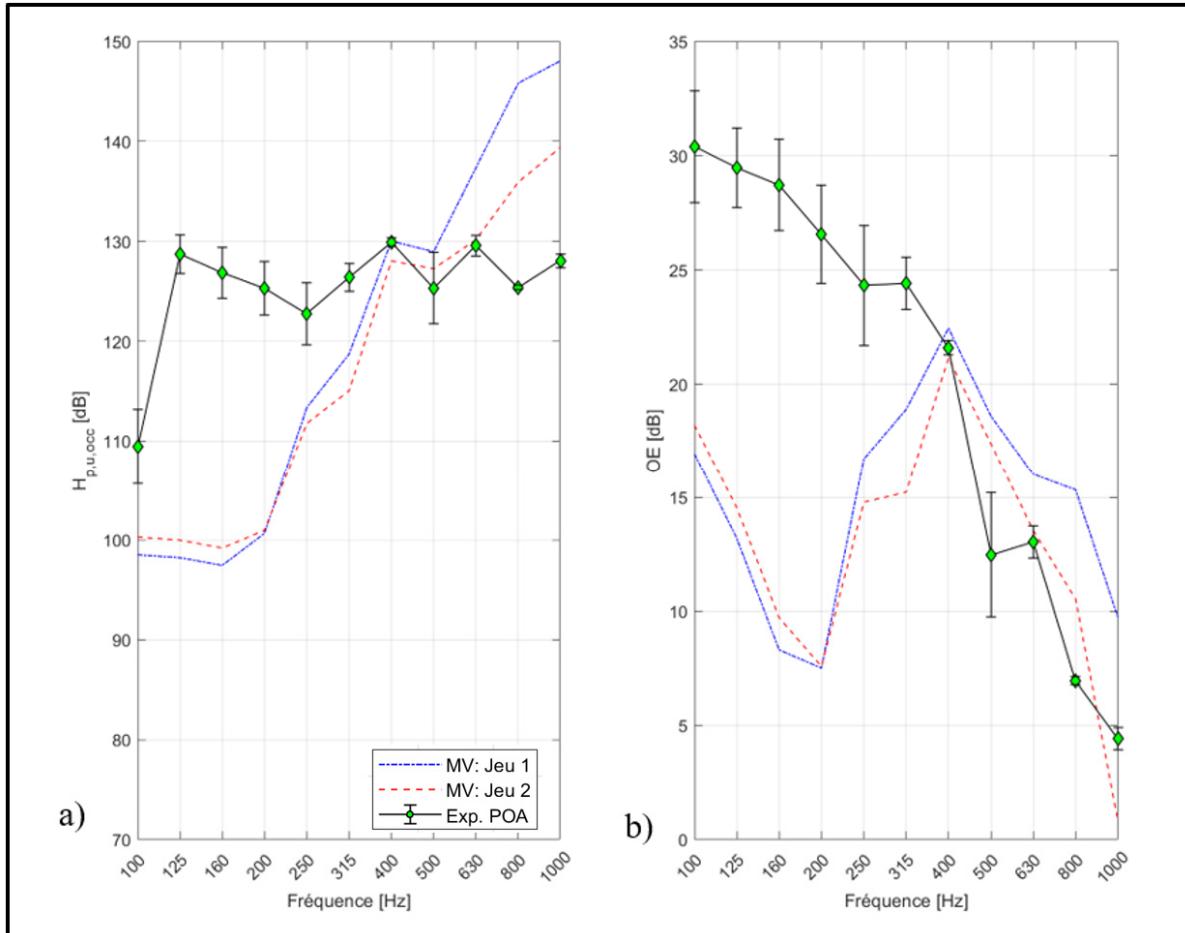


Figure 4.17 Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en mousse pour une profondeur d'insertion de 6 mm

On observe des différences importantes entre la mesure et le MV pour les deux jeux de paramètres. Un petit avantage est cependant donné au jeu 2 entre les fréquences de 400 et 1000 Hz. La pression dans le CA occlus par un bouchon de mousse est plus faible avant 400 Hz et plus élevée après cette fréquence. On observe aussi un minimum d'OE à 200 Hz et un maximum à 500 Hz sur les simulations. Ce comportement n'est pas observé expérimentalement. Une étude plus détaillée (numérique et expérimentale) du comportement vibroacoustique de l'oreille occluse et installée dans le banc de mesure permettrait de mieux appréhender les phénomènes physiques mis en jeu. Les différences mesure/calcul observées pourraient aussi s'expliquer de la même façon que dans le cas du bouchon de silicone. Les

comparaisons mesures/calculs de l'OE pour les insertions de 12 et 18 mm du bouchon de mousse sont présentées dans l'ANNEXE II.

L'occlusion par le dispositif de l'impédance infinie à l'entrée du CA montre que le jeu 2 permet d'améliorer les prédictions issues des modèles EF, sans néanmoins pouvoir encore parler de validation. En remplaçant le bouchon par l'occlusion générant une impédance infinie, les incertitudes liées au contact peau/bouchon et les propriétés du bouchon sont éliminées. Les matériaux utilisés pour simuler les tissus mous et le cartilage du POA seraient donc bien des matériaux quasi incompressibles. La caractérisation de ces derniers reste tout de même un défi. Il faudrait connaître le taux de compression statique auquel sont réellement soumises les différentes parties comprimées du POA (ex., le cartilage et la partie des tissus mous du CA comprimés par le bouchon ou le dispositif occlusif). Sachant cela, les matériaux pourraient être caractérisés avec ces sollicitations plus réalistes et injectées dans les modèles EF.

CONCLUSION

Des centaines de milliers de travailleurs sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruits susceptibles d'endommager leur santé auditive. L'utilisation de bouchons d'oreille est parfois la seule solution envisageable pour réduire l'exposition du travailleur à ces bruits dangereux. Cependant, l'inconfort des bouchons, entre autres engendré par le phénomène de l'effet d'occlusion, pousse le travailleur à ne pas les utiliser, mal les utiliser ou à réduire leur utilisation, les rendant ainsi inefficaces.

Ce projet de maîtrise visait à développer un prototype d'oreille artificielle (POA) simplifiée et réaliste permettant de prédire et mesurer l'OE objectif. Pour y parvenir, la géométrie externe du POA a été conçue pour être sollicitée mécaniquement par un banc de test disponible au laboratoire et initialement destiné à la réalisation de compressions uniaxiales statique et dynamique basses fréquences de matériaux acoustiques (banc QMA). Ce banc permet à la fois de contraindre fortement le POA et de l'exciter perpendiculairement au CA directement sur les tissus mous. Cette direction d'excitation et ces conditions de fixation de l'oreille sont choisies afin de s'approcher des conditions de chargement et conditions aux limites utilisées dans un précédent modèle numérique de l'équipe de recherche ÉTS/IRSST (modèle de Carillo et al. (2021a)), et qui, même s'il n'était pas validé, montrait néanmoins une bonne prédiction de l'OE par rapport à des mesures sur des groupes de participants. L'anatomie interne de cette POA a ensuite été adaptée (c.-à-d., type de transition cartilage/os) à l'aide de modèles éléments finis permettant de calculer des indicateurs d'intérêt tels que la position du centroïde et l'OE. La transition cartilage/os avec la pente abrupte dans la géométrie a été sélectionnée, car elle permettait de reproduire les principaux effets sur l'OE déjà observé sur des groupes de participants (effet significatif du type de bouchon et de la profondeur d'insertion). La phase de conception a aussi montré l'importante influence du cartilage (c.-à-d. sa taille) sur l'OE.

Une fois le POA fabriqué, celui-ci a été imaginé à l'aide d'un « micro CT-scan ». Il a été possible d'observer plusieurs défauts de fabrication comme : un rayon de CA variable, une position du cartilage non centrée autour du CA. Cependant, il s'agit d'un constat préliminaire, car le fichier STL n'a pu être généré au moment d'écrire ces lignes pour évaluer tous ses défauts de façon exhaustive.

Le POA fabriqué a ensuite été évalué en mesurant l'OE pour différents dispositifs d'occlusion et pour plusieurs profondeurs d'insertion. Le POA permet de bien évaluer l'allure et la décroissance de l'OE en les comparant aux études de Stenfelt & Reinfeldt (2007) et Brummund et al. (2015). Il a été possible de déterminer que le POA permet bien de capter l'effet de la profondeur d'insertion du bouchon de mousse, mais très peu pour celui de silicone. De plus, le POA permet d'observer une différence d'OE entre le bouchon de mousse et de silicone pour une insertion de 12 mm. Malgré les importantes simplifications anatomiques de ce prototype, il est tout de même considéré réaliste, car il est capable de reproduire les comportements de l'OE observés sur participants humains.

La phase de validation du modèle du POA a été initiée à l'aide des indicateurs suivants : la raideur dynamique de transfert et OE. Deux jeux de paramètres des propriétés mécaniques des tissus mous et du cartilage ont été utilisés pour le modèle, car ces paramètres sont difficiles à obtenir et cela permet d'effectuer une étude de sensibilité. Le jeu de paramètres 1 a été obtenu à partir d'une caractérisation des tissus mous à l'aide du QMA tandis que le jeu de paramètres 2 a été issu d'une méthode indirecte basée sur la célérité de l'onde de compression fournie par le fabricant du POA. Le jeu de paramètres 2 reprenait les modules de Young obtenus à l'aide du jeu de paramètres 1. La raideur dynamique de transfert et l'OE se comparent mieux aux mesures et calculs quand le jeu de paramètre 2 (coefficient de Poisson proche d'un matériau incompressible : $\nu = 0.5$) est utilisé. Pour la raideur dynamique de transfert, l'écart entre mesures et calculs est expliqué par l'incertitude sur le taux de compression statique appliqué aux tissus mous pendant la phase de caractérisation et celle de la mesure d'OE. L'ajustement des propriétés des matériaux pourrait être réalisé en

fonction du recalage de la raideur dynamique de transfert de la mesure sur le POA fabriqué. L'OE induit par une impédance infinie à l'entrée du CA se compare mieux que ceux du bouchon de silicone et de mousse pour une insertion à 6 mm. Le fait de remplacer le bouchon par ce dispositif permet d'éliminer des sources d'incertitudes générant des différences entre les mesures et les simulations comme le contact entre les tissus mous et le bouchon et des propriétés mécaniques de ces derniers. Dans le cas de l'impédance infinie, les différences mesures/calculs peuvent s'expliquer par le fait que le dispositif d'occlusion a été modélisé de façon trop simplifiée. Globalement, la géométrie simulée de l'oreille n'est pas exactement celle de l'oreille fabriquée en raison des défauts de fabrication. De plus, le bâti pourrait exercer une influence importante sur le comportement vibroacoustique de l'oreille à certaines fréquences, ce qui n'est pas pris en compte dans les modèles.

Dans le cadre de ce travail de maîtrise, plusieurs limitations ont été identifiées :

- La conception du prototype (via MC1 et MC2) n'a pas été faite en utilisant des coefficients de Poisson quasi incompressible pour les tissus mous et le cartilage. La contribution aérienne de la source d'excitation n'a pas été prise en compte ce qui peut affecter considérablement le niveau de pression dans le CA de l'oreille ouverte, et donc l'OE;
- La caractérisation du module de Young du cartilage n'a pas été effectuée.
- La caractérisation des tissus mous n'a été effectuée que par 2 méthodes. D'autres méthodes telles que la méthode par la corrélation d'images numérique (« digital image correlation » (DIC)) et de la compression radiale pourraient être envisagées;
- Certains phénomènes observés lors des mesures restent inexpliqués et devraient être étudiés de façon plus approfondie;
- Le POA comporte certains défauts de fabrication et ils ne sont pas pris en compte dans les simulations;
- L'analyse de l'influence des dimensions de la PML dans les simulations reste à être effectuée;

- Les excitations mécaniques induites par la parole et la mastication n'ont pas été considérées dans cette étude.

Des pistes de solution sont cependant proposées pour permettre d'améliorer la validation des modèles du POA. D'abord, le recalage des propriétés matériau (tissus mous et cartilage) pourrait être effectué à partir de la raideur dynamique de transfert mesurée en sachant que ceux-ci sont quasi incompressibles. Ensuite, le dispositif d'occlusion utilisé pour appliquer une condition d'impédance infinie pourrait être amélioré. Sa modélisation et les principaux effets du bâti du QMA pourraient être mieux intégrés dans les modèles du POA. Ensuite, des bouchons pourront être intégrés au modèle en tenant compte du taux de compression statique engendré par le bouchon aux parois du CA lors de la mesure sur POA. Il est conseillé de commencer par l'insertion de bouchons moins intrusifs (c.-à-d. le bouchon de mousse), car cela limite la précontrainte statique autour du CA. Cependant, une bonne caractérisation des bouchons de mousse devra être effectuée, car ceux-ci dépendent du taux de compression. Finalement, une nouvelle oreille artificielle plus complexe (conduit biscornu) pourrait être fabriquée pour représenter la réalité du conduit humain.

ANNEXE I

MESURES SUPPLÉMENTAIRES D'OE SUR LE POA FABRIQUÉ

La Figure-A I-1 présente respectivement les mesures d'OE sur le POA des dispositifs (a) no.3, (b) no.4, (c) no.5 et (d) no.6 pour les profondeurs d'insertion de 6 mm, 12 mm et 18 mm.

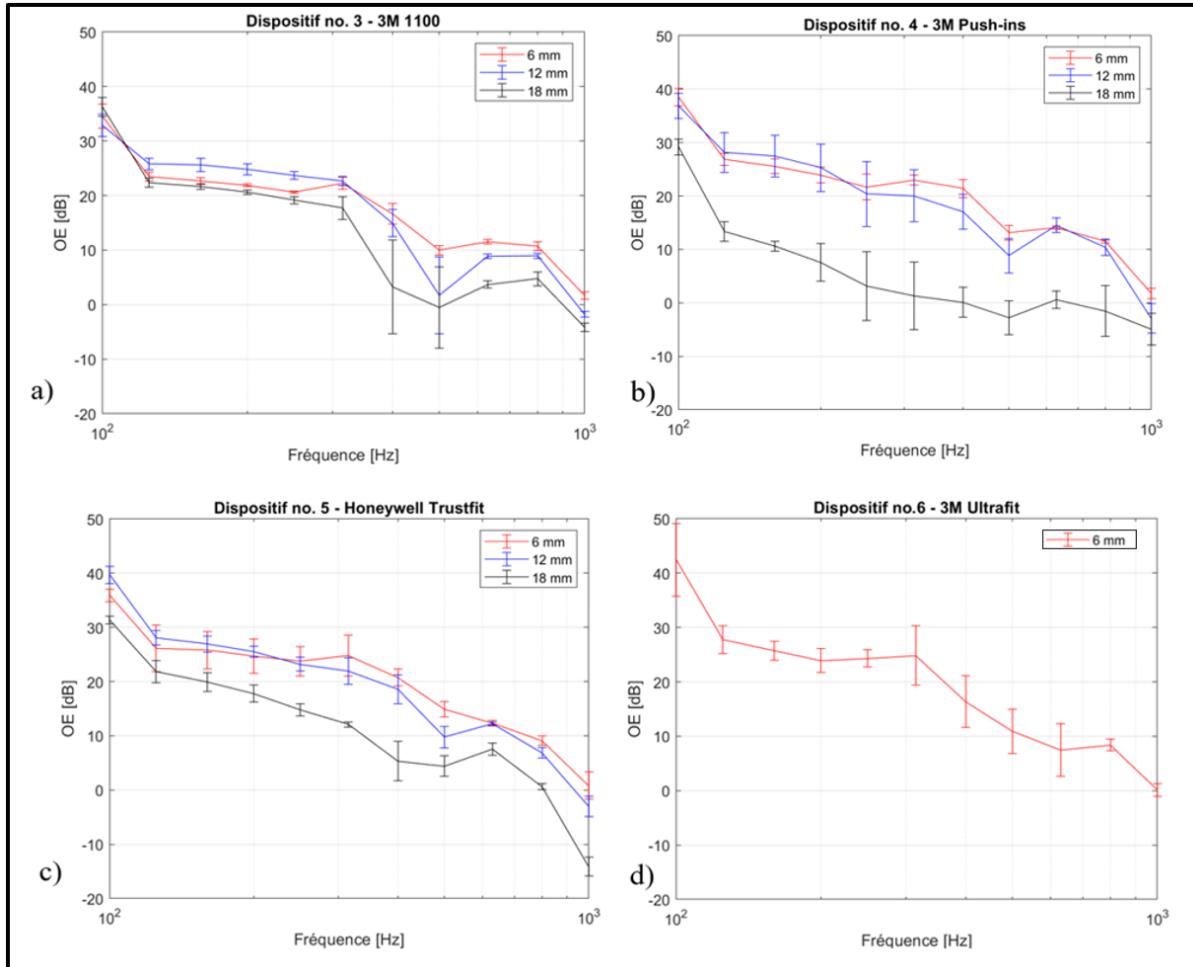


Figure-A I-1 Mesures d'OE sur le POA fabriqué des dispositifs (a) 1100 (no.3), (b) Push-ins (no.4), (c) Trustfit (no.5) et (d) Ultrafit (no.6) pour des profondeurs d'insertions de 6, 12 et 18 mm

Sur la Figure-A I-1 (a, b, c et d), on observe une allure décroissante d'OE d'environ 40 dB/décade, et ce, pour toutes les profondeurs d'insertion. Pour les dispositifs no. 3 et 5, l'OE diminue légèrement entre chaque profondeur d'insertion. Pour le dispositif no. 4, l'OE diminue de façon importante entre les profondeurs d'insertion 12 et 18 mm. Cette observation est difficilement explicable. Les autres diminutions pourraient s'expliquer par le fait que la contribution du bouchon est moins importante par rapport à celle des parois du CA. Peu de données sont disponibles pour ces bouchons dans la littérature, mais les résultats obtenus donnent des OE attendus avec une décroissance de 40 dB/décade.

ANNEXE II

COMPARAISONS SUPPLÉMENTAIRES DE L'OE MESURÉ ET SIMULÉ SUR LE POA

Les Figure-A II-1, Figure-A II-2 et Figure-A II-3 comparent respectivement l'OE mesuré et calculé sur le POA pour un bouchon de silicium inséré à 12 mm et un bouchon de mousse inséré à 12 et 18 mm

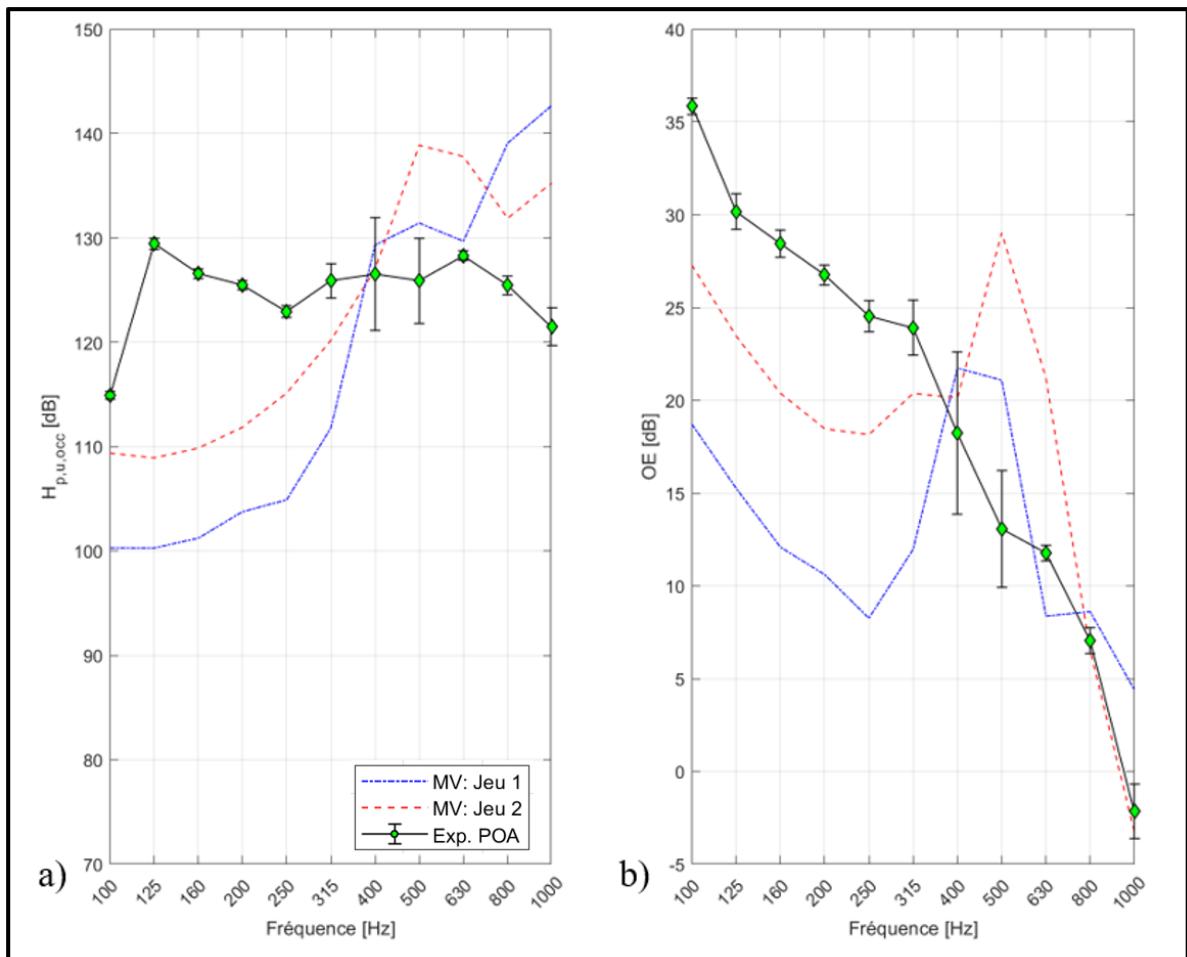


Figure-A II-1 Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en silicium pour une profondeur d'insertion de 12 mm

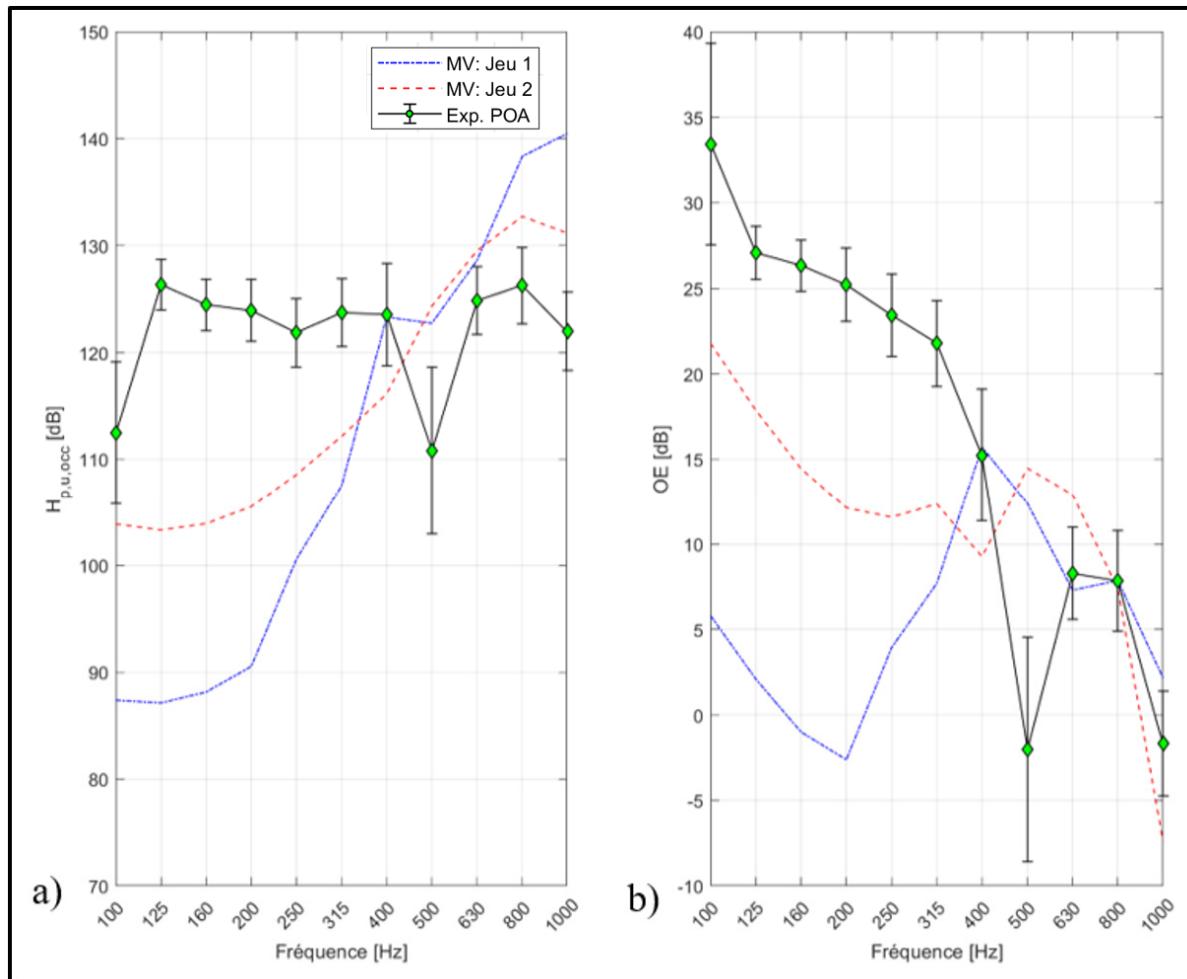


Figure-A II-2 Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en mousse pour une profondeur d'insertion de 12 mm

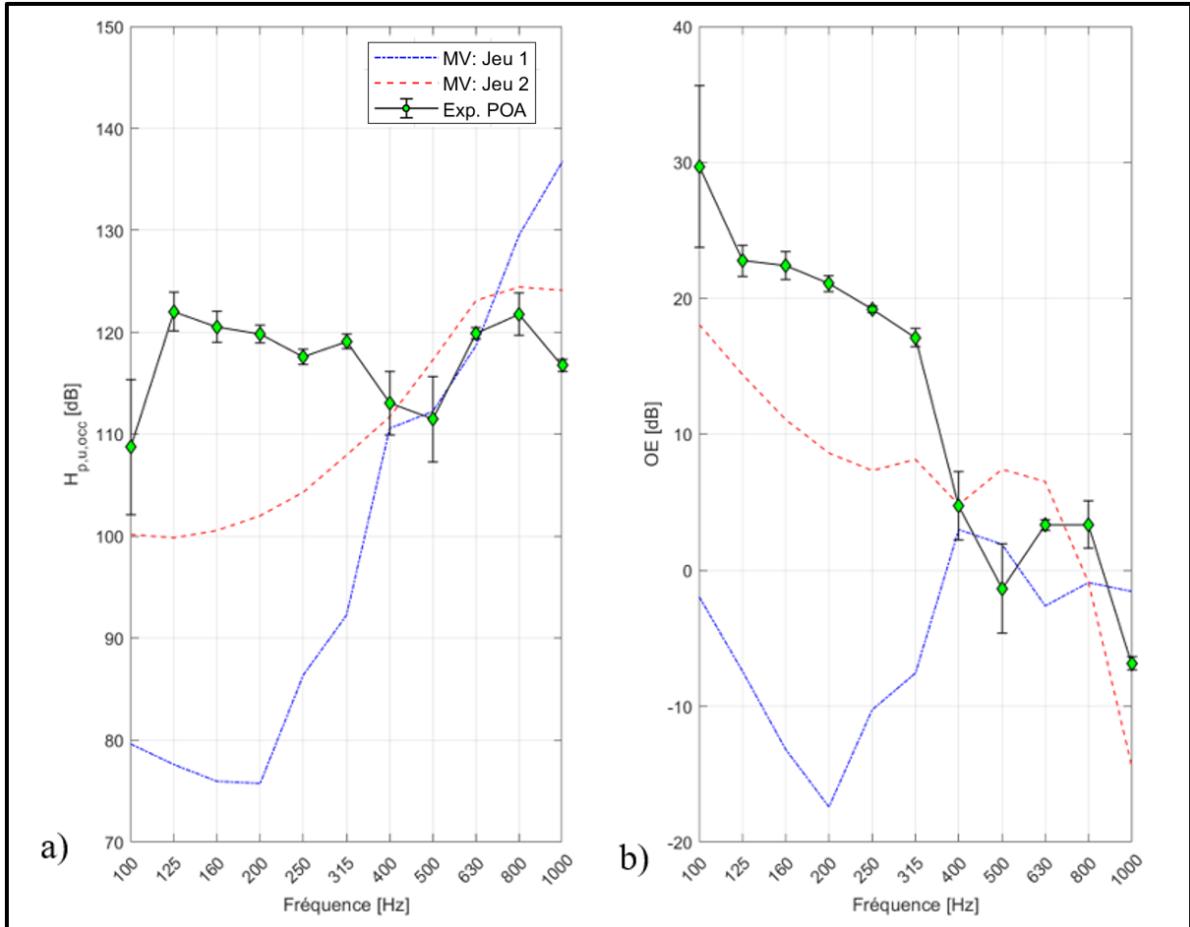


Figure-A II-3 Comparaison des résultats de mesure et de simulation avec les jeux de paramètre 1 et 2. Module en dB [20*log10, Réf. 1 Pa/mm] de la fonction de transfert du CA occlus (a) et (b) OE du bouchon en mousse pour une profondeur d'insertion de 18 mm

Les Figure-A II-1 et Figure-A II-2, présentent des résultats similaires à ceux déjà observés à la section 4.5.3.2. En dessous de 315 Hz, les modèles sous-estiment les mesures tandis qu'au-dessus de 630 Hz, les modèles surestiment les mesures. Les résultats de la Figure-A II-3 sont identiques à ceux de la Figure-A II-2.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alvord, L. S., & Farmer', B. L. (1997). Anatomy and Orientation of the Human External Ear. *Journal of the American Academy of Audiology*, 8, 383--390.
- Bàràny, E. (1938). A contribution to the physiology of bone conduction. *Acta Oto-Laryngologica*, 26(Suppl.26), 1-223.
- Bathe, K.-J. (Éd.). (2014). *Finite element procedures* (2nd edition). Watertown, MA : K.J. Bathe.
- Benacchio, S., Doutres, O., Varoquaux, A., Wagnac, E., Le Troter, A., Callot, V., & Sgard, F. (2019). Use of magnetic resonance image registration to estimate displacement in the human ear canal due to the insertion of in-ear devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(4), 2452-2465. <https://doi.org/10.1121/1.5126857>
- Benacchio, S., Doutres, O., Le Troter, A., Varoquaux, A., Wagnac, E., Callot, V., & Sgard, F. (2018). Estimation of the ear canal displacement field due to in-ear device insertion using a registration method on a human-like artificial ear. *Hearing Research*, 365, 16-27. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2018.05.019>
- Benacchio, S., Doutres, O., Wagnac, E., & Sgard, F. (2020). *Conception d'oreilles artificielles réalistes dédiées à l'étude du confort acoustique et physique des protecteurs auditifs intra-auriculaires* (Rapport No. R-1106). IRSST : Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail. Repéré à <https://www.irsst.qc.ca/publications-et-outils/publication/i/101086>
- Benacchio, Simon, Poissenot-Arrigoni, B., Martin, L., Gaudens, H. S., Sgard, F., & Doutres, O. (2019). An artificial ear to assess objective indicators related to the acoustical comfort dimension of earplugs: comparison with attenuation and occlusion effect measured on subject, 8.
- Berger, E. H. (2003). Hearing Protection Devices (chapter 10). Dans E. H. Berger, L. H. Royster, J. D. Royster, D. P. Driscoll, & M. Layne (Éds), *The Noise Manual* (5th éd., p. 76). Fairfax, VA : American Industrial Hygiene Association.

Blondé-Weinmann, C., Joubaud, T., Zimpfer, V., Hamery, P., & Roth, S. (2021). Characterization of cartilage implication in protected hearing perception during direct vibro-acoustic stimulation at various locations. *Applied Acoustics*, 179, 108074. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2021.108074>

Brummund, . (2014). *Study of the occlusion effect induced by an earplug: Numerical modelling and experimental validation* (Ph. D. thesis). École de technologie supérieure, Montréal, Québec, Canada.

Brummund, M. K., Sgard, F., Petit, Y., Laville, F., & Boutin, J. (2013). Implementation of a simplified, artificial external ear test fixture for measurement of the earplug induced auditory occlusion effect (pp. 040005-040005). Communication présentée au ICA 2013 Montreal, Montreal, Canada. <https://doi.org/10.1121/1.4800065>

Brummund, M. K., Sgard, F., Petit, Y., Laville, F., & Nélisse, H. (2015). An Axisymmetric Finite Element Model to Study the Earplug Contribution to the Bone Conduction Occlusion Effect. *Acta Acustica united with Acustica*, 101(4), 775-788. <https://doi.org/10.3813/AAA.918872>

Brummund, M., Sgard, F., Petit, Y., & Laville, . (2014). Three-dimensional finite element modeling of the human external ear: Simulation study of the bone conduction occlusion effect. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 135(3), 1433-1444.

Carillo, K., Doutres, O., & Sgard, F. (2020). Theoretical investigation of the low frequency fundamental mechanism of the objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 147(5), 3476-3489. <https://doi.org/10.1121/10.0001237>

Carillo, K., Doutres, O., & Sgard, F. (2021a). Numerical investigation of the earplug contribution to the low-frequency objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 150(3), 2006-2023. <https://doi.org/10.1121/10.0006209>

Carillo, K., Doutres, O., & Sgard, F. (2021b). Principle of an acoustical method for estimating the centroid position of the ear canal wall normal velocity induced by bone-conducted stimulation: Numerical evaluation. *Applied Acoustics*, 182, 108245. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2021.108245>

- Carillo, K., Sgard, F., Xu, H., Guilloteau, A., Benacchio, S., Poissenot-Arrigoni, B., & Doutres, O. (2021). On the Modeling of the Objective Occlusion Effect Induced by Earplugs: Recent Advances, Challenges and Perspectives, 38, 8.
- Carle, R., Laugesen, S., & Nielsen, C. (2002). Observations on the relations among occlusion effect, compliance, and vent size. *J. Am. Acad. Audiol.*, 13, 25-37.
- Doutres, O., Sgard, F., Terroir, J., Perrin, N., Jolly, C., Gauvin, C., & Negrini, A. (2019). A critical review of the literature on comfort of hearing protection devices: definition of comfort and identification of its main attributes for earplug types. *International Journal of Audiology*, 58, 12.
- Doutres, O., Sgard, F., Terroir, J., Perrin, N., Jolly, C., Gauvin, C., & Negrini, A. (2020). A critical review of the literature on comfort of hearing protection devices: Analysis of the comfort measurement variability. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 1-36. <https://doi.org/10.1080/10803548.2020.1772546>
- Gelfand, S. A. (2010). *Hearing: an introduction to psychological and physiological acoustics* (5. ed). New York : Informa Healthcare.
- Hansen, M. O. (1998). *Occlusion effects - Part II-A study of the occlusion effect mechanism and the influence of the earmould properties* (Ph.D. thesis). Department of Acoustic Technology, Technical University of Denmark, Denmark. (00000).
- Kiessling, J., Brenner, B., Jespersen, C. T., Groth, J., & Jensen, O. D. (2005). Occlusion effect of earmolds with different venting systems. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(4), 237-249.
- Nélisse, H., Le Cocq, C., Boutin, J., Voix, J., & Laville, F. (2013). Comparison of subjective and objective methods for the measurements of hearing protector devices attenuation and occlusion effect. Dans *Proceedings of the International Congress on Acoustics (ICA) 2013*. Montreal, QC, Canada.
- Nélisse, Hugues, Saint-Gaudens, H., Sgard, F., & Doutres, O. (2021). *Mise au point d'une méthode de mesure objective de l'effet d'occlusion basée sur la voix* (Rapport No. R-1118). IRSST: Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail. Repéré à <https://www.irsst.qc.ca/publications-etc-outils/publication/i/101099/n/methode-mesure-occlusion-voix>

Oliveira, R. J., & Hoeker, G. (2003). Ear Canal Anatomy and Activity. *Semin Hear*, 24(04), 265-276. <https://doi.org/10.1055/s-2004-815555>

Poissenot-Arrigoni, B., Benacchio, S., Doutres, O., & Sgard, F. (2019). An artificial ear to assess objective indicators related to the acoustical comfort dimension of earplugs: validation of a vibro acoustic model for insertion loss and occlusion effect assessment. Dans *Proceedings of ICSV26* (pp. 1-8). Montreal, QC, Canada.

Saint-Gaudens, H., Nélisse, H., Sgard, F., Laville, F., & Doutres, O. (2019). Comparison of different excitations to assess the objective occlusion effect measured on human subjects. Dans *Proceedings of the 26th International Congress on Sound and Vibration (ICSV26)*. Montreal, QC, Canada : Canadian Acoustical Association. Repéré à <https://espace2.etsmtl.ca/id/eprint/19265/>

Salvinelli, F., Maurizi, M., Calamita, S., D'alatri, L., Capelli, A., & Carbone, A. (1991). The External Ear and the Tympanic Membrane A Three-dimensional Study. *Scandinavian Audiology*, 20(4), 253-256. <https://doi.org/10.3109/01050399109045972>

Shaw, E. A. G., & Stinson, M. R. (1983). The human external and middle ear: models and concepts. Dans *Mechanics of hearing* (University Press, pp. 3-10). Delft : E. de Boer and M.A Viergever.

Stenfelt, S., & Goode, R. L. (2005). Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 26(6), 1245-1261.

Stenfelt, S., & Reinfeldt, S. (2007). A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation. *International Journal of Audiology*, 46(10), 595-608. <https://doi.org/10.1080/14992020701545880>

Stenfelt, S., Wild, T., Hato, N., & Goode, R. L. (2003). Factors contributing to bone conduction: the outer ear. *J. Acoust. Soc. Am.*, 113(2), 902-913.

Stinson, M. R., Shaw, E. A. G., & Lawton, B. W. (1982). Estimation of acoustical energy reflectance at the eardrum from measurements of pressure distribution in the human ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(3), 766-773. <https://doi.org/10.1121/1.388257>

- Stinson, Michael R., & Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(6), 2492-2503. <https://doi.org/10.1121/1.397744>
- Tonndorf, J. (1964). Animal experiments in bone conduction: clinical conclusions. *Transactions of the American Otological Society*, 52, 22-41. <https://doi.org/10.1177/000348946407300308>
- Tonndorf, Juergen. (1972). Bone Conduction. Dans J. V. Tobias (Éd.), *Foundations of Modern Auditory Theory* (Vol. 2, pp. 195-237). New York : Academic Press.
- Voogdt, U. (2002). The occlusion effect - für Hörgeräteakustik, Audiology Insight, vol. 1, pp. 4-7.
- Voogdt, U. (2005). Otoplastik: Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräte-Versorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm, 3., Vollst. überarb. Aufl. Heidelberg: Median.
- Voogdt, U. (2013). Otoplastik: Die individuelle Otoplastik zur Hörgeräteversorgung und als persönlicher Gehörschutz im Lärm. Median-Verlag von Killisch-Horn.
- Wydra, A., & Maev, R. G. (2013). A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms: cortical, trabecular and skull. *Physics in Medicine and Biology*, 58(22), N303-N319. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/22/N303>
- Xu, H., Sgard, F., Wagnac, E., & de Guise, J. (2019). Development of an entire human head finite element model based on in-vivo medical images for investigation sound transmission
- Zwislocki, J. J., & Goodman, D. A. (1980). Absolute scaling of sensory magnitudes: A validation. *Perception & Psychophysics*, 28(1), 28-38. <https://doi.org/10.3758/BF03204312>