

## Conception d'oreilles artificielles réalistes dédiées à l'étude du confort acoustique et physique des protecteurs auditifs intra-auriculaires

Simon Benacchio  
Olivier Doutres  
Éric Wagnac  
Franck Sgard

RAPPORTS  
SCIENTIFIQUES

R-1106



## NOS RECHERCHES travaillent pour vous !

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

### **Mission**

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

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

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

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

### **Pour en savoir plus**

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

Pour connaître l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement :

- au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par l'Institut et la CNESST ([preventionautravail.com](http://preventionautravail.com))
- au bulletin électronique [InfoIRSST](#)

### **Dépôt légal**

Bibliothèque et Archives nationales du Québec  
2020  
ISBN : 978-2-89797-130-4  
ISSN : 0820-8395

IRSST - Direction des communications  
et de la valorisation de la recherche  
505, boul. De Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : 514 288-1551  
[publications@irsst.qc.ca](mailto:publications@irsst.qc.ca)  
[www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche Robert-Sauvé  
en santé et en sécurité du travail  
Octobre 2020

# Conception d'oreilles artificielles réalistes dédiées à l'étude du confort acoustique et physique des protecteurs auditifs intra-auriculaires

Simon Benacchio, Olivier Doutres, Éric Wagnac  
École de technologie supérieure

Franck Sgard  
IRSST

RAPPORTS  
SCIENTIFIQUES

R-1106



## Avis de non-responsabilité

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

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

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



#### ÉVALUATION PAR DES PAIRS

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

## **REMERCIEMENTS**

Les auteurs de ce rapport tiennent à remercier l'équipe de recherche du CEMEREM/CRMBM de Marseille pour la réalisation des images par résonance magnétique (IRM) et l'introduction aux méthodes de recalage. Les auteurs tiennent à remercier particulièrement Virginie Callot, Arnaud Le Troter et Arthur Varoquaux pour le temps qu'ils ont donné dans cette collaboration.

Les auteurs souhaitent également remercier le laboratoire auditif Laviolette pour la généreuse fabrication des bouchons moulés sur mesures du participant.

Enfin, les auteurs remercient MITACS et l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) pour le financement conjoint de ces recherches.



## SOMMAIRE

Au Québec, environ 360 000 travailleurs sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'engendrer des problèmes d'audition. Les protecteurs auditifs individuels sont souvent utilisés pour pallier ce problème. Cependant, l'inconfort lié à l'utilisation de ces protecteurs limite la durée du port et donc l'efficacité de la protection. Le développement d'outils de conception acoustique minimisant les sources d'inconforts auditifs et physiques de ces protecteurs tout en assurant une atténuation adéquate constitue le contexte de cette recherche.

La présente étude se concentre sur deux indicateurs du confort associés au port des bouchons d'oreille : l'atténuation et l'effet d'occlusion. L'atténuation quantifie la réduction du niveau de pression acoustique au tympan. Cet indicateur peut être source d'inconfort s'il est trop important (impossibilité de communiquer) ou trop faible (niveaux de bruit trop élevé). L'effet d'occlusion est caractérisé par une augmentation du niveau de pression acoustique au tympan en basses fréquences résultant de la vibration des parois du conduit auditif créée par les sources internes au corps humain ou par conduction osseuse externe. Ces deux indicateurs de confort dépendent de nombreux facteurs (matériau des bouchons, positionnement dans l'oreille, etc.) encore aujourd'hui peu pris en compte dans les dispositifs expérimentaux dédiés à leur étude. En effet, les oreilles artificielles actuelles utilisent un cylindre métallique à section constante représentant le conduit auditif, recouvert d'une couche de silicone imitant la peau et terminé par un coupleur acoustique simulant l'impédance tympanique. Ce coupleur limite l'étude de l'atténuation puisque, de par sa conception, il restreint la profondeur d'insertion des bouchons. L'absence d'os temporal et de cartilage environnant le conduit ainsi que la simplification de sa géométrie dans ces oreilles artificielles limitent considérablement l'étude de l'effet d'occlusion. En résumé, ces oreilles artificielles sont peu adaptées à la mesure de l'atténuation de bouchons et ne permettent pas la mesure objective de l'effet d'occlusion.

L'objectif de cette étude est de proposer des points méthodologiques pour la conception d'oreilles artificielles adaptées à ces mesures. La première originalité de cette étude est de reconstruire des modèles d'oreilles numériques 3D à partir d'images par résonance magnétique (IRM) individuelles obtenues *in vivo*. La seconde originalité est le développement d'oreilles artificielles basées sur ces modèles géométriques et adaptées à l'étude du confort des bouchons grâce à la prise en compte de la géométrie et des tissus environnant le conduit auditif. Les propriétés mécaniques des oreilles artificielles sont ajustées lors de l'étape de fabrication pour simuler au mieux des tissus humains comme l'os, le cartilage ou les tissus mous. Une méthode d'estimation des champs de déplacement des parois du conduit auditif dus à l'insertion de bouchons d'oreilles est proposée et validée pour l'oreille artificielle et pour le cas d'un sujet. L'utilisation de cette méthode doit permettre la validation de matériaux synthétiques pour simuler le comportement mécanique de tissus humains.

Enfin, des mesures d'atténuation et d'effet d'occlusion sont réalisées et comparées à des simulations numériques. À long terme, les outils développés dans cette étude permettront de contribuer à améliorer l'efficacité des protecteurs réduisant ainsi les risques de surdité des travailleurs.





## TABLE DES MATIÈRES

|  |            |
|--|------------|
| <b>REMERCIEMENTS</b> .....   | <b>i</b>   |
| <b>SOMMAIRE</b> .....  | <b>iii</b> |
| <b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....  | <b>ix</b>  |
| <b>LISTE DES FIGURES</b> .....   | <b>xi</b>  |
| <b>LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS</b> .....   | <b>xv</b>  |
| <b>1. INTRODUCTION</b> .....   | <b>1</b>   |
| <b>2. ÉTAT DES CONNAISSANCES</b> .....   | <b>3</b>   |
| 2.1 Oreilles artificielles.....  | 3          |
| 2.2 Imagerie de l'oreille.....   | 5          |
| 2.3 Comparaison mesures/simulations des propriétés acoustiques des oreilles<br>artificielles.....              | 6          |
| 2.4 Déplacement appliqué aux parois du conduit.....  | 7          |
| <b>3. OBJECTIFS DE RECHERCHE</b> .....   | <b>9</b>   |
| <b>4. MÉTHODOLOGIE</b> .....   | <b>11</b>  |
| 4.1 Élaboration d'un modèle géométrique 3D de l'oreille d'un participant.....                                  | 11         |
| 4.1.1 Imagerie des oreilles du participant .....   | 11         |
| 4.1.2 Reconstruction de la géométrie de l'oreille .....  | 14         |
| 4.2 Fabrication du fantôme anatomique d'oreille.....   | 16         |
| 4.2.1 Choix des matériaux synthétiques simulant les tissus humains .....                                       | 16         |
| 4.2.2 Fabrication des oreilles artificielles .....   | 18         |
| 4.2.3 Caractérisation des matériaux.....   | 18         |
| 4.3 Conception d'un tympan artificiel .....  | 19         |
| 4.3.1 Modélisation de l'impédance du tympan utilisée dans les coupleurs<br>actuels.....                        | 19         |
| 4.4 Modélisation par éléments finis de l'oreille artificielle .....  | 22         |
| 4.4.1 Intérêt d'un modèle vibroacoustique par éléments finis.....  | 22         |
| 4.4.2 Modèle dédié à l'atténuation.....  | 22         |
| 4.4.3 Modèle dédié à l'effet d'occlusion .....   | 25         |
| 4.5 Évaluation de l'oreille artificielle et des modèles numériques correspondants.....                         | 25         |
| 4.5.1 Validation de la géométrie du fantôme anatomique par rapport au<br>modèle 3D.....                        | 26         |
| 4.5.2 Estimation du champ de déplacement appliqué aux parois du conduit<br>dû à l'insertion d'un bouchon ..... | 27         |

|           |  |           |
|-----------|--|-----------|
| 4.5.3     | Évaluation expérimentale du comportement vibroacoustique de l'oreille ouverte et occluse .....                     | 31        |
| 4.5.4     | Évaluation du modèle numérique « vibroacoustique » .....   | 33        |
| <b>5.</b> | <b>RÉSULTATS ET DISCUSSION.....</b>  | <b>35</b> |
| 5.1       | Élaboration d'un modèle 3D géométrique de l'oreille d'un participant.....  | 35        |
| 5.1.1     | Imagerie des oreilles du participant .....   | 35        |
| 5.1.2     | Reconstruction de la géométrie de l'oreille .....  | 36        |
| 5.2       | Fabrication du fantôme anatomique de l'oreille .....   | 38        |
| 5.2.1     | Propriétés des matériaux synthétiques .....  | 38        |
| 5.2.2     | Fabrication des oreilles.....  | 38        |
| 5.3       | Conception du tympan artificiel .....  | 40        |
| 5.3.1     | Impédance cible .....  | 40        |
| 5.3.2     | Optimisation des paramètres du modèle pour correspondre à l'impédance cible.....                                   | 41        |
| 5.3.3     | Spécifications de l'équipement pour la réalisation pratique du tympan artificiel.....                              | 45        |
| 5.4       | Évaluation de l'oreille artificielle et des modèles numériques correspondants.....                                 | 45        |
| 5.4.1     | Validation de la géométrie du fantôme anatomique de l'oreille .....  | 46        |
| 5.4.2     | Estimation du champ de déplacement des parois du conduit dû à l'insertion d'un bouchon d'oreille.....              | 47        |
| 5.4.3     | Évaluation du comportement « vibroacoustique » du fantôme anatomique et des modèles numériques correspondants..... | 55        |
| <b>6.</b> | <b>CONCLUSION.....</b>   | <b>61</b> |
| 6.1       | Retombées scientifiques.....   | 62        |
| 6.2       | Retombées technologiques.....  | 63        |
| 6.3       | Retombées en SST.....  | 63        |
| 6.4       | Limites des travaux.....   | 63        |
| 6.5       | Pistes de recherche .....  | 64        |
|           | <b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>   | <b>67</b> |
|           | <b>ANNEXE A : Caractérisation des matériaux.....</b>   | <b>73</b> |
| A.I       | Méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux synthétiques.....                              | 73        |
| A.II      | Caractérisation des tissus mous et du cartilage au duromètre .....   | 75        |
| A.III     | Caractérisation des tissus mous par la méthode d'analyse mécanique quasi statique.....                             | 76        |
| A.IV      | Caractérisation des cartilages et de l'os par essais de traction .....   | 78        |

|  |           |
|--|-----------|
| <b>ANNEXE B : Détails des paramètres utilisés dans L'Équation (5) de l'impédance<br/>d'entrée du tympan artificiel .....</b> | <b>81</b> |
| B.I Détails des paramètres utilisés dans l'Équation (5) de l'impédance d'entrée du<br>tympan artificiel.....                 | 81        |
| <b>ANNEXE C : Niveaux de bruit dans l'appareil d'IRM .....</b>   | <b>83</b> |



## LISTE DES TABLEAUX

|             |  |    |
|-------------|--|----|
| Tableau 1.  | Détails de la séquence d'IRM utilisée pour imager les oreilles du participant .....  | 12 |
| Tableau 2.  | Dureté des tissus des oreilles artificielles et module d'Young correspondant .....   | 17 |
| Tableau 3.  | Nombre d'éléments volumiques pour les plus basse et plus haute<br>fréquences étudiées et pour chaque domaine du modèle par éléments finis.....   | 24 |
| Tableau 4.  | Paramètres du recalage rigide .....  | 30 |
| Tableau 5.  | Paramètres du recalage non rigide .....  | 31 |
| Tableau 6.  | Résumé des propriétés obtenues par la caractérisation des matériaux. Les<br>données manquantes (italique grisé) sont tirées de la littérature.....   | 38 |
| Tableau 7.  | Bornes minimum et maximum fixées pour chaque paramètre à optimiser de<br>l'Équation (5).....   | 42 |
| Tableau 8.  | Paramètres des résonateurs 1 et 2 du tympan artificiel obtenus grâce à<br>l'optimisation .....   | 42 |
| Tableau 9.  | Moyennes et écarts types de la distance calculée entre le modèle et le<br>fantôme anatomique de la première oreille artificielle.....  | 46 |
| Tableau 10. | Indices de similarité moyens calculés entre les segmentations de chaque<br>opérateur .....   | 49 |
| Tableau 11. | Positions et diamètres moyens des billes #1 et #2 calculés avec le recalage<br>non rigide à partir des segmentations de chaque opérateur .....   | 50 |
| Tableau 12. | Indices de similarité moyens calculés entre les segmentations de chaque<br>opérateur, déformées à la suite du recalage non rigide.....   | 50 |
| Tableau 13. | Paramètres utilisés lors des mesures au QMA.....   | 73 |
| Tableau 14. | Duretés spécifiées et mesurées et modules d'Young calculés à partir des<br>mesures au duromètre.....   | 75 |
| Tableau 15. | Module d'Young dynamique exact, facteur de perte exact et coefficient de<br>Poisson mesuré par la méthode d'analyse mécanique quasi statique pour<br>les tissus mous de la première (OA1) et de la deuxième (OA2) oreille<br>artificielle..... | 76 |



## LISTE DES FIGURES

|            |  |    |
|------------|--|----|
| Figure 1.  | Correction des niveaux de pression par bandes d'octaves, en dB, à appliquer aux mesures effectuées avec le système déporté. ....   | 13 |
| Figure 2.  | Bouchons d'oreilles de type (a) moulé sur mesure, (b) prémoulé, (c) « presser pour ajuster » et (d) malléable. ....  | 14 |
| Figure 3.  | Comparaison des échelles de Shore A et 00. ....  | 17 |
| Figure 4.  | (a) Modélisation à constantes localisées et (b) coupe schématique du simulateur d'oreille <i>Brüel &amp; Kjær</i> Type 4157 (Jonsson, Schuhmacher et Nielsen 2004). ....   | 20 |
| Figure 5.  | Modèle par éléments finis de l'oreille artificielle. ....  | 23 |
| Figure 6.  | (a) Imagerie au micro tomodensitomètre du fantôme anatomique de l'oreille artificielle. (b) Reconstruction 3D du fantôme anatomique. ....  | 26 |
| Figure 7.  | Parois du conduit auditif de l'oreille droite sur lesquelles sont projetés les déplacements calculés lors du recalage non rigide. ....   | 28 |
| Figure 8.  | (a) Bouchon #1 en acrylique sans les billes et (b) Bouchon #2 en acrylique avec les billes permettant la validation de la méthode d'estimation du champ de déplacement du conduit auditif. ....  | 28 |
| Figure 9.  | Photographies de l'oreille droite du participant ouverte (a), et occluse par un bouchon en silicone moulé sur mesure (b), prémoulé (c), « presser pour ajuster » (d) et malléable (e). ....  | 30 |
| Figure 10. | (a) Montage expérimental de la mesure d'atténuation. (b) Exemple d'occlusion du conduit artificiel par le bouchon simplifié en acier. ....   | 32 |
| Figure 11. | Montage expérimental pour la mesure de l'effet d'occlusion. ....   | 33 |
| Figure 12. | (a) Coupe axiale de la tête du participant (gauche) sans et (droite) avec l'utilisation d'un filtre de débruitage par « patchs » pour lisser les images. La ligne rouge pointillée indique la séparation entre la partie filtrée ou non de l'image. (b) Zoom correspondant au rectangle rouge de la Figure 12(a) et (c) partie correspondante de la tête du participant dont les oreilles sont occluses par des bouchons moulés sur mesures. ....  | 36 |
| Figure 13. | (a) Moitié gauche d'une coupe axiale de la tête du participant dont l'oreille a été segmentée. Les masques vert, rouge, bleu, jaune et orange correspondent respectivement (1) au bouchon, (2) à la partie osseuse, (3) au cartilage, (4) aux tissus mous et (5) à l'air à l'intérieur du conduit. (b) Modèle 3D reconstruit à partir de la segmentation de l'oreille et (c) coupe axiale du modèle. Les couleurs de chaque partie du modèle correspondent aux couleurs des masques de la Figure 13(a). .... | 37 |
| Figure 14. | a) Coupe et (b) vue éclatée du modèle 3D de l'oreille artificielle avec en rouge la partie osseuse, en bleu le cartilage et en jaune les tissus mous. ....   | 37 |
| Figure 15. | (a) Première (OA1) et (b) deuxième (OA2) oreille artificielle de face et (c) deuxième oreille de dos montrant la cavité dédiée au tympan artificiel. ....  | 39 |
| Figure 16. | Défauts observés sur les oreilles artificielles. ....  | 39 |

|            |  |    |
|------------|--|----|
| Figure 17. | Module de l'impédance cible $Z_{\text{tym},\text{coupl}}$ calculée à partir de l'impédance totale du coupleur GRAS. ....   | 40 |
| Figure 18. | (a) Parties réelle et (b) imaginaire de l'impédance cible (—), présentée sur la Figure 17 et de l'impédance du tympan artificiel (— —), optimisée à partir du modèle présenté dans la section 4.3. ....  | 43 |
| Figure 19. | (a) Module et (b) phase de l'impédance cible (—), présentée sur la Figure 17 et de l'impédance du tympan artificiel (— —), optimisée à partir du modèle présenté dans la section 4.3. ....   | 44 |
| Figure 20. | (a) Modèle numérique 3D du tympan artificiel et (b) modèle de l'oreille artificielle adaptée pour accueillir l'insert du tympan artificiel. ....   | 45 |
| Figure 21. | Cartographies des distances calculées entre le modèle et le fantôme anatomique de la première oreille artificielle (OA1) projetés sur (a) la partie osseuse, (b) le cartilage et (c) les tissus mous. Première ligne : vue de face. Seconde ligne : (a.2) coupe de la partie osseuse, (b.2) verso de la partie cartilagineuse, (c.2) coupe des tissus mous. .... | 46 |
| Figure 22. | Vue coronale du conduit auditif de l'oreille artificielle segmenté par l'opérateur #1 pour (a) l'image source et (b) l'image cible. (c) Image source déformée pour correspondre à l'image cible. (d) Champ de déplacement calculé lors de l'étape de recalage et projeté en surimpression sur l'image cible. ....  | 48 |
| Figure 23. | Déplacement maximum le long du conduit obtenu par la méthode de recalage en utilisant les segmentations de l'opérateur #1 (rouge), #2 (vert) et #3 (bleu). ....  | 49 |
| Figure 24. | Directions anatomiques. ....   | 51 |
| Figure 25. | Champs de déplacement calculés lors du recalage non rigide à partir des images de l'oreille gauche du participant. ....  | 52 |
| Figure 26. | Composantes du déplacement le long du conduit auditif du participant dans la direction (1) médiale/latérale (M/L), (2) postérieure/antérieure (P/A) et (3) inférieure/supérieure (I/S) pour le bouchon moulé (a), prémoulé (b), « presser pour ajuster » (c) et malléable (d). ....  | 54 |
| Figure 27. | Niveaux de pression moyens au fond du conduit de l'oreille artificielle en condition d'oreille ouverte (rouge) et occluse (bleu) par un bouchon d'acier pour une excitation acoustique : mesure (trait plein), simulation (trait discontinu). ....   | 55 |
| Figure 28. | Perte par insertion calculée avec l'Équation (12) à partir des niveaux mesurés, présentés sur la Figure 27 : mesure (—), simulation (— —). ....  | 56 |
| Figure 29. | Niveaux de pression moyens au fond du conduit de l'oreille artificielle en condition d'oreille ouverte (rouge) et occluse (bleu) par un bouchon d'acier pour une excitation vibratoire : mesure (trait plein), simulation (trait discontinu). ....   | 57 |



|            |  |    |
|------------|--|----|
| Figure 30. | Effet d'occlusion calculé avec l'Équation (13) à partir des niveaux mesurés présentés sur la Error! Reference source not found. : mesures (—) et simulations (— —). .....  | 58 |
| Figure 31. | Bancs de caractérisation : (a) duromètre shore 00, (b) analyseur mécanique quasi statique et (c) éprouvette de type haltères en essai de traction.....   | 74 |
| Figure 32. | Module d'Young (haut), facteur de perte (centre) et coefficient de Poisson (bas) mesurés par la méthode d'analyse mécanique quasi statique pour les tissus mous de la première (—) et de la deuxième (—) oreille artificielle..... | 77 |
| Figure 33. | Courbes de contrainte/déformation pour 4 éprouvettes du matériau simulant l'os des oreilles artificielles.....   | 78 |
| Figure 34. | Courbes de contrainte/déformation pour 3 éprouvettes du matériau simulant les cartilages de (a) première (OA1) et (b) deuxième (OA2) oreille artificielle.....   | 78 |
| Figure 35. | Niveaux de pression pour les séquences d'IRM (a) « classique » et (b) « calme ».....   | 83 |



## LISTE DES ACRONYMES, SIGLES ET ABRÉVIATIONS

|         |  |
|---------|--|
| 3D :    | Tridimensionnel  |
| EO :    | Effet d'occlusion - Acronyme utilisé pour l'indicateur et non le phénomène physique                          |
| ETS :   | École de technologie supérieure  |
| IL :    | <i>Insertion loss</i> - Acronyme souvent utilisé pour la perte par insertion                                 |
| IRSST : | Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail  |
| OA1 :   | Oreille artificielle n° 1 : Premier prototype d'oreille artificielle basé sur des images du conduit occlus.  |
| OA2 :   | Oreille artificielle n° 2 : Deuxième prototype d'oreille artificielle basé sur des images du conduit occlus. |
| PMS :   | Pression mécanique statique  |
| STL :   | Format de fichier utilisé en stéréolithographie  |
| TPS :   | True Phantom Solutions (entreprise située à Windsor, Ontario, Canada)  |



## 1. INTRODUCTION

À l'heure actuelle, environ 360 000 travailleurs au Québec sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruit susceptibles d'engendrer des problèmes d'audition (Vézina, 2011). La surdité est la maladie professionnelle de loin la plus recensée (Duguay, 2014) et son coût total est le plus élevé (Lebeau, 2014). Les solutions pour réduire cette exposition peuvent être engagées directement sur la source de bruit, sur l'environnement où s'effectue la propagation sonore ou encore au niveau du travailleur par l'intermédiaire d'équipements de protection individuelle. La protection auditive individuelle simple ou double demeure la solution la plus utilisée (Patton, 2000; Sanders et McCormick, 1987), car elle peut être facilement et rapidement implantée et est d'un coût économique faible. Cependant, les protecteurs sont souvent conçus de façon empirique ou à partir de modèles très simplifiés laissant souvent de côté le confort. L'inconfort lié à l'utilisation de ce type de protecteur et ressenti par les travailleurs limite la durée du port et donc l'efficacité de la protection. Le développement d'outils permettant la conception de protecteurs minimisant les sources d'inconforts acoustiques (modifications de la perception, difficulté de communication, effet d'occlusion, etc.) et physiques (pression sur les parois du conduit auditif, échauffement de l'oreille, etc.), tout en assurant une atténuation adéquate du bruit, constitue le contexte de cette recherche.

Afin de mieux étudier ces sources d'inconforts, ce projet se concentre sur l'atténuation (souvent quantifiée par la perte par insertion ou « insertion loss » (IL) en anglais, acronyme utilisé dans ce document), l'effet d'occlusion (EO) et le champ de déplacement des parois du conduit auditif, engendrés par l'utilisation de bouchons d'oreille. L'atténuation est due à l'obstruction du conduit auditif par un bouchon. Elle permet de réduire le niveau de pression acoustique au tympan et de protéger le travailleur. Elle doit être suffisante pour protéger ce dernier, mais pas trop importante pour ne pas l'isoler de son environnement. L'effet d'occlusion résulte de la vibration des parois du conduit auditif créée par des sources internes au corps humain (voix, bruits physiologiques, etc.) ou par des sources externes au corps humain (bruit, vibration). Lorsque l'oreille est occluse, on observe une augmentation du niveau de pression acoustique au tympan en basses fréquences par rapport à la situation où elle ne l'est pas. L'effet d'occlusion n'est donc pas simplement dû à un phénomène de masquage qui disparaîtrait lorsqu'on ferme le conduit auditif. Bien que plusieurs théories aient déjà été proposées afin d'expliquer ces phénomènes (Huizing, 1960; Tonndorf, 1966), les mécanismes de transfert d'énergie acoustique au sein de l'oreille occluse qui dépendent de nombreux facteurs (matériau des bouchons, positionnement dans l'oreille, caractéristiques géométriques et mécaniques des tissus environnant le conduit auditif, etc.) ne sont pas encore totalement compris.

D'un point de vue physique, la pression mécanique statique (PMS) appliquée sur les parois du conduit auditif est considérée comme une source importante d'inconfort (Gerges et Casali, 2007). Cette PMS est directement liée au champ de déplacement des parois du conduit auditif imposé par l'insertion des bouchons. La connaissance de ce champ de déplacement est une source d'information importante sur le confort des bouchons puisqu'elle peut renseigner sur (i) la qualité du joint acoustique que crée le bouchon dans le conduit, (ii) la qualité du maintien du bouchon dans le conduit et (iii) où et comment les bouchons déforment le conduit. Mesuré sur un dispositif expérimental type oreille artificielle permettant de déterminer l'atténuation et/ou l'effet d'occlusion d'un bouchon d'oreille, le champ de déplacement des parois du conduit fournit également des informations sur le degré de réalisme du dispositif. Il est important de respecter ce réalisme, car il garantit une transmission des ondes dans et autour du bouchon d'oreille similaire à celle se produisant dans un conduit réel. En effet, un précédent projet de recherche

(Sgard *et al.*, 2016; Viallet, 2014; Brummund, 2014) a permis de développer des modèles numériques par éléments finis bidimensionnels (2D) et tridimensionnels (3D) de l'oreille externe avec tissus environnants. Les résultats obtenus avec ces modèles ont été comparés à des mesures réalisées sur des dispositifs expérimentaux (conduits cylindriques simulant certains tissus et encastrés dans un baffle) et ont montré l'importance de la contribution du bouchon et des tissus tels que la peau, le cartilage ou les os pour l'atténuation et l'effet d'occlusion. Il est donc important de bien simuler ces tissus. La mesure des champs de déplacement engendrés par des bouchons sur des oreilles artificielles serait un moyen de valider le réalisme de ces tissus en comparant ces résultats à ceux obtenus sur des sujets humains. Cependant, à l'heure actuelle aucune méthode ne permet d'estimer les champs de déplacement dû à l'insertion de bouchon d'oreille que ce soit sur sujet ou dans une oreille artificielle. De plus, les oreilles artificielles du commerce utilisent un cylindre métallique à section constante représentant le conduit auditif. Ce cylindre est recouvert d'une couche de silicone imitant la peau et est terminé par un coupleur acoustique simulant l'impédance tympanique. L'étude de l'atténuation est ainsi limitée par ce coupleur puisque, de par sa conception, il restreint la profondeur d'insertion des bouchons. De même, l'absence d'os temporal et de cartilage environnant le conduit ainsi que la simplification de sa géométrie dans ces oreilles artificielles limitent considérablement l'étude de l'effet d'occlusion.

Autant d'un point de vue géométrique que mécanique, le manque de réalisme des oreilles artificielles actuelles rend difficile la mesure de l'atténuation et ne permet pas la mesure objective de l'effet d'occlusion ni l'étude des champs de déplacement des parois du conduit. Au vu du contexte actuel mentionné précédemment, il est indispensable d'améliorer le réalisme des oreilles artificielles pour permettre l'étude des phénomènes liés au confort acoustique et physique des protecteurs auditifs de type bouchon tels que l'atténuation, l'effet d'occlusion ou les champs de déplacement des parois du conduit auditif. À terme, les oreilles artificielles devront pouvoir représenter une population spécifique (par exemple, ayant de grands, moyens ou petits conduits) pour permettre la conception de bouchons adaptés aux confort acoustique et physique de tous. La conception de ces oreilles artificielles passe donc par (i) une méthodologie permettant la fabrication d'oreille artificielle aux caractéristiques contrôlées (géométrie, propriétés mécaniques, etc.) et (ii) la connaissance des propriétés caractéristiques des différents groupes de population permettant d'optimiser le confort des bouchons d'oreille pour chacun d'eux (grand/petit conduit). La présente étude se propose de travailler sur le premier point de cette démarche en proposant des éléments de méthode permettant de fabriquer des oreilles artificielles dont le réalisme est amélioré par un contrôle des propriétés.

## 2. ÉTAT DES CONNAISSANCES

### 2.1 Oreilles artificielles

Dans la littérature, le terme oreille artificielle est souvent confondu avec les termes simulateur d'oreille et coupleur acoustique (Brüel, Frederiksen, Mathiasen, Rasmussen, et Sigh, 1976; Rodrigues, Lavergne, Olsen, Fedtke, Barham, et Durocher, 2015). Cette confusion provient du fait que les premiers dispositifs simulant des oreilles ont été développés pour aider les fabricants de téléphones ou d'aides auditives à tester leurs systèmes sans avoir besoin de réaliser des campagnes de mesures sur sujets souvent coûteuses en temps et en argent (Inglis, Gray et Jenkins, 1932; IEC Standard R 126, 1961; Brüel, Frederiksen, Mathiasen, Rasmussen, et Sigh, 1976). Les simulateurs d'oreilles et coupleurs acoustiques devaient répondre à deux conditions principales qui sont : (i) de permettre la mesure par un microphone calibré de la pression acoustique générée par le dispositif testé à une distance connue et (ii) d'imposer une charge acoustique au dispositif testé avec une impédance acoustique connue/contrôlée (IEC Standard R 126, 1961). La différence entre simulateur et coupleur vient du fait que, dans le cas d'un simulateur d'oreille, l'impédance de la cavité couplant le dispositif testé au microphone de mesure ainsi que la charge acoustique imposée à ce dispositif simulent les propriétés d'une oreille humaine alors que ce n'est pas nécessairement le cas pour un coupleur acoustique. Un simulateur d'oreille est donc un coupleur simulant une oreille humaine. Pour cela, une cavité centrale cylindrique circulaire simule le conduit auditif et l'impédance du tympan est simulée par le microphone placé au fond de la cavité centrale et par des résonateurs de Helmholtz. Une revue de littérature détaillée traitant des simulateurs d'oreilles est présentée par Rodrigues *et al.* (2015). Dans la suite de l'état des connaissances, le terme oreille artificielle désignera plus généralement un dispositif permettant de simuler certaines caractéristiques d'un conduit auditif humain occlus ou non. Ces dispositifs seront donc des variantes de simulateurs d'oreille se focalisant sur une ou plusieurs caractéristiques d'un conduit réel par exemple sa géométrie, son impédance tympanique ou encore ses chemins de transmission. Dans la présente étude, le terme oreille artificielle sera utilisé pour parler du fantôme anatomique développé comprenant : (i) le pavillon, (ii) le conduit et ses tissus environnants et (iii) une partie de la contribution de l'oreille moyenne via la prise en compte de l'impédance tympanique.

Il est intéressant de noter que, de par leur conception, les simulateurs d'oreilles sont également utilisés pour tester une caractéristique importante des protecteurs auditifs, leur atténuation sonore. De nombreuses études ont été réalisées pour étudier cette caractéristique (Schroeter, 1985; Schroeter et Poesselt, 1986; Parmentier, Dancer, Buck, Kronenberger et Beck, 2004; Berger, 2005; Wulf-Andersen et Rasmussen, 2015). Cependant, même si la conception de ces simulateurs a évolué depuis leur invention (IEC 60138-4:2010), ils ne sont toujours pas adaptés à l'étude de tous les types de bouchons d'oreille. La forme cylindrique des conduits des simulateurs d'oreilles ne représente pas de manière réaliste celle d'un conduit auditif réel si bien que les phénomènes tels que les fuites, la déformation du bouchon ou le contact entre le conduit et le bouchon ne sont pas les mêmes que dans un vrai conduit. Il est d'ailleurs impossible de tester l'atténuation de bouchons moulés sur mesure avec les simulateurs d'oreilles actuels. De plus, il est aujourd'hui connu que la transmission des vibrations en condition occluse se fait également par les tissus environnant le conduit et notamment par la peau (Viallet, 2015). Bien que la plupart des simulateurs soient aujourd'hui équipés de peau synthétique recouvrant les parois du conduit et de pavillons artificiels, leurs caractéristiques mécaniques et géométriques restent encore assez éloignées de la réalité. Il est tout de même

pertinent de noter qu'au fil des années, les propriétés des matériaux simulant la peau ont été adaptées pour s'approcher au mieux des tissus humains. La géométrie des oreilles artificielles évolue également. Récemment, le fabricant *Brüel & Kjaer* (Nærum, Danemark) a, par exemple, lancé la commercialisation d'une nouvelle tête artificielle possédant un conduit dont la géométrie simule la géométrie moyenne d'un conduit humain (Brüel & Kjaer, 2018) et dont les dimensions ont été estimées à partir d'images IRM de 45 participants (Darkner, Jonsson et Sommer, 2017). Le réalisme des simulateurs d'oreille s'améliore donc, mais ne permet toujours pas la prise en compte de certains chemins de transmission par les tissus mous, le cartilage ou l'os temporal qui jouent un rôle déterminant dans l'effet d'occlusion (Berger, 2005). Il est également important de noter que les simulateurs actuels n'ont en aucun cas la vocation d'être utilisés pour l'exploration du confort physique (p. ex. : déformation du conduit, pression mécanique statique, frottements) des protecteurs auditifs intra-auriculaires de type bouchon.

Afin de pallier ces limites mécaniques et géométriques, des oreilles artificielles ont été développées. En 1991, Egolf et ses collègues proposent une oreille artificielle programmable permettant de simuler les caractéristiques acoustiques individuelles (géométrie du conduit, impédance tympanique) de l'oreille d'un sujet (Egolf, Kennedy et Larson, 1991). Pour cela, un coupleur est utilisé pour mesurer la pression acoustique générée par un dispositif d'aide auditive. Les caractéristiques de l'oreille du sujet telles que la géométrie de son conduit et son impédance tympanique sont utilisées par un algorithme pour simuler, grâce à une fonction de transfert dépendant des caractéristiques du sujet et du système, la pression acoustique qui serait mesurée dans le conduit du sujet s'il utilisait ce même dispositif d'aide auditive. D'autres études ont examiné la possibilité d'étendre les capacités des simulateurs d'oreilles existant, notamment en considérant les propriétés acoustiques de sujets de différents groupes d'âge allant du nouveau-né à l'adulte. Dans Rodrigues *et al.* (2015), une démarche de conception de simulateur d'oreille adapté à ces groupes d'âge est proposée en quatre étapes : (i) définir la géométrie du conduit artificiel en se basant sur des données expérimentales du groupe ciblé, (ii) déterminer l'impédance tympanique caractéristique de ce groupe, (iii) choisir le microphone adapté en fonction de ces dimensions et de son impédance et (iv) ajuster les dimensions de résonateurs de Helmholtz permettant de simuler l'impédance tympanique déterminée à l'étape (ii). Cette démarche de conception est affinée et appliquée à la fabrication d'un simulateur d'oreille adapté à la calibration et aux tests de dispositifs d'aide auditive pour nouveau-nés (Barham, Olsen, Rodrigues, Barrera-Figueroa, Sadikoglu et Karaboce, 2016).

Dans Wulf-Andersen et Wille (2016), il est proposé d'étendre les capacités des simulateurs d'oreille existants en modifiant simplement la sensibilité du microphone utilisé. L'utilisation de ces microphones permettrait la mesure de très faibles et très forts niveaux permettant d'utiliser les simulateurs respectivement pour des mesures de bruit de fond ou de l'efficacité de protecteurs auditifs. Une géométrie moyenne du conduit artificiel basée sur des scans de conduits humains ainsi qu'un pavillon plus réaliste sont utilisés pour tenter d'améliorer la précision et la répétabilité des mesures faites pour tester des dispositifs intra- et supra-auriculaires. Cependant, l'impact de ce nouveau conduit et de ce pavillon est difficile à évaluer, car les mesures de répétabilité ne sont pas réalisées avec le même type de simulateur d'oreille. Dans Brummund *et al.* (2014), une oreille artificielle cylindrique à symétrie de rotation autour de l'axe de révolution du cylindre constituée de différents matériaux simulant l'os, le cartilage et la peau autour du conduit auditif a été développée. L'excitation radiale du dispositif permet d'étudier l'effet d'occlusion à l'intérieur du conduit cylindrique de cette oreille. Ces mesures se révèlent être en accord avec la moyenne de mesures faites sur un panel de sujet.



Un conduit artificiel destiné à l'étude de la pression acoustique au tympan lors de l'utilisation de dispositifs de diffusion intra-auriculaire est conçu et fabriqué dans Hiipakka, Tikander et Karjalainen (2010). Ce conduit artificiel est constitué d'un conduit cylindrique rigide dont la longueur est réglable et d'une impédance tympanique simulée par la membrane d'un piston et un résonateur de Helmholtz dont les dimensions sont également modifiables. En faisant varier les caractéristiques de ce conduit artificiel (longueur, volume de la cavité du résonateur, etc.), il est possible d'en étudier l'impact sur la pression acoustique mesurée au tympan et induite par le dispositif de diffusion testé. Les auteurs de cette étude concluent que la géométrie du conduit devrait également être prise en compte, mais que ce paramètre est moins influent que la longueur du conduit et que l'impédance tympanique. Le tympan des oreilles artificielles est souvent simulé par une impédance ajustée grâce à des résonateurs de Helmholtz. Alternativement, le tympan peut être remplacé par une membrane de silicone couplé à une oreille moyenne fabriquée en impression 3D (Kuru, Maier, Müller, Lenarz, et Lueth, 2016). Bien que cette étude ait pour vocation d'évaluer des prothèses de chaîne ossiculaire, ses propriétés acoustiques ont été validées en montrant que la compliance du système développé était très proche de celle mesurée par tympanométrie sur un sujet humain. Cette étude montre donc qu'il serait envisageable d'intégrer un tympan réaliste et même l'oreille moyenne à une oreille artificielle.

## 2.2 Imagerie de l'oreille

Comme la revue de littérature précédente le montre, le réalisme des oreilles artificielles passe par celui de la géométrie du conduit auditif. Pour prendre en compte une géométrie réaliste, il est donc nécessaire de pouvoir imager expérimentalement le conduit auditif. De plus, l'acquisition de la géométrie du conduit ouvert, mais aussi occlus est nécessaire afin d'estimer le champ de déplacement présenté à la section précédente. La géométrie du conduit est cependant difficile à obtenir de manière précise pour une oreille ouverte et encore plus pour une oreille occluse. Une solution pour y parvenir est l'utilisation de techniques d'imagerie médicale. En 1992, Oliveira et ses collègues sont parmi les premiers à utiliser des images IRM pour observer la géométrie du conduit déformée par le mouvement de la mâchoire (Oliveira, Hammer, Stillman, Holm, Jons et Margolis, 1992; Oliveira, 1997). Cependant, la résolution des images de l'époque ne permet pas de donner de conclusion quantitative sur ces déformations. Egolf utilise une méthode d'imagerie par radio-tomographie (CAT, Computer-Assisted Tomography en anglais) pour estimer la géométrie du conduit d'un cadavre (Egolf, Nelson, Howell III et Larson, 1993). Les résultats sont comparés à ceux obtenus grâce à un moule du même conduit. L'erreur moyenne entre ces résultats est de 9,65 % pour l'estimation des surfaces des sections du conduit et de 6,12 % pour l'estimation du volume du conduit. Inoue et collaborateurs utilisent également des CT-scans pour étudier l'influence de l'entraînement à placer ses bouchons sur la position qu'ils ont dans le conduit et donc sur leur atténuation effective (Inoue, Yamashita, Horie, Kawanami et Takahashi, 2011). Yu *et al.* utilisent aussi une méthode de radio-tomographie haute résolution pour obtenir un modèle géométrique des conduits de 40 sujets vivants (Yu *et al.*, 2015). Les prises de mesures sur ces modèles permettent de conclure sur les différences entre les caractéristiques moyennes des conduits auditifs des travailleurs taïwanais de sexe féminin et masculin. Ces auteurs préconisent d'adapter la forme des bouchons d'oreille en mousse ou prémoulés afin de mieux correspondre à la géométrie d'un conduit auditif moyen. Récemment, une méthode de recalage d'image a été utilisée sur des images IRM de 40 sujets pour en extraire un conduit de géométrie moyenne devant servir à améliorer la géométrie des conduits des oreilles artificielles de Brüel & Kjaer (Darkner, Jonsson et Sommer, 2017; Brüel & Kjaer, 2018).

### 2.3 Comparaison mesures/simulations des propriétés acoustiques des oreilles artificielles

De nombreuses études tentent de comprendre le système auditif externe à l'aide de modèles analytiques ou numériques. Bien que plus nombreux, les modèles analytiques de l'oreille ouverte ou occluse ne seront pas détaillés ici, car peu utilisés dans cette étude. En effet, il est difficile d'obtenir des modèles analytiques à la fois très réalistes et en même temps simples d'utilisation. Les modèles numériques de type éléments finis peuvent quant à eux être vus comme des oreilles artificielles virtuelles. Une fois validés, ils constituent un outil de comparaison qui peut être relativement simple à mettre en œuvre et en même temps très proche (en termes de géométrie et de propriétés mécaniques) du système auditif ou des oreilles artificielles. Schmidt détaille une méthode de création d'un modèle comprenant l'oreille externe et moyenne et permettant l'étude du champ de pression acoustique tridimensionnel à l'intérieur du conduit par la méthode des éléments finis (Schmidt, 2009). Basée sur les résultats obtenus avec ce modèle, une méthode expérimentale de la mesure de pression au tympan est proposée et évaluée par comparaison des résultats numériques avec ceux mesurés sur une oreille artificielle avec une précision de 2 dB. Les simulateurs d'oreille vendus dans le commerce ont également fait l'objet de modélisation numérique 3D (Jonsson, 2004; Bravo, 2008; Bravo, 2012). Ces modèles permettent d'étudier les simulateurs en plus haute fréquence, ce qui n'est pas le cas avec la modélisation à constantes localisées, utilisée traditionnellement pour les simulateurs d'oreille. Les phénomènes physiques présents dans ces derniers, par exemple les pertes viscothermiques observées dans les parties minces des simulateurs, peuvent être étudiés finement à l'aide de ces modèles. De plus, la conception de futurs simulateurs peut être facilitée par l'utilisation de ces modèles.

La méthode des éléments finis permet également de simuler des indicateurs tels que l'atténuation et l'effet d'occlusion à l'aide de modélisations de l'oreille plus ou moins réalistes. Viallet et ses collègues démontrent l'importance de la peau et de la géométrie du conduit à l'aide d'un modèle 2D axisymétrique (Viallet, Sgard, Laville et Boutin, 2013; Viallet, Sgard, Laville et Boutin, 2014; Viallet, Sgard, Laville et Nélisse, 2015). Dans le but d'étudier l'effet d'occlusion de bouchons en mousse et en silicone, Brummund *et al.*, utilisent des modèles de conduit 2D axisymétrique et 3D incluant la peau ainsi qu'une partie cartilagineuse et osseuse (Brummund, Sgard, Petit et Laville 2014; Brummund, Sgard, Petit, Laville et Nélisse, 2015). Les résultats sont comparés à des mesures faites sur 15 sujets dévoilant une large dispersion des résultats due aux différences de géométrie de conduit des sujets choisis. Ces études montrent donc l'importance de prendre en compte la géométrie et les propriétés des tissus entourant le conduit dans l'évaluation de l'atténuation et de l'effet d'occlusion.

## 2.4 Déplacement appliqué aux parois du conduit

La pression mécanique statique est souvent citée par les études sur le confort physique des bouchons d'oreille (Pirzanski, 2004; Oliveira, Babcock, Venem, Hoeker, Parish et Kolpe, 2005). Pourtant, peu d'entre elles ont tenté de mesurer ou de simuler cette pression, car il est difficile de réaliser des mesures dans des espaces aussi restreints que le conduit auditif. Les champs de déplacement appliqués par les bouchons d'oreille sur les parois d'un conduit auditif réel et *a fortiori* artificiel sont directement liés à la pression mécanique statique et ont été étudiés par différentes techniques. En 1997, Oliveira observe la déformation du conduit auditif due à l'ouverture de la bouche sur 7 sujets (Oliveira, 1997). Des empreintes réalisées bouche ouverte et bouche fermée sur 18 oreilles permettent d'évaluer quantitativement ces déformations. La déformation moyenne entre les deux positions de mâchoire est de 10 % soit une variation de 0,7 mm pour le diamètre moyen du conduit d'un adulte.

Bien que la méthode qui consiste à mouler le conduit soit invasive et risque de prédéformer le conduit lors de la prise d'empreinte, elle reste la plus utilisée pour observer ce type de déformations. Darkner et ses collaborateurs utilisent par exemple cette méthode pour localiser les zones qui se déforment le plus lors de l'ouverture de la mâchoire (Darkner, Larsen et Paulsen, 2007; Darkner, Sabuncu, Golland, Paulsen et Larsen, 2008). Cette méthode est également utilisée dans le domaine de la récupération d'énergie pour localiser les zones du bouchon qui se déforment le plus lorsqu'une personne parle ou mâche dans le but de placer des capteurs piézoélectriques à ces endroits (Delnavaz et Voix, 2013; Delnavaz et Voix, 2014; Carioli, Delnavaz, Zednik, et Voix, 2016). Grenness *et al.* utilisent également des impressions, un microscope reflex et une méthode de « recalage basé sur les surfaces » pour estimer la déformation de l'oreille externe lors de l'ouverture de la bouche (Grenness, Osborn et Weller, 2001). Les modélisations par éléments finis ont également permis d'étudier la pression appliquée par certains bouchons sur les parois du conduit. Baker et coll. proposent un modèle par éléments finis permettant d'évaluer la pression appliquée par un bouchon sur les parois du conduit (Baker, Lee et Mayfield, 2010). Les simulations montrent que les zones de pression maximum engendrant *a priori* le maximum d'inconfort sont différentes pour chaque sujet puisque les géométries de leur conduit sont différentes. Norris *et al.* utilisent également un modèle par éléments finis pour estimer la pression appliquée par des bouchons dans le conduit et relie ces résultats à l'atténuation et au confort des bouchons (Norris, Chambers, Kattamis, Davis et Bieszczad, 2012). Il est important de noter que la plupart des travaux sur la PMS ont été réalisés par l'armée ou par des laboratoires privés. Peu de détails sont donc fournis dans les publications traitant de ce sujet et ses conséquences sur le confort restent à clarifier.



### 3. OBJECTIFS DE RECHERCHE

L'objectif principal de cette recherche est de proposer une méthodologie pour la conception d'oreilles artificielles physiques et numériques dédiées à l'étude de l'atténuation et de l'effet d'occlusion dus aux bouchons d'oreille. Cet objectif est divisé en sous-objectifs listés ci-dessous :

- élaborer un modèle 3D géométrique de l'oreille d'un participant :
  - imager les oreilles d'un participant pour obtenir leurs géométries ainsi que celle des portions qui l'entourent;
  - reconstruire la géométrie 3D de l'oreille du participant et concevoir une oreille artificielle à partir de cette géométrie.
- fabriquer une oreille artificielle physique :
  - choisir la dureté des matériaux artificiels simulant des tissus humains;
  - fabriquer l'oreille artificielle;
  - caractériser les matériaux choisis pour vérifier que leur module d'Young correspond à la valeur attendue et pour obtenir les autres propriétés requises par les modèles numériques (coefficient de Poisson, facteur de perte, etc.);
- concevoir un tympan artificiel pouvant être inséré au fond des conduits auditifs des oreilles artificielles sans y ajouter une portion de canal cylindrique et métallique comme cela est le cas pour les coupleurs utilisés classiquement sur les têtes artificielles actuelles.
- modéliser numériquement des oreilles artificielles dédiées à l'étude de l'atténuation et de l'effet d'occlusion dus à un bouchon test, en se basant sur la méthode des éléments finis.
- évaluer l'oreille artificielle et les modèles par éléments finis correspondants :
  - valider la géométrie du fantôme anatomique par rapport au modèle 3d;
  - estimer le champ de déplacement des parois du conduit auditif dû à l'insertion d'un bouchon d'oreille;
    - valider la méthode sur l'oreille artificielle avec des bouchons dont la géométrie est contrôlée;
    - valider la méthode sur des images du participant pour des bouchons du commerce;
  - mesurer l'atténuation et l'effet d'occlusion d'un bouchon test, obtenus avec l'oreille artificielle;
  - comparer de manière qualitative les mesures avec les données de la littérature;
  - comparer les simulations effectuées sur les modèles d'oreille artificielle avec les résultats des mesures.



## 4. MÉTHODOLOGIE

La méthodologie permettant d'atteindre les objectifs détaillés dans la section précédente est présentée dans cette section en abordant un à un les sous-objectifs annoncés.

### 4.1 Élaboration d'un modèle géométrique 3D de l'oreille d'un participant

#### 4.1.1 Imagerie des oreilles du participant

Le modèle 3D d'oreille est réalisé à partir d'images de la tête d'un participant obtenues par une technique d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Par rapport à d'autres techniques d'imagerie (rayons X, ultrasons, etc.), cette méthode présente l'avantage d'être non invasive et de fournir une résolution et un contraste suffisant pour extraire la géométrie du conduit auditif et des tissus l'environnant.

Le participant à l'étude a été choisi selon les critères d'inclusion d'un formulaire d'information et de consentement joint à un protocole éthique approuvé par les comités d'éthique de l'École de technologie supérieure (ÉTS, référence du certificat éthique H20161101), et du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM, référence du certificat éthique 2017-6695, CE 16.400 – ID). Le principal critère d'inclusion était qu'aucune anomalie ne soit constatée visuellement dans le conduit auditif externe du participant. Le participant était un homme de 29 ans, volontaire, sans trouble connu de l'audition.

Toutes les images ont été réalisées à Marseille lors d'une collaboration avec les chercheurs du CRMBM-CEMEREM spécialisés dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique. Le projet de recherche ayant été déclaré comme multicentrique aux comités d'éthique de l'ÉTS et du CRCHUM, les mesures réalisées en France étaient également couvertes par les certificats éthiques susmentionnés.

L'objectif de ces travaux étant d'obtenir les images des oreilles ouvertes et occluses du participant, deux campagnes de mesures ont été menées. La première a permis d'adapter une séquence IRM existante pour optimiser le contraste et la résolution des images obtenues. Ainsi, il a été possible d'acquérir des images des oreilles du participant occluses par différents protecteurs. La seconde campagne a permis d'ajuster la séquence IRM pour la rendre moins bruyante et autoriser l'acquisition des images des oreilles ouvertes du même participant à la suite d'un accord des deux comités éthiques (ÉTS et CRCHUM). Lors de cette seconde campagne de mesures, réalisée un an après la première, les oreilles occluses du participant ont été imagées de nouveau.

##### 4.1.1.1 Adaptation d'une séquence d'IRM existante pour optimiser les contrastes et la résolution

L'appareil utilisé était un appareil d'IRM de type Verio fabriqué par *Siemens* (Munich, Allemagne), dont l'intensité du champ magnétique est de 3 Tesla. L'antenne utilisée pour imager la tête du participant était une antenne de tête à 32 canaux. Dans le domaine de l'imagerie médicale, il est rare de vouloir observer en même temps des tissus biologiques aussi différents que l'os, le cartilage, les muscles ou le gras. Les outils développés pour des applications médicales se focalisent souvent sur la visualisation d'un seul de ces tissus à la fois (souvent les tissus mous pour l'IRM). Afin d'être capable de discriminer les différents tissus

constituant l'oreille, une séquence existante a été adaptée afin d'optimiser la résolution et les contrastes des images. Les détails de cette séquence sont donnés dans le Tableau 1.

**Tableau 1. Détails de la séquence d'IRM utilisée pour imager les oreilles du participant**

|   |  |
|---|--|
| <b>Nom de la séquence</b>                 | SPACE 3D (Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolution) |
| <b>Pondération</b>                        | T1   |
| <b>Plan</b>                               | Axial  |
| <b>Temps de répétition / temps d'écho</b> | 600 / 15 ms  |
| <b>Résolution</b>                         | 0,6 mm x 0,6 mm x 0,6 mm   |
| <b>Nombre de coupes</b>                   | 128  |
| <b>Temps d'acquisition</b>                | 9 min 5 s  |

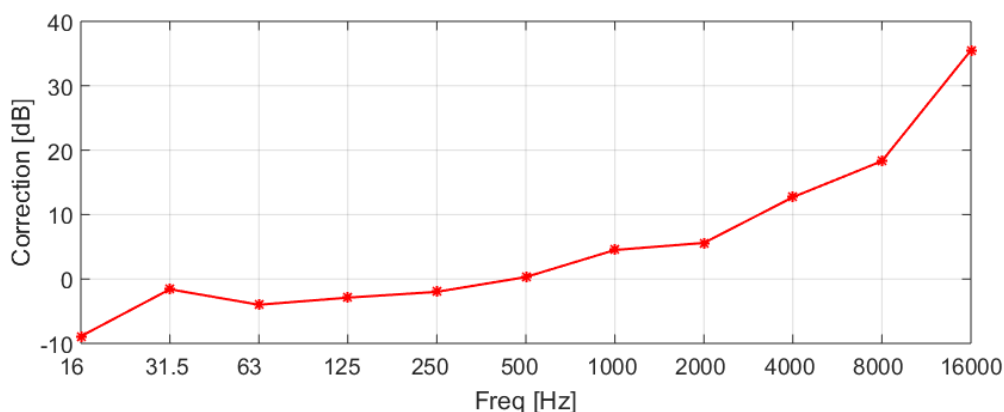
#### 4.1.1.2 Mesure de bruit dans l'appareil d'IRM et adaptation de la séquence pour la rendre moins bruyante

Les appareils d'IRM sont connus pour être bruyants et il est très fortement recommandé de porter des protecteurs auditifs lors d'une séance d'imagerie. Comme le protocole prévoit que les oreilles du participant soient imagées en condition ouverte, il était indispensable de s'assurer que le niveau de bruit dans l'appareil n'était pas trop élevé afin de ne présenter aucun risque pour l'audition du participant.

Comme aucun objet ferromagnétique n'est autorisé à entrer dans la salle d'IRM, il n'est pas possible d'y placer un système d'acquisition traditionnel. Les mesures de bruit de l'appareil d'IRM sont donc réalisées grâce à un système déporté. À l'extérieur de la salle d'IRM, un microphone multichamp quart de pouce *Brüel & Kjør* (Nærum, Danemark) est fixé à l'une des extrémités d'un tube dont l'autre extrémité est positionnée au centre de l'aimant de l'appareil d'IRM. La fonction de transfert du tube était préalablement mesurée lors de tests en chambre réverbérante dans laquelle l'environnement de la salle d'IRM avait été reproduit. Le bruit choisi pour simuler cet environnement était de type bruit blanc dont la bande de fréquences allait de 20 à 20 000 Hz et dont le niveau variait de 80 à 110 dBA. Les corrections par bandes d'octaves présentées sur la Figure 1 et issues de la fonction de transfert du tube sont appliquées à la mesure faite au microphone pour obtenir le niveau de bruit au milieu de l'aimant.

Les niveaux de bruit de deux types de séquence ont été mesurés. La première, utilisée lors de la seconde campagne de mesures et dite « calme », correspond à la séquence décrite dans le Tableau 1 dont les changements de gradient, qui sont la source principale de bruit dans les appareils d'IRM, ont été optimisés pour n'être pas trop brusques et donc peu bruyants. Pour comparaison, le niveau de bruit de cette séquence sans optimisation de gradient, utilisée lors de la première campagne de mesures et dite « classique », est également mesuré. Il est important de noter que le passage en mode « calme » n'impacte pas de manière notable les caractéristiques de la séquence comme sa durée ou la résolution et le contraste des images obtenues.





**Figure 1. Correction des niveaux de pression par bandes d'octaves, en dB, à appliquer aux mesures effectuées avec le système déporté.**

Les mesures de niveaux sont ensuite comparées à la réglementation québécoise (Règlement sur la santé et la sécurité du travail, chapitre S-2.1, r. 13, 2018) et à la directive européenne (Directive 2003/10/CE du parlement européen et du conseil, 2003) concernant le temps d'exposition des travailleurs au bruit. La réglementation québécoise impose un niveau maximum de 90 dBA pour une journée de 8 heures tandis que la directive européenne préconise un niveau maximum de 85 dBA pour la même durée. Comme la directive européenne est la plus restrictive et que les mesures se déroulaient en France, c'est cette dernière qu'il a été choisi de respecter. Au regard de cette directive, le participant peut être soumis à un niveau de bruit de  $L_{exp}$  pendant :

$$T_{exp} = 8 \times 10^{\left(\frac{\log(2)}{3} \times (85 - L_{exp})\right)} \quad (1)$$

Le temps maximum d'exposition est calculé en utilisant les niveaux mesurés pour les deux séquences décrites précédemment. En prenant également en compte le temps que le participant passe dans l'appareil d'IRM pour les mesures en condition d'oreille occluse (avec un coefficient d'efficacité des protecteurs de 80 %), la séquence étudiée est jugée acceptable ou non.

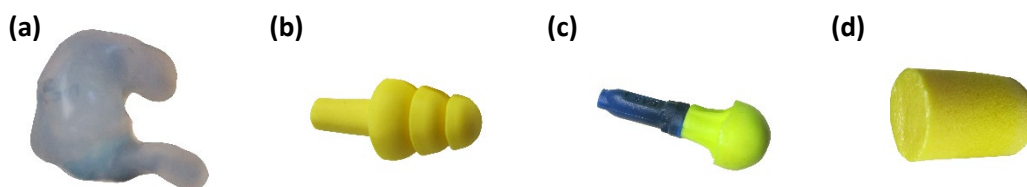
#### 4.1.1.3 Protocole d'imagerie des oreilles

Le protocole expérimental des deux campagnes de mesures explicitées à la section 4.1.1 est couvert par les certificats éthiques de l'ÉTS (numéro de référence : H20160101) et du CRCHUM (numéro de référence : 2017-6695, CE 16.400 - ID). Les principales étapes de ce protocole sont présentées ici.

Un seul participant est recruté lors d'une entrevue préliminaire se déroulant à l'école de technologie supérieure (Montréal, Québec, Canada) durant laquelle il répond à un questionnaire sur les contre-indications à l'IRM. Il est également soumis à un examen visuel de son conduit auditif afin de vérifier qu'il respecte bien les critères d'inclusion à l'étude. Une formation pour apprendre à correctement positionner les bouchons d'oreille utilisés lui est dispensée. Des bouchons moulés sont ensuite fabriqués par le *Laboratoire Auditif Lavolette* (Trois-Rivières, Québec, Canada) à partir d'empreintes en silicone réalisées par un audiologiste.

Pour la première campagne de mesures, la séquence dite « classique » présentée dans la section 4.1.1.2 est utilisée pour imager la tête du participant en condition d'oreilles occluses par :

- des bouchons moulés sur mesure fabriqués par le *Laboratoire Auditif Lavolette* (Figure 2(a));
- des bouchons prémoulés de type E-A-R Ultra-Fit, fabriqués par 3M (Maplewood, MN, États-Unis) (Figure 2(b));
- des bouchons « pousser pour ajuster » de type E-A-R Push-Ins, fabriqués par 3M (Figure 2(c));
- des bouchons malléables de type E-A-R Classic, fabriqués par 3M (Figure 2(d)).



**Figure 2. Bouchons d'oreilles de type (a) moulé sur mesure, (b) prémoulé, (c) « presser pour ajuster » et (d) malléable.**

Pour la deuxième campagne de mesures, la séquence dite « calme » présentée dans la section 4.1.1.2 est utilisée pour imager la tête du participant en condition d'oreilles ouvertes et en condition d'oreilles occluses par les bouchons présentés précédemment.

Lors des séances d'IRM, le participant place lui-même ses bouchons afin d'obtenir une insertion assurant une bonne atténuation du bruit (N. B. : l'atténuation des bouchons n'a cependant pas été vérifiée avec un système de mesure *in situ*). Un oto-rhino-laryngologiste vérifie visuellement que les bouchons sont correctement placés avant de débiter les séances d'IRM. Les images sont ensuite récupérées au format DICOM pour être exploitées. Elles forment un empilement d'images correspondant à des coupes axiales de la tête du participant permettant *a posteriori* une visualisation tridimensionnelle de la tête du participant.

#### **4.1.2 Reconstruction de la géométrie de l'oreille**

Comme mentionné dans la section 4.1.1, la validation du protocole d'imagerie en condition d'oreille ouverte a nécessité une longue période d'examen par les comités éthiques. Il a donc été décidé d'utiliser les images du participant en condition d'oreille occluse par les bouchons moulés sur mesure et obtenues lors de la première campagne de mesures pour reconstruire le modèle 3D de l'oreille. Ce dernier est utilisé à la fois comme un modèle d'oreille occluse, mais également comme un modèle d'oreille ouverte en omettant la reconstruction du bouchon à l'intérieur du conduit. Cependant, ce dernier modèle ne peut pas être considéré comme un modèle reflétant exactement la géométrie du conduit ouvert du participant puisqu'il est, même si faiblement, déformé par les bouchons d'oreilles moulés sur mesure. Le modèle 3D de l'oreille ouverte reconstruit à partir des images du conduit occlus du participant est donc considéré

comme l'oreille d'un individu qui possède une géométrie proche, mais non égale à celle du participant.

Les images de l'oreille gauche du participant occluse par le bouchon moulé ont été choisies arbitrairement pour reconstruire le modèle 3D. Les principales étapes de cette reconstruction sont détaillées ci-dessous.

#### **4.1.2.1 Segmentation des images de l'oreille du participant**

Afin de reconstruire le modèle 3D de l'oreille, les images obtenues lors de la séance d'IRM doivent être segmentées. Cette étape consiste à délimiter sur les images les parties qui doivent être séparées. Cette séparation est représentée par des zones de couleurs distinctes appelées des masques. Le contraste obtenu grâce à la séquence décrite dans la section 4.1.1.1 permet de segmenter la partie osseuse, le cartilage et les tissus mous (gras, muscles, peau) entourant le conduit auditif, ainsi que le bouchon moulé sur mesure. La segmentation en 3 parties des tissus biologiques entourant le conduit a été choisie en fonction de la rigidité de chacune de ces parties. La rigidité de la partie osseuse est connue pour être élevée alors que celle des tissus mous pour être faible. Le cartilage a, quant à lui, une rigidité comprise entre celle de la partie osseuse et celle des tissus mous (Grellmann, 2006). Ces 3 parties sont importantes lors de l'étude des phénomènes acoustiques comme l'atténuation (Viallet, 2014) ou l'effet d'occlusion (Brummund, 2014) liés au confort des protecteurs auditifs, car elles jouent un rôle dans les phénomènes de transmission des ondes au tympan. Il est donc nécessaire de les prendre en compte pour obtenir un modèle 3D réaliste de l'oreille. La peau dans la région de l'oreille possédant une épaisseur allant de 0,2 à 1 mm (Lucente, 1995) a été intégrée aux tissus mous, car il est difficile de la discriminer de ces derniers sur les images obtenues par IRM.

La segmentation des images se fait avec le logiciel *MIMICS*, Materialise (Louvain, Belgique). Les outils que propose ce logiciel permettent de réaliser une segmentation semi-automatique en utilisant par exemple des fonctions de seuillage, de segmentation par étiquettes ou de détection de contours. L'exemple d'une coupe axiale segmentée est présenté sur la Figure 13. Cette segmentation a été réalisée par un seul opérateur et a ensuite été validée par un radiologiste.

#### **4.1.2.2 Conversion de la segmentation en modèle 3D**

Un modèle tridimensionnel de l'oreille gauche du participant est créé à l'aide des voxels (pixels en 3 dimensions) constituant les masques de la segmentation. Ce modèle tridimensionnel est ensuite converti en maillage surfacique 3D constitué de triangle dans *MIMICS*. Ce maillage surfacique est exporté au format « STL » (stéréolithographique), utilisé habituellement dans les domaines de l'impression 3D ou de la fabrication assistée par ordinateur (FAO). La géométrie de l'oreille étant complexe, des erreurs de reconstruction apparaissent souvent lors de cette opération. Plusieurs outils sont utilisés pour réparer ces erreurs : (i) le logiciel *3-matic*, Materialise (Louvain, Belgique) qui permet de travailler directement sur le modèle surfacique 3D pour le réparer grâce à la fonction « fix wizard » et (ii) le logiciel *Polyworks*, InnovMetric (Québec, QC, Canada) qui permet l'utilisation de fonctions de réparation automatiques et manuelles.

### 4.1.2.3 Ajustement du modèle 3D

Pour faciliter la fabrication et l'utilisation de l'oreille artificielle créée à partir du modèle 3D, la géométrie de ce dernier est modifiée. Un cylindre circulaire de 8cm de diamètre est extrait du modèle 3D complet de l'oreille sous *Polyworks*. Ce modèle englobe le conduit auditif externe, le pavillon et la partie cartilagineuse entourant le conduit.

Deux versions ont été élaborées. Le premier modèle d'oreille artificielle ne prend pas en compte le tympan. Le fond du conduit est recouvert d'une fine couche de tissu mou et est donc considéré comme rigide acoustiquement. Une seconde version de l'oreille contient un insert permettant de prendre en compte le tympan.

## 4.2 Fabrication du fantôme anatomique d'oreille

Le modèle géométrique 3D décrit dans la section 4.1.2 est utilisé pour fabriquer un fantôme anatomique d'oreille. Pour cela, des matériaux sont choisis en fonction des tissus biologiques qu'ils doivent simuler, puis leurs caractéristiques mécaniques sont mesurées pour vérifier qu'ils répondent bien aux attentes visées.

### 4.2.1 Choix des matériaux synthétiques simulant les tissus humains

Les matériaux utilisés pour fabriquer l'oreille artificielle doivent posséder des propriétés mécaniques aussi proches que possible de celles des tissus biologiques. Le choix de ces matériaux s'est fait en collaboration avec l'entreprise *True Phantom Solutions* (Windsor, ON, Canada), spécialisée dans la fabrication de fantômes anatomiques. Les matériaux que cette entreprise a proposés sont des céramiques composites à base d'époxy pour l'os (Wydra et Maev, 2013) et des matériaux à base de polyuréthane pour le cartilage et les tissus mous. Les matériaux utilisés pour la fabrication de la première oreille artificielle (OA1) ont été ceux qu'utilise habituellement l'entreprise *True Phantom Solutions* (TPS) pour simuler les tissus mous, le cartilage et l'os. D'après les données du fabricant, les tissus mous et le cartilage ont respectivement une dureté de 50 shore 00 et 80 shore A et aucune information n'a été fournie quant à la rigidité de la partie osseuse. Les valeurs de modules d'Young des tissus mous et du cartilage peuvent être obtenues grâce à des modèles empiriques permettant de passer d'une échelle de Shore (échelle de dureté) à des valeurs en Pa (unité de mesure du module d'Young). Les modèles de Ruess et de Gent sont des modèles permettant de remonter au module d'Young  $E$  à partir d'une valeur de Shore A :

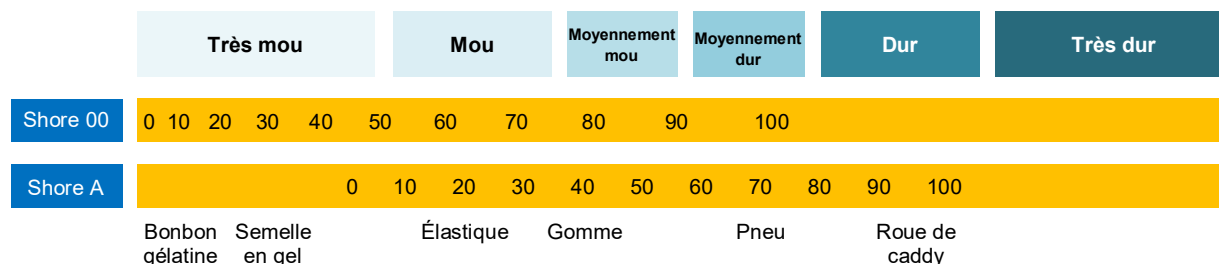
$$E_{A,Ruess} = 10^{(ShoreA \times 0,0235 - 0,6403)} \quad (2)$$

$$E_{A,Gent} = \frac{(0,0981 \times (56 + 7,62336 \times ShoreA))}{(0,137505 \times (254 - 2,54 \times ShoreA))} \quad (3)$$

Le modèle suivant, donné par Dow Corning (Larson, 2016), permet de remonter au module d'Young à partir d'une valeur de Shore 00, échelle réservée aux matériaux moins durs que ceux notés sur l'échelle A :

$$E_{00} = 0,0037 \times e^{(0,0718 \times Shore00)} \quad (4)$$

À titre informatif, la comparaison entre les échelles de Shore A et 00 est donnée pour certains types de produits sur la Figure 3. Les valeurs de modules d'Young des tissus mous et du cartilage calculées à partir de ces modèles empiriques sont données dans le Tableau 2.



**Figure 3. Comparaison des échelles de Shore A et 00<sup>1</sup>.**

**Tableau 2. Dureté des tissus des oreilles artificielles et module d'Young correspondant**

| Type de tissu     | Dureté      | $E_{00}$ [kPa] | $E_{A,Ruess}$ [MPa] | $E_{A,Gent}$ [MPa] |
|-------------------|-------------|----------------|---------------------|--------------------|
| Tissus mous (OA1) | 50 shore 00 | 134            | NA                  | NA                 |
| Tissus mous (OA2) | 35 shore 00 | 46             | NA                  | NA                 |
| Cartilage (OA1)   | 80 shore A  | NA             | 17,37               | 9,35               |
| Cartilage (OA2)   | 65 shore A  | NA             | 7,71                | 4,43               |

À noter que la dureté des tissus mous fabriqués par TPS est proche de celle utilisée dans les pavillons de la tête artificielle GRAS 45CB Acoustic Test Fixture (Holte, Danemark), dont la valeur est de 55 shore 00. Cependant, l'ajout d'une partie cartilagineuse dans le pavillon que l'on ne retrouve pas dans celui de la tête GRAS rend cette partie plus rigide. Une seconde oreille artificielle (OA2) a donc été fabriquée possédant des propriétés ajustées selon les critères suivants :

- Tissus mous : dureté de 35 shore 00 correspondant à la dureté des pavillons artificiels de Brüel & Kjær (DZ-9769 et DZ-9770), plus souples que les précédents;
- Cartilage : Afin d'approcher les propriétés trouvées dans la littérature, soit un module d'Young de  $E_{cartilage} = 7,2$  MPa pour le cartilage (Grellmann, 2006), les modèles empiriques présentés précédemment sont utilisés pour obtenir les valeurs de shore correspondantes. Le modèle de Ruess donnant un module d'Young de  $E_{A,Ruess}(65) = 7,7$  MPa pour un shore A de 65, cette dernière valeur est choisie pour simuler le cartilage. À noter que le choix d'utiliser le modèle de Ruess plutôt que celui de Gent est arbitraire;
- Os : les propriétés de la partie osseuse sont les mêmes que pour la première oreille artificielle.

Les propriétés de la nouvelle oreille artificielle (OA2) sont données dans le Tableau 2.

<sup>1</sup> <https://www.atome3d.com/pages/echelle-shore?ls=fr-FR> (en ligne le 05-11-2018)

## 4.2.2 Fabrication des oreilles artificielles

La fabrication des oreilles artificielles par *TPS* s'est déroulée en 5 étapes.

### (i) Conception et impression 3D de chaque partie

Le modèle de l'oreille artificielle conçu à l'ÉTS et décrit dans la section 4.1.2 a été envoyé à *TPS* où chaque partie de ce modèle (os, cartilage et tissus mous) a été imprimée en 3D.

### (ii) Nettoyage et lissage des parties imprimées en 3D

Les supports d'impression ont été retirés et chaque partie a été sablée pour en améliorer l'état de surface.

### (iii) Fabrication des moules

Les parties imprimées en 3D ont été utilisées pour fabriquer des moules en silicone.

### (iv) Moulage des parties osseuse et cartilagineuse

Les moules des parties osseuse et cartilagineuse ont été utilisés pour fabriquer l'os temporal et le cartilage. La partie osseuse a été fabriquée avec un matériau breveté par *TPS* (Wydra et Maev, 2013).

### (v) Moulage des tissus mous

Les parties osseuse et cartilagineuse prémoulées ont été insérées dans le moule des tissus mous. Un polymère à base d'uréthane, dont la dureté a été ajustée par *TPS* selon les spécifications du Tableau 2, a été coulé dans ce moule. Cette étape a permis une connexion parfaite entre les différents tissus de l'oreille artificielle.

## 4.2.3 Caractérisation des matériaux

Les propriétés mécaniques des matériaux utilisés lors de la fabrication des oreilles artificielles ont été caractérisées pour (i) vérifier qu'elles correspondent bien à celles spécifiées au fabricant, (ii) vérifier que les propriétés de l'os ont des valeurs proches de vrais os et (iii) connaître leurs valeurs exactes pour pouvoir alimenter les modèles numériques utilisés dans la suite. Les propriétés recherchées lors de cette caractérisation sont :

- le module d'Young,  $E$  (en Pascal, Pa). Pour des études de vibroacoustiques, le module d'Young dynamique exact qui ne dépend pas du coefficient de Poisson du matériau ni de la forme de l'éprouvette testée est la grandeur recherchée. Pour les matériaux élastiques comme l'os, seules les valeurs du module d'Young et du coefficient de Poisson statiques doivent être déterminées. Pour les matériaux viscoélastiques comme les tissus mous et le cartilage, ces deux paramètres sont à valeur complexe<sup>2</sup> et dépendent de la fréquence. Dans plusieurs des techniques de caractérisation utilisées, le module d'Young mesuré est un module apparent qui dépend du module d'Young exact, du coefficient de Poisson du matériau et de la forme de l'éprouvette testée. Dans cette étude, les modules dynamique ou statique des matériaux ont été mesurés avec les bancs d'essais disponibles à l'ÉTS, en fonction de leur rigidité;

<sup>2</sup> Usuellement, seule la valeur du module d'Young est considérée complexe alors que le coefficient de Poisson est réel.

- le facteur de perte ou d'amortissement,  $\eta$  (sans unité), qui correspond au rapport de l'énergie dissipée par amortissement à l'énergie conservée et restituée;
- le coefficient de Poisson,  $\nu$  (sans unité), qui correspond au rapport de la variation relative de longueur transversale d'un matériau à sa variation relative de longueur longitudinale. Cette grandeur ne peut être supérieure à 0,5 et le matériau est considéré comme incompressible si son coefficient de Poisson est égal à 0,5;
- la masse volumique,  $\rho$  (en  $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ) qui correspond à la masse par unité de volume du matériau.

De nombreuses méthodes de caractérisation existent pour obtenir les propriétés d'un matériau. En fonction du type de ce dernier, différentes méthodes sont utilisées et décrites dans l'ANNEXE A. Les matériaux sont testés en utilisant des éprouvettes fournies par TPS adaptées aux besoins de la caractérisation (éprouvettes cylindriques ou de type haltères).

### 4.3 Conception d'un tympan artificiel

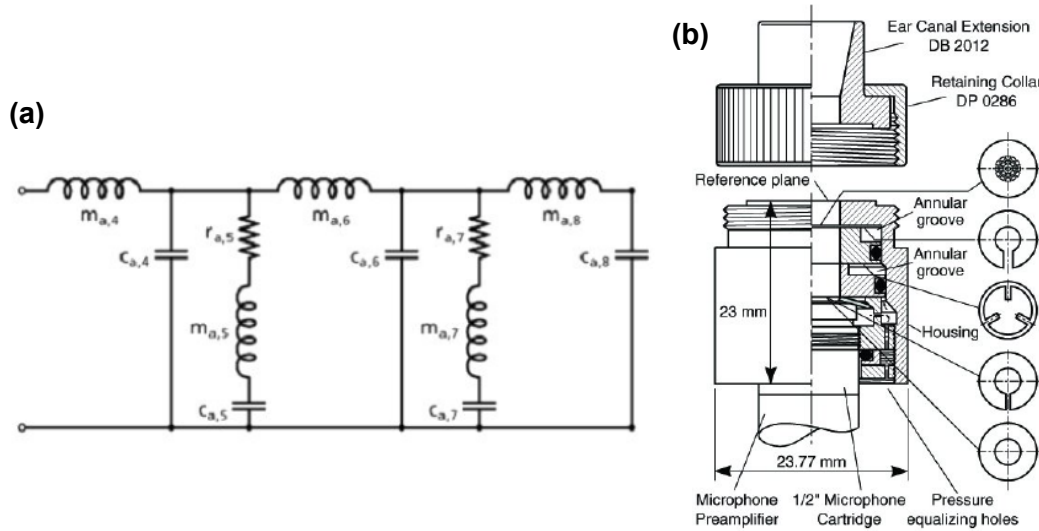
#### 4.3.1 Modélisation de l'impédance du tympan utilisée dans les coupleurs actuels

Pour que l'oreille artificielle fabriquée soit la plus réaliste possible, il est important de prendre en compte l'impédance de sa terminaison interne, c'est-à-dire celle de la membrane tympanique (Schroeter 1986, Hiipakka 2010). La modélisation de l'impédance tympanique est une question complexe lors de la fabrication d'oreilles artificielles. Les simulateurs d'oreilles proposés dans le commerce, comme ceux fabriqués par GRAS ou Brüel & Kjær et basés sur le standard IEC 60318 (International standard, IEC 60318-4, 2010), répliquent cette impédance en couplant celle d'une cavité représentant une portion de conduit moyen avec l'impédance d'un microphone et de deux résonateurs de Helmholtz, répliquant ainsi une impédance tympanique moyenne. Pour modéliser le couplage de ces impédances, une modélisation à constantes localisées (appelées « *lumped parameter model* (LPM) » en anglais) est habituellement utilisée, car elle permet une analogie directe avec les composantes physiques des oreilles artificielles (cavité, résonateurs de Helmholtz, etc.).

Cette modélisation, dont un exemple est donné sur la Figure 4(a), utilise des composants électroniques pour simuler la portion de conduit auditif moyen (composants  $m_{a,4}$ ,  $c_{a,4}$ ,  $m_{a,6}$ ,  $c_{a,6}$ ,  $m_{a,8}$  et  $c_{a,8}$ ) et l'impédance moyenne d'un tympan (composants  $r_{a,5}$ ,  $m_{a,5}$ ,  $c_{a,5}$ ,  $r_{a,7}$ ,  $m_{a,7}$  et  $c_{a,7}$ ). Les deux branches en parallèle de ce circuit correspondant à l'impédance du tympan sont en fait la modélisation électrique de deux résonateurs de Helmholtz dont les dimensions du col et de la cavité sont directement reliées aux valeurs des composants. Pratiquement, ces résonateurs sont deux cavités annulaires visibles sur la Figure 4(b) et reliées à la cavité centrale du coupleur par des fentes de très faibles dimensions dans lesquelles les pertes visqueuses et thermiques jouent un rôle dissipatif important.

Bien que largement utilisé en industrie et en recherche, un point s'oppose à l'utilisation de ce type de coupleur pour la fabrication d'une oreille artificielle. De par sa fabrication, ce type de simulateur d'oreille inclut une partie de conduit auditif qu'il n'est pas possible de retirer, puisque simulée par sa cavité centrale. Étant donné que l'oreille artificielle présentée dans la section 4.2.2 simule un conduit à géométrie réaliste, il n'est pas envisageable d'en remplacer une section par une cavité circulaire en métal. Il est donc important que le tympan artificiel soit

localisé au fond du conduit, ce qui n'est pas le cas des deux résonateurs des coupleurs actuels Figure 4(b)). De plus, la partie de conduit simulée dans les coupleurs actuels n'est pas adaptée à l'étude de l'effet d'occlusion. En effet, elle empêche une partie du conduit de transmettre les vibrations, comme ce serait le cas pour la partie osseuse d'un conduit réel, puisqu'il est spécifié dans le standard IEC 60318 (International standard, IEC 60318-4, 2010) que le bâti accueillant le microphone doit minimiser les vibrations y parvenant.



**Figure 4. (a) Modélisation à constantes localisées et (b) coupe schématique du simulateur d'oreille Brüel & Kjaer Type 4157 (Jonsson, Schuhmacher et Nielsen 2004).**

D'autres tympan artificiels ont déjà été fabriqués comme celui proposé par Kuru *et al.* (2016) ou encore par Hiipakka *et al.* (2010). Ce dernier est réalisé simplement par un piston sur lequel débouche un résonateur de Helmholtz dont la cavité peut être remplie ou non de matériau absorbant afin de créer de la dissipation. Alors que le tympan artificiel proposé par Kuru semble difficile à reproduire simplement, puisqu'il prend en compte toute la chaîne ossiculaire, celui proposé par Hiipakka n'a pas été validé par comparaison avec des mesures sur sujets. Un récent brevet propose la conception d'un simulateur de tympan en copiant une impédance tympanique moyenne à l'aide de trois résonateurs de Helmholtz dont l'entrée des cols est placée dans un même plan (Johansen et Jonsson 2016). Ce tympan artificiel pourrait être fixé au fond d'un conduit de géométrie réaliste comme celui de l'oreille artificielle. En s'appuyant sur ce brevet et sur les travaux de Hiipakka et ses collègues, il est décidé dans la présente étude de concevoir le tympan artificiel à l'aide de deux résonateurs de Helmholtz et de matériaux absorbants pour copier une impédance tympanique donnée.

L'impédance d'entrée d'un résonateur ayant un col et une cavité cylindriques circulaires est donnée par Allard et Atalla (2009) :

$$Z_{RH} = 4 \left( \frac{l_{col}}{d_{col}} + 1 \right) R_s + i\omega\rho_0(\varepsilon_i + \varepsilon_e + l_{col}) - i\sqrt{S_i}Z_c \cot(k_c l_{cavité}) \quad (5)$$



Comme les cols des résonateurs auront *a priori* des diamètres faibles, les matériaux absorbants ne sont positionnés que dans les cavités des résonateurs. Les propriétés de ces matériaux absorbants sont prises en compte grâce au modèle de fluide équivalent donné par Miki (1990), à travers les grandeurs équivalentes  $Z_c$  et  $k_c$ . Les détails des paramètres de l'équation (5) sont donnés dans l'ANNEXE B.

D'après la méthode des sommes d'admittance (*Admittance Sum Method* (ASM) en anglais), l'impédance totale de deux résonateurs en parallèle est :

$$Z_{tympt,art} = \left( \sum_i \frac{r_i}{Z_i} \right)^{-1} \quad (6)$$

avec  $Z_i$  et  $r_i$  respectivement l'impédance d'entrée et le rapport de la surface d'entrée sur la surface totale du  $i^{\text{ème}}$  élément considéré (résonateur de Helmholtz ou paroi rigide).

L'impédance tympanique à simuler est calculée à partir de l'impédance mesurée au plan de référence  $Z_{ref,coupl}$  d'un coupleur GRAS RA0045. Connaissant cette dernière grâce au modèle présenté sur la Figure 4(a) ainsi que la longueur ( $L_{cavité\ centrale} = 12,8$  mm) et le diamètre ( $D_{cavité\ centrale} = 7,5$  mm) de la cavité centrale du coupleur<sup>3</sup>, il est possible de remonter à l'impédance théorique du tympan  $Z_{tympt,coupl}$  en utilisant la méthode de l'impédance ramenée (Wolkesson, 2013) :

$$Z_{tympt,coupl} = \frac{(X + Y e^{2i\omega kL})Z_0}{X - Y e^{2i\omega kL}} \quad (7)$$

avec  $X = Z_{ref,coupl} + Z_0$  et  $Y = Z_{ref,coupl} - Z_0$ .

Cette impédance est utilisée comme cible à atteindre pour la conception du tympan artificiel plutôt que l'impédance tympanique du participant pour rester général. En effet, l'impédance tympanique des simulateurs d'oreille est calculée sur une moyenne d'impédances tympaniques mesurées sur un panel de sujet. La conception du tympan artificiel est réalisée en optimisant les dimensions et les propriétés des matériaux absorbants des deux résonateurs de Helmholtz pour faire correspondre l'impédance calculée grâce à l'équation (6) à l'impédance cible calculée grâce à l'équation (7).

<sup>3</sup> Ces dimensions ont été mesurées sur des images de 16  $\mu\text{m}$  de résolution du simulateur d'oreille, obtenues grâce au micro tomodynamomètre de l'ÉTS.

## 4.4 Modélisation par éléments finis de l'oreille artificielle

### 4.4.1 Intérêt d'un modèle vibroacoustique par éléments finis

L'utilisation d'un modèle vibroacoustique de l'oreille artificielle par éléments finis a deux intérêts principaux. Le premier est de pouvoir, dans la mesure où le modèle a été validé, évaluer la perte par insertion et l'effet d'occlusion dus à l'utilisation de bouchons sur l'oreille artificielle sans avoir à faire de campagne de mesures. Cela permet d'évaluer rapidement les caractéristiques acoustiques d'un type de protecteur lorsqu'il est utilisé sur l'oreille artificielle. Le second intérêt est de faciliter la conception des oreilles artificielles en pouvant modifier rapidement ses composantes ou leurs propriétés. Cela permet de limiter le nombre de prototypes à fabriquer en phase d'essais/erreurs avec le fabricant avant d'aboutir à une oreille artificielle possédant les caractéristiques souhaitées. Cependant, avant de pouvoir utiliser un modèle par éléments finis de l'oreille artificielle, celui-ci doit être validé par comparaison avec des mesures sur le fantôme anatomique. Deux modèles par éléments finis ont donc été conçus avec *COMSOL Multiphysics*, (Stockholm, Suède) à partir du modèle 3D présenté dans la section 4.1.2 pour (i) une excitation acoustique et (ii) une excitation mécanique afin de simuler la perte par insertion et l'effet d'occlusion du fantôme anatomique. Dans cette étude, les modèles d'oreille artificielle ne prennent pas en compte l'impédance tympanique et seront comparés à des mesures imposant une condition d'impédance rigide au fond des conduits des fantômes anatomiques.

### 4.4.2 Modèle dédié à l'atténuation

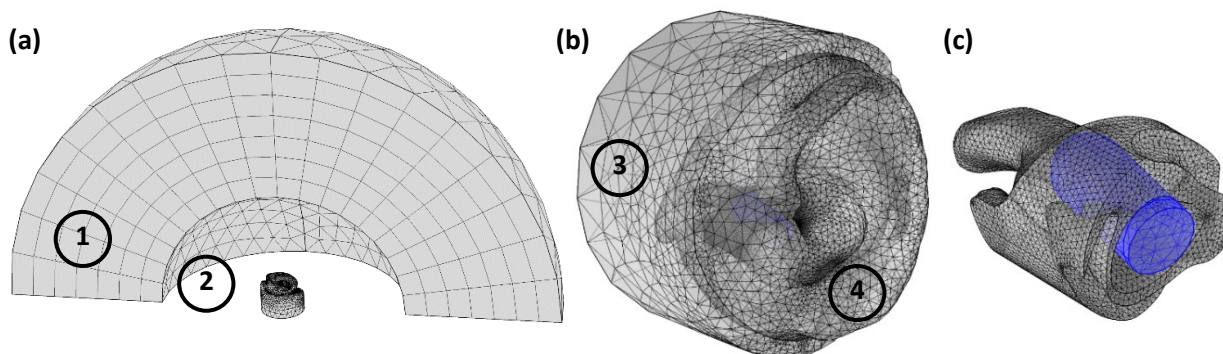
#### Géométrie

Le modèle géométrique 3D de l'oreille artificielle est importé dans *COMSOL*. Lors de cette étape, chaque partie du modèle (os, cartilage, tissus mous) est convertie en domaine. Une sphère d'air est ensuite créée autour de l'oreille artificielle dont le diamètre est fixé de manière arbitraire à deux fois le diamètre de la plus petite sphère entourant le fantôme anatomique de l'oreille. Une seconde sphère est créée autour de la première pour pouvoir y imposer une condition aux limites de type « couche parfaitement adaptée » (*perfectly matched layer* (PML) en anglais) qui simule une propagation des ondes acoustiques en champ libre en absorbant les ondes incidentes.

Dans le cas du conduit occlus, il s'avère difficile de contrôler expérimentalement les fuites acoustiques lors de l'utilisation de bouchons classiques (malléable, prémoulé ou sur mesure). En effet, le caractère déformable et/ou la géométrie complexe des bouchons classiques les rendent difficiles à positionner de manière répétable tout en évitant les fuites acoustiques. De plus, leurs propriétés mécaniques et acoustiques ne sont pas nécessairement connues, ce qui rend la comparaison avec les simulations numériques plus complexe. Le cas d'un bouchon simplifié a donc été étudié.

Ce bouchon fabriqué en acier et affiché en bleu sur la Figure 5(c) est cylindrique, mesure 15 mm de long, 8 mm de diamètre et son extrémité interne est arrondie. Il est considéré comme indéformable et les propriétés classiques de l'acier sont utilisées lors des simulations. Sa position exacte lors des mesures pouvant varier, elle est choisie arbitrairement dans le modèle par éléments finis pour s'approcher au mieux des conditions expérimentales. Le contact entre

les tissus mous et le bouchon est défini pour éviter toute fuite acoustique. Lorsque le conduit est occlus, l'air est donc séparé en deux domaines appelés respectivement air interne et air externe pour les parties intérieure et extérieure au conduit. Les différents domaines de la géométrie sont présentés sur la Figure 5.



**Figure 5. Modèle par éléments finis de l'oreille artificielle. (a) Oreille artificielle entourée dans (1) une sphère d'air externe et (2) une sphère d'air permettant de simuler une condition aux limites de type champ libre. Seul un quart des sphères est montré pour faciliter la visualisation du modèle. (b) Zoom sur le modèle par éléments finis de l'oreille artificielle avec les maillages de (3) la partie osseuse et (4) les tissus mous. (c) Zoom sur le maillage raffiné des tissus mous entourant le conduit auditif occlus par le bouchon simplifié, représenté en bleu.**

## Matériaux

Des matériaux sont attribués à chaque domaine. Les propriétés de l'air pour les domaines interne et externe et de l'acier pour le bouchon sont extraites de la librairie de matériaux de COMSOL. Les propriétés des tissus mous, du cartilage et de la partie osseuse ont été obtenues lors de la campagne de caractérisation de matériaux décrite dans la section 4.2.3 (voir résultats dans la section 5.2.1).

## Physiques, excitation et conditions aux limites

Les parties solides du modèle sont modélisées par des modèles de matériaux élastiques linéaires tandis que l'équation de Helmholtz est appliquée dans les domaines d'air. Un amortissement structural est ajouté aux parties solides dont l'ensemble est considéré comme libre dans la sphère d'air l'englobant. Le module multiphysique de COMSOL est utilisé pour imposer le couplage entre les domaines d'air et solides du modèle. Une source ponctuelle monopolaire, dont le débit volumique est fixé à  $5,10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$ , est ajoutée en face de l'oreille artificielle à environ 16 cm de l'entrée du conduit.

## Maillages

Chaque domaine est maillé en fonction de ses propriétés mécaniques et de la fréquence étudiée. Aucune taille minimale n'est imposée aux éléments de ces maillages adaptatifs pour éviter la modification des géométries des domaines en basses fréquences. Une taille maximale est imposée au maillage pour assurer la convergence des résultats. L'air est maillé avec des éléments tétraédriques à 10 nœuds et un critère de taille maximale de  $\lambda/6$  pour la partie externe

et de  $\lambda/12$  pour la partie interne. La « couche parfaitement adaptée » est maillée par extrusion avec des éléments hexaédriques et 7 éléments dans son épaisseur afin d'assurer l'absorption des ondes incidentes. Les parties solides (bouchon, os, cartilage et tissus mous) sont maillées avec des éléments tétraédriques à 10 nœuds et un critère de taille maximale de  $\lambda/4$ , avec  $\lambda$  correspondant à la longueur d'onde calculée avec la célérité des ondes de cisaillement dans chaque solide. Cette célérité des ondes de cisaillement est donnée par :

$$c_{\text{cisaillement}} = \sqrt{E/\rho(2 + 2\nu)} \quad (8)$$

La célérité des ondes longitudinales dans un solide infini est également calculée, mais elle est supérieure à la célérité de cisaillement pour tous les matériaux utilisés. Elle n'est pas utilisée, car elle donnerait des longueurs d'onde plus grandes que celles calculées avec les ondes de cisaillement. Une étude de convergence a permis de s'assurer que ce critère de maillage était suffisant pour les parties solides du modèle. Afin de réduire le nombre d'éléments générés par ces critères de maillage, les tissus mous sont divisés en deux parties. La première entourant le conduit et présentée sur la Figure 5(c) est maillée avec le critère précédent. La seconde correspondant au reste des tissus mous et présentée sur la Figure 5(b) est maillée avec un critère moins restrictif. Une étude de convergence de ce maillage permet de s'assurer que cette dégradation n'impacte pas les résultats pour le calcul de la pression à l'intérieur du conduit. Les nombres d'éléments pour les différents domaines obtenus avec ces maillages et pour les plus basse et plus haute fréquences étudiées sont donnés dans le Tableau 3.

**Tableau 3. Nombre d'éléments volumiques pour les plus basse et plus haute fréquences étudiées et pour chaque domaine du modèle par éléments finis**

| Domaine                       | Nombre d'éléments oreille ouverte |             | Nombre d'éléments oreille occluse |             |
|-------------------------------|-----------------------------------|-------------|-----------------------------------|-------------|
|                               | f = 100 Hz                        | f = 5000 Hz | f = 100 Hz                        | f = 5000 Hz |
| Bouchon                       | NA                                | NA          | 10 159                            | 26 663      |
| Os                            | 15 910                            | 33 141      | 16 541                            | 33 864      |
| Cartilage                     | 13 496                            | 28 331      | 14 334                            | 29 617      |
| Tissus mous autour du conduit | 15 597                            | 428 272     | 22 020                            | 409 394     |
| Reste des tissus mous         | 31 000                            | 49 761      | 30 371                            | 50 878      |
| Air interne                   | 9 008                             | 41 493      | 7 931                             | 19 142      |
| Air externe                   | 14 228                            | 60 047      | 3 0371                            | 59 592      |
| Couche parfaitement adaptée   | 960                               | 14 988      | 960                               | 14 988      |

Le nombre d'éléments volumiques donnés dans le Tableau 3 correspond aux éléments du modèle d'oreille artificielle dans le cas d'une excitation acoustique. Le nombre d'éléments volumiques pour le cas d'une excitation mécanique est similaire, mais peut varier de +/- 10 % à cause de la différence du type d'excitation. Il est aussi important de noter que le nombre total d'éléments peut varier lors de la résolution de l'étude sous *COMSOL*, car le solveur raffine

automatiquement le modèle durant la phase de calculs. Les valeurs données dans le Tableau 3 correspondent au nombre d'éléments avant le raffinement des maillages.

### **Définition de l'étude**

Le champ de pression acoustique ainsi que les déplacements dans les parties solides du modèle sont calculés pour les fréquences allant de 100 à 5 000 Hz avec un pas de 20 Hz. La gamme de fréquences étudiée dans ce projet s'arrête à 5 000 Hz, car avec les critères de maillage décrits précédemment, la résolution du modèle devient trop lourde pour des fréquences supérieures. Le solveur MUMPS (pour *MUltifrontal Massively Parallel Sparse*, en anglais) est utilisé pour résoudre le problème.

#### **4.4.3 Modèle dédié à l'effet d'occlusion**

Le modèle dédié à l'effet d'occlusion est le même que celui utilisé pour l'atténuation à l'exception de l'excitation. Une accélération de  $0,1 \text{ m.s}^{-1}$  est imposée à l'arrière de l'oreille artificielle sur une surface circulaire correspondant au diamètre de la tige reliant le fantôme anatomique au pot vibrant et utilisé lors de la campagne de mesures expérimentale décrite dans la section 4.5.3.2. Habituellement, l'effet d'occlusion est étudié jusqu'à 2 000 Hz. Le modèle développé permettant de travailler à des fréquences supérieures, il a été décidé d'étudier le cas d'une excitation mécanique jusqu'à 5 000 Hz pour comparer le modèle aux mesures sur une plus large bande de fréquences.

### **4.5 Évaluation de l'oreille artificielle et des modèles numériques correspondants**

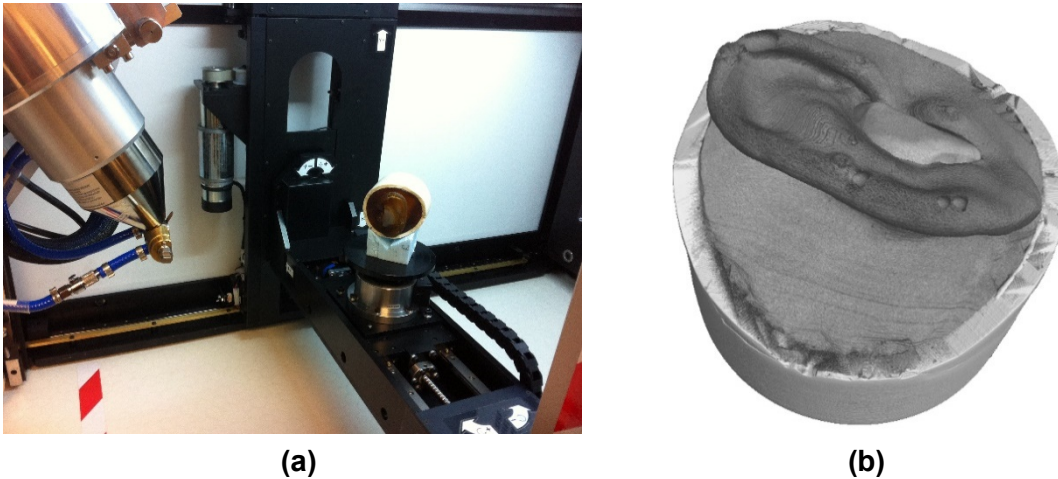
*In fine*, le réalisme du fantôme anatomique sera évalué : (1) en validant sa géométrie par rapport au modèle géométrique 3D, (2) en comparant les champs de déplacement estimés sur le fantôme anatomique et sur le participant afin de valider que les tissus du fantôme simulent bien les propriétés des tissus humains et (3) en comparant les mesures et les simulations de l'atténuation et de l'effet d'occlusion dus à des bouchons d'oreille sur le fantôme et sur le participant. Les étapes d'évaluation appliquées au cours de cette étude sont :

- comparaison de la géométrie du fantôme à celle du modèle 3D;
- validation de la démarche permettant de mesurer les champs de déplacement dus à l'insertion de bouchons d'oreille sur le fantôme anatomique et sur le participant;
- comparaison des résultats des mesures et des simulations entre eux et de manière qualitative aux valeurs classiques d'atténuation et d'effet d'occlusion des protecteurs auditifs.

Ces étapes sont détaillées dans cette section.

#### 4.5.1 Validation de la géométrie du fantôme anatomique par rapport au modèle 3D

La géométrie de l'oreille artificielle fabriquée par l'entreprise *True Phantom Solutions* a été validée par comparaison du modèle 3D numérique présenté en section 4.1.2 avec l'oreille artificielle réelle. Pour pouvoir effectuer cette comparaison, le fantôme anatomique de l'oreille artificielle a été imagé à l'aide d'un micro tomodensitomètre Nikon XT H 225, *Nikon Metrology* (Brighton, États-Unis d'Amérique) présenté sur la Figure 6(a).



**Figure 6.** (a) Imagerie au micro tomodensitomètre du fantôme anatomique de l'oreille artificielle. (b) Reconstruction 3D du fantôme anatomique.

Les images obtenues sont utilisées pour reconstruire l'oreille artificielle en 3D à l'aide du logiciel de reconstruction *CT Pro 3D*, Nikon Metrology et du logiciel de traitement d'images *VG-Studio*, Volume Graphics (Heidelberg, Allemagne). Un exemple de reconstruction 3D est présenté sur la Figure 6(b). Cette reconstruction est segmentée de manière semi-automatique sous *MIMICS* pour séparer les tissus mous des parties osseuse et cartilagineuse. Le modèle 3D de l'oreille est également importé dans *MIMICS* au format « STL ». Un recalage rigide<sup>4</sup> est appliqué manuellement aux surfaces volumiques du modèle 3D pour les superposer aux segmentations correspondantes de la reconstruction 3D. Ces segmentations ainsi que les surfaces volumiques recalées sont ensuite exportées au format « STL » et importées dans le module *Inspect* de *Polyworks*. Les distances les plus courtes entre chaque point des segmentations et la surface volumique recalée correspondante sont ensuite calculées. Les valeurs moyennes et les écarts types de ces distances sont donnés pour chaque partie de l'oreille artificielle et permettent de conclure sur la qualité de fabrication de ce fantôme anatomique.

<sup>4</sup> Un recalage rigide permet de superposer deux images, n'ayant à l'origine pas la même orientation, sans les déformées. Cette technique est expliquée dans la section 4.5.2.1.

## 4.5.2 Estimation du champ de déplacement appliqué aux parois du conduit dû à l'insertion d'un bouchon

La réalisation d'images de l'oreille ouverte et occluse du participant a non seulement permis l'évaluation de certains indicateurs acoustiques par le biais de l'oreille artificielle, mais aussi l'appréciation de certains aspects liés au confort mécanique des bouchons d'oreille. En utilisant la méthode d'imagerie décrite dans la section 4.1.1, il a en effet été possible d'estimer le déplacement qu'impose un bouchon d'oreille aux parois du conduit auditif du participant en utilisant une méthode de recalage d'images. Cette démarche, d'abord validée grâce au fantôme anatomique (Benacchio *et al.* 2018), a été appliquée aux images du conduit auditif du participant. À terme, l'estimation du déplacement des parois du conduit pourra contribuer à l'amélioration du réalisme des tissus mous synthétiques utilisés pour fabriquer les oreilles artificielles.

### 4.5.2.1 Des images IRM au champ de déplacement

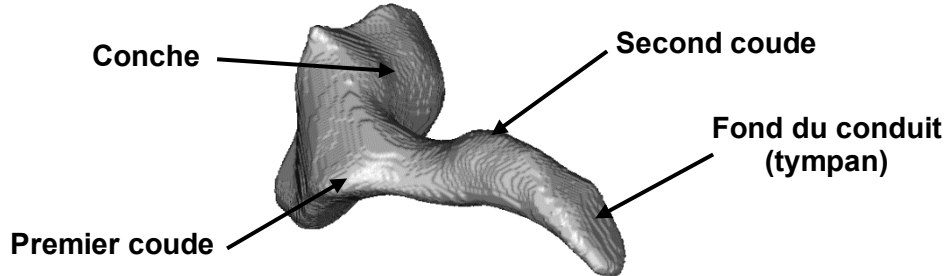
Le déplacement des parois du conduit auditif dû à l'insertion d'un bouchon d'oreille correspond à la différence de géométrie entre les conduits ouvert et occlus de l'utilisateur. Les images obtenues par IRM grâce au protocole décrit dans la section 4.1.1 sont utilisées pour estimer le champ de déplacement des parois du conduit du participant. La démarche proposée se compose de quatre étapes :

**Recalage rigide** : les images sont d'abord recalées rigidement pour leur donner la même orientation. En effet, comme le participant doit mettre une paire de bouchons différente entre chaque séance d'IRM, sa tête ne reste pas exactement dans la même position pour chaque acquisition. Lors de ce recalage rigide, les images des conduits occlus sont utilisées comme images sources (ou mobiles) auxquelles des translations et des rotations sont appliquées pour les faire correspondre à l'image des conduits ouverts qui sert d'image cible (ou fixe). La correspondance de ces images est obtenue en maximisant leur similarité à l'aide de métriques classiques du type information mutuelle ou corrélation croisée. Ce recalage rigide est effectué grâce à la fonction *antsRegistration* de la librairie libre *ANTs* (Avants *et al.*, 2011) disponible sous les systèmes d'exploitation Linux.

**Extraction d'une région d'intérêt et segmentation** : une région d'intérêt est définie autour des conduits auditifs gauche et droit du participant. Ces régions sont extraites des images de la tête complète pour concentrer le calcul des déplacements autour du conduit auditif et non sur des zones de la tête qui auraient bougé entre deux séances d'IRM. Les conduits auditifs occlus et ouvert du participant sont segmentés de manière semi-automatique à l'aide du logiciel *MIMICS*. Cette segmentation permet d'éviter les éventuelles erreurs de recalage dues à la présence des bouchons dans le cas du conduit occlus, ce qui n'est pas le cas pour le conduit ouvert.

**Recalage non rigide** : une fois segmentées, les images des conduits ouverts droit et gauche sont recalées de manière non rigide sur leurs conduits occlus respectifs. Pour cela, des modèles de déformations sont appliqués à une grille apposée sur l'image source (le conduit ouvert) pour la faire correspondre à la grille apposée sur l'image cible (le conduit occlus), grâce à des transformations affines, linéaires et non linéaires. Ces transformations sont appliquées pour optimiser la similarité de l'image déformée par rapport à l'image cible. Le recalage non rigide est également effectué grâce à la fonction *antsRegistration* de la librairie libre *ANTs*.

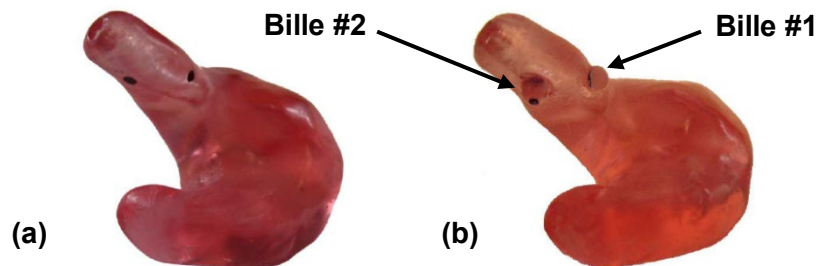
**Calcul du champ de déplacement :** lors du recalage non rigide, la transformation pour passer de l'image source à l'image déformée est enregistrée et permet de remonter au champ de déplacement des parois du conduit estimé par la méthode de recalage. Ce champ de déplacement est projeté sur les parois du conduit représentées pour l'oreille droite sur la Figure 7.



**Figure 7.** Parois du conduit auditif de l'oreille droite sur lesquelles sont projetés les déplacements calculés lors du recalage non rigide.

#### 4.5.2.2 Validation de la méthode sur l'oreille artificielle

Avant d'être appliquée aux images du conduit du participant, la méthode proposée dans la section précédente a été validée sur la première version de l'oreille artificielle (OA1). Un bouchon sur mesure en acrylique, présenté sur la Figure 8(a), a été fabriqué à partir d'une empreinte en silicone moulée dans le conduit du fantôme anatomique. Ce bouchon, appelé « bouchon #1 », a été utilisé pour occlure l'oreille artificielle qui est imagée par le tomodensitomètre présenté sur la Figure 6(a). Deux billes en silice ont ensuite été ajoutées au bouchon en acrylique pour y créer des défauts. Ce nouveau bouchon est appelé « bouchon #2 » dans la suite. La première bille notée « bille #1 » a été positionnée sur la partie postérieure du bouchon entre le premier et le second coude et la seconde, notée « bille #2 », a été placée sur la partie postérieure du bouchon du second coude. Ces deux zones ont été choisies, car elles ont été identifiées comme des zones de contact entre le bouchon #1 et les tissus mous de l'oreille artificielle grâce aux images obtenues par le tomodensitomètre. Le diamètre des billes étant connu et égal à 1,9 mm, la validation de la méthode consiste à retrouver expérimentalement cette valeur ainsi que les positions du déplacement induit par les billes dans le conduit artificiel.



**Figure 8.** (a) Bouchon #1 en acrylique sans les billes et (b) Bouchon #2 en acrylique avec les billes permettant la validation de la méthode d'estimation du champ de déplacement du conduit auditif.



L'oreille artificielle occluse par le bouchon #2 a été imagée avec le tomodensitomètre. La méthode de recalage présentée dans la section 4.5.2.1 a été utilisée pour estimer le champ de déplacement du conduit artificiel. Afin d'éprouver la méthode, la segmentation des images a été réalisée par 3 opérateurs différents. La précision et l'exactitude de ces segmentations ont été étudiées à l'aide d'un indice de similarité tel que l'indice de Dice et le nombre de faux positifs et de faux négatifs. En considérant S, la segmentation source, et C, la segmentation cible, l'indice de Dice est donné par :

$$Dice = \frac{2|S \cap C|}{|S| + |C|} \quad (9)$$

avec  $\cap$ , l'intersection entre les segmentations et  $| \quad |$ , le nombre de voxels résultant égal à 1.

Les nombres de faux positifs et de faux négatifs sont donnés respectivement par :

$$Faux\ positifs = \frac{|S \setminus C|}{|S|} \quad (10)$$

$$Faux\ négatifs = \frac{|C \setminus S|}{|C|} \quad (11)$$

avec  $\setminus$ , la différence entre les deux segmentations.

Un indice de Dice proche de 1 et des valeurs de faux positifs et de faux négatifs proches de 0 indiquent donc des segmentations similaires.

Ces segmentations ont également été utilisées lors de l'étape de recalage. La similarité entre les segmentations déformées (celles du conduit occlus par le bouchon #1 et déformées lors du recalage non rigide) et les segmentations cibles (celles du conduit occlus par le bouchon #2) a été calculée avec les mêmes indices que précédemment. Les détails de la démarche de validation sont fournis dans Benacchio *et al.* (2018).

#### 4.5.2.3 Validation de la méthode sur les images du participant

La méthode proposée dans la section 4.5.2.1 a ensuite été appliquée au conduit auditif du participant afin de valider son utilisation sur un sujet humain. Pour cela, les images des conduits ouvert et occlus par quatre types de bouchons ont été utilisées. L'oreille droite du participant, ouverte et occluse par les bouchons présentés dans la section 4.1.1.3, est présentée sur la Figure 9.



**Figure 9.** Photographies de l'oreille droite du participant ouverte (a), et occluse par un bouchon en silicone moulé sur mesure (b), prémoulé (c), « presser pour ajuster » (d) et malléable (e).

Après avoir été recalées rigidement, les images IRM ont été utilisées pour estimer le champ de déplacement des parois du conduit du participant pour chaque cas d'occlusion. Pour cela, les images de l'oreille occluse servent d'images cibles et celles de l'oreille ouverte d'images sources. Les paramètres des recalages rigide et non rigide sont donnés dans les Tableau 4 et Tableau 5, respectivement.

Les transformations obtenues lors des recalages non rigides ont été utilisées pour calculer les champs de déplacement pour chaque bouchon. Ces résultats sont projetés sur la surface des conduits droit et gauche du participant.

**Tableau 4. Paramètres du recalage rigide**

|   |                        |
|---|------------------------|
| <b>Modèle de transformation</b>               | Rigide                 |
| <b>Métrique de similarité</b>                 | Informations mutuelles |
| <b>Seuil de convergence</b>                   | 1e-6                   |
| <b>Taille de fenêtre</b>                      | 10                     |
| <b>Nombre d'itérations maximum par niveau</b> | 100                    |
| <b>Facteur de troncature par niveau</b>       | 8                      |
| <b>Sigma de lissage Gaussien par niveau</b>   | 4                      |

**Tableau 5. Paramètres du recalage non rigide**

|   |                                       |
|---|---------------------------------------|
| <b>Modèle de transformation</b>               | Normalisation difféomorphe symétrique |
| <b>Métrique de similarité</b>                 | Corrélation croisée                   |
| <b>Rayon de la fenêtre</b>                    | 6                                     |
| <b>Seuil de convergence</b>                   | 1e-6                                  |
| <b>Taille de fenêtre</b>                      | 10                                    |
| <b>Nombre d'itérations maximum par niveau</b> | 100x100x100x100x100x100x100x40        |
| <b>Facteur de troncature par niveau</b>       | 10x8x6x5x4x3x2x1                      |
| <b>Sigma de lissage Gaussien par niveau</b>   | 10x8x6x5x4x3x2x1                      |

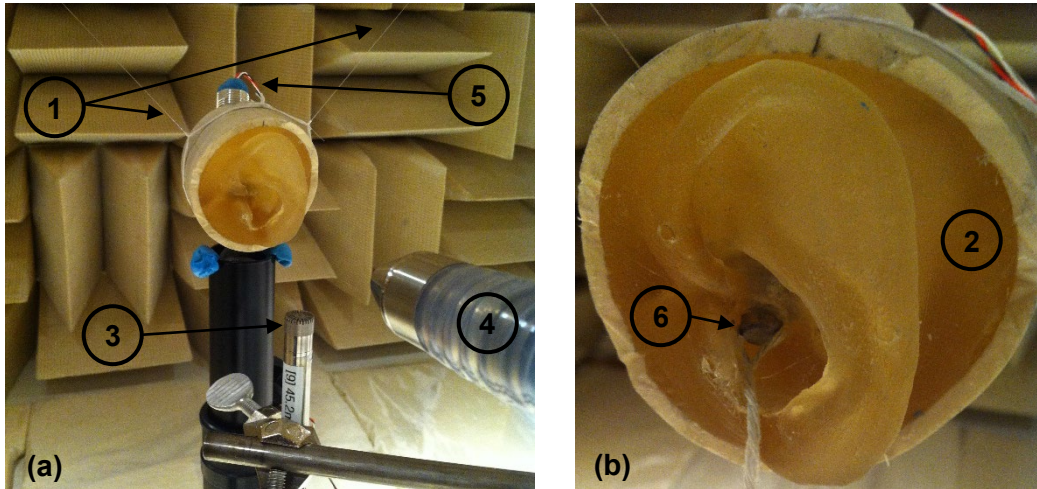
### 4.5.3 Évaluation expérimentale du comportement vibroacoustique de l'oreille ouverte et occluse

#### 4.5.3.1 Mesure de l'atténuation

Le montage expérimental de la mesure d'atténuation est présenté sur la Figure 10. L'oreille artificielle est suspendue par des élastiques et des fils de nylon au centre d'une chambre semi-anéchoïque dont le sol est recouvert de mousse absorbante pour simuler une condition mécanique de type libre et acoustique de type champ libre. Ces conditions sont choisies, car elles sont aisément reproductibles dans une modélisation numérique. L'excitation est réalisée par une source d'accélération volumique monopolaire à moyenne et haute fréquences Q-MHF, *Siemens Industry Software* (Plano, Texas, États-Unis d'Amérique), placée à 20 cm de l'entrée de l'oreille et diffusant un bruit blanc entre 20 Hz et 20 kHz. La pression dans le conduit est mesurée par un microphone quart-de-pouce multichamp *Brüel & Kjær* qui remplace le tympan. Un microphone de référence BSWA MPA 231, *BSWA Technology Co.* (Pékin, Chine) mesure la pression acoustique entre la source et l'entrée du conduit auditif. La pression acoustique au tympan est mesurée pour le conduit ouvert et occlus à plusieurs reprises pour s'assurer de la répétabilité des résultats. Le bouchon simplifié est inséré en utilisant du lubrifiant et, de la même manière pour chaque cas d'occlusion, pour obtenir la même profondeur d'insertion (Figure 10(b)).

Comme le spectre du signal d'excitation est le même dans les cas ouvert et occlus, la perte par insertion ( $IL$ ) est calculée à partir des niveaux de pression mesurés dans le conduit ouvert  $L_{p,ouvert}$  et occlus  $L_{p,occlus}$  telle que :

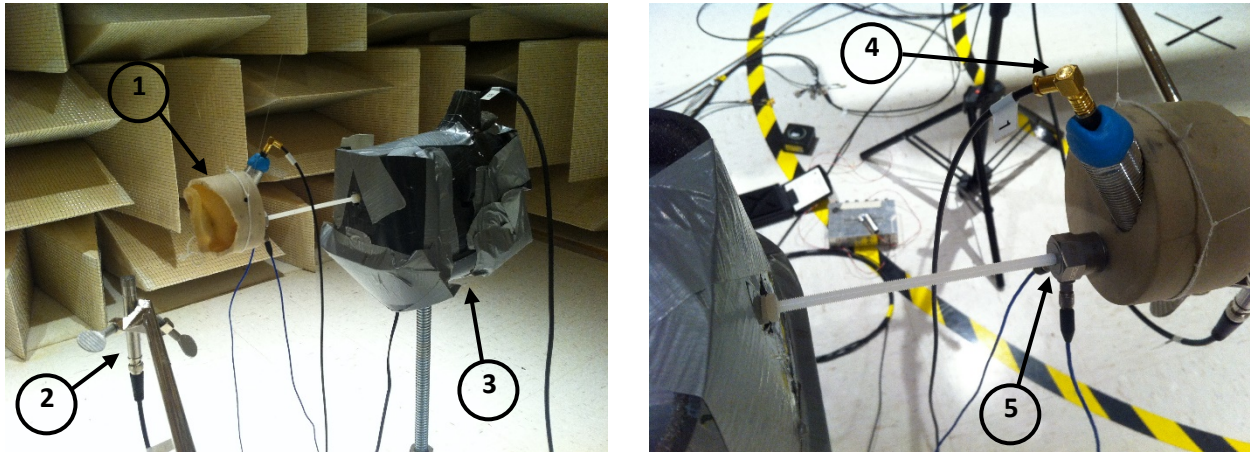
$$IL = L_{p,ouvert} - L_{p,occlus} \tag{12}$$



**Figure 10. (a) Montage expérimental de la mesure d'atténuation. (b) Exemple d'occlusion du conduit artificiel par le bouchon simplifié en acier. Les numéros indiquent respectivement (1) les fils de nylon utilisés pour suspendre, (2) le fantôme anatomique, (3) le microphone de référence, (4) la source monopolaire, (5) le microphone mesurant la pression à l'intérieur du conduit et (6) le bouchon simplifié en acier.**

#### 4.5.3.2 Mesure de l'effet d'occlusion

La mesure de l'effet d'occlusion se fait dans les mêmes conditions que pour la mesure d'atténuation sauf pour le système d'excitation. L'oreille artificielle est suspendue dans une chambre semi-anéchoïque par des élastiques et des fils de nylon. Un pot vibrant K2007E01 de *The Modal Shop Inc.* (Cincinnati, Ohio, États-Unis) est utilisé pour exciter l'oreille artificielle mécaniquement avec un bruit blanc entre 20 Hz et 9 kHz. Il est relié à l'arrière de l'oreille artificielle par une tige conçue pour exciter l'oreille artificielle transversalement sans risquer d'endommager le pot vibrant. Ce dernier est encoffré dans une couche de matériau massique et absorbant (barymat) pour limiter le bruit généré par le pot vibrant, qui pourrait perturber les mesures dans le conduit ouvert. Le niveau du bruit à l'extérieur de l'oreille est mesuré par un microphone de référence placé 10 cm en face de l'entrée du conduit. La force et l'accélération injectées à l'oreille par le pot vibrant sont mesurées par une tête d'impédance PCB Piezotronics 288D01, *PCB Piezotronics* (Halifax, Caroline du Nord, États-Unis). La pression acoustique à l'intérieur du conduit auditif et la pression acoustique au micro de référence sont mesurées par les mêmes microphones que pour la mesure de l'atténuation. Le montage expérimental pour la mesure de l'effet d'occlusion est présenté sur la Figure 11.



**Figure 11. Montage expérimental pour la mesure de l'effet d'occlusion. Les numéros montrent respectivement (1) l'oreille artificielle, (2) le microphone de référence, (3) le pot vibrant encoffré, (4) le microphone mesurant la pression à l'intérieur du conduit et (5) la tête d'impédance utilisée pour mesurer la force et l'accélération imposées à l'oreille artificielle.**

Comme le spectre du signal d'excitation est le même dans les cas ouvert et occlus, l'effet d'occlusion ( $EO$ ) est calculé à partir des niveaux de pression mesurés dans le conduit ouvert  $L_{p,ouvert}$  et occlus  $L_{p,occlus}$ , tel que :

$$EO = L_{p,occlus} - L_{p,ouvert} \quad (13)$$

#### **4.5.4 Évaluation du modèle numérique « vibroacoustique »**

Le modèle numérique est évalué en comparant les simulations de ces conditions d'expérience avec les mesures effectuées en chambre semi-anéchoïque. La mise en place du modèle pour respecter ces conditions est décrite dans la section 4.4.



## 5. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Les résultats sont présentés ici dans le même ordre que dans la section méthodologie.

### 5.1 Élaboration d'un modèle 3D géométrique de l'oreille d'un participant

#### 5.1.1 Imagerie des oreilles du participant

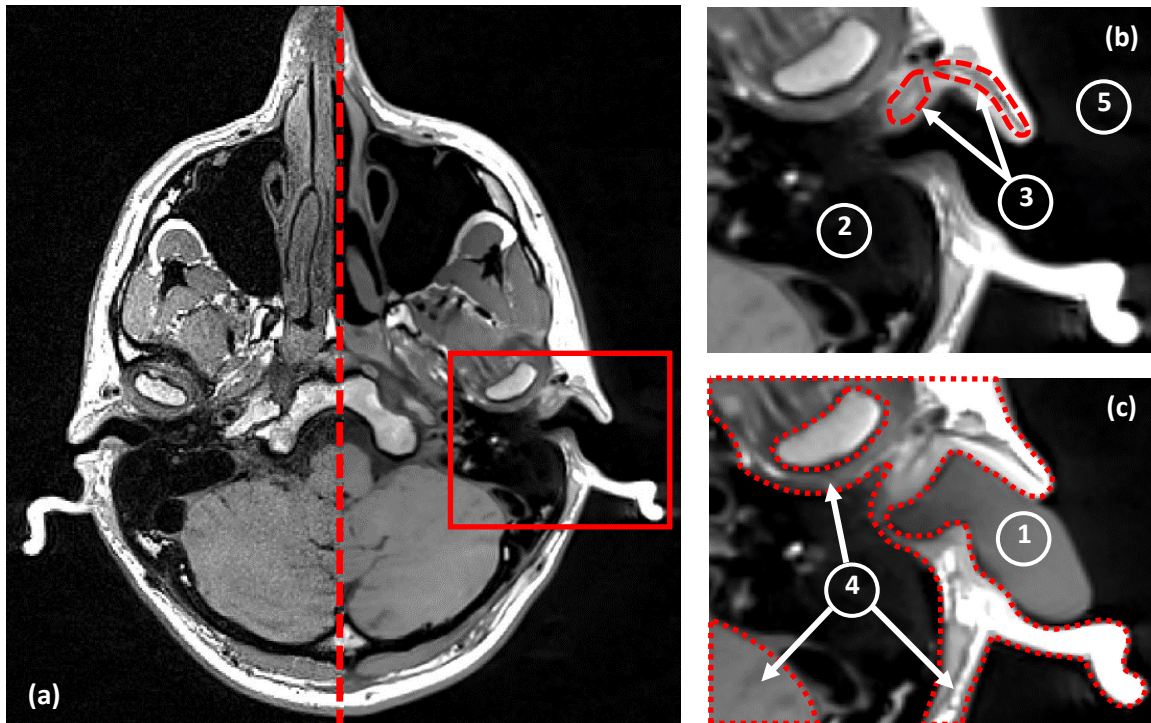
##### 5.1.1.1 Niveaux de bruit dans l'appareil d'IRM utilisant la séquence « calme »

Les résultats des mesures de pression acoustique dans l'appareil d'IRM sont présentés à l'ANNEXE C. Les niveaux globaux pour les séquences « classique » et « calme » sont respectivement de 96 et 91 dBA. Ces deux séquences de 9 minutes et 5 secondes peuvent donc être utilisées pour imager les oreilles du participant en respectant la directive européenne. La séquence « calme » est choisie puisqu'elle assure les conditions les plus confortables pour le participant, sans dégrader le contraste et la résolution des images.

##### 5.1.1.2 Images obtenues grâce à la séquence adaptée

Un exemple d'images issues de la séquence présentée dans la section 4.1.1.1 est donné sur la Figure 12. Ces images correspondent à une coupe axiale de la tête du participant. La partie gauche de la Figure 12(a) correspond à l'image obtenue sans traitement dont la résolution est de 0,6 mm x 0,6 mm x 0,6 mm. La partie droite correspond à l'image obtenue après l'utilisation d'un filtre de débruitage par « patchs » et d'un sous-échantillonnage à une résolution de 0,06 mm x 0,06 mm x 0,06 mm afin de lisser les images et d'en faciliter la segmentation. La résolution et le contraste de ces images permettent clairement d'identifier la géométrie du conduit auditif ainsi que les tissus l'environnant. La Figure 12(b) correspond à la zone encadrée en rouge sur la Figure 12(a). La Figure 12(c) correspond à la même zone, mais lorsque les oreilles du participant sont occluses par les bouchons moulés sur mesure, présentés sur la Figure 2(a).

Sur ces images, les zones ciblées par des numéros donnent des exemples de régions correspondant (1) au bouchon, (2) à l'os, (3) au cartilage, (4) aux tissus mous et (5) à l'air. À noter que le contraste de ces images peut être ajusté afin de visualiser plus ou moins facilement certaines régions. Ainsi sur cet exemple, les tissus mous et la partie osseuse sont clairement identifiables, car un fort contraste est imposé entre ces deux tissus, rendant plus difficile la visualisation du cartilage.



**Figure 12.** (a) Coupe axiale de la tête du participant (gauche) sans et (droite) avec l'utilisation d'un filtre de débruitage par « patches » pour lisser les images. La ligne rouge pointillée indique la séparation entre la partie filtrée ou non de l'image. (b) Zoom correspondant au rectangle rouge de la Figure 12(a) et (c) partie correspondante de la tête du participant dont les oreilles sont occluses par des bouchons moulés sur mesures. Les numéros correspondent aux régions (1) du bouchon, (2) d'os temporal, (3) de cartilage (tirets rouges), (4) de tissus mous (pointillées rouges) et (5) de l'air.

## 5.1.2 Reconstruction de la géométrie de l'oreille

### 5.1.2.1 Segmentation et conversion en surface volumique

La Figure 13(a) montre la moitié gauche d'une coupe axiale de la tête du sujet dont le contraste a été volontairement diminué pour faciliter la visualisation des masques obtenus après segmentation de l'oreille.

La Figure 13(b) et la Figure 13(c) présentent le modèle 3D reconstruit à partir de la segmentation de l'oreille gauche du participant. Ce modèle est constitué de l'os temporal en rouge, des tissus mous en jaune, du cartilage en bleu, du bouchon en vert et de l'intérieur du conduit auditif en orange. Ce dernier se termine dans l'os temporal et l'oreille moyenne n'est pas reconstruite puisque la résolution des images ne le permet pas. Ce modèle est ensuite ajusté pour créer l'oreille artificielle.



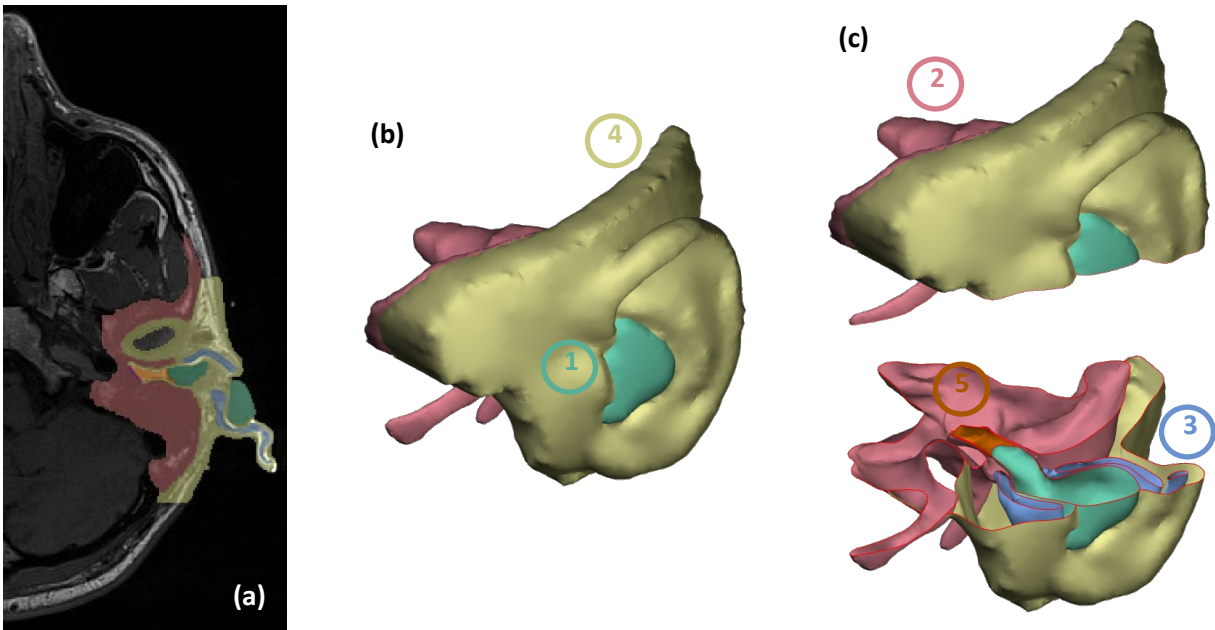


Figure 13. (a) Moitié gauche d'une coupe axiale de la tête du participant dont l'oreille a été segmentée. Les masques vert, rouge, bleu, jaune et orange correspondent respectivement (1) au bouchon, (2) à la partie osseuse, (3) au cartilage, (4) aux tissus mous et (5) à l'air à l'intérieur du conduit. (b) Modèle 3D reconstruit à partir de la segmentation de l'oreille et (c) coupe axiale du modèle. Les couleurs de chaque partie du modèle correspondent aux couleurs des masques de la Figure 13(a).

#### 5.1.2.2 Ajustement du modèle

Le modèle 3D de l'oreille artificielle adapté et réparé sous *Polyworks* à partir du modèle exporté depuis *MIMICS* est présenté sur la Figure 14.

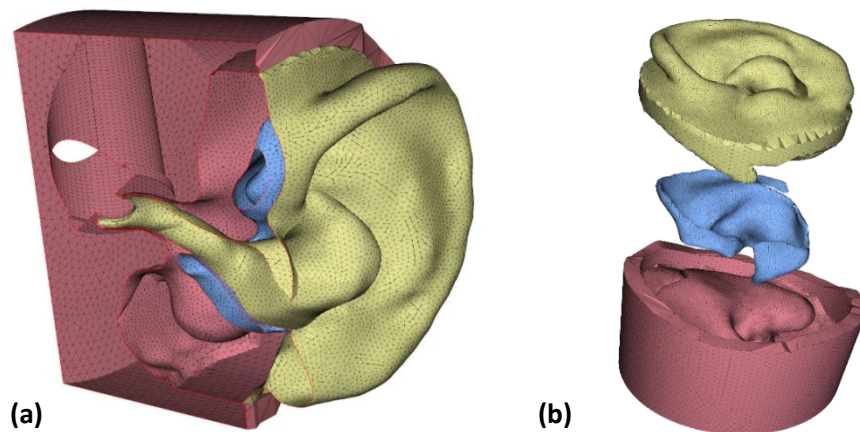


Figure 14. a) Coupe et (b) vue éclatée du modèle 3D de l'oreille artificielle avec en rouge la partie osseuse, en bleu le cartilage et en jaune les tissus mous.

Ce modèle contient la partie osseuse en rouge, le cartilage en bleu et les tissus mous en jaune. La partie osseuse a été modifiée par rapport au modèle de la Figure 13(b). Elle a été fusionnée avec un cylindre de 8 cm de diamètre qui permet de rendre l'oreille artificielle plus ergonomique et d'en rigidifier les bords. La Figure 14(a) permet de voir la cavité qui permet d'insérer le tympan artificiel à l'arrière de l'oreille artificielle et qui est connecté au fond du conduit par une ouverture circulaire. Ce modèle est ensuite envoyé chez *True Phantom Solutions* pour fabrication.

## 5.2 Fabrication du fantôme anatomique de l'oreille

### 5.2.1 Propriétés des matériaux synthétiques

Les propriétés des matériaux synthétiques utilisés pour fabriquer les oreilles artificielles et caractérisées expérimentalement sont données dans le Tableau 6. Ces grandeurs sont utilisées dans la suite, notamment lors des simulations numériques. Les grandeurs qui n'ont pas pu être caractérisées sont tirées de la littérature. Le détail des mesures est donné dans l'ANNEXE A.

**Tableau 6. Résumé des propriétés obtenues par la caractérisation des matériaux. Les données manquantes (italique grisé) sont tirées de la littérature**

| Type de tissu     | $E$<br>[kPa] | $\eta$<br>[ ] | $\nu$<br>[ ] | $\rho$<br>[kg.m <sup>-3</sup> ] |
|-------------------|--------------|---------------|--------------|---------------------------------|
| Tissus mous (OA1) | 259          | 0,075         | 0,43         | 1008                            |
| Tissus mous (OA2) | 203          | 0,045         | 0,28         | 1007                            |
| Cartilage (OA1)   | 2676         | <i>0,05</i>   | <i>0,26</i>  | 1141                            |
| Cartilage (OA2)   | 1647         | <i>0,05</i>   | <i>0,26</i>  | 1075                            |
| Os (OA1 et OA2)   | 13,6e6       | <i>0,1</i>    | <i>0,31</i>  | 2267                            |

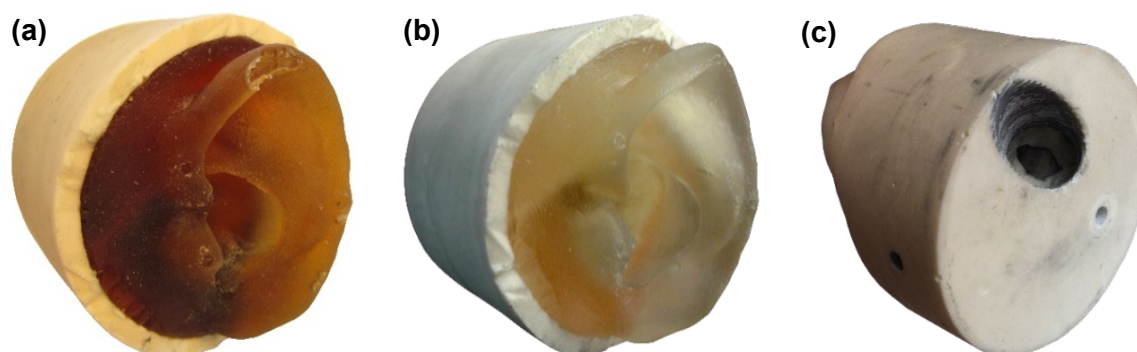
Les facteurs de perte des cartilages et de l'os sont choisis d'après Brummund *et al.* (2014). Les coefficients de Poisson des cartilages sont issus de Grellmann *et al.* (2006) et le coefficient de Poisson de l'os est issu de Abid, Pereira, Fernandes et Belanger (2017). Il est pertinent de préciser que les ordres de grandeur des propriétés mesurées sont en accord avec ceux de la littérature.

### 5.2.2 Fabrication des oreilles

Les deux oreilles artificielles fabriquées par l'entreprise *True Phantom Solutions* sont présentées sur la Figure 15. Les propriétés des matériaux de ces deux versions d'oreilles sont données dans le Tableau 6. La deuxième oreille artificielle possède un trou cylindrique circulaire montré sur la Figure 15(c) permettant d'y insérer le tympan artificiel alors que le fond du conduit de la première oreille est clos.

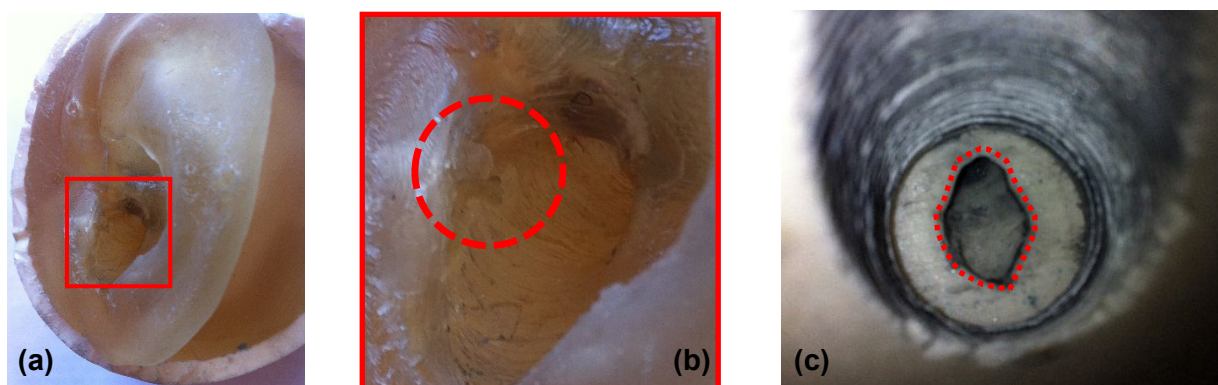
La géométrie de ces deux oreilles doit encore être validée afin de s'assurer que les spécifications du modèle ont bien été respectées par le fabricant. Cependant, des défauts sont visibles sur les oreilles livrées. L'état de surface des tissus mous n'est pas lisse. Ce détail, indiqué sur la Figure 16(b) par le cercle rouge pointillé, paraît anecdotique, mais il possède son

importance. Lors des mesures acoustiques, des bouchons sont insérés et retirés à maintes reprises dans le conduit artificiel. Un état de surface non lisse, combiné au fait que certaines zones de tissus mous recouvrant le cartilage soient très fines, entraîne la détérioration de ces régions même avec l'utilisation de lubrifiant. À terme, cela facilite la création de fuites acoustiques qui sont difficilement contrôlables lors des mesures.



**Figure 15. (a) Première (OA1) et (b) deuxième (OA2) oreille artificielle de face et (c) deuxième oreille de dos montrant la cavité dédiée au tympan artificiel.**

Un second défaut à noter est l'absence de tissus mous au fond du conduit. L'épaisseur de la peau recouvrant la partie osseuse dans cette zone étant très fine (environ 0,2 mm), la précision de l'étape de moulage ne permet pas d'obtenir le résultat attendu. Le fond du conduit n'a donc pas de couche de tissus mous comme c'est le cas dans le modèle 3D. Enfin, l'épaisseur des parois délimitant le trou circulaire dédié au tympan artificiel n'est pas suffisante pour permettre de mouler cette géométrie. L'ouverture obtenue a donc une forme ellipsoïdale comme cela est montré sur la Figure 16(c).



**Figure 16. Défauts observés sur les oreilles artificielles. (a) Dégradation des tissus mous du conduit due à une épaisseur trop fine et à un état de surface irrégulier. (b) Zoom sur la zone de la figure (a) encadrée en rouge. Le cercle rouge pointillé indique la zone abîmée du conduit. (c) Cavité devant accueillir le tympan artificiel. La section faisant la jonction avec le fond du conduit auditif et délimitée par les pointillés rouges possède une forme ellipsoïdale au lieu de circulaire. Il est également possible de constater sur cette image qu'il n'y a pas de couche de tissus mous au fond du conduit.**

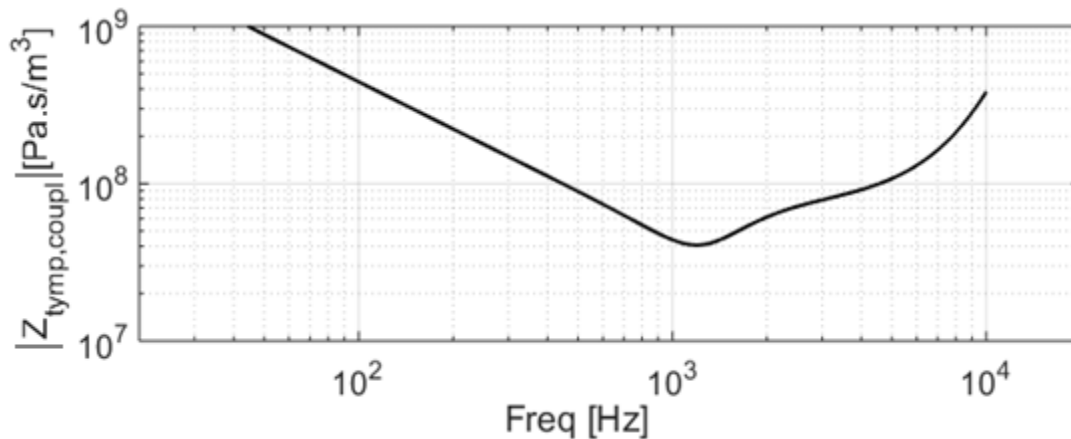
Pour pallier ces défauts, les solutions suivantes pourraient être envisagées, ultérieurement :

- l'état de surface des tissus mous pourrait être amélioré en ajoutant une étape de vernissage des pièces imprimées en 3D lors du processus de fabrication détaillé dans la section 4.2.2;
- la partie cartilagineuse pourrait être lissée dans les régions fragiles pour éviter les épaisseurs de tissus mous trop faibles;
- l'épaisseur des tissus mous pourrait être légèrement augmentée dans le fond du conduit;
- l'épaisseur des parois osseuse délimitant le trou circulaire destiné au tympan artificiel pourrait être augmentée pour rendre possible leur fabrication lors du moulage

### 5.3 Conception du tympan artificiel

#### 5.3.1 Impédance cible

Le module de l'impédance cible calculée dans la section 4.3.1 est donné sur la Figure 17.



**Figure 17. Module de l'impédance cible  $Z_{\text{tymp,coupl}}$  calculée à partir de l'impédance totale du coupleur GRAS.**

L'allure du module de cette impédance doit être comparée aux allures illustrées sur la Figure 6 du brevet de tympan artificiel déposé par Johansen et Jonsson (2016). Dans ce dernier, une impédance de tympan moyenne est présentée dont les valeurs sont proches de l'impédance obtenue par la méthode détaillée dans la section 4.3.1 à partir du coupleur GRAS. Cette dernière sert donc de cible pour l'étape d'optimisation des paramètres des résonateurs de Helmholtz du tympan artificiel.

### 5.3.2 Optimisation des paramètres du modèle pour correspondre à l'impédance cible

Les paramètres du tympan artificiel sont optimisés pour que son impédance  $Z_{tympan,art}$ , donnée par l'Équation (6), corresponde à l'impédance tympanique cible  $Z_{tympan,coupl}$ , calculée par l'Équation (7). Pour cela, un algorithme d'optimisation est utilisé afin de choisir les dimensions des résonateurs de Helmholtz et les propriétés des matériaux absorbants. Les paramètres  $p$  à optimiser sont :

- les longueurs et les diamètres des cols :  $l_{col,1}$ ,  $d_{col,1}$ ,  $l_{col,2}$  et  $d_{col,2}$
- la profondeur des cavités :  $l_{cavité,1}$  et  $l_{cavité,2}$
- le rapport des sections des cols et des cavités :  $S_{i,1}$  et  $S_{i,2}$
- la résistance au passage de l'air des matériaux absorbants :  $\sigma_1$  et  $\sigma_2$

À noter que le diamètre des cavités n'est pas optimisé directement, mais plutôt par l'intermédiaire des rapports de section  $S_i$  qui permettent de s'assurer que les sections des cavités restent toujours plus grandes que celles des cols lors de l'optimisation. On se fixe ici un rapport de sections minimum de  $\frac{1}{4}$  correspondant à un rapport de diamètre de  $\frac{1}{2}$ . Pour des questions d'encombrement, la valeur maximale de ce rapport est arbitrairement limitée à  $1/10$ .

L'optimisation du modèle se fait donc sur huit paramètres à l'aide de l'algorithme d'optimisation « Isqcurvefit<sup>5</sup> », implémenté dans le logiciel *Matlab*, *Mathworks* (Natick, MA, États-Unis) et basé sur une méthode des moindres carrés non linéaire. Cet algorithme permet de trouver les paramètres  $p$  pour résoudre le problème donné par :

$$\begin{aligned} \min_p \|Z_{tympan,art}(p) - Z_{tympan,coupl}\|_2^2 \\ = \min_p \sum_f \left[ \text{Re}(Z_{tympan,art}(p, f) - Z_{tympan,coupl}(p, f))^2 \right. \\ \left. + \text{Im}(Z_{tympan,art}(p, f) - Z_{tympan,coupl}(p, f))^2 \right] \end{aligned} \quad (14)$$

Comme les impédances tympaniques sont complexes, l'algorithme optimise les paramètres du problème (14) en le décomposant en une partie réelle et une partie imaginaire constituant une fonction vectorielle. Pour assurer que le tympan artificiel soit physiquement réalisable, des bornes données dans le Tableau 7 sont attribuées à chacun des huit paramètres à optimiser.

Afin d'éviter que l'algorithme ne tombe dans un minimum local lors du calcul des moindres carrés, l'algorithme « MultiStart » de *Matlab* permet d'exécuter l'optimisation avec différentes conditions initiales.

<sup>5</sup> <https://www.mathworks.com/help/optim/ug/Isqcurvefit.html>

L'optimisation du modèle de tympan artificiel donné par l'Équation (6), répondant au Problème (14) sous les contraintes données dans le Tableau 7 donne, pour les résonateurs 1 et 2, les paramètres  $p_{optim}$  du Tableau 8.

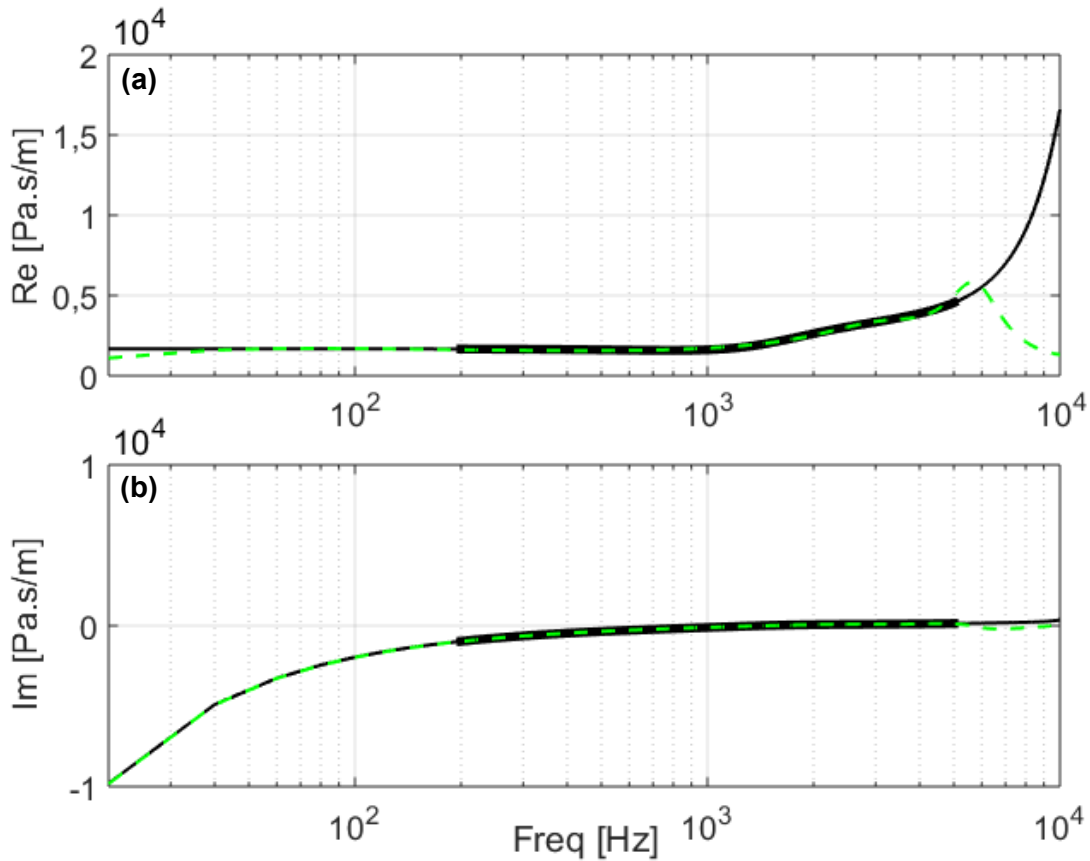
**Tableau 7. Bornes minimum et maximum fixées pour chaque paramètre à optimiser de l'Équation (5)**

| Paramètre   | Unité                  | Borne minimale | Borne maximale |
|-------------|------------------------|----------------|----------------|
| $l_{col,1}$ | [m]                    | 0,001          | 0,1            |
| $d_{col,1}$ | [m]                    | 0,001          | 0,1            |
| $l_{cav,1}$ | [m]                    | 0,001          | 0,1            |
| $S_{i,1}$   | [ ]                    | ¼              | 1/10           |
| $\sigma_1$  | [N.s.m <sup>-4</sup> ] | 0              | 40 000         |
| $l_{col,2}$ | [m]                    | 0,001          | 0,1            |
| $d_{col,2}$ | [m]                    | 0,001          | 0,1            |
| $l_{cav,2}$ | [m]                    | 0,001          | 0,1            |
| $S_{i,2}$   | [ ]                    | ¼              | 1/10           |
| $\sigma_2$  | [N.s.m <sup>-4</sup> ] | 0              | 40 000         |

**Tableau 8. Paramètres des résonateurs 1 et 2 du tympan artificiel obtenus grâce à l'optimisation**

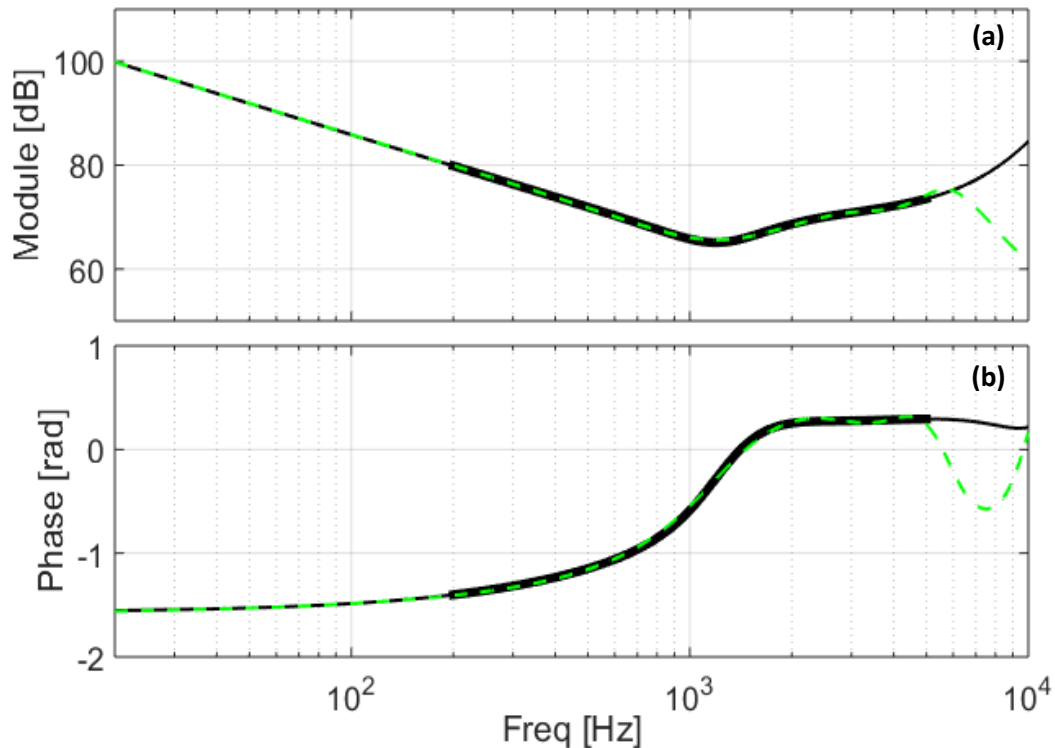
| Paramètre                                 | Résonateur #1 | Résonateur #2 |
|---|---------------|---------------|
| $l_{col,i,optim}$ [mm]                    | 1             | 7,4           |
| $d_{col,i,optim}$ [mm]                    | 1,7           | 2,1           |
| $l_{cav,i,optim}$ [mm]                    | 4,8           | 33,9          |
| $d_{cav,i,optim}$ [mm]                    | 3,5           | 6,2           |
| $\sigma_{i,optim}$ [N.s.m <sup>-4</sup> ] | 39 986        | 31795         |

Les grandeurs  $d_{cav,1,optim}$  et  $d_{cav,2,optim}$  ne sont pas directement optimisées; elles sont plutôt calculées à partir de l'optimisation des grandeurs  $S_{i,1}$  et  $S_{i,2}$ . La Figure 18 présente les parties réelle et imaginaire de l'impédance cible et de l'impédance du tympan artificiel dont les dimensions ont été optimisées.



**Figure 18. (a) Parties réelle et (b) imaginaire de l'impédance cible (—), présentée sur la Figure 17 et de l'impédance du tympan artificiel (---), optimisée à partir du modèle présenté dans la section 4.3. La partie en surépaisseur de l'impédance cible indique la bande de fréquences sur laquelle est effectuée l'optimisation soit, ici, de 200 Hz à 5 kHz.**

Comme il s'avère difficile de reproduire l'impédance cible sur toute la bande de fréquences audibles en utilisant seulement deux résonateurs dont les dimensions sont sujettes aux bornes fixées dans le Tableau 7, seule une bande de fréquences allant de 200 Hz à 5 kHz sert de base pour l'optimisation. L'impédance obtenue correspond finalement à l'impédance cible sur une bande de fréquences allant de 20 Hz à 5 kHz comme le montrent les Figure 18(a) et (b). Après 5 kHz, la partie réelle de l'impédance du tympan artificielle chute alors que celle de la cible augmente. Cette caractéristique est également visible sur la Figure 19 qui donne le module et la phase des impédances cible et optimisée.



**Figure 19. (a) Module et (b) phase de l'impédance cible (—), présentée sur la Figure 17 et de l'impédance du tympan artificiel (- - -), optimisée à partir du modèle présenté dans la section 4.3. La partie en surépaisseur de l'impédance cible indique la bande de fréquences sur laquelle est effectuée l'optimisation soit, ici, de 200 Hz à 5 kHz.**

D'après l'optimisation, les cavités des résonateurs devront être remplies de matériaux absorbants possédant des résistances au passage de l'air de l'ordre de  $35\,000\text{ N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-4}$ . Les dimensions de ces résonateurs sont dans les bornes imposées lors de l'optimisation. Cependant, les valeurs données dans le Tableau 8 sont difficilement réalisables physiquement en conservant une précision au dixième de millimètre; elles sont donc arrondies au millimètre sans que cela n'impacte de façon notable les résultats.



### 5.3.3 Spécifications de l'équipement pour la réalisation pratique du tympan artificiel

Des spécifications pour une réalisation pratique du tympan artificiel sont données dans cette section. Afin de les illustrer, un modèle numérique 3D du tympan artificiel est conçu à partir des dimensions trouvées lors du processus d'optimisation et représenté sur la Figure 20(a).

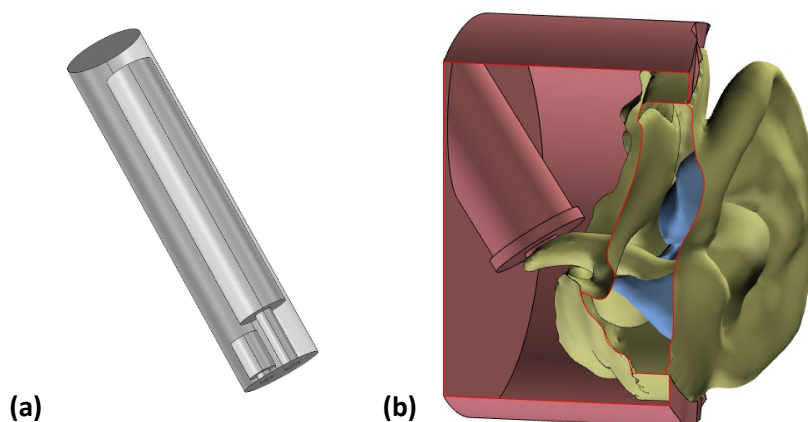


Figure 20. (a) Modèle numérique 3D du tympan artificiel et (b) modèle de l'oreille artificielle adaptée pour accueillir l'insert du tympan artificiel.

Ce tympan artificiel doit être inséré dans l'oreille artificielle par une ouverture reliant le fond du conduit à l'arrière de l'oreille montrée sur la Figure 20(b). La section reliant le tympan artificiel au fond du conduit est de forme circulaire. Lors des mesures d'effet d'occlusion, il est possible que les parois du tympan artificiel transmettent les vibrations aux résonateurs de Helmholtz. Une attention particulière devra être apportée au choix du matériau utilisé pour fabriquer le tympan artificiel afin de minimiser cette possibilité. Une autre solution est de découpler le tympan artificiel de l'oreille artificielle.

## 5.4 Évaluation de l'oreille artificielle et des modèles numériques correspondants

Cette partie présente les résultats de l'évaluation de l'oreille artificielle. La géométrie du fantôme anatomique est d'abord comparée à celle du modèle 3D. La méthode d'estimation des champs de déplacement des parois du conduit est validée sur l'oreille artificielle et sur le participant. Enfin, les résultats des mesures et des simulations de l'atténuation et de l'effet d'occlusion dus à un bouchon simplifié en acier sont présentés.

### 5.4.1 Validation de la géométrie du fantôme anatomique de l'oreille

Les cartographies des distances entre le modèle et le fantôme anatomique de l'oreille, calculées pour chaque partie de la première version de l'oreille artificielle, sont données sur la Figure 21. Les résultats moyens de ces calculs de distance sont donnés dans le Tableau 9.

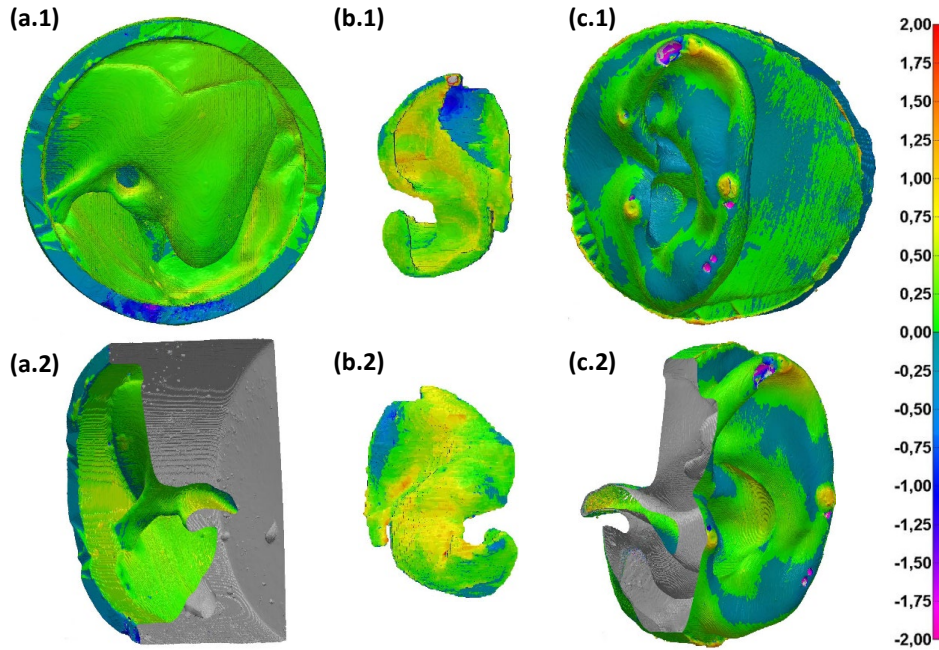


Figure 21. Cartographies des distances calculées entre le modèle et le fantôme anatomique de la première oreille artificielle (OA1) projetés sur (a) la partie osseuse, (b) le cartilage et (c) les tissus mous. Première ligne : vue de face. Seconde ligne : (a.2) coupe de la partie osseuse, (b.2) verso de la partie cartilagineuse, (c.2) coupe des tissus mous. L'échelle de couleur donne la distance calculée en millimètre.

Tableau 9. Moyennes et écarts types de la distance calculée entre le modèle et le fantôme anatomique de la première oreille artificielle

| Tissu       | Signe   | Nombre de points | Distance moyenne [mm] | Écart type [mm] | % de points dans 1 écart type | % de points dans 2 écarts types |
|-------------|---------|------------------|-----------------------|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|
| Os          | Positif | 218 602          | 0,269                 | 0,202           | 82,956                        | 97,409                          |
|             | Négatif | 92 366           | -0,274                | 0,379           | 88,804                        | 93,557                          |
|             | Total   | 31 0968          | 0,108                 | 0,364           | 84,113                        | 95,384                          |
| Cartilage   | Positif | 146 761          | 0,220                 | 0,223           | 90,314                        | 95,937                          |
|             | Négatif | 125 601          | -0,204                | 0,282           | 92,705                        | 95,500                          |
|             | Total   | 272 362          | 0,025                 | 0,329           | 84,399                        | 95,364                          |
| Tissus mous | Positif | 50 005           | 0,435                 | 0,254           | 65,753                        | 97,518                          |
|             | Négatif | 7 323            | -0,276                | 0,319           | 86,413                        | 94,319                          |
|             | Total   | 57 328           | 0,344                 | 0,354           | 74,014                        | 96,021                          |

Pour chaque partie de l'oreille artificielle, ce tableau donne les distances moyennes positives ( $D_{positif}$ ) et négatives ( $D_{négatif}$ ) ainsi que la distance totale ( $D_{total}$ ) calculée, telle que,

$$D_{total} = \frac{Nb_{positif}}{Nb_{total}} \times D_{positif} - \frac{Nb_{négatif}}{Nb_{total}} \times D_{négatif} \quad (15)$$

Les distances moyennes positives et négatives pour les parties osseuse et cartilagineuse sont de l'ordre de 0,2 mm. Comme les écarts types correspondants sont du même ordre de grandeur, il est important de noter que plus de 90 % des points de la surface du fantôme anatomique sont dans 2 fois l'écart type soit à moins de 1 mm de la surface de référence. La distance moyenne calculée pour la partie cartilagineuse est un peu plus élevée, de l'ordre de 0,3 mm. L'écart type correspondant étant du même ordre de grandeur et 90 % des points étant dans 2 fois cet écart type, la majorité de ces points est à moins de 1,5 mm de la surface de référence donnée par le modèle de l'oreille. Ces résultats montrent que le fantôme anatomique respecte assez bien les géométries de l'oreille artificielle données par le modèle même si certains défauts, visibles en rouge et magenta sur la Figure 21 augmentent les valeurs des écarts types calculés.

Cette étape de validation n'a été réalisée que sur la première version de l'oreille artificielle, car la deuxième a été fabriquée de la même manière. Ces résultats sont donc considérés valides pour toutes les parties que la seconde version de l'oreille artificielle a en commun avec la première. Seule la qualité de la cavité arrière de la seconde version de l'oreille artificielle n'a pas été contrôlée par des calculs de distances. Il est également important de noter qu'une attention particulière devra être apportée à la validation de la géométrie des futures oreilles artificielles par rapport aux modèles 3D correspondant, si ces derniers ont pour vocation d'être utilisés pour l'étude des déformations du conduit dues aux protecteurs auditifs. En effet, les résultats de la section 5.4.2.2 montrent que certains bouchons imposent des déplacements de l'ordre du millimètre aux parois du conduit. Si la précision des fantômes anatomiques est du même ordre de grandeur, il pourrait être difficile de s'assurer que la comparaison des déplacements observés et simulés à l'aide du modèle correspondant soit pertinente.

## **5.4.2 Estimation du champ de déplacement des parois du conduit dû à l'insertion d'un bouchon d'oreille**

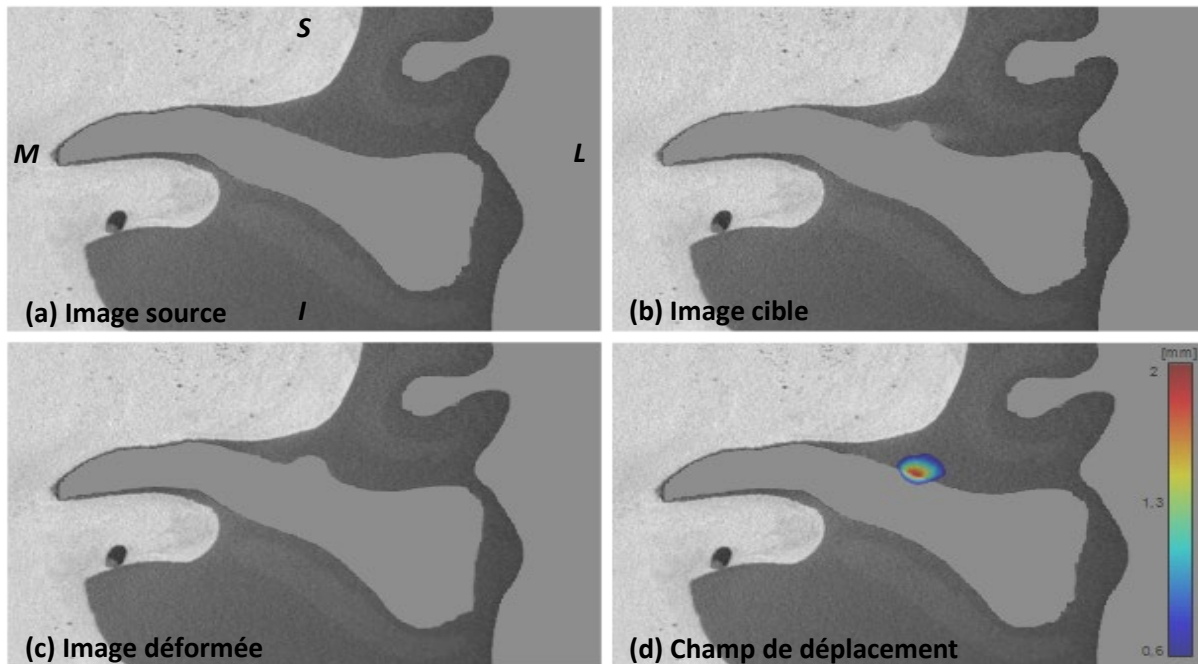
### **5.4.2.1 Validation de la méthode sur l'oreille artificielle**

La méthode d'estimation des déplacements des parois du conduit dus à l'insertion de bouchons d'oreille est validée dans cette section en étudiant la précision et l'exactitude des étapes de segmentation et de recalage. Pour cela, l'oreille artificielle est occluse par des bouchons dont la géométrie est contrôlée et la méthode est appliquée successivement par trois opérateurs appelés Op#1, Op#2 et Op#3.

### 5.4.2.1.1 Segmentation

#### Exactitude

L'exactitude de l'étape de segmentation a été qualitativement validée en superposant les segmentations réalisées par chaque opérateur aux images de l'oreille artificielle. Un exemple de segmentation réalisée par l'opérateur #1 est donné sur la Figure 22.



**Figure 22.** Vue coronale du conduit auditif de l'oreille artificielle segmenté par l'opérateur #1 pour (a) l'image source et (b) l'image cible. (c) Image source déformée pour correspondre à l'image cible. (d) Champ de déplacement calculé lors de l'étape de recalage et projeté en surimpression sur l'image cible. Les lettres sur l'image (a) correspondent aux directions anatomiques avec S, I, M et L désignant respectivement supérieur, inférieur, médial et latéral.

L'étape de segmentation a été évaluée qualitativement en superposant les segmentations des trois opérateurs aux images de l'oreille artificielle. Cette étape est considérée comme validée puisque tous les masques sont proches de la géométrie réelle du conduit de l'oreille artificielle (données non montrées).

#### Précision

La précision de l'étape de segmentation a été validée en calculant les indices de similarité entre les segmentations de chaque opérateur. Le Tableau 10 donne les valeurs moyennes et les écarts types de ces calculs. L'étape de segmentation est considérée comme précise puisque les indices de Dice calculés entre les segmentations de chaque opérateur sont proches de 1 et les faux positifs et faux négatifs correspondants proches de 0.

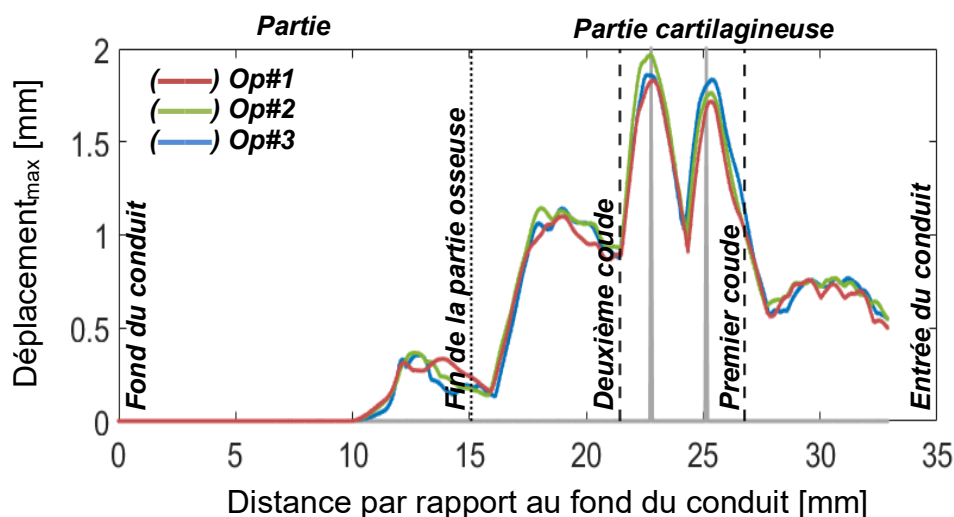
**Tableau 10. Indices de similarité moyens calculés entre les segmentations de chaque opérateur**

|                | Moyenne | Écart type |
|----------------|---------|------------|
| Indice de Dice | 0,994   | 0,001      |
| Faux positifs  | 0,004   | 0,001      |
| Faux négatifs  | 0,008   | 0,002      |

### 5.4.2.1.2 Recalage

La Figure 22 donne un exemple de résultats du recalage non rigide avec (a) l'image source, (b) l'image cible, (c) l'image source déformée pour correspondre à l'image cible et (d) la projection du champ de déplacement calculé par le recalage non rigide sur l'image source. Cette image montre que la géométrie du conduit de l'image déformée est très proche de celle de l'image cible. Le recalage semble donc bien estimer les déplacements du conduit auditif et l'amplitude maximale de ce déplacement est d'environ 2 mm, d'après la Figure 22 (d).

La Figure 23 présente le déplacement maximum calculé le long du conduit auditif en utilisant les segmentations de chaque opérateur.



**Figure 23. Déplacement maximum le long du conduit obtenu par la méthode de recalage en utilisant les segmentations de l'opérateur #1 (rouge), #2 (vert) et #3 (bleu).**

La distance 0 correspond au fond du conduit auditif et les lignes verticales grises correspondent aux positions des billes identifiées manuellement sur l'image cible. Les lignes verticales en tirets et en pointillé correspondent approximativement au premier et au deuxième coude du conduit de l'oreille artificielle et à la jonction entre ses parties osseuse et cartilagineuse.

Les droites verticales grises correspondent à la position des billes identifiées manuellement sur l'image de l'oreille occluse par le bouchon sur lequel étaient collées les billes (images cibles). Ces courbes permettent de vérifier que le recalage non rigide localise le maximum de déplacement aux positions correspondant aux billes et d'estimer l'amplitude de ce déplacement correspondant théoriquement au diamètre des billes (1,9 mm).

### Exactitude

L'exactitude du recalage non rigide est quantitativement évaluée en comparant les positions et les valeurs de déplacement obtenues par recalage avec les positions et les déplacements de références manuellement identifiés sur les images de l'oreille artificielle. Ces valeurs de références ainsi que celles calculées lors du recalage non rigide sont données dans le Tableau 11.

**Tableau 11. Positions et diamètres moyens des billes #1 et #2 calculés avec le recalage non rigide à partir des segmentations de chaque opérateur**

|               |          | Référence | Recalage |            |
|---------------|----------|-----------|----------|------------|
|               |          |           | Moyenne  | Écart type |
| Position [mm] | Bille #1 | 25,1      | 25,4     | 0,1        |
|               | Bille #2 | 22,8      | 22,6     | 0,1        |
| Diamètre [mm] | Bille #1 | 1,9       | 1,8      | 0,1        |
|               | Bille #2 | 1,9       | 1,9      | 0,1        |

L'étape de recalage non rigide est considérée comme exacte, car les segmentations réalisées par chaque opérateur permettent toutes de calculer les positions et les diamètres des billes #1 et #2.

### Précision

La précision de l'étape de recalage non rigide est évaluée en calculant les indices de similarité entre les segmentations déformées obtenues à la suite du recalage non rigide, en appliquant la transformation calculée aux segmentations réalisées par chaque opérateur. Ces indices de similarité sont donnés dans le Tableau 12.

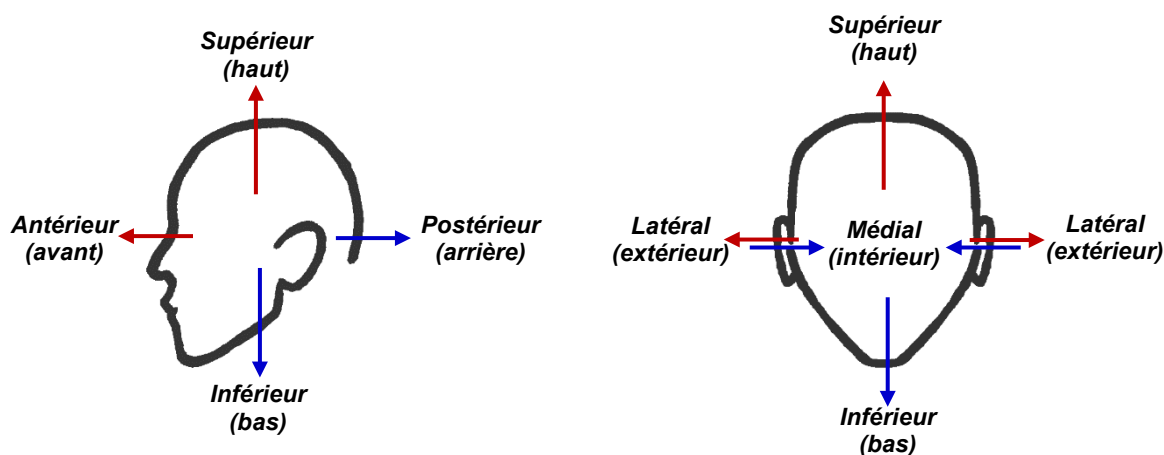
**Tableau 12. Indices de similarité moyens calculés entre les segmentations de chaque opérateur, déformées à la suite du recalage non rigide**

|                | Moyenne | Écart type |
|----------------|---------|------------|
| Indice de Dice | 0,992   | 0,002      |
| Faux positifs  | 0,005   | 0,005      |
| Faux négatifs  | 0,011   | 0,008      |

L'étape de recalage non rigide est considérée comme précise, car toutes les segmentations déformées sont similaires étant donné que les indices de Dice calculés sont proches de 1 et les faux positifs et faux négatifs proches de 0.

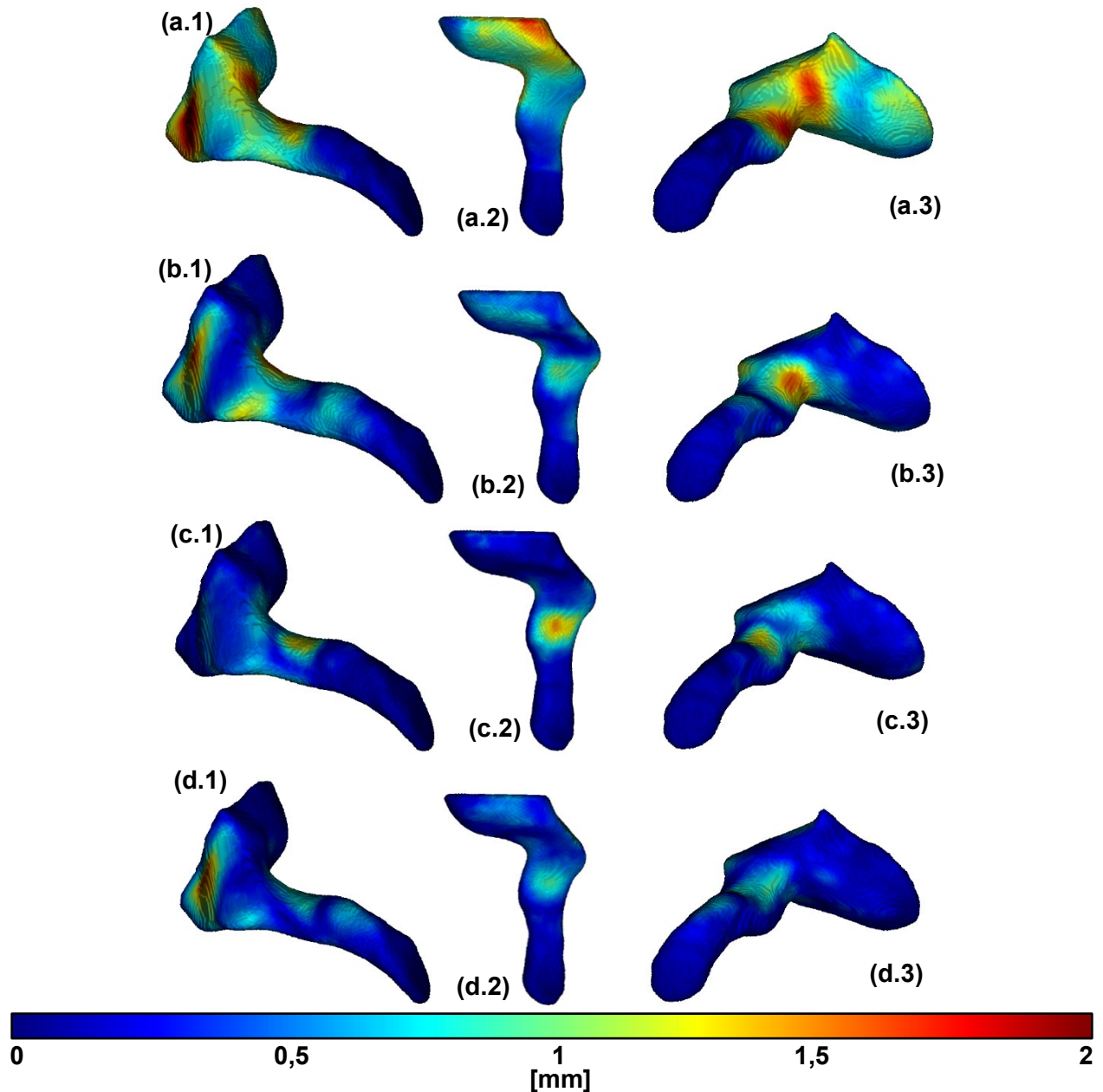
#### 5.4.2.2 Validation de la méthode sur les images du participant

La méthode validée sur l'oreille artificielle est appliquée ici aux images du conduit auditif du participant occlus par les bouchons présentés sur la Figure 2. Les directions anatomiques utilisées pour aider à la compréhension des résultats sont données sur la Figure 24.



**Figure 24. Directions anatomiques. Les flèches rouges et bleues indiquent respectivement le signe positif et négatif des déplacements présentés sur la Figure 26. Ces sens sont choisis de manière arbitraire.**

Les résultats du recalage non rigide pour l'oreille gauche du sujet occlus par les 4 bouchons sont projetés sur les parois du conduit auditif issues de la segmentation du conduit ouvert du participant. Ces résultats sont présentés sur la Figure 25. Cette figure montre que les différents bouchons étudiés peuvent appliquer des déplacements différents sur les parois du conduit auditif du participant. Il est clairement visible que le bouchon moulé est celui qui déforme le plus la conche et l'entrée du conduit (Figure 26(a)). Le déplacement est principalement localisé dans les régions antérieure et postérieure (avant/arrière). Le bouchon prémoulé déplace également l'entrée du conduit dans ces régions, mais de manière plus localisée. La partie du conduit déplacée dans ce cas se situe juste après le premier coude (Figure 26(b)). Le bouchon « presser pour ajuster » déplace quant à lui le conduit entre les deux coudes sur les régions supérieure et inférieure (haut/bas). Le déplacement est encore plus localisé que pour le bouchon prémoulé. Enfin, le bouchon malléable est celui qui semble le moins déformer le conduit. Les ordres de grandeur de ces déplacements vont jusqu'à 2 mm pour le bouchon moulé. Cette représentation du champ de déplacement donne donc une information utile pour savoir où le conduit se déplace et avec quelle amplitude.



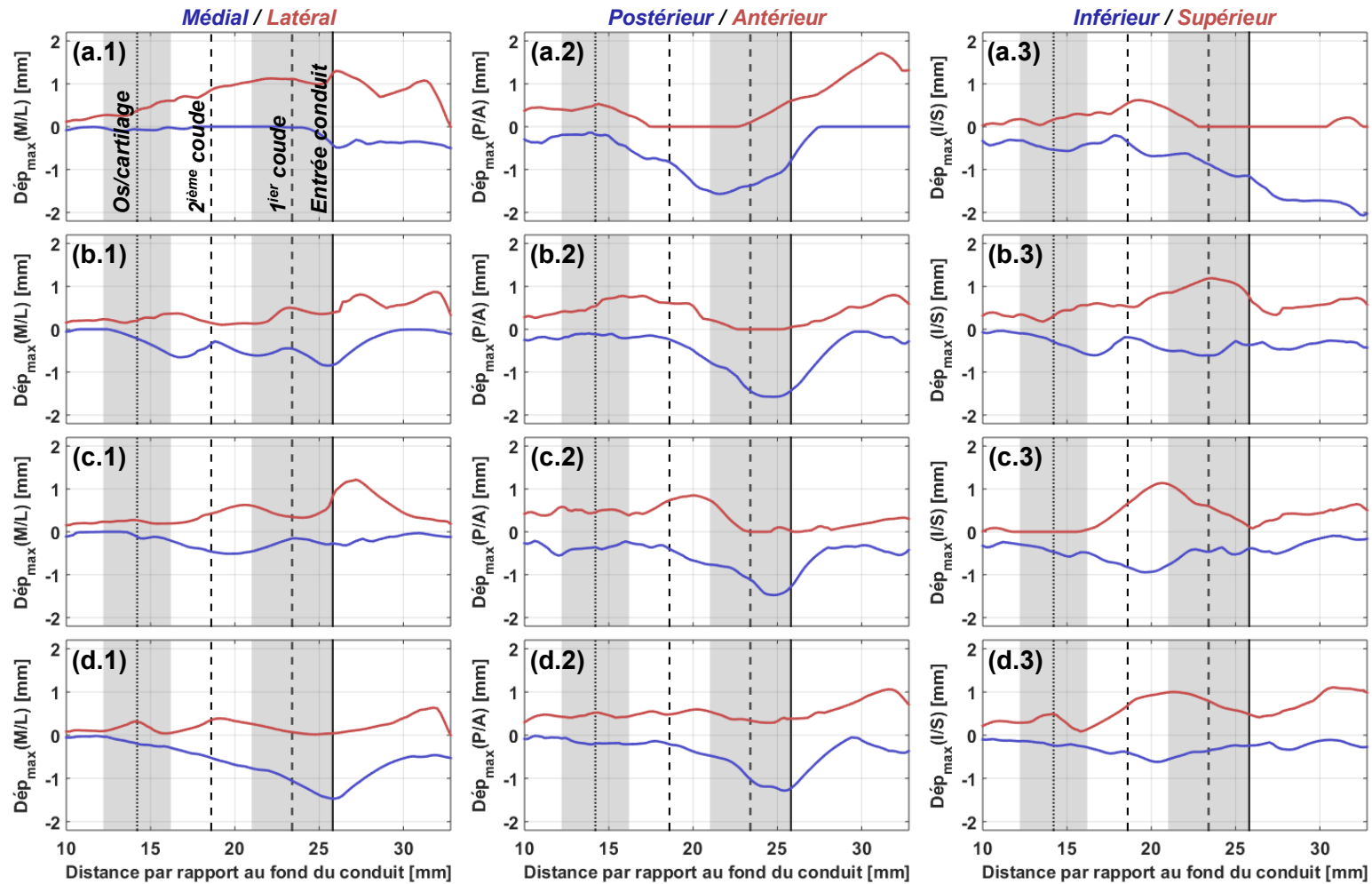
**Figure 25.** Champs de déplacement calculés lors du recalage non rigide à partir des images de l'oreille gauche du participant. Une symétrie a été appliquée à la surface du conduit gauche sur laquelle ont été projetés ces résultats pour pouvoir comparer ces derniers aux résultats obtenus pour l'oreille droite (résultats non présentés ici). Les figures notées (1), (2) et (3) correspondent respectivement à des vues de devant, de dessous et de derrière du conduit occlus par les bouchons moulés (a), prémoulés (b), « presser pour ajuster » (c) et malléables (d), présentés sur la Figure 2.



En étudiant les composantes du champ de déplacement obtenu par la méthode de recalage et présentées sur la Figure 26, il est également possible de donner la direction de ce dernier et donc de savoir dans quel sens les différents bouchons déplacent le conduit. Cette figure donne le déplacement maximum le long du conduit dans chaque direction anatomique décrite par la Figure 24. Les trois colonnes de cette figure correspondent respectivement au déplacement maximum dans la direction médiale (négatif, bleu)/latérale (positif, rouge), postérieure (négatif, bleu)/antérieure (positif, rouge) et inférieure (négatif, bleu)/supérieure (positif, rouge). La Figure 26(a.2) montre que le bouchon moulé déplace majoritairement le conduit dans le sens antérieur dans la conche et postérieur entre les deux coudes. La valeur maximale de ces deux déplacements est d'environ 1,5 mm dans ces deux sens. La Figure 26(b.2) montre que le bouchon prémoulé déforme la région située entre l'entrée du conduit et le premier coude principalement dans le sens postérieur. La Figure 26(b.3) montre que le premier coude est déplacé dans la direction intérieure/postérieure. La Figure 26(c.3) montre que le bouchon « presser pour ajuster » déforme le conduit juste avant le deuxième coude majoritairement dans la direction inférieure/supérieure. La Figure 26(c.2) montre que la région située entre l'entrée du conduit et le premier coude est déplacée dans le sens postérieur. Enfin, la Figure 26(d) montre que le bouchon malléable déforme l'entrée du conduit dans les sens médial et postérieur (Figure 26(d.1) et (d.2)).

Les informations apportées par les composantes du déplacement peuvent sembler difficilement interprétables. Cependant, des cas particuliers se dégagent de ces résultats. Par exemple, lorsqu'un maximum (en valeur absolue) est observé dans des sens opposés pour le même bouchon, le déplacement du bouchon peut s'interpréter comme une expansion à l'intérieur du conduit comme c'est le cas dans la direction inférieure/supérieure pour le bouchon « presser pour ajuster » (Figure 26(c.3)). Si une alternance de maximum (en valeur absolue) est observée pour des sens opposés comme c'est le cas dans la direction postérieure/antérieure pour le bouchon moulé (Figure 26(a.2)), cela peut s'interpréter comme une rotation du bouchon autour d'un point situé entre les deux maximum (en valeur absolue) de déplacements. La représentation des composantes aide donc à comprendre comment les bouchons déplacent le conduit.

Il est important de rappeler que ces résultats ne peuvent pas être généralisés, car il ne s'applique qu'à un seul participant, pour une seule géométrie de conduit et pour une seule profondeur d'insertion.



**Figure 26.** Composantes du déplacement le long du conduit auditif du participant dans la direction (1) médiale/latérale (M/L), (2) postérieure/antérieure (P/A) et (3) inférieure/supérieure (I/S) pour le bouchon moulé (a), prémoulé (b), « presser pour ajuster » (c) et malléable (d). Les lignes verticales pleines, en tirets et en pointillés correspondent respectivement à l'entrée du conduit (base de la conche), au premier et deuxième coudes du conduit et à la jonction entre les parties osseuse et cartilagineuse. Les zones en alternance blanches et grises délimitent approximativement chacune de ces zones.

### 5.4.3 Évaluation du comportement « vibroacoustique » du fantôme anatomique et des modèles numériques correspondants

Cette section présente les résultats de mesures réalisées sur la deuxième version de l'oreille artificielle (OA2). Les mesures pour une excitation acoustique puis vibratoire sont présentées. Dans les deux cas, les signaux sont mesurés par un microphone positionné à l'endroit du tympan et le conduit est tantôt ouvert, tantôt occlus par un bouchon simplifié en acier. Les simulations numériques correspondant à ces conditions expérimentales sont comparées aux résultats de ces mesures. Des comparaisons sont faites avec des courbes d'atténuation et d'effet d'occlusion tirées de la littérature pour commenter ces résultats. Il est important de noter que les résultats tirés de la littérature ne sont donnés qu'à titre indicatif, car ils ne correspondent pas aux conditions dans lesquelles les mesures de la présente étude ont été réalisées (oreille artificielle à géométrie simplifiée c. sujets humains, bouchon en acier c. bouchons du commerce).

#### 5.4.3.1 Atténuation

Les résultats des mesures de niveaux sonores en oreilles ouverte et occluse ainsi que la perte par insertion sont montrés respectivement sur la Figure 27 et la Figure 28.

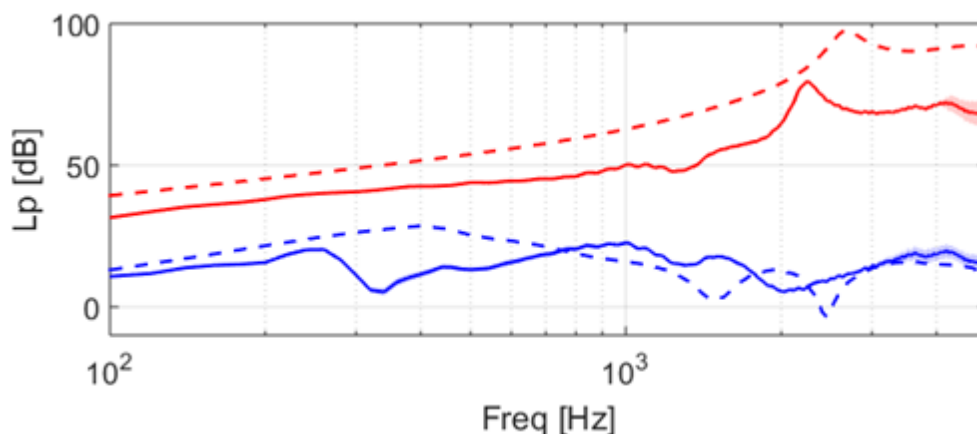
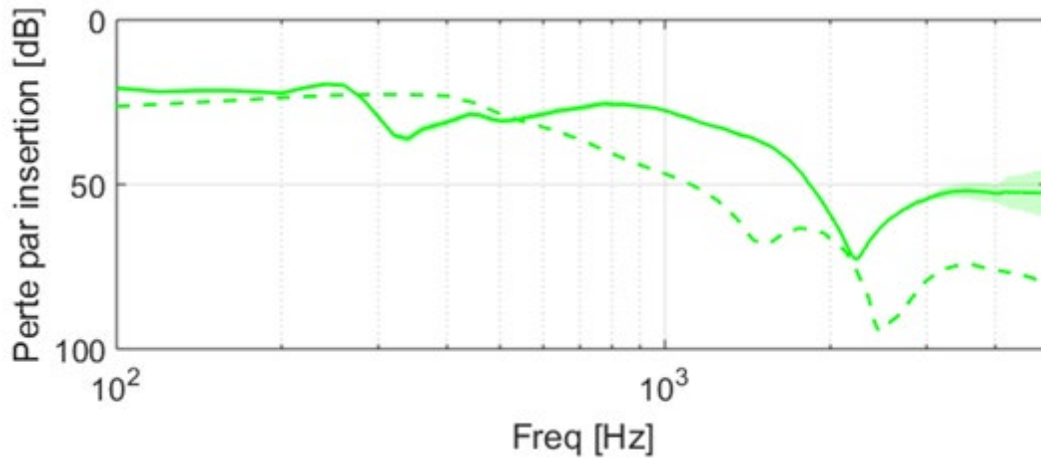


Figure 27. Niveaux de pression moyens au fond du conduit de l'oreille artificielle en condition d'oreille ouverte (rouge) et occluse (bleu) par un bouchon d'acier pour une excitation acoustique : mesure (trait plein), simulation (trait discontinu). L'écart type des mesures est indiqué en transparent de la même couleur que les courbes.



**Figure 28. Perte par insertion calculée avec l'Équation (12) à partir des niveaux mesurés, présentés sur la Figure 27 : mesure (—), simulation (---). L'écart type des mesures est indiqué en transparent de la même couleur que la courbe.**

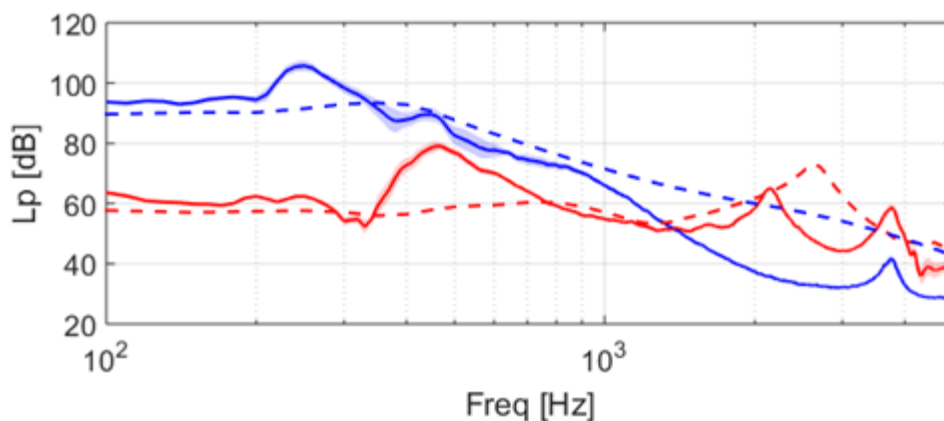
Les caractéristiques classiques de mesures de pression au tympan lors d'une excitation acoustique peuvent être observées sur ces courbes. La première est la résonance du conduit ouvert visible aux alentours de 2 100 Hz sur la Figure 27. En condition ouverte, le conduit se comporte comme un résonateur quart d'onde possédant une résonance à une fréquence inversement proportionnelle à quatre fois sa longueur. En condition occluse, cette résonance disparaît et le niveau de pression au tympan chute comme le montre la courbe bleue de la Figure 27. La perte par insertion résultant de ces mesures, calculée d'après l'Équation (12) et présentée sur la Figure 28, possède une allure semblable aux courbes d'atténuation mesurées avec des sujets humains (voir, par exemple, la Figure 29-5 de Berger, Franks et Lindgren (1996) ou la Figure 45 de Sgard, Nélisse et Laville (2016)). L'allure typique d'une courbe d'atténuation commence en basse fréquence par un palier de niveau assez faible. L'atténuation augmente ensuite jusqu'à atteindre la résonance du conduit ouvert pour laquelle elle est maximale. Son niveau diminue ensuite en plus hautes fréquences. On retrouve bien ces caractéristiques sur l'atténuation mesurée sur l'oreille artificielle.

Cependant, d'autres phénomènes viennent perturber ces mesures. Le plus notable est la variation de niveau en condition occluse entre 200 et 400 Hz. Cette variation perturbe le champ acoustique mesuré au fond du conduit occlus et fait chuter la perte par insertion du bouchon dans cette gamme de fréquences. Comme cette perturbation n'apparaît que pour la mesure en condition occluse, il est probable qu'elle soit liée au comportement du bouchon inséré dans le conduit artificiel (par exemple un couplage entre le bouchon et les parois élastiques des tissus mous). Il est important de rappeler que les conditions de mesures ne sont pas celles appliquées de manière classique pour des mesures d'atténuation puisque le bouchon utilisé est en acier. Cette simplification permet cependant de comparer aisément les résultats de mesures avec ceux des simulations numériques étant donné que les propriétés de l'acier sont bien connues, contrairement à celles de bouchons plus classiques.

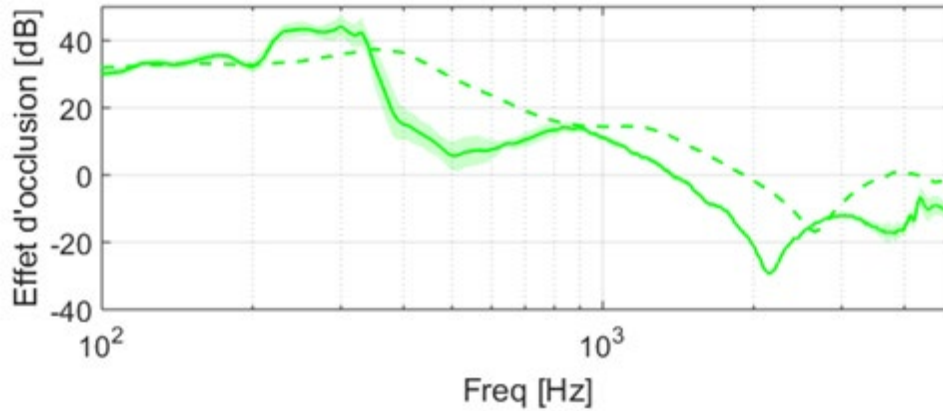
La Figure 27 montre également les niveaux de pression simulés avec le modèle par éléments finis présentés dans la section 4.4 dans le cas d'une excitation acoustique en condition d'oreille ouverte et occluse alors que la Figure 28 montre la perte par insertion calculée à partir de ces niveaux. Les temps de calcul sont respectivement de 4 heures, 44 minutes et 6 heures, 20 minutes pour la résolution des cas ouvert et occlus. Les niveaux de pression simulés n'ont pas exactement la même amplitude que les résultats des mesures, car la source n'a pas une réponse plate en fréquence alors qu'une amplitude unitaire constante a été utilisée lors des simulations. Cependant, les allures des courbes de pression en conditions ouverte et occluse mesurées et simulées sont tout de même proches même si des différences existent. Par exemple, la fréquence de résonance du conduit ouvert est plus basse pour la mesure que pour la simulation. Cela est dû au fait qu'expérimentalement un joint torique est utilisé pour assurer l'étanchéité acoustique entre le microphone et le fond du conduit. Ce joint crée une cavité au fond du conduit qui en augmente la longueur. La résonance du conduit étant inversement proportionnelle à sa longueur, cette cavité supplémentaire abaisse la fréquence de résonance par rapport à celle du modèle par éléments finis. L'ajout de cette cavité au modèle permettrait de se rapprocher de la fréquence de résonance mesurée. La variation de niveau en condition occluse entre 200 et 400 Hz, observée dans le cas de la mesure, n'apparaît pas dans les simulations. Cela laisse penser que ces variations ne sont pas dues à une résonance de l'oreille ni à un couplage entre le bouchon et les tissus mous. Des variations de niveau sont également visibles sur les courbes simulées du cas occlus à 1 500 et à 2 500 Hz. Ces creux de niveau de pression sont également visibles sur les résultats expérimentaux, mais sont légèrement moins marqués et se situent à des fréquences légèrement plus basses. Les propriétés des matériaux du modèle par éléments finis pourraient être adaptées pour améliorer cette correspondance.

### 5.4.3.2 Effet d'occlusion

Les résultats des mesures et de simulations pour une excitation vibratoire sont donnés sur la Figure 29 et sur la Figure 30.



**Figure 29. Niveaux de pression moyens au fond du conduit de l'oreille artificielle en condition d'oreille ouverte (rouge) et occluse (bleu) par un bouchon d'acier pour une excitation vibratoire : mesure (trait plein), simulation (trait discontinu). L'écart type des mesures est indiqué en transparent de la même couleur que les courbes.**



**Figure 30. Effet d'occlusion calculé avec l'Équation (13) à partir des niveaux mesurés présentés sur la Figure 29 : mesures (—) et simulations (---). L'écart type des mesures est indiqué en transparent de la même couleur que la courbe.**

Ces courbes peuvent être qualitativement comparées à des mesures faites avec des sujets humains (voir, par exemple, la Figure 8 de Stenfelt et Reinfelt (2007)). En effet, l'allure classique d'une courbe d'effet d'occlusion est d'avoir un niveau élevé en basses fréquences qui augmente légèrement avant de chuter pour atteindre une valeur négative minimum correspondant à la fréquence de résonance du conduit ouvert. L'effet d'occlusion augmente ensuite jusqu'à atteindre une valeur nulle en plus hautes fréquences. Ces caractéristiques sont visibles sur les courbes expérimentales de la Figure 29 et de la Figure 30 puisqu'on y retrouve l'influence de la résonance à 2100 Hz et que l'effet d'occlusion est bien caractérisé par un niveau de pression en basses fréquences supérieur lorsque l'oreille est occluse. Cependant, les résultats expérimentaux indiquent une variation encore inexpliquée autour de 450 Hz qui n'est en moyenne pas observée sur les mesures d'effet d'occlusion. À cette fréquence, le niveau de pression augmente en condition d'oreille ouverte. Ce phénomène est également visible sur le niveau de pression en oreille occluse, mais semble être masqué par le niveau de pression mesuré. Une hypothèse est qu'un mode de l'oreille rayonne à cette fréquence et vienne polluer la mesure en oreille ouverte. Si tel est le cas, il serait important de revoir les conditions aux limites des oreilles artificielles en conditions de mesure pour éviter d'observer ce genre de phénomènes qui ne seraient pas mesurés sur des sujets.

La Figure 29 montre également les niveaux de pression simulés avec le modèle par éléments finis présenté dans la section 4.4 dans le cas d'une excitation vibratoire en condition d'oreille ouverte et occluse alors que la Figure 30 montre l'effet d'occlusion calculé à partir de ces niveaux. Ces courbes présentent des niveaux assez différents des mesures, mais possèdent des allures similaires aux courbes mesurées. Le minimum d'effet d'occlusion obtenu avec les simulations est observé en plus haute fréquence que dans le cas expérimental à cause du décalage de la résonance du conduit ouvert décrit précédemment. Le niveau de l'effet d'occlusion simulé correspond bien à celui mesuré en basses fréquences, mais est supérieur en hautes fréquences. Il est peu probable que cela soit dû à des fuites acoustiques puisqu'il est connu que ces dernières ont un impact sur les basses fréquences lorsqu'elles sont présentes. L'augmentation du niveau de pression en condition d'oreille ouverte et observée autour de 450 Hz sur les mesures est observable autour de 800 Hz dans le cas de la simulation. Bien que cette augmentation d'amplitude soit moins marquée que dans le cas des mesures, elle crée tout

de même un creux autour de 800 Hz dans la courbe d'effet d'occlusion simulée. Une analyse modale de l'oreille permettrait de définir si un mode de vibration de l'oreille perturbe la mesure en oreille ouverte.

Pour conclure, les mesures montrent que les tendances caractéristiques de l'atténuation et de l'effet d'occlusion peuvent être mesurées en utilisant l'oreille artificielle. Cependant, des travaux supplémentaires doivent être menés pour comprendre les phénomènes observés et encore non identifiés aussi bien sur le fantôme anatomique que pour les modèles numériques. Les oreilles artificielles et leurs conditions d'utilisation (conditions aux limites, utilisation de bouchons du commerce) doivent être adaptées pour permettre une mesure fidèle des indicateurs de confort acoustique. Bien qu'assez différents des mesures, les résultats des simulations possèdent des allures similaires des résultats expérimentaux. Plusieurs ajustements (géométrie du fond du conduit, propriétés des matériaux) seraient nécessaires pour améliorer la qualité de la prédiction.





## 6. CONCLUSION

Ce rapport a décrit de manière synthétique les principaux résultats d'un projet de recherche ayant pour objectif de proposer une méthode de conception d'oreilles artificielles permettant une meilleure estimation de l'atténuation des bouchons d'oreille ainsi que de l'effet d'occlusion observé lors de leur utilisation par rapport aux oreilles artificielles existantes. Pour cela, il est proposé d'améliorer le réalisme des oreilles artificielles existantes en prenant en compte la géométrie du conduit auditif et des tissus l'environnant (tissus mous, cartilage et os) ainsi que leurs propriétés mécaniques.

Ce projet comportait de multiples facettes permettant d'atteindre les objectifs fixés. Tout d'abord, une collaboration avec l'équipe du CEMEREM/CRMBM de Marseille (France), spécialiste en imagerie par résonance magnétique (IRM), a permis de mettre en place un protocole capable d'imager les oreilles d'un participant aussi bien ouvertes qu'occluses tout en conservant un contraste et une résolution suffisante pour discriminer les tissus se trouvant dans la région de l'oreille (tissus mous, cartilage et os). Les images recueillies grâce à ce protocole ont permis la reconstruction d'un modèle géométrique 3D d'une des oreilles du participant. Ce modèle comprend différentes parties (tissus mous, cartilage et os) qui ont été reconnues comme jouant un rôle important dans les phénomènes d'atténuation ou d'effet d'occlusion. Il a ensuite été utilisé pour concevoir une oreille artificielle fabriquée avec des matériaux simulant les tissus humains. Pour s'assurer que les propriétés mécaniques de ces matériaux possédaient bien les valeurs attendues, elles ont été caractérisées à l'aide des dispositifs expérimentaux disponibles au sein de l'ÉTS. Dans l'optique d'être intégré dans le futur à l'oreille artificielle, un tympan artificiel a été conçu en se basant sur la modélisation de deux résonateurs de Helmholtz dont les dimensions ont été optimisées pour copier l'impédance des simulateurs d'oreille actuels. La géométrie du fantôme anatomique de l'oreille artificielle a également été contrôlée en la comparant au modèle géométrique 3D ayant servi à sa fabrication.

Une méthode permettant d'estimer le champ de déplacement imposé aux parois du conduit auditif lorsqu'il est occlus par un bouchon a été développée. À terme, cette méthode permettra de comparer les déplacements observés sur un individu et sur une oreille artificielle pour estimer le réalisme des matériaux utilisés pour simuler les tissus humains. Cette méthode a d'abord été validée sur l'oreille artificielle puis sur les oreilles du participant. Elle consiste à utiliser les images IRM de l'oreille ouverte et occluse par des bouchons et d'y appliquer une méthode de recalage d'images qui estime le champ de déplacement en déformant les images du conduit ouvert pour les faire correspondre à la géométrie du conduit occlus. Cette méthode a été appliquée pour différents bouchons du commerce et peut également être utilisée pour mieux comprendre où et comment ces bouchons déforment les conduits auditifs d'un individu.

Enfin, des mesures d'atténuation et d'effet d'occlusion en chambre semi-anéchoïque ont été effectuées afin d'évaluer la capacité de l'oreille artificielle à mesurer ces phénomènes. Des conditions de mesures simplifiées (bouchon en acier) ont été utilisées pour éviter les phénomènes difficilement contrôlables avec des bouchons du commerce, telles que les fuites acoustiques. Ces mesures ont révélé que l'oreille artificielle permet d'évaluer l'atténuation du bouchon simplifié et l'effet d'occlusion en résultant. Des modèles par éléments finis correspondant aux conditions de mesures de l'atténuation et de l'effet d'occlusion ont également été développés. Même si les premiers résultats de ces simulations montrent que les modèles doivent être améliorés, ils montrent que les tendances obtenues avec les simulations se rapprochent des tendances observées expérimentalement.

## 6.1 Retombées scientifiques

Ce projet propose des points méthodologiques pour améliorer le réalisme des oreilles artificielles destinées à l'étude de certains facteurs affectant le confort auditif ainsi que l'efficacité des bouchons d'oreille.

Le principal résultat de cette étude est la démonstration de la faisabilité de fabriquer des oreilles artificielles à partir d'images IRM. L'exploration des possibilités offertes par cette technique d'imagerie a permis de développer un protocole aboutissant à la réalisation d'oreilles artificielles adaptées à l'étude de l'atténuation et de l'effet d'occlusion des bouchons d'oreilles, notamment en assurant une discrimination précise des tissus environnant le conduit auditif du sujet imagé. Le protocole d'imagerie développé lors de cette étude permet donc de créer des modèles d'oreilles d'un individu *in vivo* et donc, à terme, de comparer les mesures faites sur ces oreilles à des mesures prises avec le sujet correspondant.

Le protocole développé a également permis de réaliser des images du participant en condition d'oreilles ouvertes, ce qui est habituellement déconseillé de faire au vu des forts niveaux de pression au sein des appareils IRM. La séquence adaptée lors de cette étude permet de réduire considérablement le niveau de bruit dans l'IRM et améliore le confort du participant pendant la durée de la séquence, sans porter atteinte à son audition.

Cette étude a débouché sur la réalisation de deux prototypes d'oreilles artificielles avec tissus environnants, dédiés à l'étude de l'atténuation et de l'effet d'occlusion. Par rapport aux oreilles utilisées dans les têtes artificielles actuelles, ces oreilles prennent en compte les tissus environnant le conduit auditif tels que l'os temporal, le cartilage ou les tissus mous (peau, muscle, gras), qui y sont simulés par des matériaux synthétiques aux caractéristiques mécaniques proches de celles d'une oreille réelle. De plus, la forme du conduit auditif propre au sujet imagé est prise en compte dans ces prototypes. Cette étude a également proposé une méthode de conception d'un tympan artificiel.

Une méthode de l'estimation des champs de déplacement imposés aux parois du conduit auditif dus à l'insertion de bouchon d'oreille a été développée et validée dans cette étude. Cette méthode utilise des images de l'oreille ouverte et occluse ainsi qu'une technique de recalage pour mieux comprendre où et comment les bouchons déforment le conduit d'un individu. À terme, la comparaison des champs de déplacement des prototypes d'oreille et de conduits humains permettra de valider l'utilisation de tissus synthétiques pour simuler le comportement mécanique des tissus humains.

Des modèles numériques par éléments finis permettant de simuler l'atténuation et l'effet d'occlusion de bouchons d'oreilles ont été développés. Ces modèles réalistes doivent encore être ajustés pour simuler de manière acceptable les comportements acoustiques et vibratoires des prototypes d'oreilles artificielles. Cependant, une fois pleinement validés, ils permettront d'étudier les phénomènes d'atténuation et d'effet d'occlusion sans avoir à faire des campagnes de mesures. Ils pourront aussi être utilisés pour la conception de nouvelles oreilles artificielles, notamment en réalisant des études de variabilité sur les propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la fabrication des fantômes anatomiques.

## 6.2 Retombées technologiques

Ce projet constitue une étape préliminaire à la conception d'outils de mesure pour améliorer les connaissances dans le domaine de la protection auditive et notamment des phénomènes d'atténuation et d'effet d'occlusion. Les facteurs jouant un rôle important pour ces phénomènes, tels que les matériaux des bouchons ou encore leur niveau d'insertion, pourront être étudiés finement grâce aux prototypes d'oreilles fabriqués lors de cette étude.

Cette étude propose des méthodes pour améliorer le réalisme des oreilles artificielles existantes. La prise en compte de la géométrie du conduit auditif et des tissus l'environnant constitue une avancée par rapport aux systèmes implantés dans les têtes artificielles actuelles, qui modélisent parfois la peau du conduit auditif par une couche cylindrique uniforme de silicone.

Les outils développés dans cette étude seront utilisés dans le cadre d'un autre projet financé par l'IRSST visant à développer une panoplie d'indices objectifs de confort des bouchons d'oreille. Ce projet s'appuiera sur les résultats de la présente étude pour réaliser des bancs expérimentaux s'inspirant des oreilles artificielles pour évaluer des variables objectives telles que la pression acoustique dans le conduit auditif qui est corrélée au confort. Les protocoles développés pour la réalisation de ces oreilles artificielles à partir d'images IRM serviront également pour la conception des bancs expérimentaux dédiés aux autres indicateurs de confort ciblés par le projet tels que la pression statique exercée par le bouchon sur le conduit auditif et le frottement entre la peau et les bouchons.

## 6.3 Retombées en SST

À plus long terme, les résultats de cette activité contribueront à améliorer l'efficacité et le confort des bouchons d'oreille en émettant des recommandations aux fabricants ou en leur offrant de nouveaux outils d'évaluation de leurs protecteurs. Ils permettront également de réduire les risques de surdité des travailleurs évoluant dans des milieux bruyants en leur offrant des protecteurs plus confortables. Enfin, ces résultats pourront être appliqués à tous les domaines ayant un lien avec l'oreille externe tels que les systèmes d'aide auditive ou les systèmes d'écoute intra-auriculaire.

## 6.4 Limites des travaux

Les travaux effectués lors de cette étude comportent les limites suivantes :

- La méthode proposée pour la fabrication des oreilles artificielles ou l'estimation des champs de déplacement des parois du conduit est assez lourde à mettre en place sur un large panel de sujets. Les étapes d'imagerie et de segmentation sont assez coûteuses en temps.
- Les oreilles artificielles comportent encore des défauts de fabrication qu'il est nécessaire de corriger afin de minimiser certaines incertitudes de mesures créées par exemple par des fuites acoustiques.

- Les résultats des champs de déplacement dus à l'insertion de bouchons d'oreilles sur l'oreille artificielle et sur le participant ne peuvent pas être comparés entre eux étant donné que l'oreille artificielle a été fabriquée à partir de l'oreille occluse du participant et est donc considérée comme l'oreille d'un individu possédant une géométrie proche, mais non égale à celle du participant.
- Les méthodes de caractérisation ne sont pas adaptées à tous les matériaux synthétiques utilisés. Les propriétés du cartilage restent encore difficilement mesurables.
- Le tympan artificiel n'a pas été fabriqué et validé expérimentalement, car ses dimensions et la complexité du système (cavités closes remplies de matériaux absorbants) nécessitent des procédés de fabrication dont ne dispose pas l'ÉTS.
- La conception du tympan artificiel repose sur l'utilisation de matériaux absorbants aux propriétés très précises. Aucune étude de sensibilité n'a été menée pour connaître l'influence de ces paramètres sur l'impédance du tympan artificiel.
- Certains phénomènes observés lors des mesures d'atténuation et d'effet d'occlusion restent encore inexplicables. Des hypothèses quant à leur origine ont été proposées et restent à être validées.
- Les mesures d'atténuation et d'effet d'occlusion effectuées ne sont pas réalistes. Les conditions aux limites et les bouchons utilisés ne représentent pas les conditions de mesures habituelles de ces indicateurs.
- Les modèles par éléments finis restent assez lourds en nombre d'éléments et donc en temps de calcul à cause des géométries complexes des oreilles artificielles.

## 6.5 Pistes de recherche

Les oreilles artificielles développées dans ce projet doivent encore être améliorées pour faciliter leur utilisation. Les points suivants devraient être étudiés pour permettre une utilisation des oreilles artificielles :

- Utilisation de technique de segmentation automatique pour diminuer le temps de création des oreilles artificielles ou d'estimation des champs de déplacement des conduits auditifs.
- Améliorer la robustesse des oreilles artificielles en en modifiant la géométrie et l'état de surface.
- Fabriquer une oreille artificielle qui correspond à l'oreille ouverte et non occluse du participant.
- Contrôler de manière plus précise les propriétés mécaniques des matériaux.
- Trouver des méthodes de caractérisation adaptées à chaque matériau (notamment pour le cartilage).

- Fabriquer et valider le tympan artificiel conçu dans cette étude en s'assurant qu'il n'est pas perturbé par les vibrations de l'os temporal.
- Simuler l'impédance tympanique du sujet et non celle des simulateurs d'oreilles.
- Réaliser des mesures plus réalistes avec les oreilles artificielles (utiliser des bouchons du commerce, améliorer les conditions aux limites des oreilles ...).
- Caractériser ou contrôler les fuites acoustiques, car elles sont un phénomène inhérent à l'utilisation des bouchons d'oreille.
- Comprendre et contrôler les phénomènes encore inexplicables observés lors des mesures sur l'oreille artificielle.
- Optimiser la taille des maillages d'éléments finis pour permettre une utilisation moins gourmande en temps de calcul.
- Valider les modèles par éléments finis en obtenant une meilleure concordance par rapport aux mesures.
- Utiliser les modèles par éléments finis pour estimer l'atténuation et l'effet d'occlusion de bouchons du commerce.
- Proposer une méthode utilisant les modèles par éléments finis pour estimer la pression mécanique statique à partir des champs de déplacement calculés dans cette étude.



## BIBLIOGRAPHIE

- Abid, A., Pereira, D., Fernandes, J. C. et Belanger, P. (2017). Sensitivity study of ultrasonic guided waves to cortical bone mechanical properties with axial and circumferential propagation. *Acta Acustica united with Acustica*, 103(3), 421-429.
- Allard, J. F. et Atalla, N. (2009). *Propagation of sound in porous media*. (2<sup>e</sup> éd.). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Avants, B. B., Tustison, N. J., Song, G., Cook, P. A., Klein, A. et Gee, J. C. (2011). A reproducible evaluation of ANTs similarity metric performance in brain image registration. *NeuroImage* 54(3), 2033-2044. doi : 10.1016/j.neuroimage.2010.09.025
- Barham, R., Olsen, E. S., Rodrigues, D., Barrera-Figueroa, S., Sadikoglu, E. et Karaboce, B. (2016). The calibration of a prototype occluded ear simulator for neonatal hearing assessment applications. *Journal of Acoustical Society of America*, 140(2), 806-813.
- Baker, A. T., Lee, S. H. et Mayfield, F. (2010). *Evaluating hearing protection comfort through computer modeling*. Communication présentée à 2010 SIMULIA Customer Conference, Providence, RI.
- Benacchio, S., Doutres, O., Le Troter A., Varoquaux, A., Wagnac, E., Callot, V. et Sgard, F. (2018). Estimation of the ear canal displacement field due to in-ear device insertion using a registration method on a human-like artificial ear. *Hearing Research*, 365, 16-27. doi: 10.1016/j.heares.2018.05.019
- Berger, E. H. (2005). *Preferred methods for measuring hearing protector attenuation*. Communication présentée à Inter-noise, The 2005 Congress and Exposition on Noise Control Engineering, Rio de Janeiro, Brésil.
- Berger, E. H., Franks, J. R. et Lindgren, F. (1996) International review of field studies of hearing protector attenuation. Dans A. Axlesson, H. M. Bochegrevink, R. P. Hamernik, P. A. Hellstrom, D. Henderson et R. S. Salvi (Édit.). *Scientific basis of noise-induced hearing loss* (p. 361–77). New York, NY: Thieme.
- Bravo, A., Barham, R., Ruiz, M., Lopez, J. M., De Arcas, G. et Recuero, M. (2008). A new 3D finite element model of the IEC 60318-1 artificial-ear. *Metrologia*, 45(4), 448-458.
- Bravo, A., Barham, R., Ruiz, M., Lopez, J. M., De Arcas, G. et Alonso, J. (2012). A new 3D finite element model of the IEC 60318-1 artificial-ear: II. Experimental and numerical validation. *Metrologia*, 49(6), 785-802.
- Brüel, P. V., Frederiksen, E., Mathiasen, H., Rasmussen, G. et Sigh, E. (1976). Investigations of a new insert earphone coupler: Small artificial ear. Dans P. V. Brüel, E. Frederiksen, H. Mathiasen, G. Rasmussen, E. Sigh et V. Tarnow (Édit.). *Impedance of real and artificial ears* (p. 3-29). Copenhagen, Danemark: Brüel & Kjaer . Tiré de: <https://www.bksv.com/media/doc/bn0221.pdf>
- Brüel & Kjaer. (s.d.). High-frequency head and torso simulator type 5128 family. Tiré de: <https://www.bksv.com/-/media/literature/Product-Data/bp2573.ashx>
- Brummund, M. K. (2014). *Study of the occlusion effect induced by an earplug: Numerical modelling and experimental validation*. (Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal, QC).
- Brummund, M. K., Sgard, F., Petit, Y. et Laville, F. (2014). Three-dimensional finite element modeling of the human external ear: simulation study of the bone conduction occlusion effect. *Journal of Acoustical Society of America*, 135(3), 1433–1444.

- Brummund, M. K., Sgard, F., Petit, Y., Laville, F. et 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.
- Carioli, J., Delnavaz, A., Zednik, R. J. et Voix, J. (2016). Power capacity from earcanal dynamic motion. *AIP Advances* 6(12), 1-10. doi : 10.1063/1.4971215
- Darkner, S., Larsen, R. et Paulsen, R. R. (2007). Analysis of deformation of the human ear and canal caused by mandibular movement. Dans N. Ayache, S. Ourselin et A. Maeder, (Édit.). *Medical image computing and computer-assisted intervention* (p. 801-808). Berlin, Allemagne: Springer. doi: 10.1007/978-3-540-75759-7\_97
- Darkner, S., Sabuncu, M. R., Golland, P., Paulsen, R. R. et Larsen, R. (2008). Analysis of surfaces using constrained regression models. Dans D. Metaxas, L. Axel, G. Fichtinger et G. Székely (Édit.). *Medical image computing and computer-assisted intervention* (p. 842-849). Berlin, Allemagne: Springer. doi: 10.1007/978-3-540-85988-8\_100
- Darkner, S., Jonsson, S. et Sommer, S. (2017). *In vivo study of the human ear canal using contrast-enhanced MRI*. Communication présentée à 25<sup>th</sup> Annual Meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Honolulu, HI (p. 22-27).
- Delnavaz, A. et Voix, J. (2013). Ear canal dynamic motion as a source of power for in-ear devices. *Journal of Applied Physics*, 113, 1-8. doi: 10.1063/1.4792307
- Delnavaz, A. et Voix, J. (2014). Energy harvesting for in-ear devices using ear canal dynamic motion. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 61(1), 583-590. doi: 10.1109/TIE.2013.2242656
- Directive 2003/10/CE du parlement européen et du conseil du 6 février 2003 concernant les prescriptions minimales de sécurité et de santé relatives à l'exposition des travailleurs aux risques dus aux agents physiques (bruit) (dix-septième directive particulière au sens de l'article 16, paragraphe 1, de la directive 89/391/CEE). *Journal officiel de l'Union européenne*, L 42, 15 février 2003 (CE).
- Duguay, P., Boucher, A. et Busque, M.-A. (2014). *Statistiques sur les maladies professionnelles au Québec* [Présentation PowerPoint]. Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/arbrounov/evenements/2014/colloque/p-duguay.pdf>
- Egolf, D. P., Kennedy, W. A. et Larson, V. D. (1991). Occluded-ear simulator with variable acoustic properties. *Journal of Acoustical Society of America*, 91(5), 2813-2823.
- Egolf, D. P., Nelson, D. K., Howell, H. C. et Larson, V. D. (1993). Quantifying ear-canal geometry with multiple computer-assisted tomographic scans. *Journal of Acoustical Society of America*, 93(5), 2809-2819.
- Gerges, S. N. Y. et Casali, J. G. (2007). Hearing protectors. Dans M. J. Crocker (Édit.). *Handbook of noise and vibration control* (p. 364–376). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.
- Grellmann, W., Berghaus, A., Haberland, E. J., Jamali, Y., Holweg, K., Reincke, K. et Bierögel, C. (2006). Determination of strength and deformation behavior of human cartilage for the definition of significant parameters. *Journal of Biomedical Materials Research*, 78A(1), 168-174. doi: 10.1002/jbm.a.30625
- Grenness, M. J., Osborn, J. et Weller, W. L. (2001). Mapping ear canal movement using area-based surface matching. *Journal of Acoustical Society of America*, 111(2), 960-971.
- Hiipakka, M., Tikander, M. et Karjalainen, M. (2010). Modeling of the external ear acoustics for insert headphone usage. *Journal of Audio Engineering Society*, 58(4), 269-281.
- Huizing, E. H. (1960). Bone conduction: The influence of the middle ear. *Acta Otolaryngology* 155, 1-99.
- IEC. (1961). *Reference coupler for the measurement of hearing aids using earphones coupled to the ear by means of ear inserts*. Norme IEC R-126. Genève, Suisse : IEC.



- IEC. (2010). *Electroacoustics: Simulators of human head and ear: Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts*. Norme IEC 60318-4. Genève, Suisse : IEC.
- Inglis, A. H., Gray, C. H. G. et Jenkins, R. T. (1932). A voice and ear for telephone measurements. *Bell System Technical Journal*, 11(2), 293-317. doi: 10.1002/j.1538-7305.1932.tb03126.x
- Inoue, J., Yamashita, Y., Horie, S., Kawanami, S. et Takahashi, K. (2011). *Earplug fitting and the computed tomography*. Communication présentée à Internoise 2011, Osaka, Japon (p. 1-10).
- ISO. (2011). *Vibrations et chocs mécaniques : caractérisation des propriétés mécaniques dynamiques des matériaux viscoélastiques : partie 5 : nombre de poisson obtenu par comparaison entre les mesures et l'analyse par éléments finis*. Norme ISO 18437-5:2011. Genève, Suisse: ISO.
- Johansen, B., et Jonsson, S. (2016). *Brevet américain n° US 9,456,266B2*. Washington, DC: U. S. Patent and Trademark Office. Tiré de <https://patentimages.storage.googleapis.com/0c/88/c0/729c5784c142b2/US9456266.pdf>
- Jonsson, S., Liu, B., Schuhmacher, A. et Nielsen, L. (2004). *Simulation of the IEC 60711 occluded ear simulator*. Communication présentée à Audio Engineering Society 116<sup>th</sup> Convention, Berlin, Allemagne.
- Kuru, I., Maier, H., Müller, M., Lenarz, T. et Lueth, T. C. (2016). A 3D-printed functioning anatomical human middle ear model. *Hearing Research*, 340, 204-213. doi: 10.1016/j.heares.2015.12.025
- Langlois, C., Panneton, R., et Atalla, N. (2001). Polynomial relations for quasi-static mechanical characterization of isotropic poroelastic materials. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(6), 3032. doi: 10.1121/1.1419091
- Larson, K. (2016). *Can you estimate modulus from durometer hardness for silicones?* Tiré de <https://www.dow.com/content/dam/dcc/documents/en-us/tech-art/11/11-37/11-3716-01-durometer-hardness-for-silicones.pdf?iframe=true>
- Lebeau, M. (2014). *Maladies professionnelles : impact économique au Québec* [Présentation PowerPoint]. Tiré de <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/arbonouv/evenements/2014/colloque/m-lebeau.pdf>
- Loi sur la santé et la sécurité du travail*, RLRQ, c. S-2.1, art. 223.
- Lucente, F. E. (1995). Anatomy, histology and physiology. Dans F. E. Lucente, W. Lawson et N. L. Novick (Édit.), *The external ear*. Philadelphie, PA: W. B. Saunders Company.
- Miki, Y. (1990). Acoustical properties of porous materials: Modifications of Delaney-Bazley models. *Journal of Acoustical Society Japan (E)*, 11(1), 19-24. doi: 10.1250/ast.11.19
- Norris, J., Chambers, R., Kattamis, N., Davis et B., Bieszczad, J. (2012). *Effects of custom earplug design parameters on achieved attenuation*. Affiche présentée à l'Annual Meeting of the National Hearing Conservation Association, Nouvelle-Orléans, LA.
- Oliveira, R. J., Hammer, B., Stillman, A., Holm, J., Jons, C. et Margolis, R. H. (1992). A look at ear canal changes with jaw motion, *Ear and Hearing*, 13(6), 464-466
- Oliveira, R. J. (1997). The active ear canal. *Journal American Academy Audiology*, 8, 401-410. Tiré de <https://pdfs.semanticscholar.org/7ec8/c64676dedca58cc420a4f4ab42e4f884cb0f.pdf>
- Oliveira, R., Babcock, M., Venem, M., Hoeker, G., Parish, B. et Kolpe, V. (2005). The dynamic ear canal and its implications. *Hearing Review*, 12(2), 18-19
- Parmentier, G., Dancer, A., Buck, K., Kronenberger, G. et Beck, C. (2004). Artificial head (ATF) for evaluation of hearing protectors. *Acta Acustica united with Acustica*, 86(5), 847-852.

- Patton, E. (2000). Ergonomic hearing protectors. *Ergonomics in Design*, 8(4), 25-28.
- Pirzanski, C. et Berge, B., (2004). If you blame buffering for bad fittings, you've probably given the wrong impression. *Hearing Journal*, 57(2), 40-45.
- Règlement sur la santé et la sécurité du travail*, RLRQ, c. S-2.1, r. 13.
- Rodrigues, D., Lavergne, T., Olsen, E. S., Fedtke, T., Barham, R. et Durocher, J.-N. (2015). Methodology of designing an occluded ear simulator. *Acta Acustica united with Acustica*, 101(5), 1007-1015. doi: 10.3813/AAA.918895
- Sanders, M. S. et McCormick, E. J. (1987). *Human factors in engineering and design*. New York, NY: McGraw-Hill.
- Schmidt, S. (2009). *Finite element simulation of the external ear sound fields for the optimization of eardrum-related measurements*. Berlin, Allemagne: Logos Verlag Berlin GmbH.
- Schroeter, J. (1985). The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation: Part I: Review of previous work and the design of an improved test fixture. *Journal of Acoustical Society of America*, 79(4), 1065-1081.
- Schroeter, J. et Poesselt, C. (1986). The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation: Part II: Modeling the external ear, simulating bone conduction, and comparing test fixture and real-ear data. *Journal of Acoustical Society of America*, 80(2), 505-527.
- Sgard, F., Nélisse, H. et Laville, F. (2016). *Développement d'outils et de méthodes pour mieux évaluer et améliorer la protection auditive individuelle des travailleurs* (Rapport n° R-901). Montréal, QC: IRSST.
- Stenfelt, S. et Reinfeldt, S. (2007). A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation. *International Journal of Audiology*, 46(10), 595-608. doi: 10.1080/14992020701545880
- Tonndorf, J. (1966). Bone conduction studies in experimental animals. *Acta Otolaryngology*, 213, 1-132.
- Vézina, M., Cloutier, E., Stock, S., Lippel, K., Fortin, É., Delisle, A., . . . Prud'homme, P. (2011). *Enquête Québécoise sur des conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité au travail (EQCOTESST)* (Rapport n° R-691). Montréal, QC: IRSST.
- Viallet, G., Sgard, F., Laville, F. et Boutin, J. (2013). Axisymmetric versus three-dimensional finite element models for predicting the attenuation of earplugs in rigid walled ear canals. *Journal of Acoustical Society of America*, 134(6), 4470-4480.
- Viallet, G. (2014). *Étude de la transmission sonore par voie externe d'un bouchon d'oreille couplé au conduit auditif : modélisation numérique et validation expérimentale*. (Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal, QC).
- Viallet, G., Sgard, F., Laville, F. et Boutin, J. (2014). A finite element model to predict the sound attenuation of earplugs in an acoustical test fixture. *Journal of Acoustical Society of America*, 136(3), 1269-1280.
- Viallet, G., Sgard, F., Laville, F. et Nélisse, H. (2015). Investigation of the variability in earplugs sound attenuation measurements using a finite element model, *Applied Acoustics*, 89, 333-344.
- Wolkesson, M. (2013). *Evaluation of impedance tube methods: A two microphone in-situ method for road surfaces and the three microphones transfer function method for porous materials*. (Thèse de doctorat, Chalmers University of Technology, Göteborg, Suède).
- Wulf-Andersen, P. et Rasmussen, P. (2015). *Standardized acoustic test fixtures for testing ear protection devices and noise cancelling headsets*. Communication présentée à

- EuroNoise 2015, Maastricht, Pays-Bas, (p. 1-6). Tiré de:  
<https://www.conforg.fr/euronoise2015/proceedings/data/articles/000278.pdf>
- Wulf-Andersen, P. et Wille, M. (2016). *Two modified IEC 60318-4 ear simulators for extended dynamic range*. Communication présentée à ICA 2016, Buenos Aires, Argentine.
- Wydra, A. et Maev, R. (2013). A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms: cortical, trabecular and skull. *Physics in Medicine and Biology*, 58(22), 303-319.
- Yu, J. F., Lee, K. C., Wang, R. H., Chen, Y. S., Fan, C. C., Peng, Y. C., . . . Lin, K. Y. (2015). Anthropometry of external auditory canal by non-contactable measurement. *Appl. Ergon.*, 50, 50-55.



## ANNEXE A : CARACTÉRISATION DES MATÉRIAUX

### A.I Méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux synthétiques

**Mesure de la dureté au duromètre à cadran gradué et conversion en module d'Young à l'aide de modèles empiriques.** Cette méthode consiste à mesurer l'enfoncement d'un pénétrateur normalisé en l'appliquant sur un échantillon du matériau à tester (Larson, 2016). Le laboratoire ICAR ne disposant que d'un duromètre shore 00, seuls les matériaux relativement mous comme les tissus mous et les cartilages peuvent être testés avec cet outil. Un exemple de mesure au duromètre est donné sur la Figure 31(a).

**Analyse mécanique quasi statique (QMA pour *Quasi-static mechanical analysis*).** Cette méthode consiste à appliquer une précompression et un déplacement dynamique sur des éprouvettes cylindriques circulaires de différents diamètres et d'en mesurer l'impédance mécanique à l'aide d'un capteur de force et de l'intégration d'un signal d'accéléromètre. Il est alors possible d'en déduire les modules d'Young apparents et les facteurs de pertes. Connaissant les dimensions de chaque éprouvette et à partir d'abaques établis à l'aide de modèles par éléments finis, une étape de post-traitement permet de remonter au module d'Young dynamique exact et au coefficient de Poisson du matériau testé. Cette méthode est dite quasi statique, car les mesures sont faites en très basses fréquences pour s'assurer de se placer avant la première résonance des éprouvettes testées. Les détails de la méthode sont donnés dans le standard ISO 18437-5 :2011 (2011) et Langlois, Panneton et Atalla (2011). Cette méthode n'est adaptée qu'aux matériaux mous et n'est donc utilisée que pour caractériser les tissus mous dans cette étude. Les paramètres de mesures utilisés pour caractériser ces matériaux sont donnés dans le Tableau 13 et un exemple de test au QMA est présenté sur la Figure 31(b) ci-dessous.

**Tableau 13. Paramètres utilisés lors des mesures au QMA**

| Paramètre                          | Valeur  |
|------------------------------------|---|
| Dispositif expérimental            | QMA Mecanum<br>(Sherbrooke, QC, Canada)       |
| Hauteur des éprouvettes            | $25 \cdot 10^{-3}$ m                          |
| Diamètres des éprouvettes          | $[14,6 - 19,5 - 25,6 - 29,5] \cdot 10^{-3}$ m |
| Gamme de fréquences                | 20 à 60 Hz                                    |
| Taux de compression                | 1,7 %   |
| Amplitude du déplacement dynamique | $5 \cdot 10^{-6}$ m                           |
| Température                        | 21,7 °C                                       |

**Essais de traction.** Les essais de traction permettent d'obtenir le module d'Young statique du matériau testé. Les éprouvettes dont un exemple est donné sur la Figure 31(c) sont de type haltères et lors des tests, la force  $y$  étant appliquée ainsi que leur longueur effective sont mesurées. Connaissant la longueur initiale des éprouvettes ainsi que leur section, il est possible de tracer les courbes contrainte/déformation correspondant aux matériaux testés. À partir de ces courbes, il est enfin possible d'obtenir le module d'Young statique des matériaux en considérant qu'ils suivent la loi de Hooke. L'os étant le seul matériau considéré comme purement élastique, seul ce matériau devrait être caractérisé par cette technique. Bien que supposés viscoélastiques, les cartilages sont trop rigides pour être caractérisés par la méthode d'analyse mécanique quasi statique. La méthode de caractérisation par essais de traction est donc utilisée pour caractériser ces matériaux.

**Mesure de la masse volumique.** La masse volumique est mesurée en pesant des échantillons de matériaux de volume connu, car fabriqués dans des moules conçus à l'ÉTS.

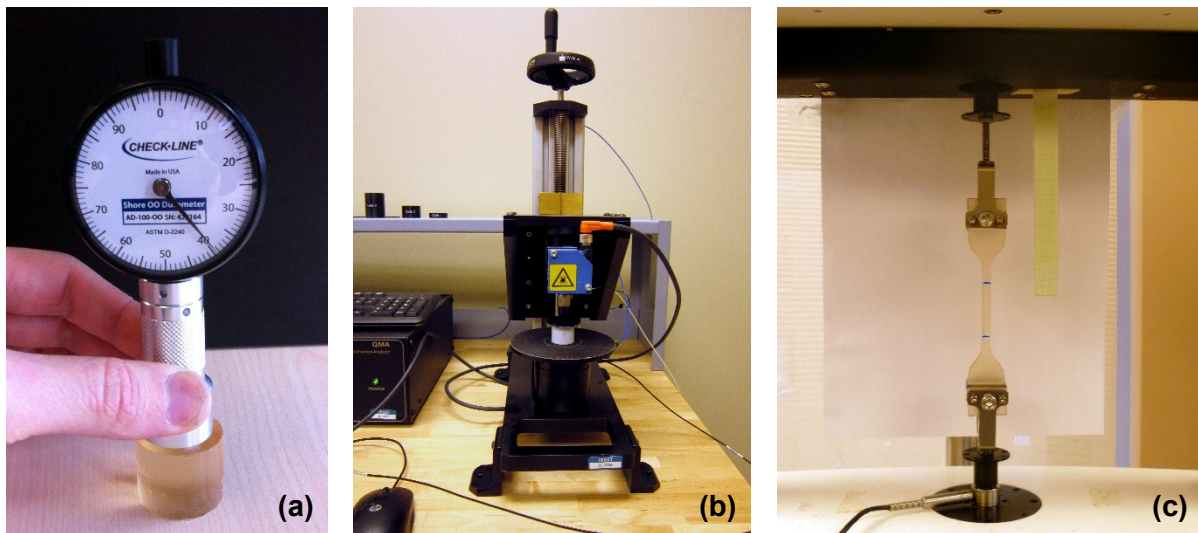


Figure 31. Bancs de caractérisation : (a) duromètre shore 00, (b) analyseur mécanique quasi statique et (c) éprouvette de type haltères en essai de traction.

## A.II Caractérisation des tissus mous et du cartilage au duromètre

Les duretés obtenues par les mesures au duromètre shore 00 et leur module d'Young correspondant, calculé avec l'équation (4), sont donnés dans le Tableau 14.

**Tableau 14. Duretés spécifiées et mesurées et modules d'Young calculés à partir des mesures au duromètre**

| Type de tissu     | Dureté spécifiée | $E$ [kPa]            | Dureté mesurée | $E$ [kPa]       |
|-------------------|------------------|----------------------|----------------|-----------------|
| Tissus mous (OA1) | 50 [shore 00]    | $E_{00} = 134$       | 50 [shore 00]  | $E_{00} = 134$  |
| Tissus mous (OA2) | 35 [shore 00]    | $E_{00} = 46$        | 40 [shore 00]  | $E_{00} = 65$   |
| Cartilage (OA1)   | 80 [shore A]     | $E_{A,Gent} = 9350$  | 90 [shore 00]  | $E_{00} = 2369$ |
| Cartilage (OA2)   | 65 [shore A]     | $E_{A,Ruess} = 7710$ | 94 [shore 00]  | $E_{00} = 3157$ |

D'après ces résultats, les duretés spécifiées lors de la fabrication, données dans le Tableau 2 et rappelées dans le Tableau 14 ne semblent pas toutes avoir été respectées. Pour les tissus mous, la valeur mesurée est égale pour la première version de l'oreille artificielle (OA1) et proche pour la deuxième version (OA2). Les modules d'Young pour les cartilages des deux oreilles ne semblent par contre pas correspondre aux modules d'Young calculés dans le Tableau 2. Seules les valeurs de module d'Young calculées avec les modèles de Gent ou de Ruess les plus proches des valeurs mesurées sont données dans le Tableau 14. D'après les mesures de dureté, le cartilage de la deuxième oreille semble plus rigide que celui de la première alors qu'il avait été spécifié qu'il devait être plus souple. Cependant, il se peut que le duromètre shore 00 ne soit pas adapté pour mesurer la dureté des cartilages puisque les valeurs mesurées se situent proches des limites physiques de cet appareil (shore 00 égale à 100). De plus, les valeurs de module d'Young données dans le Tableau 2 et le Tableau 14 sont obtenues grâce à des modèles empiriques différents ce qui peut expliquer les différences entre les valeurs spécifiées et les valeurs mesurées.

Si les tissus mous semblent avoir des propriétés proches des valeurs spécifiées, il semble par contre nécessaire d'utiliser une autre méthode de mesure pour évaluer celles des cartilages.

### A.III Caractérisation des tissus mous par la méthode d'analyse mécanique quasi statique

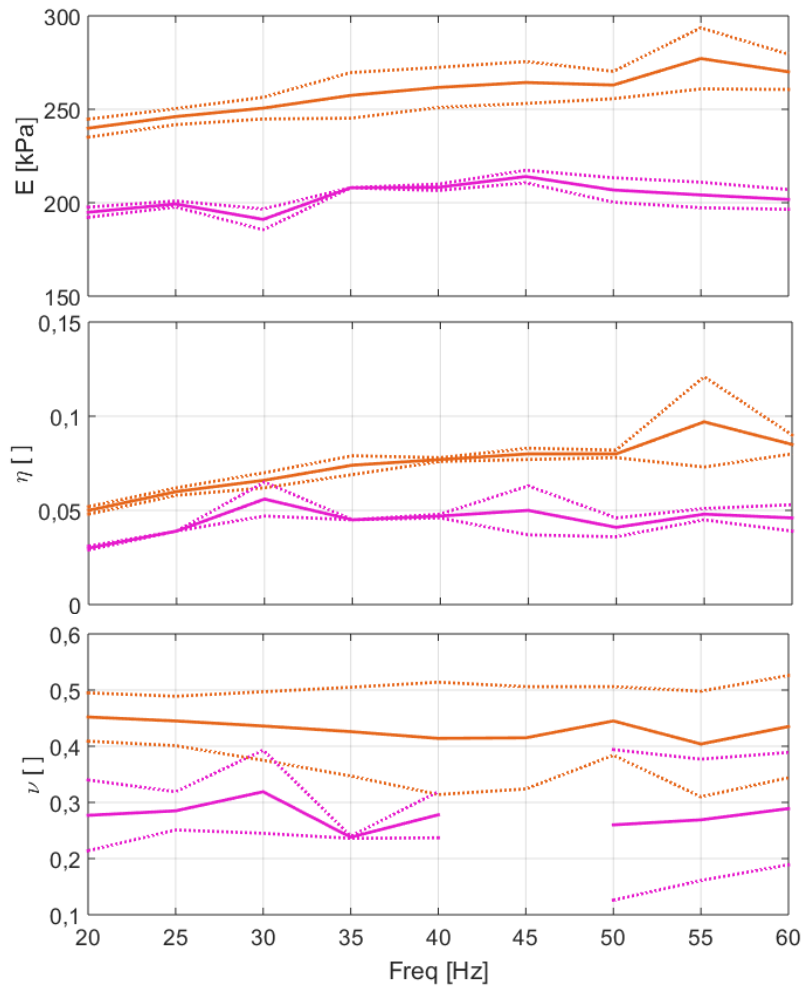
Les résultats des analyses mécaniques quasi statiques pour les tissus mous des deux oreilles artificielles sont donnés dans le Tableau 15.

**Tableau 15. Module d'Young dynamique exact, facteur de perte exact et coefficient de Poisson mesuré par la méthode d'analyse mécanique quasi statique pour les tissus mous de la première (OA1) et de la deuxième (OA2) oreille artificielle**

| Fréquence [Hz] |            | 20               | 25               | 30               | 35               | 40               | 45               | 50               | 55               | 60               | Moyenne                  |
|----------------|------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------------|
| OA1            | $E$ [kPa]  | 240<br>± 5       | 246<br>± 4       | 251<br>± 6       | 257<br>± 12      | 262<br>± 11      | 264<br>± 11      | 263<br>± 7       | 277<br>± 18      | 270<br>± 10      | <b>259<br/>± 9</b>       |
|                | $\eta$ [ ] | 0,050<br>± 0,002 | 0,060<br>± 0,002 | 0,066<br>± 0,004 | 0,074<br>± 0,005 | 0,070<br>± 0,001 | 0,080<br>± 0,003 | 0,080<br>± 0,002 | 0,097<br>± 0,024 | 0,085<br>± 0,005 | <b>0,075<br/>± 0,006</b> |
|                | $\nu$ [ ]  | 0,452<br>± 0,043 | 0,445<br>± 0,044 | 0,436<br>± 0,061 | 0,426<br>± 0,079 | 0,414<br>± 0,1   | 0,415<br>± 0,091 | 0,405<br>± 0,061 | 0,404<br>± 0,094 | 0,435<br>± 0,091 | <b>0,431<br/>± 0,074</b> |
| OA2            | $E$ [kPa]  | 195<br>± 3       | 199<br>± 2       | 191<br>± 6       | 208<br>± 0       | 208<br>± 2       | 214<br>± 4       | 207<br>± 7       | 204<br>± 7       | 202<br>± 6       | <b>203<br/>± 4</b>       |
|                | $\eta$ [ ] | 0,030<br>± 0,001 | 0,039<br>± 0     | 0,056<br>± 0,009 | 0,045<br>± 0     | 0,047<br>± 0,001 | 0,050<br>± 0,013 | 0,041<br>± 0,005 | 0,048<br>± 0,003 | 0,046<br>± 0,007 | <b>0,045<br/>± 0,007</b> |
|                | $\nu$ [ ]  | 0,277<br>± 0,063 | 0,285<br>± 0,034 | 0,319<br>± 0,074 | 0,238<br>± 0,002 | 0,278<br>± 0,041 |                  | 0,260<br>± 0,134 | 0,269<br>± 0,108 | 0,289<br>± 0,1   | <b>0,277<br/>± 0,081</b> |



Les courbes correspondantes à ces mesures sont données sur la Figure 32.

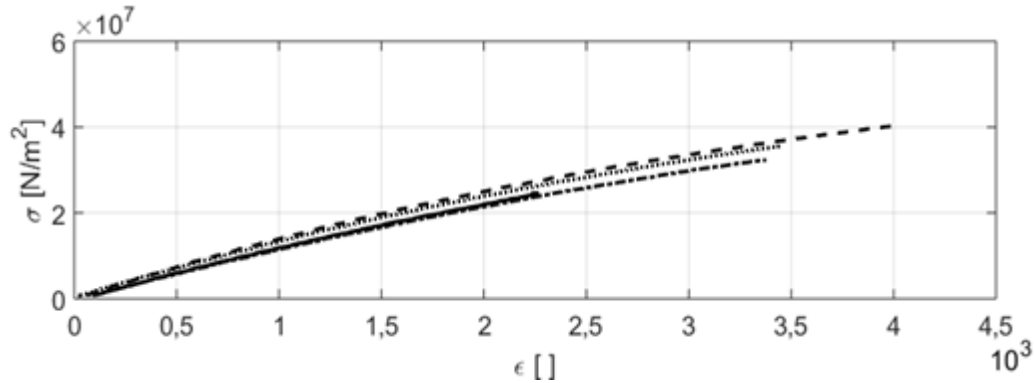


**Figure 32. Module d'Young (haut), facteur de perte (centre) et coefficient de Poisson (bas) mesurés par la méthode d'analyse mécanique quasi statique pour les tissus mous de la première (—) et de la deuxième (---) oreille artificielle.**

Les valeurs obtenues par la méthode d'analyse mécanique quasi statique dépendent légèrement de la fréquence. La moyenne des résultats sur la bande de fréquences étudiée permet d'obtenir une valeur unique pour les trois grandeurs calculées. Les modules d'Young calculés par cette méthode correspondent aux modules dynamiques exacts des matériaux et ne peuvent donc pas être comparés aux valeurs de dureté spécifiées au fabricant. Cependant, les écarts types calculés lors des mesures permettent de conclure que ces dernières donnent des résultats cohérents et répétables. Le calcul du coefficient de Poisson des deux types de tissus mous est le plus délicat. En effet, en plus d'obtenir un écart type non négligeable, le calcul de cette grandeur à 45 Hz n'a pas été possible pour les tissus mous de la deuxième oreille. La méthode d'analyse mécanique quasi statique étant la seule méthode utilisée permettant de remonter aux propriétés dynamiques des tissus mous, ces résultats seront utilisés dans la suite.

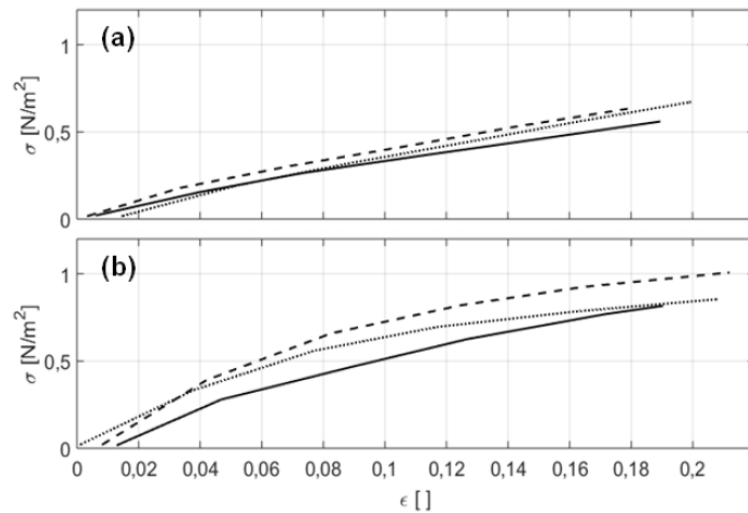
#### A.IV Caractérisation des cartilages et de l'os par essais de traction

La Figure 33 montre les courbes de contrainte/déformation pour 4 éprouvettes d'os fournies par l'entreprise *True Phantom Solutions*.



**Figure 33. Courbes de contrainte/déformation pour 4 éprouvettes du matériau simulant l'os des oreilles artificielles.**

En utilisant la pente de ces courbes et en considérant la loi de Hooke, le module d'Young du matériau simulant l'os des oreilles artificielles est estimé à  $13,6 \pm 1,4$  GPa. Cette valeur est cohérente avec les valeurs données dans Abid, Pereira, Fernandes et Belanger (2017), qui donne un module d'Young égale à 14 GPa pour l'os synthétique fourni par l'entreprise *True Phantom Solutions*. Comme les mesures du coefficient de Poisson n'ont pas été réalisées ici, la valeur fournie dans Abid, Pereira, Fernandes et Belanger (2017), égale à 0,31, est utilisée dans la suite. La Figure 34 présente les courbes de contrainte/déformation pour les cartilages de deux oreilles artificielles.



**Figure 34. Courbes de contrainte/déformation pour 3 éprouvettes du matériau simulant les cartilages de (a) première (OA1) et (b) deuxième (OA2) oreille artificielle.**

Ces courbes permettent de remonter aux modules d'Young des cartilages respectivement estimés à  $2676 \pm 0,302$  kPa et  $1647 \pm 0,361$  kPa pour la première (OA1) et la deuxième (OA2) oreille artificielle. La valeur du module d'Young, calculée pour le cartilage de la première oreille, est proche de celle mesurée au duromètre donnée dans le Tableau 14. La valeur calculée pour la deuxième oreille ne correspond pas, quant à elle, à celle du Tableau 14 et semble plus cohérente avec la dureté spécifiée au fabricant, puisqu'elle est inférieure à celle du cartilage de la première oreille. Cependant, il est clair que les courbes de contrainte/déformation présentées sur la Figure 34(b) démontrent un comportement non linéaire du cartilage de la seconde oreille artificielle. Le fait que ces courbes ne soient pas des droites (au moins pour de faibles déformations) peut être dû à un comportement fortement viscoélastique du matériau. Des mesures supplémentaires sont nécessaires pour correctement caractériser ces matériaux.



## ANNEXE B : DÉTAILS DES PARAMÈTRES UTILISÉS DANS L'ÉQUATION (5) DE L'IMPÉDANCE D'ENTRÉE DU TYMPAN ARTIFICIEL

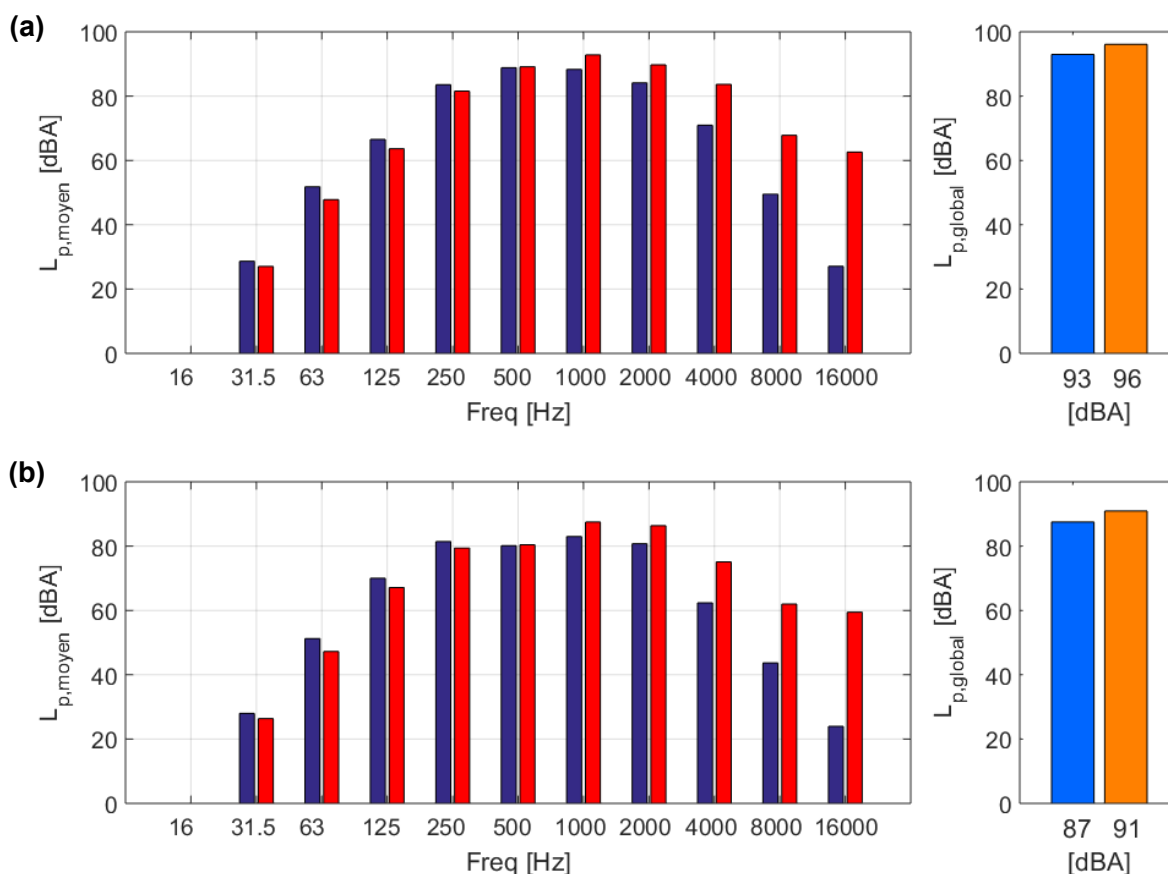
### B.I Détails des paramètres utilisés dans l'Équation (5) de l'impédance d'entrée du tympan artificiel

| Symbole   | Paramètre                                 | Unité                                  |
|---|---|--|
| $l_{col}$   | Longueur du col                           | [m]                                    |
| $d_{col}$   | Diamètre du col                           | [m]                                    |
| $l_{cavité}$  | Longueur de la cavité                     | [m]                                    |
| $d_{cavité}$  | Diamètre de la cavité                     | [m]                                    |
| $R_s = (2\eta_d\rho_0\omega)^{1/2}/2$   | Résistance de surface                     | [ ]                                    |
| $\eta_d$  | Viscosité dynamique du fluide             | [kg.m <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> ] |
| $\rho_0$  | Masse volumique de l'air                  | [kg.m <sup>-3</sup> ]                  |
| $c_0$   | Célérité du son dans l'air                | [m.s <sup>-1</sup> ]                   |
| $Z_0 = \rho_0c_0$   | Impédance spécifique de l'air             | [kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> ] |
| $k_0 = \omega / c_0$  | Longueur d'onde dans l'air                | [m <sup>-1</sup> ]                     |
| $\omega$  | Fréquence angulaire                       | [rad.s <sup>-1</sup> ]                 |
| $\varepsilon_i = \varepsilon_e = 0,48\sqrt{S_{col}}(1 - 1,14\sqrt{S_i})$  | Correction de longueur interne et externe | [m]                                    |
| $S_{col} = \pi(d_{col}/2)^2$  | Section du col                            | [m <sup>2</sup> ]                      |
| $S_{cav} = \pi(d_{cav}/2)^2$  | Section de la cavité                      | [m <sup>2</sup> ]                      |
| $S_i = S_{col}/S_{cav}$   | Rapport de section du col et de la cavité | [ ]                                    |
| $Z_c = \omega/c_0 (\alpha + i\beta)$<br>avec $\begin{cases} \alpha = 1 + 0,1093(f/\sigma)^{-0,618} \\ \beta = -0,1597(f/\sigma)^{-0,618} \end{cases}$ | Impédance spécifique du fluide équivalent | [kg.m <sup>-2</sup> .s <sup>-1</sup> ] |
| $k_c = \omega / c_0(R + iX)$<br>avec $\begin{cases} R = 1 + 0,0699(f/\sigma)^{-0,632} \\ X = -0,107(f/\sigma)^{-0,632} \end{cases}$                   | Longueur d'onde dans le fluide équivalent | [m <sup>-1</sup> ]                     |



### ANNEXE C : NIVEAUX DE BRUIT DANS L'APPAREIL D'IRM

La Figure 35(a) montre les niveaux de pression acoustique par bande d'octave et globaux moyennés sur la durée de la séquence d'IRM « classique » (9 min et 5 s). Ces niveaux sont mesurés à l'aide du système déporté et corrigés par la fonction de transfert présentée à la section 4.1.1.2 pour obtenir les niveaux réels au centre de l'appareil d'IRM. La Figure 35(b) montre les mêmes niveaux de pression pour la séquence d'IRM « calme ».



**Figure 35. Niveaux de pression pour les séquences d'IRM (a) « classique » et (b) « calme ». Niveaux de pression par bande d'octave moyennés sur la durée des séquences (9 min 5 s), mesurés (■) et corrigés (■). Niveaux globaux résultants, mesurés (■) et corrigés (■).**

Ces résultats montrent que les niveaux globaux sont respectivement de 96 et 91 dBA pour les séquences « classique » et « calme ». En respectant la directive européenne et d'après l'équation (1), le participant peut être exposé à la séquence « classique » pendant 37 minutes et 48 secondes et à la séquence « calme » pendant 2 heures. Puisque les séquences d'IRM ne durent que 9 minutes et 5 secondes, elles peuvent toutes deux être utilisées pour imager le conduit auditif du participant en condition d'oreilles ouvertes. Comme la séquence « calme » ne

dégrade ni le contraste ni la résolution des images, elle est choisie pour réaliser ces images et pour garantir le confort du participant. À noter que le temps d'exposition total du participant comprend la séance d'imagerie des oreilles ouvertes, mais également quatre séances d'imagerie des oreilles occluses par les quatre bouchons décrits dans la section 4.1.1.3. Ces séances d'imagerie supplémentaires ne diminuent que de manière négligeable le temps d'exposition admissible par la directive européenne puisque le participant est protégé par les bouchons d'oreille lors de ces acquisitions.