



**HAL**  
open science

# Description et caractérisation des phénomènes impliqués dans la limitation des protections auditives lors d'impulsions de fort niveau.

Cyril Blondé-Weinmann

## ► To cite this version:

Cyril Blondé-Weinmann. Description et caractérisation des phénomènes impliqués dans la limitation des protections auditives lors d'impulsions de fort niveau.. Autre. Université Bourgogne Franche-Comté, 2023. Français. NNT : 2023UBFCA002 . tel-04842204

**HAL Id: tel-04842204**

**<https://theses.hal.science/tel-04842204v1>**

Submitted on 17 Dec 2024

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**THÈSE DE DOCTORAT DE L'ÉTABLISSEMENT UNIVERSITÉ BOURGOGNE FRANCHE-COMTÉ**  
**PRÉPARÉE À L'UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE DE BELFORT-MONTBÉLIARD**

École doctorale n°37

Sciences Physiques pour l'Ingénieur et Microtechniques

Doctorat de Mécanique

Par

**M. Blondé-Weinmann Cyril**

Description et caractérisation des phénomènes impliqués dans la limitation des protections auditives lors d'impulsions de fort niveau.

Thèse présentée et soutenue à L'Institut franco-allemand de recherches de Saint-Louis le 23 février 2023 à 14h.

**Composition du Jury :**

M. LAUDE Vincent	Directeur de recherche, CNRS/FEMTO-ST	Président
M. SGARD Franck	Chercheur senior, IRSST	Rapporteur
Mme. MEUNIER Sabine	Chargée de recherche HDR, CNRS/LMA	Rapporteur
M. ANDEOL Guillaume	Médecin, IRBA	Examineur
M. DOUTRES Olivier	Professeur, ETS	Examineur
M. ROTH Sébastien	Professeur des universités, UTBM	Directeur de thèse
Mme. ZIMPFER Véronique	Maître de recherche HDR, ISL	Co-directrice de thèse
M. JOUBAUD Thomas	Attaché de recherche, ISL	Co-encadrant de thèse
M. HAMERY Pascal	Maître de recherche, ISL	Invité



# Remerciements

Les travaux présentés dans ce mémoire ont été menés à l'Institut franco-allemand de recherches de Saint-Louis (ISL), au sein du groupe Acoustique et Protection du Combattant (APC). Ils résultent d'une collaboration avec le département Conception, Optimisation et Modélisation en Mécanique (COMM) du Laboratoire Interdisciplinaire Carnot de Bourgogne (ICB) localisé à Sevenans en France et de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) situé à Montréal au Canada.

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de thèse, Sébastien ROTH pour sa bonne humeur et son enthousiasme tout au long de son encadrement. Je lui suis particulièrement reconnaissant de m'avoir convaincu, à chaque étape, de valoriser les résultats au travers de publications et congrès qui m'ont permis de faire rapidement mes premiers pas dans le monde scientifique. En particulier, je le remercie pour son soutien infatigable face aux nombreux méandres administratifs qui ont jonché mon parcours doctoral. Je remercie également ma co-directrice, Véronique ZIMPFER pour son sens du détail et de l'analyse qui m'a permis d'apprendre tout au long de ces trois années et d'éviter de mauvaises interprétations scientifiques grâce à son expertise. Je tiens également à la remercier d'avoir cassé (involontairement, certes) les prototypes qui n'étaient pas aussi fonctionnels qu'ils en avaient l'air - la meilleure des occasions pour aller de l'avant. Je remercie également Thomas JOUBAUD, co-encadrant de ma thèse, pour son courage lors de ses nombreuses relectures de mes péripiéties scientifiques et sa disponibilité pour répondre à mes (nombreuses) questions tout au long de la thèse. Notamment, son aide lors des expérimentations a été plus qu'utile. Mes remerciements vont également à Pascal HAMERY, soutien fort et inébranlable tout au long de ma thèse. Ses bonnes questions, son expérience et sa confiance m'ont permis d'apprendre tant sur le plan scientifique que humain. Je lui suis très reconnaissant de m'avoir impliqué dans de nombreux projets connexes à la thèse et qui m'ont permis de cerner les véritables défis du monde de la recherche, et d'y prendre goût rapidement.

Je remercie tout particulièrement Pierre NAZ, chef du groupe APC de m'avoir permis de réaliser cette thèse et de m'avoir donné l'opportunité de présenter mes résultats dans de nombreuses conférences et congrès. Plus largement, je tiens à remercier toutes les personnes ayant contribué aux travaux de ma thèse, notamment Sébastien DE MEZZO pour son expérience et son aide remarquable dans la mise en place des protocoles expérimentaux utilisant des charges impulsionnelles de fort niveau et sans qui les résultats auraient été beaucoup plus difficiles à obtenir. J'ai également une pensée pour Stéphane HECK et sa mise en place de charges explosives pour lesquelles chaque détonation fut un succès. Je remercie également l'ensemble des sujets ayant participé à mes expérimentations plus ou moins agréables (soit pratiquement la majorité du groupe APC). Un merci aussi très spécial à mes chers compagnons de bureau, Christophe et Julien qui ont veillé à l'excellente ambiance au quotidien. Pour finir, je remercie profondément ma famille, en particulier ma mère, qui m'a soutenu pendant toute la durée de mes études.





# Résumé de la thèse

Il est d'usage de porter des protections auditives pour se prémunir des lésions irréversibles de l'oreille interne causées par les bruits continus ou impulsionnels de fort niveau. L'efficacité des protections est cependant limitée avec une atténuation parfois insuffisante dans des contextes militaires. La question de la détermination et la caractérisation des phénomènes impliqués directement ou indirectement dans les performances des protecteurs devient centrale.

La capacité de l'oreille à capter les ondes acoustiques aériennes et les convertir en ondes mécaniques est le point de départ de cette thèse. Les ondes réceptionnées par l'oreille externe se propagent à travers les tissus, contrariant l'idée que la conduction primaire par les voies aériennes serait seule responsable des limites de performances des protecteurs. Ainsi, d'autres supports suscitent un intérêt scientifique pour leur capacité à propager les ondes acoustiques, notamment les os, la peau, le cartilage et les fluides physiologiques. La conduction du son au travers de ces tissus et fluides est cependant difficile à appréhender expérimentalement et encore non reproduite par les têtes artificielles utilisées pour évaluer les protecteurs. C'est pourquoi, dans un premier temps, la capacité de diverses zones de l'oreille externe à induire une perception auditive a été évaluée expérimentalement à l'aide d'audiométries. Une attention particulière a notamment été portée à caractériser l'influence de la protection sur cette perception, plus significative lors d'une stimulation aux abords du protecteur. En parallèle, des modèles numériques utilisant la méthode des éléments finis en régime temporel ont permis d'étudier les caractéristiques de la propagation des ondes dans les tissus de l'oreille externe et les interactions indirectes entre ces ondes et le protecteur. Il en découle une propagation des ondes par la peau puis une sollicitation de la protection qui altère alors la pression dans le conduit. Le temps de propagation (par estimation du retard de transmission jusqu'à l'air du conduit occlus) a été évalué et une comparaison expérimentale a permis de vérifier le modèle.

Néanmoins, la conduction tissulaire ne peut expliquer à elle seule les limites observées lors de bruits impulsionnels de forts niveaux. D'autres phénomènes, telle la transmission de l'onde directement au travers du matériaux de la protection y contribuent également. Ces interactions directes entre l'onde impulsionnelle et la protection ont été très peu voire non étudiées jusqu'à présent. Ceci s'explique en partie par la complexité de l'évaluation expérimentale. Ainsi, dans ce contexte, un nouveau protocole expérimental permettant de mesurer le déplacement de la protection lors d'une explosion a été développé. Puis, les effets de transmission au travers de la protection ont été étudiés sous plusieurs conditions en utilisant une tête artificielle. Ceci a permis notamment d'évaluer les conséquences sur la pression et d'établir une relation linéaire entre pertes d'efficacité des protecteurs et déplacements de la protection dans le conduit auditif. Une corrélation essais/calculs a été menée à l'issue de cette campagne de tests, avec un focus sur l'influence de la position initiale de la protection sur l'altération de la pression sous le protecteur.

Ces phénomènes de conduction tissulaire et transmission au travers de la protection peuvent se combiner pour une même protection mais également entre chaque protection dans le cas du

port simultané d'un casque et de bouchons. Dans cette situation, une mesure expérimentale a permis de mettre en avant qu'une transmission au travers du casque induit une conduction tissulaire pouvant solliciter le bouchon dans le conduit. Ce couplage, difficile à appréhender, nécessite des études complémentaires afin d'améliorer d'une part sa prise en compte par les têtes artificielles, et d'autre part, la performance des protections auditives.

# Abstract

Hearing protection devices (HPDs) are conventionally used to protect against high-level continuous or impulse noises that could cause irreversible damage to the hearing system. However, the effectiveness of the HPDs is limited, with an attenuation sometimes insufficient in military contexts. The question of determining and characterizing the phenomena directly or indirectly involved in the performance of HPDs becomes crucial.

The ability of the ear to capture airborne acoustic waves and convert them into mechanical vibrations is the starting point of this thesis. The waves received by the external ear propagate through the tissues, contradicting the idea that primary conduction through the air pathways would be solely responsible for the performance limits of HPDs. Thus, other media are of scientific interest for their ability to propagate sound waves, including bone, skin, cartilage, and physiological fluids. However, sound conduction through these tissues and fluids is difficult to apprehend experimentally and still not reproduced by the artificial heads used to evaluate the HPDs. This is why, as a first step, the capacity of various zones of the external ear to induce hearing perception was experimentally evaluated using audiometry. Particular attention was given to the protection's influence on this perception, which is more significant when stimulation is near the HPD. In parallel, numerical models using the finite element method in transient regime allowed to study the characteristics of the wave propagation in the tissues of the external ear and the indirect interactions between these waves and the protector. It points to wave propagation through the skin and the protection stress, which then alters the pressure in the ear canal. The propagation time (by estimating the transmission delay to the air of the occluded canal) was evaluated, and an experimental comparison verified the model.

Nevertheless, tissue conduction alone cannot explain the limitations observed during high-level impulse noise. Other phenomena, such as the transmission of the wave directly through the protection material, also contribute. These direct interactions between the impulse wave and the HPD have been little or no studied until now. This is partly due to the complexity of the experimental evaluation. Thus, in this context, a new experimental protocol that measures the protection displacement facing an explosion has been developed. Then, the transmission effects through the protection were studied under several conditions using an artificial head. This made it possible to evaluate the consequences on the pressure and to establish a linear relationship between the HPD effectiveness loss and the HPD displacements in the ear canal. A test/calculation correlation was carried out at the end of this test campaign, focusing on the influence of the HPD initial position and the pressure alteration under the HPD.

Tissue conduction and transmission through the HPD can be combined for the same protection and between each protection in the case of the simultaneous wearing of an earmuff and earplugs. An experimental measurement has shown that transmission through the earmuff induces tissue conduction that can stress the plug in the ear canal. This coupling, difficult to apprehend, requires further studies to improve, on the one hand, its consideration by the artificial heads and, on the other hand, the performance of HPDs.



# Table des matières

<b>Table des matières</b>	<b>xii</b>
<b>Liste des tableaux</b>	<b>xiv</b>
<b>Liste des figures</b>	<b>xx</b>
<b>Liste des acronymes</b>	<b>xxi</b>
<b>I Introduction</b>	<b>1</b>
<b>II Chemins de transmission indirects</b>	<b>11</b>
<b>1 Seuils auditifs absolus induits par la conduction tissulaire</b>	<b>15</b>
1.1 Rétrospectives bibliographiques . . . . .	15
1.1.1 La notion de sonie . . . . .	15
1.1.2 Relation entre la conduction tissulaire et seuil auditif absolu . . .	16
1.1.3 Mesure du seuil auditif induit par conduction tissulaire . . . . .	20
1.1.4 Problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	20
1.2 Méthodologie expérimentale. . . . .	21
1.2.1 Transducteur électrodynamique. . . . .	21
1.2.2 Participants . . . . .	22
1.2.3 Audiométries . . . . .	23
1.2.4 Détermination du seuil auditif absolu . . . . .	24
1.2.5 Couplage transducteur-oreille externe . . . . .	26
1.3 Sensibilité de diverses zones de l'oreille externe . . . . .	27
1.3.1 Résultats comparatifs inter-zones des seuils auditifs induits . . .	27
1.3.2 Origines des différences de perception et conséquences . . . . .	28
<b>2 Rôle de la protection sur les seuils auditifs induits par conduction tissulaire</b>	<b>31</b>
2.1 Rétrospectives bibliographiques . . . . .	31
2.1.1 Définition de l'effet d'occlusion . . . . .	31
2.1.2 Paramètres influençant l'effet d'occlusion . . . . .	32
2.1.3 Approche théorique de l'effet d'occlusion. . . . .	32
2.1.4 Problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	33
2.2 Méthodologie expérimentale. . . . .	34
2.3 Altération des seuils auditifs par le bouchon . . . . .	35
2.3.1 Résultats des mesures . . . . .	35
2.3.2 Analyses et discussions. . . . .	36

2.4	Limites méthodologiques . . . . .	39
2.4.1	Rayonnement du transducteur . . . . .	39
2.4.2	Force statique d'appui . . . . .	42
2.4.3	Effets de latéralisation . . . . .	42
<b>3</b>	<b>Effets des interfaces physiologiques dans la propagation des ondes</b>	<b>45</b>
3.1	Rétrospectives bibliographiques . . . . .	45
3.1.1	Théorie de la propagation des ondes . . . . .	45
3.1.2	Exemple de modèle analytique de propagation 1D dans un ma- tériau multi-couches . . . . .	49
3.1.3	Les matériaux constitutifs de l'oreille externe . . . . .	50
3.1.4	Problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	52
3.2	Construction d'un modèle de propagation multi-couches mono-dimensionnel 53	
3.2.1	Motivations et géométrie du modèle . . . . .	53
3.2.2	Matériaux . . . . .	54
3.2.3	Entrée du modèle : onde impulsionnelle incidente . . . . .	54
3.2.4	Sortie du modèle : couche parfaitement adaptée (PML) . . . . .	54
3.2.5	Interactions acoustique-structure . . . . .	54
3.2.6	Maillage . . . . .	55
3.2.7	Solveur temporel . . . . .	55
3.3	Résultats et discussions . . . . .	56
3.3.1	Comparaison au modèle analytique . . . . .	56
3.3.2	Influence de l'épaisseur du matériau sur la propagation . . . . .	57
3.3.3	Structure tissulaire multi-couches avec la meilleure transmis- sion des ondes impulsionnelles . . . . .	58
<b>4</b>	<b>Estimation de la transmission à l'oreille externe par étude des délais</b>	<b>61</b>
4.1	Rétrospectives bibliographiques . . . . .	61
4.1.1	Modélisation de l'oreille externe en régime temporel . . . . .	61
4.1.2	Délais de transmission des ondes dans les tissus . . . . .	62
4.1.3	Problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	63
4.2	Développement d'un modèle bi-dimensionnel . . . . .	64
4.2.1	Géométrie et matériaux . . . . .	64
4.2.2	Conditions limites et équations du problème . . . . .	66
4.2.3	Maillage et solveur . . . . .	67
4.3	Protocole de mesure expérimental. . . . .	67
4.3.1	Sujets . . . . .	67
4.3.2	Transducteurs électrodynamiques et micro-sonde . . . . .	67
4.3.3	Stimulations . . . . .	69
4.3.4	Estimation du délai de transmission par la méthode à phase mi- nimale . . . . .	70
4.4	Délais de transmission estimés et calculés . . . . .	73
4.4.1	Délais numériques . . . . .	73
4.4.2	Délais expérimentaux . . . . .	74
4.4.3	Chemins de transmission indirects à l'oreille externe . . . . .	76

<b>III Chemins de transmission directs</b>	<b>81</b>
<b>5 Méthodologie de mesure des transmissions au travers du bouchon</b>	<b>85</b>
5.1 Rétrospectives bibliographiques . . . . .	85
5.1.1 Définitions des modes de transmission directes des ondes dans le bouchon . . . . .	85
5.1.2 Problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	86
5.2 Construction d'un nouveau protocole de mesure des déplacements d'un bouchon . . . . .	86
5.2.1 Aspects méthodologiques . . . . .	87
5.2.2 Tri-positionnement des capteurs de mesure . . . . .	89
5.2.3 Résultat de la décomposition de l'onde . . . . .	90
5.3 Vérification de la méthode de mesure . . . . .	91
5.3.1 Vérification pour le DECA avec la terminaison opposée ouverte . . . . .	92
5.3.2 Vérification pour le DECA avec la terminaison opposée occluse . . . . .	93
5.4 Paramètres influençant la mesure . . . . .	95
5.4.1 Position initiale du protecteur . . . . .	95
5.4.2 Influence de l'ajustement du bouchon . . . . .	96
5.4.3 Influence du niveau de pression crête . . . . .	97
5.4.4 Déplacement du support de conduit artificiel . . . . .	97
5.4.5 Limites et perspectives du protocole . . . . .	98
<b>6 Évaluation du comportement du bouchon lors d'impulsions</b>	<b>101</b>
6.1 Contexte, problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	101
6.2 Protocole expérimental . . . . .	102
6.2.1 Génération des impulsions . . . . .	102
6.2.2 Mesure du déplacement du bouchon . . . . .	102
6.2.3 Configurations étudiées . . . . .	103
6.3 Analyse du comportement du bouchon . . . . .	103
6.3.1 Cas du bouchon rigide . . . . .	104
6.3.2 Cas du bouchon en mousse . . . . .	105
6.3.3 Comparaison du comportement des protecteurs . . . . .	108
6.4 Relation entre pression dans le conduit et déplacements du bouchon . . . . .	109
6.4.1 Proportionnalité entre déplacement et pression . . . . .	109
6.4.2 Définition d'un nouveau paramètre de caractérisation . . . . .	112
6.4.3 Perspectives pour ce nouveau paramètre . . . . .	113
<b>7 Modélisation des phénomènes induits par sollicitations directes du protecteur</b>	<b>115</b>
7.1 Contexte, problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	115
7.2 Construction d'un modèle numérique de la transmission inertielle du bouchon . . . . .	116
7.2.1 Considérations géométriques et matériaux . . . . .	116
7.2.2 Condition limite d'entrée . . . . .	117
7.2.3 Couches parfaitement absorbantes . . . . .	117
7.2.4 Première approche élémentaire . . . . .	118
7.2.5 Perspectives dans le domaine de la modélisation des chemins de transmission directs . . . . .	120



7.3	Construction d'un modèle analytique de la transmission inertielle du bouchon : effet de l'insertion initiale . . . . .	122
7.3.1	Considérations théoriques . . . . .	122
7.3.2	Détermination de la souplesse du coupleur de l'ATF . . . . .	124
7.3.3	Correction par la souplesse de la terminaison . . . . .	125
<b>8</b>	<b>Couplage des interactions</b>	<b>129</b>
8.1	Rétrospectives bibliographiques . . . . .	129
8.1.1	Valeurs d'atténuation usuelles et paramètres d'influence . . . . .	129
8.1.2	Limitations imputées aux casques . . . . .	129
8.1.3	Intérêts et limites de la double protection . . . . .	130
8.1.4	Problématiques et objectifs du chapitre . . . . .	130
8.2	Méthode d'évaluation de la sollicitation directe induite par le casque . . . . .	131
8.2.1	Capteur de mesure du niveau de vibration . . . . .	131
8.2.2	Génération d'une onde impulsionnelle en laboratoire . . . . .	132
8.2.3	Sujets et protection . . . . .	132
8.2.4	Casques acoustiques . . . . .	132
8.2.5	Protocole expérimental de mesure . . . . .	132
8.3	Sollicitations indirectes induites et couplage . . . . .	134
8.3.1	Variation de l'atténuation intra et inter-individuelle . . . . .	134
8.3.2	Atténuation de la vibration moyenne des tissus de l'oreille externe . . . . .	135
8.3.3	Couplage inter-sollicitations . . . . .	136
<b>IV</b>	<b>Conclusion</b>	<b>139</b>
<b>V</b>	<b>Annexes</b>	<b>145</b>
<b>A</b>	<b>Physiologie de la conduction aérienne</b>	<b>147</b>
<b>B</b>	<b>Mécanismes de perceptions tissulaires</b>	<b>153</b>
<b>C</b>	<b>Liste des publications</b>	<b>159</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>159</b>

# Liste des tableaux

1.1	Caractéristiques dimensionnelles des transducteurs . . . . .	22
1.2	Localisation de la stimulation conduisant aux seuils auditifs absolus les plus élevés et faibles en fonction de la fréquence . . . . .	29
2.1	Différence absolue (en dB) entre l'oreille ouverte et l'occlusion complète de l'oreille pour le couplage transducteur-mastoïde et transducteur-tragus. . . . .	35
2.2	Caractéristiques des matériaux en contact avec les transducteurs. Les caractéristiques des matériaux utilisés pour la fabrication des <i>Oreilles Artificielles</i> (OA) ne sont pas connues. . . . .	40
3.1	Propriétés mécaniques des matériaux . . . . .	52
4.1	Vitesse de propagation des ondes longitudinales et transversales dans les tissus de l'oreille externe déterminées à partir des équations 3.12 et 3.13 ainsi que des propriétés mécaniques reportées dans le Tableau 3.1. . . . .	63
4.2	Dimensions géométriques principales des domaines. . . . .	65
4.3	Propriété matériaux utilisées pour le tympan et silicone. . . . .	66
4.4	Estimation des délais issus de la simulation numérique lors de la stimulation à l'arrière de la conque et du tragus. . . . .	74
4.5	Retards de transmission (en ms) estimés lors d'une stimulation à l'arrière de la conque pour les seize sujets et cinq motifs temporels. . . . .	75
4.6	Retards de transmission (en ms) estimés lors d'une stimulation au tragus pour les seize sujets et cinq motifs temporels. . . . .	75
4.7	Délais numériques et expérimentaux estimés lors d'une stimulation mécanique à l'arrière de la conque et au tragus. La variation relative entre les deux résultats est indiquée en dernière colonne. Les résultats expérimentaux moyens sont indiqués plus ou moins leur écart-type. . . . .	76
5.1	Caractéristiques de la charge (masse et type) et niveaux générés par sa détonation. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des ondes impulsionnelles sont visibles sur la Figure 5.1. . . . .	87
5.2	Caractéristiques distancielle et temporelle des paramètres entrant dans le positionnement des capteurs. Ici, une vitesse de propagation dans l'air de 343 m/s a été utilisée. Les écarts de temps d'arrivée des ondes observés sur la Figure 5.5 ci-après s'expliquent notamment par la vitesse de propagation des ondes dans l'air plus élevée aux abords de la source. Les durées des perturbations $T_{P1}$ et $T_{P2}$ ont été estimées à partir de précédentes mesures effectuées à l'ISL. . . . .	91

5.3	Comparaison des déplacements évalués avec la caméra rapide et le VL dans le cas du conduit artificiel ouvert. Les valeurs positives correspondent au déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. La dernière colonne, indépendante des autres, indique l'écart relatif moyen (en %) et correspond à la moyenne des écarts relatifs entre les mesures par CR et VL pour chaque mesure. . . . .	92
5.4	Comparaison des déplacements évalués avec la CR et le VL dans le cas du conduit artificiel occlus de 22,7 cm. Les valeurs positives correspondent au déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. La dernière colonne, indépendante des autres, indique l'écart relatif moyen (en %) et correspond à la moyenne des écarts relatifs entre les mesures par CR et VL pour chaque mesure. . . . .	94
6.1	Caractéristiques moyennes des charges et propriétés résultantes de l'impulsion à 7 m. Le niveau des impulsions indiqué est une moyenne pouvant très légèrement varier d'une mesure à une autre. La dernière colonne répertorie les dynamiques de mesure du vibromètre-laser utilisées pour chaque niveau. .	102
6.2	Caractéristiques des bouchons utilisés. . . . .	102
6.3	Pression et niveaux crête extérieurs, pression et niveaux crête intérieurs ainsi que le déplacement maximal de la face externe du <b>bouchon rigide en ABS</b> . Le NR crête (ou réduction du bruit crête) a été indiqué à la dernière colonne.	110
6.4	Pression et niveaux crête extérieurs, pression et niveaux crête intérieurs ainsi que le déplacement maximal de la face externe du <b>bouchon souple en MP</b> . Le NR crête (ou réduction du bruit crête) a été indiqué à la dernière colonne. . . . .	110
6.5	$\beta$ estimé à partir du comportement des bouchons d'oreille rigide et déformable.	112
7.1	Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la modélisation simplifiée du DECA. . . . .	117
7.2	Points de référence d'une impulsion de type Friedlander unitaire. . . . .	117
7.3	Niveau maximal dans le conduit occlus ( $N_{in}$ ) avec un bouchon en ABS, mesuré expérimentalement à l'aide de la tête artificielle et déterminé analytiquement lors d'une impulsion de fort niveau déplaçant la protection dans le conduit. Le modèle analytique considère un volume équivalent mimant la souplesse du tympan déterminé pour une impulsion de 177 dB-crête (erreur relative nulle). Une longueur initiale libre du conduit $L_0 = 10$ mm a été considérée. . . . .	125

# Table des figures

1	Evolution des protections auditives. . . . .	4
2	Limite de protection des bouchons en mousse de polyuréthane EAR-Classic de 3M (données du fabricant). Limite de protection atteinte en double protection (bouchon+casque) [1]. La zone bleue non opaque indique la plage de protection théorique maximale qui pourrait être conférée par les protecteurs passifs ([2, 3, 4, 5]). Toutes ces limites sont définies pour des bruits continus.	6
3	Chemins de la transmission des ondes impulsionnelles au travers des protecteurs auditifs. 1 - <i>Chemin de transmission direct : transmission directement au travers de la protection. Une flèche droite représente ici un mouvement de corps rigide du protecteur tandis qu'une flèche ondulée représente une déformation du protecteur.</i> 2 - <i>Chemin de transmission indirect : transmission par l'intermédiaire des tissus de l'oreille externe.</i> 3 - <i>Couplage inter-sollicitations (uniquement dans le cas d'un bouchon et d'un casque portés simultanément) : génération d'une seconde transmission par les conséquences d'une transmission de même nature ou de nature différente.</i> . . . . .	8
AP.1	Illustration des chemins de transmission impliquant les tissus biologiques à l'oreille externe. 1 - Conductions tissulaires internes : propagation des ondes jusqu'à la cochlée par des chemins tissulaires. 2 - Conductions tissulaires externes : propagation des ondes jusqu'au conduit auditif par des chemins tissulaires. 3 - Sollicitation par conduction tissulaire : interactions indirectes entre l'onde impulsionnelle et la protection auditive. . . . .	13
AP.2	Flowchart de la première partie du mémoire. . . . .	14
1.1	Courbes d'isotonie (ou courbes de sensation d'égale intensité) normalisées [6].	16
1.2	Chemins de propagation et conductions associées en fonction du type de stimulation . . . . .	17
1.3	Interfaces des transducteurs $T_1$ (à gauche) et $T_2$ (à droite). Les surfaces de vibration sont hachurées en bleu foncé. . . . .	22
1.4	Illustration schématique d'une audiométrie réalisée avec un transducteur électrodynamique. . . . .	23
1.5	Illustration schématique de la propagation des ondes dans l'air lors d'une stimulation aérienne avec un casque. La fonction de transfert $H_{air}$ associée à cette propagation est précisée. . . . .	24
1.6	Schéma-bloc correspondant à l'obtention d'un seuil auditif lors d'une audiométrie par stimulation aérienne (en oreille ouverte). . . . .	24
1.7	Illustration schématique de la propagation des ondes dans les tissus et le bouchon lors d'une stimulation solidienne avec un transducteur à une zone cartilagineuse de l'oreille externe. La fonction de transfert $H_{tr/cart}$ associée à cette propagation est précisée. . . . .	25
1.8	Schéma-bloc correspondant à l'obtention d'un seuil de perception auditif lors d'une audiométrie par stimulation solidienne (en oreille occluse). . . . .	25

1.9	Positions étudiées : (a.) mastoïde, (b.) tragus, (c.) arrière de la conque, (d.) lobe, (e.) fosse scaphoïdale. . . . .	26
1.10	Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-cartilage $H_{tr/cart}$ avec stimulation à l'oreille droite occluse avec le transducteur $T_1$ . Le graphique prend comme référence à 0 dB la valeur au tragus à 1 kHz pour une comparaison inter-positions. . . . .	28
1.11	Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-cartilage $H_{tr/cart}$ avec stimulation à l'oreille droite occluse avec le transducteur $T_2$ . Le graphique prend comme référence à 0 dB la valeur au tragus à 1 kHz pour une comparaison inter-positions. . . . .	28
2.1	Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-mastoïde $H_{tr/mast}$ à l'oreille droite avec les transducteur $T_1$ et $T_2$ pour trois conditions d'occlusion. Les graphiques prennent la condition d'occlusion ipsilatérale à 1 kHz comme référence 0 dB. Les zones non opaques représentent l'écart-type. . . . .	36
2.2	Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-tragus $H_{tr/trag}$ à l'oreille droite avec les transducteur $T_1$ et $T_2$ pour trois conditions d'occlusion. Les graphiques prennent la condition d'occlusion ipsilatérale à 1 kHz comme référence 0 dB. Les zones non opaques représentent l'écart-type. . . . .	37
2.3	Schéma de l'expérience de mesure des seuils auditifs induits par un transducteur. Le transducteur délivre une excitation solidienne aux tissus de l'oreille externe par une transmission des vibrations et une excitation aérienne par rayonnement. . . . .	38
2.4	Procédure de mesure du rayonnement du transducteur. . . . .	40
2.5	Réponse fréquentielle du niveau moyen de radiation aérienne pour les transducteurs $T_1$ et $T_2$ (en dB arbitraire). Les zones non opaques représentent l'écart-type. . . . .	41
3.1	Représentation schématique de la transmission et réflexion d'une onde incidente à l'interface entre deux entités à l'impédance différente. . . . .	48
3.2	Représentation schématique de la transmission et réflexion des ondes dans la <i>Structure 1</i> . . . . .	49
3.3	Représentation schématique du modèle géométrique. Les couches $C_i$ correspondent à des milieux aux propriétés différentes et de longueur $L_i$ . . . . .	53
3.4	Représentation des éléments et des noeuds en fonction de leur ordre et leur géométrie. . . . .	55
3.5	Pression acoustique suite à la propagation d'une impulsion Gaussienne de 1 Pa au travers d'un système multi-couches contenant deux interfaces (air-peau et peau-air). La longueur de la première couche (air) est 20 cm, la longueur de la deuxième couche (peau) est 1 mm. Le point de visualisation de la pression est à la 2e interface. . . . .	57
3.6	Comparaison temporelle de la transmission d'une onde impulsionnelle au travers d'une couche de peau de différentes épaisseurs. La pression est calculée après la seconde interface (peau-air). . . . .	58
3.7	Représentation schématique des 6 chemins supposés à l'oreille externe. Pour une meilleure lisibilité, le schéma n'est pas à l'échelle. . . . .	59

3.8	Comparaison temporelle de la transmission d'une onde impulsionnelle au travers des six éprouvettes tissulaires explicitées par la Figure 3.7. La pression est évaluée au niveau de la dernière interface avec l'air. . . . .	59
4.1	Répartition géométrique des huit domaines. . . . .	64
4.2	Conditions aux limites du modèle. . . . .	66
4.3	Transducteur à gauche, sonde microphonique avec le bouchon d'oreille utilisé pendant l'expérience à droite. . . . .	68
4.4	Localisation de la stimulation du transducteur : (a) arrière de la conque, (b) tragus/pré-tragus. . . . .	69
4.5	Schématisme du protocole de mesure : une onde délivrée par un transducteur à l'oreille externe se propage dans les tissus et se reconduit dans le conduit occlus par un bouchon dans lequel un micro-sonde mesure la variation de pression. . . . .	69
4.6	Algorithme d'estimation du retard pur par la méthode de phase minimale qui consiste à modéliser le milieu de propagation par un système à minimum de phase $H(\omega)$ et un retard pur correspondant à un nombre d'échantillons $\tau$ . L'erreur quadratique $\varepsilon$ de la fonction de transfert entre la stimulation $X$ et le signal mesuré $Y$ est évaluée en remplaçant successivement un échantillon après l'autre du signal mesuré $Y$ par une valeur nulle. Lorsque l'erreur quadratique entre la fonction de transfert de référence et la fonction de transfert où le signal mesuré est traité diverge, le retard pur a été dépassé et peut être quantifié. . . . .	71
4.7	Traitement du signal pour la détermination du retard pur. . . . .	72
4.8	Pression acoustique au centre de la surface libre du conduit auditif 2D (en Pa). . . . .	73
4.9	Évolution de la pression acoustique (en Pascal, échelle de gauche) et de la pression mécanique (en Pascal, échelle de droite), dans le modèle 2D de l'oreille externe. Les gammes de couleurs ont été ajustées pour une meilleure visibilité des faibles pressions (les valeurs maximales des échelles ne correspondent pas aux maximums absolus). . . . .	73
4.10	Représentation schématique des chemins de propagation majeurs pour atteindre l'air du conduit auditif occlus lors d'une stimulation à la peau de l'oreille externe. Les flèches doubles correspondent à des micro-déplacements du bouchon. . . . .	78
AP.2	Illustration des chemins de transmission directs. 1 - Effets inertiels : transmission de l'onde au travers de la protection considérée comme un corps rigide. 2 - Effets de déformation : transmission de l'onde au travers de la protection par propagation de déformations. . . . .	83
AP.2	Flowchart de la deuxième partie du mémoire. . . . .	84
5.1	Onde impulsionnelle de type Friedlander mesurée à 7.0 m à l'aide d'une sonde de pression pour une charge de 70g et 220g de C4. . . . .	87
5.2	Photo du <i>Dispositif Expérimental de Conduit Artificiel</i> (DECA) avec grossissement autour de la zone du protecteur. . . . .	88
5.3	Représentation schématique du DECA soumis à une <i>Impulsion de Fort Niveau</i> (IFN). . . . .	89

5.4	Positionnement de la source, du DECA et des capteurs. Le capteur de pression de référence est une sonde fabriquée à l'ISL à partir d'un capteur à quartz KISTLER-6031. . . . .	90
5.5	Vitesse mesurée avec le VL pour laquelle les distances entre les capteurs et la source indiquées dans le Tableau 5.2 permettent une distinction des perturbations et du signal désiré. . . . .	91
5.6	Déplacements et spectres des vitesses mesurés avec le VL pour un conduit artificiel ouvert, un bouchon en ABS de 8.05 mm de diamètre et une impulsion de 172 dB-crête. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. Les valeurs obtenues avec la caméra rapide sont listées dans le Tableau 5.3. . . . .	93
5.7	Déplacement et spectre des vitesses mesurés avec le VL pour un conduit artificiel occlus de 22,7 cm, un bouchon en ABS de 8.05 mm de diamètre et une impulsion de 172 dB-crête. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. Les valeurs obtenues avec la caméra rapide sont listées dans le Tableau 5.4. . . . .	94
5.8	Mesure du VL pour un conduit auditif ouvert, un bouchon d'oreille ABS de 8.05 mm de diamètre et une onde incidente impulsionnelle de 172 dB-crête pour les deux conditions de position initiale du bouchon. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. . . . .	96
5.9	Mesure du VL pour un conduit auditif fermé de 3 cm de long, des bouchons d'oreille ABS de deux diamètres et une stimulation par niveau d'impulsion de 172 dB-crête de pression. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. . . . .	96
5.10	Mesure du VL pour un conduit auditif fermé de 3 cm de long, un bouchon d'oreille en ABS de 8,05 mm de diamètre et une condition de stimulation de deux niveaux d'impulsion 172 et 176 dB-crête. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. . . . .	97
5.11	Déplacement du support DECA lors d'une impulsion de 172 dB. La prise de mesure a été réalisée à 1 mm à droite de l'entrée du conduit. . . . .	98
6.1	Vitesse moyenne du bouchon d'oreille rigide en ABS et pression moyenne résultante dans le conduit auditif de l'ATF pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif. . . . .	104
6.2	Vitesse moyenne du bouchon d'oreille en MP BILSOM et pression moyenne résultante dans le conduit auditif pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif. . . . .	105
6.3	Vitesse moyenne du bouchon d'oreille en MP BILSOM pendant la première milliseconde et pression moyenne résultante dans le conduit auditif pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif. Les phases d'insertions (résultantes d'une vitesse positive) ont été numérotées de 1 à 3. . . . .	106

6.4	Pression moyenne dans le conduit occlus par le bouchon d'oreille en MP BILSOM pendant les 25 premières millisecondes pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. . . . .	106
6.5	Vitesses moyennes du bouchon rigide en ABS et du bouchon en MP ainsi que les pressions consécutives dans le conduit auditif de la tête artificielle pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif. . . . .	108
6.6	Spectre des vitesses du bouchon rigide en ABS et du bouchon en MP pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. . . . .	109
6.7	Déplacements maximums et pressions crêtes résultantes dans le conduit auditif pour divers pressions crêtes impulsionnelles et pour deux types de bouchons.	111
6.8	Valeur de la pression crête dans le conduit auditif occlus en fonction du déplacement maximal de la protection dans ce conduit pour deux types de bouchons (en ABS et en MP). . . . .	112
7.1	Représentation schématique du DECA en 3D puis par une approche 2D axisymétrique. Le terme "PML" se réfère à une condition de couche parfaitement absorbante, dont les caractéristiques sont décrites à la sous-section 7.2.3. . . . .	116
7.2	Déplacement du bouchon sur sa face extérieure lors d'une impulsion de 172 dB-crête mesuré dans le conduit DECA et calculé numériquement pour un DECA simplifié et une géométrie bi-dimensionnelle axisymétrique. . . . .	120
7.3	Représentation schématique du problème théorique d'enfoncement de la protection dans le conduit auditif consécutivement à une impulsion de fort niveau. La souplesse tympanique est traduite ici par l'allongement du conduit d'une longueur abstraite $L_s$ . . . . .	123
7.4	Évolution de $\beta$ (coefficient traduisant l'influence du déplacement d'un micromètre sur la pression en Pascal) en fonction de la position initiale de la protection en terme d'enfoncement ( $L_c - L_0$ ), sur la base d'un conduit de 25 mm de longueur, dans le cadre des hypothèses $H_1$ et $H_2$ . . . . .	124
7.5	Évolution de $\beta$ (sous les hypothèses $H_1$ et $H_2$ ) et $\beta$ corrigé (sous les hypothèses $H_1$ et $H_{2,cor}$ ) en fonction de la position initiale de la protection en terme d'enfoncement ( $L_c - L_0$ ), sur la base d'un conduit de 25 mm de longueur. . . . .	126
8.1	Positionnement du capteur à l'arrière de la conque. . . . .	133
8.2	Illustration schématique de l'expérience. . . . .	133
8.3	Exemple d'atténuation de la vibration pour un sujet choisi arbitrairement et le casque 1. . . . .	134
8.4	Exemple d'atténuation de la vibration pour le même sujet choisi arbitrairement et le casque 2. . . . .	135
8.5	Atténuations moyennes des vibrations sur les huit sujets pour les deux casques. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance de la moyenne. ( $\pm 2\sigma/\sqrt{n}$ ) . . . . .	136
8.6	Représentation schématique du problème de couplage inter-sollicitations en double protection. . . . .	136



A.1.1 Représentation schématique de l'oreille externe (d'après Dancer et al. (2016) [7]). . . . .	147
A.1.2 Représentation schématique de l'oreille moyenne (d'après Dancer et al. (2016) [7]). (1) marteau (2) ligament du marteau (3) enclume (4) ligament de l'enclume (5) muscle de l'étrier (6) platine de l'étrier (7) tympan (8) trompe d'Eustache (9) muscle du marteau (10) corde du tympan sectionnée. . . . .	148
A.1.3 Représentation schématique de l'oreille interne (d'après Dancer et al. (2016) [7]). (1) canal antérieur (2) ampoule (du même canal) (3) ampoule (canal horizontal) (4) saccule (5) canal cochléaire (6) hélicotrème (7) canal latéral (horizontal) (8) canal postérieur (9) ampoule (canal postérieur) (10) fenêtre ovale (11) fenêtre ronde (12) rampe vestibulaire (13) rampe tympanique (14) utricule. . . . .	149
A.1.4 Coupe des rampes tympaniques et vestibulaires et du canal cochléaire (d'après Davis et al. (1951) [8]). . . . .	150
A.1.5 Coupe schématique du canal cochléaire en haut et de l'organe de Corti en bas (d'après Davis et al. (1951) [8]). . . . .	150
A.2.1 Le chaine ossiculaire (selon Garcia (2017) [9]). . . . .	154
A.2.2 Déplacements des fluides dans les rampes de la cochlées sous les phénomènes de compression et d'extension (d'après Davis et al. (1951) [8], modifié). . . . .	155
A.2.3 Gamme de fréquences de considération des mécanismes de conduction osseuse	158

# Liste des acronymes

**ABS** : Acrylonitrile Butadiène Styrène

**ANR** : (Active Noise Reduction) atténuation active du bruit

**ATF** : (Acoustic Test Fixture) tête artificielle

**CR** : Caméra Rapide

**DECA** : Dispositif Expérimental de Conduit Artificiel

**F-MIRE** : (Field-Microphone In Real Ear) méthode à microphone dans l'oreille réelle de terrain

**IFN** : Impulsion de Fort Niveau

**IL** : (Insertion Loss) perte par insertion

**ISL** : Institut franco-allemand de recherches de Saint-Louis

**MIRE** : (Microphone In Real Ear) méthode à microphone dans l'oreille réelle

**MP** : Mousse Polyuréthane

**NR** : (Noise Reduction) réduction du bruit

**OA** : Oreille Artificielle

**PML** : (Perfect Matched Layer) couche parfaitement absorbante

**REAT** : (Real Ear Attenuation Threshold) méthode de déplacement du seuil d'audition

**SNR** : (Single Number Rating) indice d'évaluation

**VL** : Vibromètre-Laser





# Introduction



## **Contexte socio-historique : origines et démocratisation de la protection auditive**

L'exposition pendant une durée courte ou prolongée à un bruit de fort niveau peut causer des dommages irréversibles de l'appareil auditif. Utiliser des protections auditives est devenue aujourd'hui un geste commun qui tire ses origines de la légende d'Ulysse.

### **De la légende à l'antiphone : genèse de la protection auditive**

Les premières traces de l'utilisation d'une protection auditive remonte à l'Odyssée d'Homère où Ulysse, roi d'Ithaque eut l'idée d'obturer les conduits auditifs de l'équipage de son navire de cire d'abeille afin d'éviter les chants ensorcelants des sirènes [10]. Plusieurs centaines d'années plus tard, à la fin du XIX<sup>e</sup> siècle, la pollution sonore devint un véritable mal invisible. Plusieurs brevets pour des protections auditives (appelées antiphones à cette époque) furent déposés à cette période [11, 12, 13, 14]. Bien que préliminaire, cette innovation possédait déjà les mêmes objectifs que les protections modernes : occlure le conduit auditif afin de limiter la propagation de l'onde sonore au sein de l'organe de l'audition. En 1907, l'entreprise Ohropax développa une protection s'adaptant à la forme du conduit : des boules de cire inspirées de la légende d'Ulysse [10]. Cette évolution marque un véritable tournant pour les protections, bien que leur utilisation demeure impopulaire. Dans le milieu militaire, par exemple, il était courant de penser qu'une tolérance au bruit pouvait se développer [15]. Cette idée perdura jusqu'au début du XX<sup>e</sup> siècle. Néanmoins, pendant la première guerre mondiale, les soldats subissaient des contraintes sonores importantes ayant conduit à de nombreux handicaps auditifs [15].

### **Démocratisation : le rôle de l'armée et des industries**

Suite à l'augmentation de la surdité dans les rangs des armées, de nouvelles solutions sont alors apparues. En Allemagne, l'armée allemande adopta les protections Ohropax pour protéger ses soldats dès 1916 [10]. En parallèle, en Angleterre, les "Ear Defenders" (en laiton) de Mallock Armstrong sont distribués par l'armée britannique. Au début des années 1940, l'armée américaine formula les premières recommandations sur la protection auditive, point de départ d'une utilisation plus massive dans les années suivantes dans le cadre militaire. En effet, encore dans le milieu du XX<sup>e</sup> siècle, les tireurs utilisaient communément des cartouches vides en guise de protection. L'industrie a cependant rapidement permis de développer de nouvelles solutions moins rudimentaires [16] tels que les bouchons en mousse. Ces bouchons en mousse à mémoire de forme (en général, mousse de polyuréthane) étaient d'abord à géométrie universelle. D'autres modèles de formes et caractéristiques différentes sont apparus par la suite, tels que les bouchons à ailettes (en silicone).

Une évolution majeure des protections auditives consiste en leur adaptation aux différentes morphologies. Un exemple serait les bouchons "Ear Warden V-51R" introduits à la fin de la seconde guerre mondiale et qui étaient déclinés en trois différentes tailles pour s'adapter aux dimensions des conduits auditifs [15]. Cette adaptation morphologique est poussée à son paroxysme avec les protections moulées correspondant à l'impression morphologique d'une oreille donnée. Aujourd'hui encore, il s'agit de la protection passive considérée comme la plus efficace. Une illustration de chacune des protections auditives mentionnées auparavant est présentée sur la Figure 1. Une protection passive permet d'atténuer le bruit extérieur sans contribution énergétique (traitement électronique, par exemple). Par opposition, des protections actives ont été également développées, avec notamment l'ajout d'un système de réduction active du bruit (appelé *ANR* ou *Active Noise Reduction*). Ce système permet d'améliorer les performances des protecteurs auditifs dans le domaine des basses fréquences, domaine où la protection passive est la moins efficace. En parallèle, des casques acoustiques sont également utilisés comme protection auditive. Composés de deux coquilles qui englobent les oreilles, ils s'ajustent hermétiquement sur le crâne de l'auditeur à l'aide de leurs coussinets souples. La mousse absorbante contenue dans les coquilles amortit les ondes acoustiques sous la coquille. L'efficacité des casques reste tributaire de la morphologie par le lien que le casque effectue avec l'oreille externe. En cas de port de lunettes, par exemple, une fuite d'air pourrait provoquer une baisse de la performance surtout dans les basses fréquences.

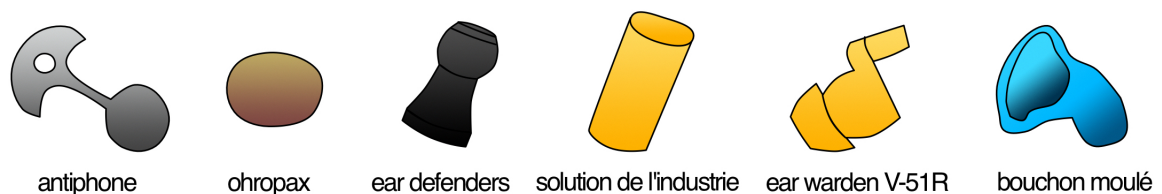


Figure 1 – Evolution des protections auditives.

## Aspects réglementaires et critères d'efficacité

L'évolution des protections auditives est conditionnée par leurs points faibles : au delà du confort d'utilisation, les protections réduisent l'intelligibilité et les capacités de communication. Elles restent cependant essentielles à la préservation du système auditif. L'impact d'un bruit sur le système auditif dépend de trois critères de risque : sa nature, son niveau et la durée d'exposition.

Dans le cas de bruits de type continus, le niveau sonore moyen reste constant pendant une longue durée (signaux stationnaires). Ce niveau est qualifié par une échelle des décibels de pondération A (notée dB(A)) reflétant l'audibilité humaine moyenne pour des sons de fréquences différentes. Ainsi, 0 dB(A) correspond au seuil de perception de chaque fréquences. Dans l'industrie comme dans le contexte militaire, des occurrences sonores supérieures à 100 dB(A) surviennent régulièrement. Les chars, par exemple, infligent à leurs occupants des bruits continus atteignant 106 dB(A) [17]. La durée d'exposition sans protection avant lésion

irréversible de l'appareil auditif est tributaire du niveau du bruit. Elle peut-être de quelques heures à 80 dB(A) et quelques minutes à 100 dB(A). Mais ce temps peut être beaucoup plus court. Par exemple, le niveau peut atteindre 117 dB(A) aux abords d'un hélicoptère [17]. Quelques secondes suffisent alors à induire des dommages irrémédiables.

Il est raisonnable de penser que plus le niveau augmente et moins la durée d'exposition doit être longue pour générer des pertes. C'est notamment le cas lorsque l'énergie acoustique se concentre en une durée très courte : les bruits deviennent impulsionnels. Ils se caractérisent par une évolution très rapide de l'amplitude de l'onde (quelques millisecondes tout au plus) avec un pic de pression d'amplitude remarquablement élevée. Le tir d'une arme à feu est un exemple de ce type de bruit. Pour décrire ces bruits, le niveau crête de l'onde de pression (dB-crête) est souvent utilisé. À la différence du dB(A), le niveau crête ne tient pas compte de pondérations fréquentielles. Sur les champs de bataille, les bruits impulsionnels peuvent atteindre, par exemple, des niveaux jusqu'à 190 dB-crête pour des armes de type anti-blindage et anti-personnel [17]. Dans cette situation, sans protection, un traumatisme sonore aigu est inéluctable et irrémédiable.

Dans le domaine civil, le code du travail encadre l'exposition prolongée à ces bruits continus et impulsionnels de fort niveau. Des protections sont obligatoires en prévention dès lors que l'exposition moyenne pendant 8 heures consécutives dépasse 80 dB(A) ou qu'une exposition impulsionnelle de niveau crête supérieur à 135 dB(C) peut survenir (où la pondération C, généralement utilisée pour la mesure du niveau crête, correspond à un filtre passe-bande dont les fréquences de coupure sont 30 Hz et 8 kHz).

## **Limitation des protections auditives**

L'efficacité de ces protections se juge par l'atténuation du niveau sonore qu'elles confèrent. Une limite théorique de l'atténuation maximale des bruits continus qu'il est possible d'atteindre est présentée par la zone bleue non opaque dessinée sur la Figure 2. Cette limite est proposée sur la base d'une compilation d'évaluations de diverses natures (notamment des seuils auditifs et de la conduction tissulaire) [2, 3, 4, 5].

Cette atténuation théorique serait suffisante pour la majorité des situations civiles et industrielles et apparait dès lors comme un objectif pour les protecteurs auditifs. Cependant, en pratique, les bouchons acoustiques offrent des niveaux d'atténuation bien inférieurs à cette limite théorique et compris en moyenne entre 20 et 40 dB selon leur type (bouchon en mousse, en silicone ou encore en acrylique). L'ajout d'un casque acoustique en plus d'un bouchon, permet parfois d'améliorer l'atténuation conférée [1] mais celle-ci reste inférieure à la limite théorique maximale, particulièrement à basses fréquences. Par ailleurs, l'atténuation conférée par les protecteurs passifs dépend des caractéristiques de la stimulation [18, 19]. Par exemple, la protection lors de bruits impulsionnels peut varier en fonction de la répartition fréquentielle de l'énergie [20], ce qui rend difficile la définition d'une limite pour toutes les impulsions, d'autant que la mesure de l'atténuation est tributaire de la méthodologie employée et de ses limites.



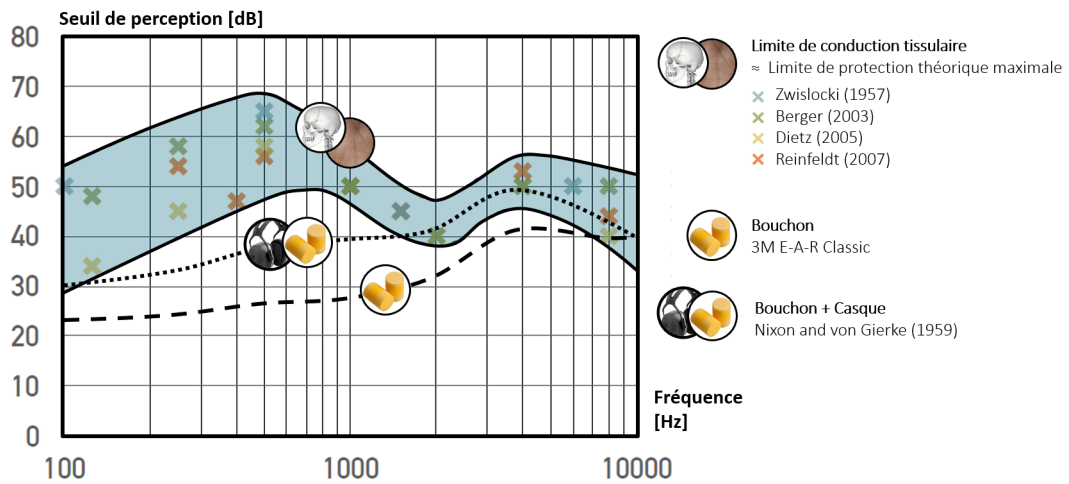


Figure 2 – Limite de protection des bouchons en mousse de polyuréthane EAR-Classic de 3M (données du fabricant). Limite de protection atteinte en double protection (bouchon+casque) [1]. La zone bleue non opaque indique la plage de protection théorique maximale qui pourrait être conférée par les protecteurs passifs ([2, 3, 4, 5]). Toutes ces limites sont définies pour des bruits continus.

## Méthodologies et limites de l'évaluation des protecteurs passifs

Différentes méthodes permettent de déterminer les performances d'une protection auditive. La plus utilisée est la méthode d'atténuation réelle au seuil d'audition ou méthode de déplacement du seuil d'audition (*Real-Ear Attenuation at Threshold* ou REAT) [21]. Seule méthode normalisée [22], elle consiste à estimer le seuil de perception auditif à l'aide d'audiométries en champ diffus, en demandant à un auditeur de détecter des sons centrés sur différentes fréquences sans et avec la protection pour déterminer la perte par insertion (*Insertion Loss* ou IL) réelle réalisée par cette dernière [19]. L'avantage de cette méthode est qu'elle prend en compte l'atténuation directement perçue. Elle est la seule méthode normalisée et donc la seule utilisée par les fabricants. Il s'agit cependant d'une méthode subjective dont la reproductibilité dépend de l'expérience et de l'état des auditeurs prenant part à l'évaluation. Un second inconvénient de cette méthode est qu'elle est peu adaptée à l'évaluation des basses fréquences (inférieures à 125 Hz) du fait qu'il soit difficile de percevoir correctement ces fréquences en raison du masquage par les bruits physiologiques lorsque l'oreille est occluse. Enfin, la mesure du seuil auditif est réalisée sur les deux oreilles simultanément, l'atténuation mesurée correspond donc au minimum de l'atténuation obtenue pour les deux oreilles.

Il existe également des méthodes d'évaluation objectives comme la méthode à microphone dans l'oreille réelle (*Microphone In Real Ear* ou MIRE) [21]. Indépendante de l'auditeur, elle consiste à mesurer la perte d'insertion, comme la méthode REAT, mais en évaluant la pression sonore au tympan sans et avec la protection à l'aide d'une sonde microphonique. La mesure au tympan est délicate et réservée à des conditions de laboratoire. Une méthode de terrain de la méthode à microphone dans l'oreille réelle (*Field-MIRE* ou F-MIRE) consiste à mesurer une approximation de l'affaiblissement sonore (*Noise Reduction* ou NR) entre l'extérieur et le canal auditif protégé, puis d'appliquer une correction pour estimer la perte d'insertion [23]. Ces méthodes objectives sont plus reproductibles que la méthode subjective et permettent de

s'affranchir de la condition de niveau sonore au seuil de perception imposée par la méthode REAT qui pourrait ne pas traduire complètement le comportement du protecteur. Cependant, on peut observer expérimentalement que l'ajout d'un microphone dans la protection peut créer une fuite d'air par le déséquilibre induit par le câble du capteur, altérant la précision de la mesure et les performances du protecteur auditif.

Pour l'évaluation de l'efficacité des protecteurs soumis aux bruits impulsionnels, les deux méthodes précédentes présentent leurs limites. La forme très brève d'une onde impulsionnelle rend l'emploi d'audiométries particulièrement complexe. Par ailleurs, le niveau sonore mesuré au seuil ne traduit pas les effets spécifiques générés par les très fortes amplitudes des ondes impulsionnelles. La méthode à microphone dans l'oreille réelle est limitée par l'éthique, principalement pour le risque qu'elle induit aux sujets humains. Ainsi, la méthode MIRE est adaptée avec l'utilisation d'une tête artificielle (*Acoustic Test Fixture* ou ATF). Les ATFs correspondent à des reproductions géométriques en matériaux synthétiques permettant de mimer le comportement d'une oreille réelle. Un microphone, directement situé au tympan permet d'évaluer avec une excellente reproductibilité (et sans conséquences liées à l'ajout d'un microphone externe en parallèle de la protection), la perte d'insertion des protecteurs, ou plus généralement pour les impulsions, de la perte d'insertion de la crête d'impulsion (*Impulse Peak Insertion Loss* ou IPIL) et la perte d'insertion spectrale de l'impulsion (*Impulsive Spectral Insertion Loss* ou ISIL) [24, 20].

Les valeurs d'atténuation obtenues par cette méthode sont ensuite corrigées à posteriori pour prendre en compte les chemins de transmission à travers les tissus de l'oreille externe non retranscrites par l'approche synthétique. Cette correction a été établie en régime stationnaire et on peut se poser la question de leur validité en régime impulsionnel. Ceci peut expliquer une partie des différences entre les mesures effectuées sur des oreilles réelles et artificielles. Une autre partie de ces différences pourrait être attribuée directement au comportement des protecteurs lors d'impulsion de fort niveau, non traduits par les ATFs actuelles avec précision. Améliorer l'efficacité des protecteurs en régime impulsionnel nécessite donc de perfectionner les oreilles artificielles pour prendre en compte les chemins de transmission spécifiques aux ondes impulsionnelles. Ces chemins peuvent être directs ou indirects en fonction de la présence ou non d'un intermédiaire tissulaire, comme l'illustre la Figure 3.

En effet, décrire et caractériser les phénomènes impliqués dans les pertes d'efficacité des protecteurs auditifs en régime impulsionnel permettrait de mieux prendre en compte ces effets lors de l'évaluation des performances du protecteur. Ces phénomènes reposent sur les interactions directes et indirectes entre les ondes impulsionnelles et les protecteurs auditifs. Lorsque l'onde impulsionnelle sollicite directement la protection, il y a une interaction directe entre l'onde impulsionnelle et la protection. Lorsque l'onde impulsionnelle sollicite la protection par l'intermédiaire d'une propagation des ondes dans les tissus, il y a une interaction indirecte entre l'onde impulsionnelle et la protection. L'étude de ces phénomènes, induits par des interactions directes et indirectes entre les protecteurs et les ondes impulsionnelles, ouvre la porte à l'amélioration des méthodes d'évaluation mais permettrait aussi, sur un objectif de long terme, d'initier des améliorations des protecteurs eux-mêmes.

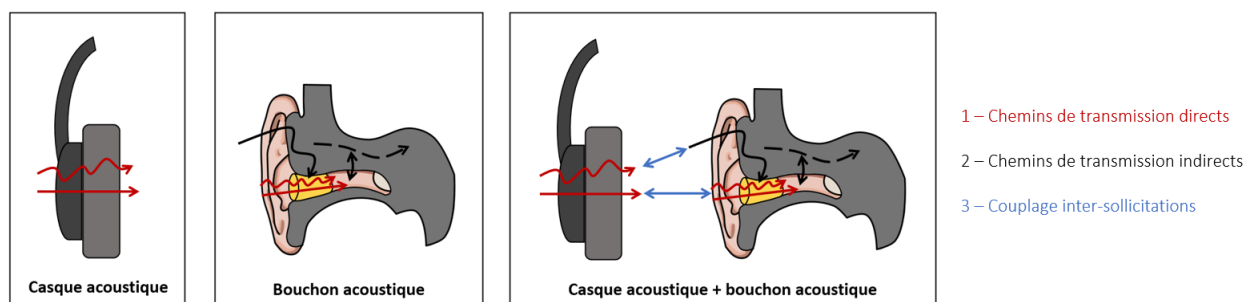


Figure 3 – Chemins de la transmission des ondes impulsionnelles au travers des protecteurs auditifs. 1 - Chemin de transmission direct : transmission directement au travers de la protection. Une flèche droite représente ici un mouvement de corps rigide du protecteur tandis qu'une flèche ondulée représente une déformation du protecteur. 2 - Chemin de transmission indirect : transmission par l'intermédiaire des tissus de l'oreille externe. 3 - Couplage inter-sollicitations (uniquement dans le cas d'un bouchon et d'un casque portés simultanément) : génération d'une seconde transmission par les conséquences d'une transmission de même nature ou de nature différente.

## Objectifs de la thèse

Les objectifs de la thèse s'inscrivent dans le référencement, la description et la caractérisation des différents phénomènes propres aux conséquences des bruits impulsionnels sur les protecteurs en s'inspirant des travaux déjà effectués par le passé pour les bruits continus [25, 26, 27, 28]. En effet, le cadre des bruits impulsionnels peut induire des effets spécifiques avec une transmission différente au travers des tissus et de la protection. Ainsi, certains effets moins considérés pour des bruits continus, pourraient avoir une incidence significative pour des bruits impulsionnels. Cependant, les protocoles expérimentaux et méthodologies employés pour l'étude en régime fréquentiel doivent être adaptés à l'étude en régime temporel, ou être différents. La compréhension des phénomènes induits par les ondes impulsionnelles est primordiale pour améliorer les protecteurs. Mais pour ce faire, il est indispensable de cerner l'origine de leurs limitations. Ainsi, ce mémoire se structure autour de deux parties traitant des conséquences de la propagation des ondes aériennes et solidiennes dans le système couplé oreille-bouchon et oreille-casque (considérés indépendamment) sur la performance des protections auditives évaluée à l'aide des têtes artificielles ainsi que leurs limites.

**Quels sont les phénomènes physio-mécaniques découlant des interactions directes et indirectes des ondes impulsionnelles avec les protecteurs auditifs ?**

## Objectifs de la première partie : étude des chemins de transmission indirects

La première partie de cette thèse a pour objectif d'élucider et d'expliquer les phénomènes limitatifs des protections auditives résultant des chemins de transmission indirects des ondes impulsionnelles. Plus particulièrement, les interactions indirectes entre l'onde impulsionnelle et le bouchon acoustique sont analysées. Sont considérées comme interactions indirectes,

toutes sollicitations d'un protecteur par une onde impulsionnelle par l'intermédiaire d'un milieu tissulaire et de la propagation des ondes en son sein (conduction tissulaire).

De façon spécifique, les objectifs de cette partie consistent en la réalisation de plusieurs sous-objectifs correspondant aux quatre chapitres inclus :

#### Chapitre 1 :

- Construction d'un protocole expérimental permettant de mesurer les seuils auditifs absolus induits par conduction tissulaire lors d'une stimulation solidienne délivrée par un transducteur en diverses zones de l'oreille externe occluse et couplée à un bouchon profondément inséré dans le conduit auditif.
- Estimation de la zone de l'oreille externe induisant le seuil auditif absolu le plus significatif lors d'une stimulation tissulaire afin de comprendre, en fonction de la nature de la constitution tissulaire des divers zones excitée, comment la propagation des ondes est affectée.

#### Chapitre 2 :

- Extension du protocole afin de mesurer le seuil auditif absolu induit par une stimulation tissulaire pour un conduit ouvert, une occlusion ipsilatérale et une occlusion ipsilatérale et controlatérale simultanément.
- Étude du lien entre localisation de la stimulation solidienne, seuil auditif induit et l'occlusion du conduit.
- Caractérisation des limites méthodologiques liées à la stimulation à l'aide de transducteurs (force d'appui, rayonnement, effets de latéralisation).

#### Chapitre 3 :

- Construction d'un modèle de propagation multi-couches mono-dimensionnel afin d'étudier les conséquences des propriétés mécaniques et de l'épaisseur des couches sur la propagation des ondes impulsionnelles dans le but de déterminer le chemin tissulaire prédominant à l'oreille externe.

#### Chapitre 4 :

- Construction d'un modèle simple de l'oreille externe pour simuler la propagation des ondes et leurs interactions avec un bouchon occluant le conduit auditif.
- Validation du modèle à l'aide d'un nouveau protocole expérimental mesurant le temps de propagation entre une stimulation tissulaire à l'oreille externe et un point du conduit auditif occlus. Ce temps permet d'en déduire une vitesse de propagation qui se réfère à un chemin tissulaire.

## **Objectifs de la deuxième partie : chemins de transmission directs**

Les chemins de transmission indirects, souvent considérés comme principaux responsables de la perte de performance des protections auditives lors de bruits continus, ne sont cependant pas les seules causes de limitation des protections auditives et peuvent avoir une incidence significative en régime impulsionnel. Dans cette deuxième partie, les conséquences des interactions directes entre l'onde impulsionnelle et les protecteurs (bouchons et casque acoustiques) sont étudiées et analysées.

De façon spécifique, les objectifs de cette partie consistent en la réalisation de divers sous-objectifs correspondant aux quatre chapitres inclus :

### Chapitre 5 :

- Développement et validation d'un nouveau protocole expérimental permettant l'évaluation du déplacement d'un bouchon dans l'axe interaural d'un conduit artificiel simpliste lors d'une impulsion de fort niveau.
- Estimation des paramètres influençant les déplacements du bouchon dans le conduit artificiel simplifié.

### Chapitre 6 :

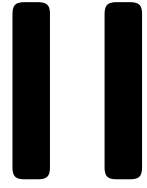
- Etude du comportement de deux types de bouchons (rigide et déformable) soumis à des bruits impulsionnels de niveaux crêtes croissants et des conséquences sur la pression acoustique dans le conduit auditif occlus.

### Chapitre 7 :

- Construction d'un modèle axisymétrique bi-dimensionnel permettant de simuler les effets inertiels d'un bouchon rigide dans un DECA, comparativement au déplacement mesuré expérimentalement au Chapitre 5.
- Définition d'un modèle théorique des conséquences de l'effet inertiel sur la pression dans le conduit et caractérisation de l'incidence de la position initiale du protecteur sur la pression acoustique dans le conduit consécutivement au déplacement de la protection.

### Chapitre 8 :

- Construction d'un nouveau protocole expérimental et évaluation des modifications de l'état vibratoire des tissus de l'oreille externe générées par les chemins de transmission directs induits par une stimulation impulsionnelle d'un casque de protection.



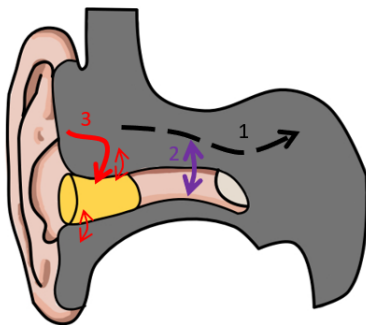
Chemins de transmission indirects



# Avant-propos

Le chemin primaire de conduction des ondes à l'oreille correspond à la propagation aérienne des ondes acoustiques dans le canal auditif. Il existe cependant d'autres chemins résultant du couplage entre l'air dans lequel se propage la sollicitation acoustique et les tissus de l'oreille externe à l'origine d'une conduction solidienne. Ces chemins secondaires sont à l'origine de nombreuses interrogations dans le domaine de la protection auditive. En effet, ces ondes réceptionnées par les tissus humains se propageraient de couche en couche jusqu'à la cochlée, s'opposant progressivement à l'idée que les dangers des bruits de forts niveaux ne proviendraient que du parcours des voies aériennes. Ainsi d'autres milieux ont suscité un intérêt pour leur capacité à propager les ondes acoustiques ; en particulier les os, la peau, le cartilage et les fluides physiologiques. La transmission du son au travers de ces tissus et fluides est difficile à appréhender, dépend des caractéristiques de l'excitation (tel que niveau, fréquence et localisation) et d'importantes différences morpho-physiologiques [26].

Dans cette partie, la question de la transmission des sollicitations acoustiques par l'intermédiaire des tissus biologiques est traitée pour le cas d'une oreille occluse avec un bouchon acoustique, comme l'illustre la Figure AP.1.



- 1 – Conductions tissulaires internes
- 2 – Conductions tissulaires externes
- 3 – Interactions indirectes entre l'onde impulsionnelle et la protection auditive

Figure AP.1 – Illustration des chemins de transmission impliquant les tissus biologiques à l'oreille externe. 1 - Conductions tissulaires internes : propagation des ondes jusqu'à la cochlée par des chemins tissulaires. 2 - Conductions tissulaires externes : propagation des ondes jusqu'au conduit auditif par des chemins tissulaires. 3 - Sollicitation par conduction tissulaire : interactions indirectes entre l'onde impulsionnelle et la protection auditive.

Avant d'étudier les interactions induites directement par stimulation dynamique des protecteurs, il semble donc nécessaire de mesurer la contribution du domaine tissulaire. Peau, cartilage, tissus adipeux et os notamment, peuvent tous endosser le rôle de support emprunté par l'énergie acoustique pour se propager. La variation des seuils auditifs induits par des stimulations tissulaires et les contributions de la protection ont été étudiés expérimentalement



lors de l'application de transducteurs électrodynamiques en diverses zones de l'oreille. La méthode choisie permet de considérer les conductions tissulaires internes (propagation des ondes jusqu'à l'oreille interne par des chemins solidiens, correspondant à la transmission 1 sur la Figure AP.1) et les conductions tissulaires externes (conductions à la fois tissulaires et aériennes par l'intermédiaire du conduit auditif, correspondant à la transmission 2 sur la Figure AP.1). Une attention a ensuite été portée à caractériser l'influence de la protection sur l'altération de ces seuils auditifs (effets consécutifs à la transmission 3 sur la Figure AP.1).

En parallèle, des modèles analytiques et numériques ont permis d'étudier les caractéristiques de la conduction tissulaire externe. Une étude préliminaire étudie le rôle des propriétés mécaniques et des dimensions géométriques sur la propagation des ondes. Elle permet de poser les bases d'un modèle bi-dimensionnel de l'oreille externe, plus complet, prenant également en compte un bouchon. Pour vérifier les résultats obtenus avec ce deuxième modèle numérique, les délais de transmission entre une stimulation tissulaire à l'oreille externe et l'air dans le conduit ont été évalués expérimentalement. Ces délais de transmission ont permis de caractériser la nature des tissus empruntés par les ondes pour rejoindre le conduit auditif occlus depuis l'oreille externe. Les problèmes et enjeux qui découlent de ces évaluations permettent de dresser le cadre des futurs défis à relever. Cette description est résumée par le flowchart de la Figure AP.2.

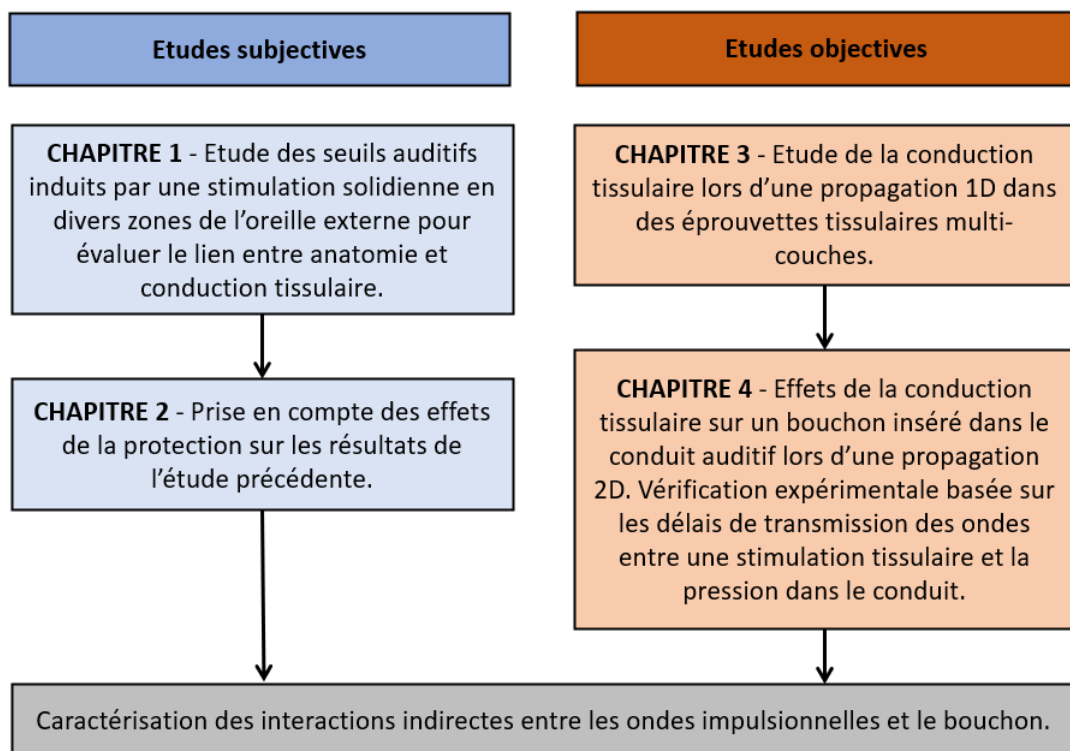


Figure AP.2 – Flowchart de la première partie du mémoire.

# Seuils auditifs absolus induits par la conduction tissulaire

## 1.1. Rétrospectives bibliographiques

Il est admis depuis longtemps, que les vibrations des tissus de l'oreille externe induisent un seuil auditif, résultat d'une convergence vraisemblablement inéluctable des ondes vers la cochlée par le biais de l'activation de mécanismes de l'audition. Une évaluation reste cependant complexe car il est difficile d'isoler, in vivo, la propagation d'une onde au travers d'un support sans en altérer mécaniquement l'évolution. La mesure du seuil de l'audition devient un outil intéressant.

### 1.1.1. La notion de sonie

Mesurer le seuil auditif absolu induit par une stimulation externe nécessite une méthodologie adaptée. Avant de construire le protocole, il semble cependant essentiel de définir et énoncer les propriétés inhérentes à la sonie. Le physiologiste et philosophe allemand G.T. Fechner introduit la notion de sensation auditive au XIXe siècle dans ses travaux visant à formaliser mathématiquement la relation entre le corps et l'âme [29]. Cette sensation auditive, appelée également sonie, met en lien l'intensité objective d'un son et la perception subjective qu'un individu en a [30]. Il s'agit donc d'un concept plus complexe à appréhender que la simple mesure de pression dans le conduit car il est fortement imprégné de l'état et des capacités auditives de chacun.

Il a tout de même été démontré, avec des mesures sur un grand nombre d'individus, que le seuil auditif lors d'une stimulation aérienne n'est pas constant et varie avec la fréquence [6]. Une caractérisation fréquentielle a notamment été menée par les physiciens C. Fletcher et W. Munson à l'origine des courbes d'isonomie de Fletcher-Munson en 1933, aussi appelées courbes de sensation d'égale intensité, construites par comparaison d'un son pur de fréquence donnée à une fréquence de référence, en l'occurrence 1 kHz [6]. La Figure 1.1 représente ces courbes d'isonomie dans une version actualisée et normalisée.

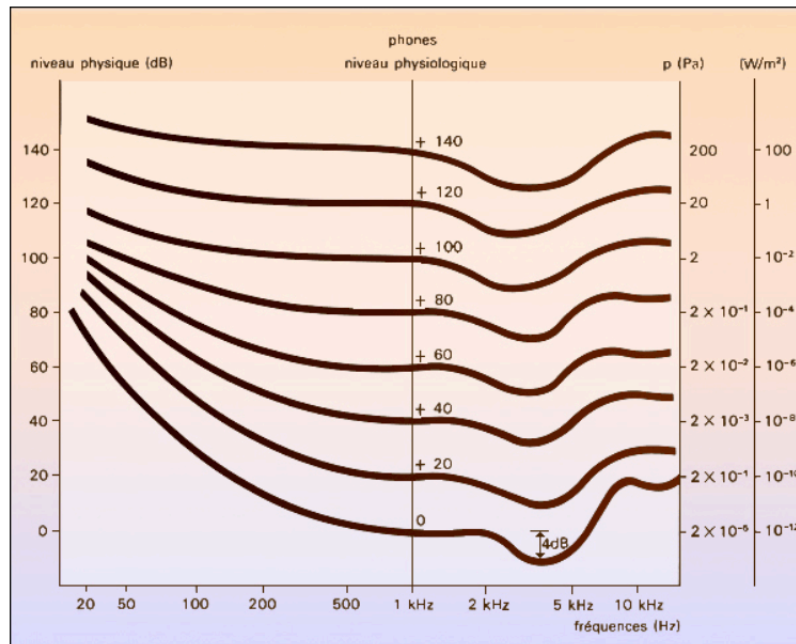


Figure 1.1 – Courbes d'isonie (ou courbes de sensation d'égal intensité) normalisées [6].

Cette figure illustre une dégradation du seuil auditif absolu aux basses fréquences. Ce résultat pourrait être étayé par un effet de masquage des bruits physiologiques ou une difficulté de discernement des ondes de basses fréquences dont les vibrations induisent sur les tissus une sensation à la fois tactile et audible [26]. Pour autant, bien que moins perçues, il est aujourd'hui admis que les ondes de basses fréquences et infrasons pourraient être responsables d'altérations de l'état de santé lors d'une exposition prolongée apportant un argument supplémentaire en faveur d'une interaction tissulaire [31, 32].

Les courbes d'isonie mettent également en avant une amélioration sensible de la perception entre 2,5 et 4 kHz. Ceci s'explique vraisemblablement par la résonance du conduit auditif qui survient à des fréquences similaires [33]. La morphologie et les mécanismes physiologiques qui participent à la transmission sonore semblent, dès lors, jouer un rôle fondamental.

### 1.1.2. Relation entre la conduction tissulaire et seuil auditif absolu

Les ondes peuvent emprunter de nombreux supports pour se propager : les os, le cartilage, les tissus mous (en particulier la peau) mais aussi le bouchon. La Figure 1.2 retranscrit schématiquement les chemins théoriques qu'une onde pourrait emprunter pour rejoindre l'oreille interne (en considérant le conduit auditif occlus par un bouchon).

- Ⓡ Ce schéma représente la conduction cartilagineuse comme une étape dans la transmission des sons jusqu'à la cochlée par l'intermédiaire des tissus mous.

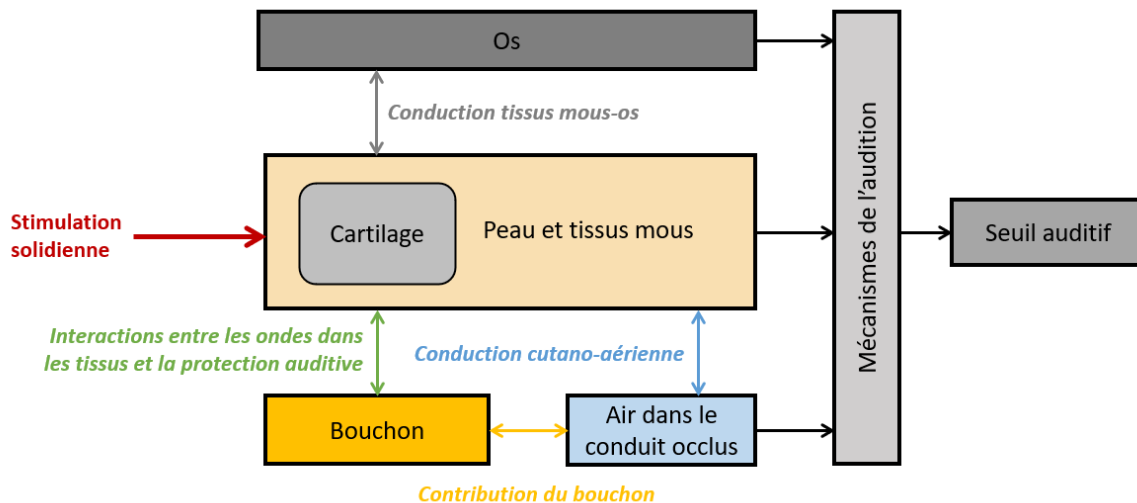


Figure 1.2 – Chemins de propagation et conduction associées en fonction du type de stimulation

### 1.1.2.1. Conduction osseuse

La conduction osseuse est la première source de conduction tissulaire à avoir été étudiée et voit ses premières valorisations scientifiques sous l'impulsion de la seconde guerre mondiale [34, 35].

Le terme de conduction osseuse est souvent utilisé, par abus de langage, pour désigner tout phénomène de transmission tissulaire générant un seuil auditif. Plus simplement, elle s'oppose à la conduction aérienne pour laquelle une courte description est faite en Annexe 1. Cependant, la définition de la conduction osseuse peut être imprécise et il semble nécessaire de distinguer la propagation des ondes dans un support osseux et non osseux. De même, une distinction entre la transmission purement mécanique et les phénomènes physiologiques à l'origine d'un seuil auditif doit être effectuée.

Dans une première approche, la conduction osseuse fut décrite par propagation des ondes selon des zones de l'oreille. Ainsi les conduction clinique, crânienne et du labyrinthe osseux correspondaient respectivement à la propagation des ondes dans les tissus osseux respectivement de l'oreille externe, moyenne et interne [36].

En 1966, l'étude des modes de vibration du crâne sur le chat permit de préciser les types de conduction osseuse en fonction de la fréquence des vibrations [37] :

- Pour les basses fréquences : la conduction osseuse inertielle qui correspond aux vibrations du crâne dans la direction de l'excitation et sous la forme d'une oscillation lorsque celui-ci est considéré tel un ensemble insécable.
- Pour les hautes fréquences : la conduction osseuse compressive qui correspond aux vibrations du crâne sous forme de mouvement pulsatifs de directions opposées lorsque celui-ci est considéré comme l'assemblage de plusieurs sous-ensembles indépendants.

### 1.1.2.2. Conduction cartilagineuse

Parmi les autres tissus de l'oreille externe à l'origine d'une conduction tissulaire, il est possible de citer le cartilage. Celui-ci se distribue autour de la moitié extérieure du conduit auditif et possède des propriétés physiques lui conférant la capacité de transmettre des vibrations mécaniques aisément par une stimulation sans contact [38, 39, 40, 26]. Ainsi, un simple contact avec la peau suffit à transmettre une onde sonore au cartilage quand une pression statique importante est nécessaire pour transmettre une onde au crâne [41, 42]. C'est l'une des raisons pour laquelle la conduction cartilagineuse doit être considérée séparément de la conduction osseuse [43, 44, 45].

Les études autour de la conduction du cartilage sont récentes et ont commencé au début du XX<sup>e</sup> siècle dans la volonté de développer une aide auditive usant de la bonne transmissibilité du cartilage [46, 47, 40, 48, 49]. Des études empiriques ont en effet démontré son implication significative dans la génération de seuil auditif et l'intelligibilité de la parole [50, 51, 52].

Certaines études désignent le cartilage, en association avec la peau, comme le chemin tissulaire le plus favorable à la génération d'un seuil auditif [42]. Par ailleurs l'étude de la conduction cartilagineuse a mis en exergue que le processus de l'audition résultant de sa stimulation peut, sous certaines conditions, être indépendant de la vibration des tissus entourant la cochlée [43, 53, 52]. Ceci peut notamment s'expliquer par des différences d'impédance contraignant les ondes à emprunter des chemins plus favorables [42]. De part sa localisation limitée à l'oreille externe, le cartilage n'est qu'une étape dans la propagation de l'onde. Ainsi deux chemins de conduction cartilagineuse principaux ont été établis [44, 46, 48] :

- un chemin cartilage-tissus mous-air : la vibration de l'oreille externe et de son cartilage peut générer une onde sonore dans le conduit auditif externe par reconduction au travers de la peau, qui rayonne ensuite et se propage jusqu'à l'oreille interne par les chemins primaires de conduction aérienne ;
- un chemin cartilage-tissus mous-os : une partie des vibrations de l'oreille externe et de son cartilage se transmettent aux os et se propagent via les chemins osseux à l'oreille interne.

Il a été déterminé expérimentalement que le chemin cartilagine-tissus mous-air est le chemin prépondérant pour la génération d'un seuil auditif, notamment en raison des différences d'impédances, déjà citées précédemment [44, 54].

### 1.1.2.3. Conduction des tissus mous et incidence de la protection

Est considéré comme tissu mou tout tissu permettant le maintien des organes et du squelette : la peau, les tissus adipeux, les muscles et tendons, etc... Ces tissus sont aujourd'hui considérés comme un support de propagation important pour les ondes acoustiques en raison de leurs propriétés mécaniques [28, 55].

Pour autant, l'étude de la conduction des tissus mous dans le cadre de la perception auditive ne date que d'une poignée d'années. Il n'est, par exemple, pas encore clair aujourd'hui si

l'intégralité de la surface cutané du corps contribue à la stimulation pour la cochlée. Récemment, le lien entre la conduction cutanée et la vibration crânienne a été étudiée insistant sur l'implication des tissus mous dans la conduction tissulaire interne et les ponts acoustiques avec la cochlée [56, 57, 58, 59].

Pour autant, la littérature mentionne souvent le rayonnement dans le conduit auditif occlus comme source prépondérante de la génération d'un seuil auditif lors de conductions tissulaires [60, 61, 52]. Ceci peut s'expliquer par la transmission des ondes à l'interface cutanée du conduit auditif [53, 62]. Dès lors, la protection peut être impliquée et participer à la génération d'une pression dans le conduit auditif [27, 63, 64].

#### **1.1.2.4. Point de convergence des conductions acoustiques.**

La propagation des ondes dans les tissus peut activer des mécanismes de l'audition. Neuf mécanismes physiologiques à effet direct et indirect sur la cochlée et activés par les conductions tissulaires sont cités dans la littérature. Ces mécanismes de l'audition génèrent un seuil auditif plus ou moins important selon les caractéristiques de l'excitation [37, 26].

Les cinq mécanismes principaux résultant de la conduction tissulaire sont :

- le rayonnement acoustique de la peau dans le conduit auditif externe ;
- les effets inertiels de la chaîne des osselets de l'oreille moyenne ;
- les phénomènes de compression et d'extension des fluides de la cochlée ;
- les interactions inertielles des fluides de la cochlée ;
- les effets de 3<sup>ème</sup> fenêtre des fluides cérébro-spinaux.

Une description détaillée de ces cinq mécanismes se trouve en Annexe 2.

Par ailleurs, les cils sensoriels des cellules de Corti de la membrane basilaire semblent être activés sans aucun égard à la nature du mécanisme de l'audition [65]. En d'autres termes, les ondes issues des conductions tissulaires activent des mécanismes de l'audition ayant des conséquences similaires sur les fluides de la cochlée que la conduction aérienne. Plusieurs arguments permettent de justifier cette assertion :

- L'expérience d'annulation : celle-ci met en exergue la possibilité d'annuler un phénomène de conduction aérienne par un phénomène de conduction tissulaire directe (par l'utilisation d'un transducteur appliqué sur des points stratégiques du crâne par exemple) [34, 66, 67, 68, 69] ou par une stimulation tissulaire indirecte (par le biais d'un champ sonore libre) avec des résultats similaires [70].
- L'étude physiologique : l'étude de cochlées issues d'os-temporaux post-mortems démontra que la réponse maximale de la membrane basilaire à une onde progressive correspond à une position similaire pour une stimulation par conduction aérienne ou tissulaire [71].
- Les émissions de produits de distorsion otoacoustiques : celles-ci corroborent le fait que la réponse de la cochlée à des stimulations issues de différentes conductions est similaire [72, 73].

- R** Les émissions oto-acoustiques sont le reflet des propriétés électromotiles des cellules ciliées externes qu'il est possible d'observer sous la forme d'une réponse acoustique suite à une stimulation. La non-linéarité de la cochlée entraîne des produits de distorsions lors de son excitation par plusieurs fréquences [74]. Par exemple, en réponse à deux fréquences  $f_1$  et  $f_2$  légèrement différentes avec  $f_1 < f_2$ , un des produits de distorsions classiques chez l'homme est  $2f_1 - f_2$ .

Ainsi, le seuil auditif induit par les conceptions tissulaires internes et externes résulte de divers mécanismes dont les contributions se superposent. Même si la contribution des ondes issue des chemins osseux peut être comparativement faible, une mesure du seuil auditif par une méthode psycho-acoustique permettrait de capturer l'intégralité des contributions au contraire d'une mesure objective à l'aide de microphones placés dans le conduit auditif.

### 1.1.3. Mesure du seuil auditif induit par conduction tissulaire

La mesure du seuil auditif induit par des conceptions tissulaires générées en divers zones de l'oreilles externes est très utile pour comprendre comment les ondes se propagent dans les tissus jusqu'à la cochlée. Des données existent dans la littérature sur la capacité de différentes zones de l'oreille externe à vibrer lorsqu'un transducteur piézo-électrique bimorphe est positionné sur le méat externe du conduit auditif. Ainsi, des mesures, réalisées avec des accéléromètres ont montré une sensibilité accrue de la zone du tragus, de la fosse scaphoïde et de l'arrière de la conque [46, 44].

Cependant, le point d'application de la stimulation est un paramètre fondamental dans l'étude des ponts acoustiques avec la cochlée. Shimokura et al. ont étudié en 2013 l'effet de la position d'un transducteur piézoélectrique bimorphe sur le niveau de pression acoustique mesuré dans le canal auditif ouvert pour trois positions (tragus, lobe de l'oreille et arrière de la conque) [75]. Cette étude démontra la meilleure transmission des tissus proches du méat du conduit auditif.

Néanmoins, les mesures objectives limitent la prise en compte des contributions tissulaires internes et pourraient ne pas refléter avec précision les seuils auditifs induits. Une autre étude récente s'est attelée à évaluer la modification des seuils auditifs issus de stimulations à l'oreille externe pour quatre fréquences (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et diverses zones cartilagineuses [52]. Bien que de nombreuses zones de l'oreille aient été évaluées, le nombre de fréquences testées était limité. Elle ne permet donc pas de caractériser l'implication des tissus de l'oreille externe sur les seuils auditifs pour le spectre des fréquences audibles.

### 1.1.4. Problématiques et objectifs du chapitre

Il serait alors intéressant d'étendre ces résultats pour déterminer plus finement la caractéristique fréquentielle de divers ponts acoustiques entre l'oreille externe et la cochlée. Une telle investigation reste cependant difficile. Une comparaison alternée à la manière des mesures de Fletcher et Munson reste une opération qui nécessite d'être améliorée. L'utilisation, par exemple, du seuil auditif est une alternative souvent utilisée pour construire des audiogrammes, tracés fréquentiels du seuil de l'audition. Ce seuil est le niveau sonore à partir

duquel une personne perçoit un son. C'est un indicateur particulièrement intéressant car il correspond à la mesure acoustique subjective la plus aisée à mener chez l'homme. Ce seuil est d'ailleurs souvent utilisé pour déterminer des affections de l'organe de l'audition.

Caractériser la sensibilité acoustique de l'oreille externe peut donc être un point de départ intéressant pour déterminer les zones et tissus par lesquels les ondes captées induisent le seuil auditif le plus conséquent. Par extension, cette étude permettrait de déterminer le pont acoustique solidien au rendement le plus élevé et estimer comment la propagation des ondes jusqu'à l'oreille interne est affectée par les tissus, et notamment leur nature. De plus, et contrairement aux études de la littérature menées dans le cas d'une oreille ouverte, le contexte de la protection auditive questionne le cas d'une oreille occluse, situation retenue pour ce chapitre.

### **Objectifs :**

- Construction d'un protocole expérimental permettant de mesurer les seuils auditifs absolus induits par conduction tissulaire lors d'une stimulation solidienne délivrée par un transducteur en diverses zones de l'oreille externe occluse et couplée à un bouchon profondément inséré dans le conduit auditif.
- Estimation de la zone de l'oreille externe induisant le seuil auditif absolu le plus significatif lors d'une stimulation tissulaire afin de comprendre, en fonction de la nature de la constitution tissulaire des divers zones excitée, comment la propagation des ondes est affectée.

## **1.2. Méthodologie expérimentale**

Dans cette partie est décrite une nouvelle méthodologie expérimentale permettant de déterminer le seuil auditif induit par une stimulation solidienne réalisée par des transducteurs électrodynamiques en différentes zones de l'oreille externe.

### **1.2.1. Transducteur électrodynamique**

La contribution de diverses zones de l'oreille externe à la génération d'un seuil auditif a été évaluée en utilisant deux transducteurs électrodynamiques à conduction tissulaire avec différentes caractéristiques de formes afin d'éviter de possibles biais. L'avantage des transducteurs utilisés est qu'ils ont la capacité de faire vibrer une surface uniformément contrairement aux transducteurs piézoélectriques bimorphes utilisés dans la littérature et conçus pour faire vibrer le méat externe du conduit auditif [46, 76, 48]. L'utilisation de transducteurs électrodynamique permet ainsi d'apporter une comparaison. Les transducteurs sont maintenus en place à l'aide d'un bandeau de fixation appliquant une légère pression sur la peau.

Les deux transducteurs présentés sur la Figure 1.3 ont été utilisés. Le transducteur désigné  $T_1$  dans l'expérience correspond à un transducteur disponible dans le commerce nommé





Figure 1.3 – Interfaces des transducteurs  $T_1$  (à gauche) et  $T_2$  (à droite). Les surfaces de vibration sont hachurées en bleu foncé.

Aftershokz Sportz Titanium. Le transducteur  $T_2$  correspond à un prototype militaire de communication radiophonique dont la technologie a déjà été intégrée dans des expériences menées dans [77]. Les deux transducteurs ont une interface en silicone pour la transmission des vibrations mais avec une géométrie et une surface de contact différentes. Les dimensions de  $T_1$  et  $T_2$  sont décrites dans le Tableau 1.1. La surface de contact de  $T_2$  est plus large ce qui pourrait conduire à de plus grandes incertitudes de mesure sur des zones de petite taille (telle que la zone du tragus par exemple), malgré sa petite surface de vibration.

Tableau 1.1 – Caractéristiques dimensionnelles des transducteurs

Transducteur (désignation)	Surface de contact (dimensions)	Surface de vibration (dimensions)
$T_1$	$1.8 \times 1.8$ cm	$1.8 \times 1$ cm
$T_2$	$2.2 \times 1.6$ cm	$1 \times 0.8$ cm

## 1.2.2. Participants

Cinq volontaires : 2 femmes et 3 hommes, âgés de 25 à 56 ans ont participé à l'expérience. Tous les sujets sont habitués à porter correctement des protections auditives. Ce type d'expérimentation est totalement non-invasif et sans conséquences physiques. Les volontaires ont été informés préalablement de l'intégralité du protocole. Une condition préalable à la participation des volontaires était d'avoir un seuil auditif à l'oreille droite inférieur à 20 dB(HL) pour la gamme de fréquences 125 Hz à 8 kHz, soit une audition ne présentant pas de dégradation majeure.

- R** L'un des participants présentait une perte localisée de 30 dB à 5 kHz résultant d'une otite antérieure. Cependant, le seuil auditif induit par la conduction tissulaire externe est supposé consécutif majoritairement d'une re-conduction dans le conduit auditif. Les valeurs des audiogrammes solidiens étant par la suite comparées aux audiogrammes des seuils auditifs aériens, ceci permet de limiter l'effet de la dégradation auditive localisée de ce sujet en faisant l'hypothèse grossière que cette dernière affecterait de manière équivalente l'audiogramme aérien et solidien. Sous cette supposition, ses audiogrammes de stimulation solidienne n'ont en effet pas démontré de variations significatives à 5 kHz avec les mesures des autres participants. Par conséquent, les résultats de ce participant ont été conservés pour le tracé des courbes moyennes.

### 1.2.3. Audiométries

La mesure du seuil auditif est réalisée dans une cabine audiométrique (IAC Acoustics) dont les murs sont recouverts de mousse acoustique. La méthode audiométrique retenue est le "Test de Békésy à Balayage" [78] pour un spectre sonore de 125 Hz à 8 kHz. L'audiomètre utilisé est un GN OTOMETRICS Madsen Astera 2. Le procédé est simple : le participant appuie sur un bouton dès qu'il entend un signal pulsé (seuil montant), dont la fréquence augmente graduellement, et le relâche dès qu'il ne l'entend plus (seuil descendant). L'utilisation d'un signal pulsé permet d'améliorer la détection et éviter les effets d'adaptation se manifestant après plusieurs secondes d'exposition à haute fréquence et bas niveau. Dans ce cas, il permet également de mieux cerner le signal basse fréquence au début de la mesure qui pourraient se superposer aux masquages des bruits physiologiques. Il doit être par ailleurs noté qu'avec cette méthode, les mesures commencent à 125 Hz avec 0 dB ce qui peut influencer la validité des résultats proches de cette fréquence. Le seuil auditif absolu est estimé comme la médiane entre le seuil auditif montant et le seuil auditif descendant. La Figure 1.4 illustre schématiquement la disposition des mesures.

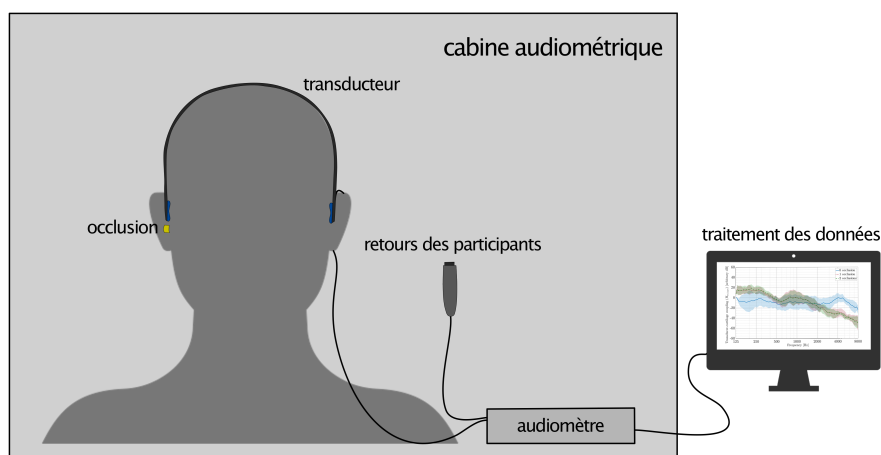


Figure 1.4 – Illustration schématique d'une audiométrie réalisée avec un transducteur électrodynamique.

## 1.2.4. Détermination du seuil auditif absolu

Une audiométrie par stimulation aérienne  $A_{air}$  (en dB(HL)) peut être utilisée pour déterminer le seuil de perception auditif  $S_{perception}$  (en dB(HL)) en oreille ouverte, issue de la propagation des ondes par les chemins primaires. Le système associé à cette propagation peut être modélisé par une fonction de transfert  $H_{air}$  (en dB) comme illustré sur la Figure 1.5. Ces ondes sont délivrées par un casque standard TDH 39 de l'audiomètre dont l'influence est traduit par une fonction de transfert  $H_{casque}$  (en dB).

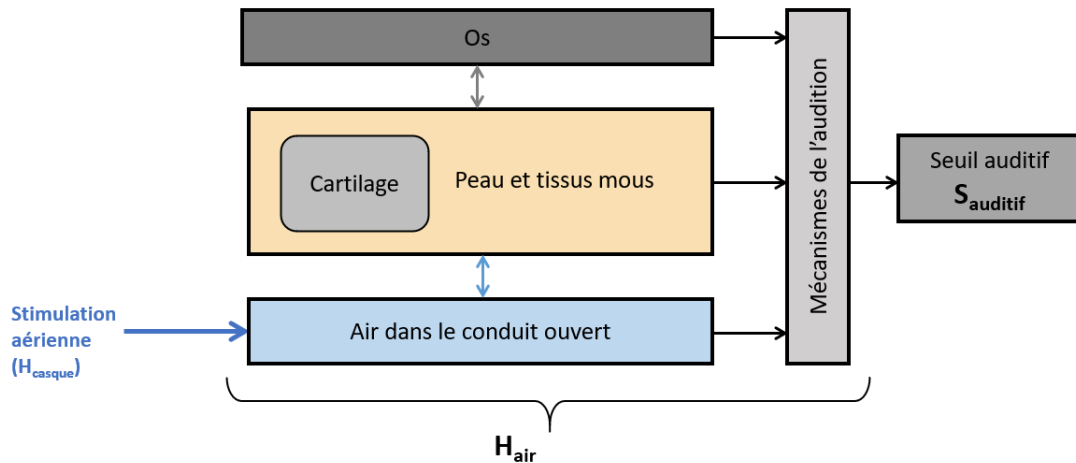


Figure 1.5 – Illustration schématique de la propagation des ondes dans l'air lors d'une stimulation aérienne avec un casque. La fonction de transfert  $H_{air}$  associée à cette propagation est précisée.

La Figure 1.6 représente le schéma bloc de la mesure du seuil de perception auditif  $S_{perception}$  à l'aide d'une audiométrie aérienne  $A_{air}$ . Une fonction prédéfinie dans l'audiomètre correspondant à la fonction de transfert inverse du casque  $\frac{1}{H_{casque}}$ , corrige la réponse du casque. Cette correction a été mesurée avec un microphone binaural de Sound Professional en utilisant un analyseur de signal dynamique Stanford Research System SR785 pour une gamme de fréquence de 125 Hz à 8 kHz en prenant 1 kHz en tant que référence à 0 dB.

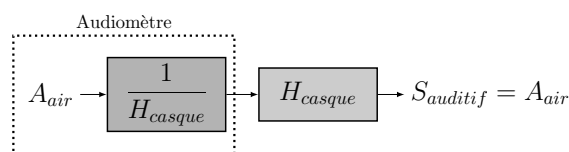


Figure 1.6 – Schéma-bloc correspondant à l'obtention d'un seuil auditif lors d'une audiométrie par stimulation aérienne (en oreille ouverte).

De manière équivalente, une audiométrie résultant d'une stimulation cartilagineuse  $A_{cart}$  (en dB(HL)) peut être obtenue en utilisant les transducteurs testés ( $T_1$  et  $T_2$ ) placés près de l'oreille droite occluse avec un bouchon en mousse profondément enfoncé 3M<sup>TM</sup> E-A-R Classic (avec un Single Number Rating de 29 dB). La profondeur d'insertion a été contrôlée visuellement à chaque mise en place par les sujets. La génération d'un seuil de perception auditif  $S_{perception}$  lors de la propagation des ondes dans les tissus de l'oreille externe couplés

au bouchon peut être modélisée par une fonction de transfert  $H_{cart}$ . Lorsque la stimulation est solide et délivrée par un transducteur de comportement  $H_{tr}$  positionné en divers zones cartilagineuses, le système équivalent  $H_{tr/cart}$  (en dB) traduit alors le couplage entre le transducteur aux tissus de l'oreille externe à l'origine d'une propagation des ondes dans les différentes entités de l'oreille (y compris le bouchon) et à l'origine d'un seuil auditif, comme illustré sur la Figure 1.7.

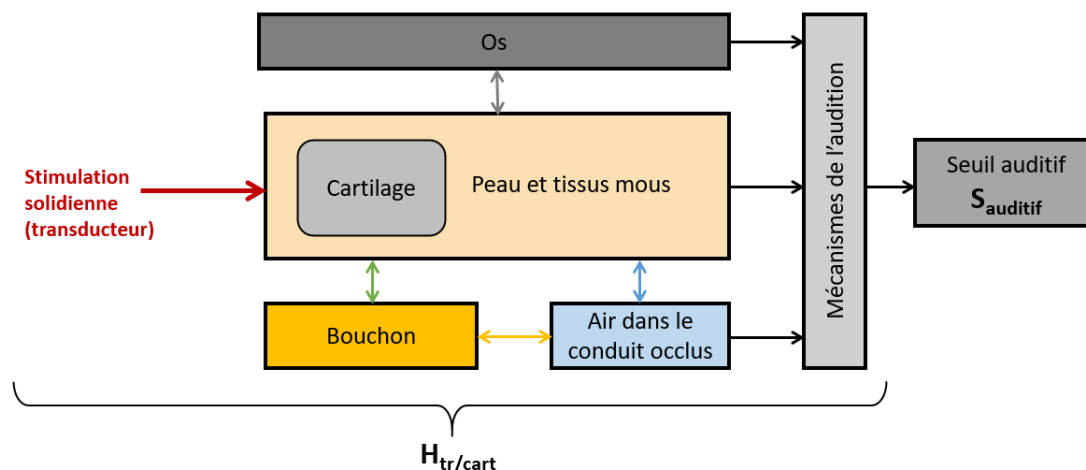


Figure 1.7 – Illustration schématique de la propagation des ondes dans les tissus et le bouchon lors d'une stimulation solide avec un transducteur à une zone cartilagineuse de l'oreille externe. La fonction de transfert  $H_{tr/cart}$  associée à cette propagation est précisée.

Le transducteur étant connecté à la même entrée que le casque, l'audiomètre applique la même correction au transducteur et doit donc être compensée en ajoutant un terme de correction  $H_{casque}$  [77]. La Figure 1.8 représente le schéma bloc dans le cas de l'utilisation du transducteur.

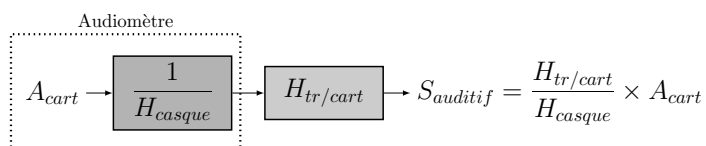


Figure 1.8 – Schéma-bloc correspondant à l'obtention d'un seuil de perception auditif lors d'une audiométrie par stimulation solide (en oreille occluse).

- R La seconde oreille reste non occluse pendant toute la durée des mesures. Il est souvent utilisé un masquage à l'oreille controlatérale pour éviter une variation du seuil auditif induit par une perception controlatérale. Ce masquage peut être effectué à l'aide d'un bouchon ou par l'application d'un bruit blanc [52]. Les phénomènes perceptifs résultant du rayonnement du transducteur à l'oreille controlatérales sont supposés négligeables dans ce chapitre. Cette hypothèse sera vérifiée dans le chapitre suivant. Seuls les effets de latéralisation (génération d'un seuil auditif du côté opposé de la stimulation) seront considérés dans ce chapitre. Ainsi un seuil sera considéré sans aucun égard de son origine.

Appliquer une égalité des seuils de perception auditif  $S_{perception}$  en oreille ouverte aux deux schémas blocs 1.6 et 1.8 permet d'obtenir la fonction de transfert du couplage transducteur-cartilage  $H_{tr/cart}$ . Cette égalité se justifie par le comportement équivalent des cellules ciliées de l'organe de Corti lors d'une stimulation par un chemin primaire ou secondaire. Ainsi :

$$A_{air} = \frac{H_{tr/cart}}{H_{casque}} \times A_{cart} \Leftrightarrow H_{tr/cart} = \frac{A_{air}}{A_{cart}} \times H_{casque}. \quad (1.1)$$

Une conversion en décibels permet d'obtenir l'expression de la réponse fréquentielle du couplage transducteur-cartilage  $H_{tr/cart}$  en dB :

$$\boxed{H_{tr/cart}(dB) = A_{air}(dB(HL)) - A_{cart}(dB(HL)) + H_{casque}(dB)} \quad (1.2)$$

$H_{tr/cart}$  est donc donnée par la différence des deux audiométries additionnée d'un facteur correctifs du casque de l'audiomètre.

### 1.2.5. Couplage transducteur-oreille externe

Pour déterminer les zones de l'oreille externe les plus à même de transmettre les vibrations mécaniques, plusieurs positions du transducteur avec une légère pression sur la peau ont été étudiées dans le cadre de ce chapitre : tragus, arrière de la conque, lobe, fosse scaphoïdale et mastoïde. En raison des dimensions des transducteurs, ces zones correspondent à des surfaces plus larges que leur désignation anatomique. Par référence avec le point d'application classique de la conduction osseuse, une mesure comparative a été réalisée à la mastoïde. Les positions testées sont présentées sur la Figure 1.9.

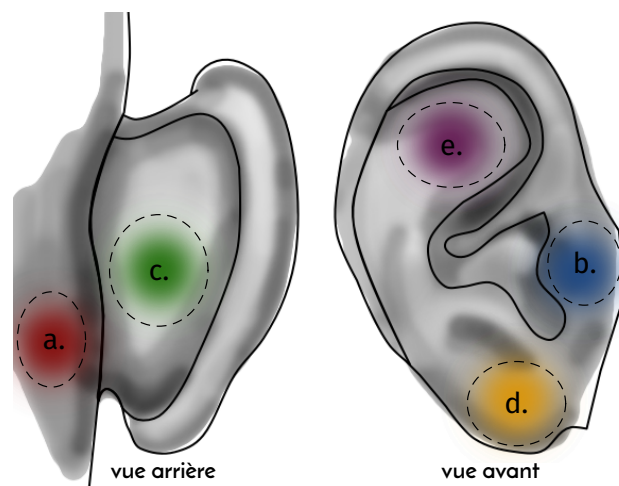


Figure 1.9 – Positions étudiées : (a.) mastoïde, (b.) tragus, (c.) arrière de la conque, (d.) lobe, (e.) fosse scaphoïdale.

Le protocole de mesures est décrit comme suit : chaque sujet prend part à trois séries de mesures non consécutives espacées d'au moins une demi-journée. Chaque série commence avec une audiométrie aérienne. Ensuite, les cinq zones de l'oreille externe sont testées successivement avec les deux transducteurs. En raison de la large surface d'interface du transducteur

$T_2$ , des incertitudes significatives peuvent être attendues aux positions dont le contour anatomique délimite une zone plus petite (comme le tragus, par exemple) tandis que le transducteur  $T_1$  montre des incertitudes plus substantielles pour des mesures sur une surface large (comme l'arrière de la conque). Une moyenne déterminée sur trois mesures à chaque position permet de réduire ces incertitudes.

### 1.3. Sensibilité de diverses zones de l'oreille externe

Le protocole construit permet d'esquisser un comparatif entre les seuils auditifs issus de stimulations à différentes zones du cartilage en complétant les recherches déjà menées sur ce sujet par une évaluation sur l'ensemble du spectre audible.

#### 1.3.1. Résultats comparatifs inter-zones des seuils auditifs induits

La Figure 1.10 met en exergue le couplage transducteur-cartilage  $H_{tr/cart}$  moyen (en dB arbitraires), obtenus avec le transducteur  $T_1$  sur trois mesures par position avec l'oreille occluse, où le transducteur est appliqué. La variation d'amplitude de  $H_{tr/cart}$  est d'environ 90 dB entre l'amplitude maximale et minimale, indiquant une variabilité significative dans l'efficacité du couplage. Le tragus correspond à la position avec le meilleur couplage pour tout l'intervalle de fréquences. Jusqu'à 1 kHz, la mastoïde est la position avec l'efficacité de couplage la plus basse. Cependant, pour des fréquences supérieures à 6 kHz, la mastoïde et le tragus ont des valeurs similaires. Le couplage  $H_{tr/cart}$  résultant de la stimulation à l'arrière de la conque et la fosse scaphoïdale diffèrent légèrement de celui du lobe à 2 kHz. L'évaluation des écart-types est d'environ 10 à 15 dB en moyenne (non représentés sur les graphiques pour une meilleure lisibilité). D'après les écart-types, on ne peut qu'envisager une prépondérance du tragus sur la mastoïde. Deux dégradations locales du couplage semblent survenir entre 0,7 kHz et 0,8 kHz ainsi qu'entre 2 kHz et 4 kHz.

La même expérience a été menée avec le transducteur  $T_2$  pour éviter de possibles biais. Les résultats sont présentés sur la Figure 1.11. La variation d'amplitude de  $H_{tr/cart}$  pour le transducteur  $T_2$  est comparable à  $T_1$ . De même que pour  $T_1$ , le tragus reste la position avec le couplage le plus efficace pour l'intégralité de la gamme de fréquences. De même, la mastoïde a le  $H_{tr/cart}$  le plus bas en dessous de 1 kHz et une réponse de couplage comparable à celle du tragus au delà de 6 kHz. L'évaluation de l'écart-type pour la mesure ne montre pas de prédominance de l'une des positions parmi l'arrière de la conque, le lobe ou la fosse scaphoïdale pour toutes les fréquences testées. Il n'y a pas de claires dégradations locales de  $H_{tr/cart}$  sur la gamme de fréquences testées, au contraire de l'évaluation faite avec  $T_1$ . Les courbes sont globalement plus lisses que celles obtenues avec  $T_1$ . Ces dégradations semblent donc être une propriété intrinsèque au transducteur et non la conséquence de la propagation des ondes dans les tissus couplés au bouchon.

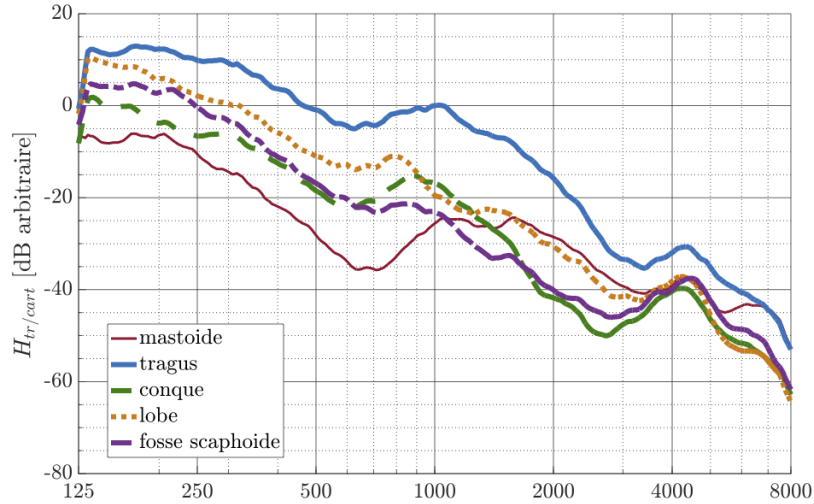


Figure 1.10 – Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-cartilage  $H_{tr/cart}$  avec stimulation à l'oreille droite occluse avec le transducteur  $T_1$ . Le graphique prend comme référence à 0 dB la valeur au tragus à 1 kHz pour une comparaison inter-positions.

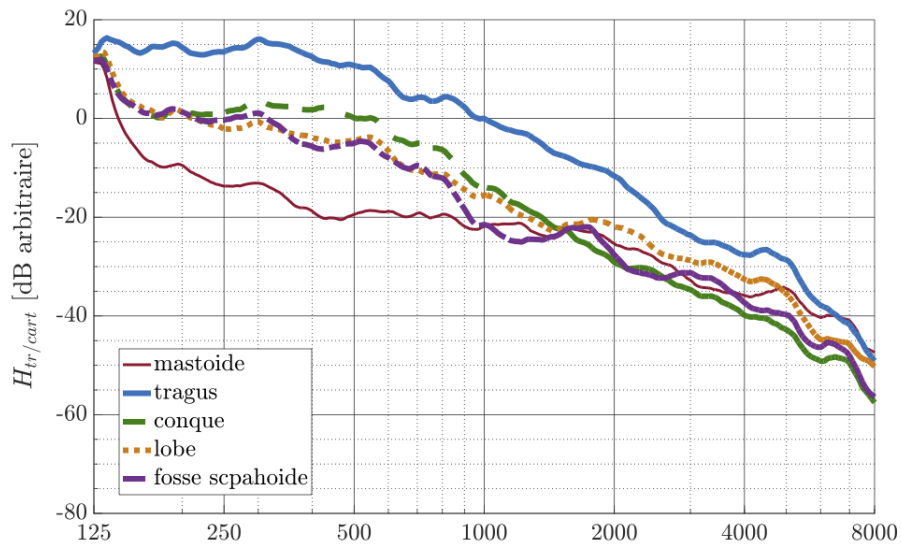


Figure 1.11 – Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-cartilage  $H_{tr/cart}$  avec stimulation à l'oreille droite occluse avec le transducteur  $T_2$ . Le graphique prend comme référence à 0 dB la valeur au tragus à 1 kHz pour une comparaison inter-positions.

### 1.3.2. Origines des différences de perception et conséquences

En appliquant un transducteur à différentes positions de l'oreille externe, l'évaluation du seuil d'audition avec l'oreille occluse a mis en évidence la convergence du son de l'oreille externe vers l'oreille interne. Les tissus mous du lobe de l'oreille, composés principalement de peau et de tissus adipeux, ont une transmission comparable à celle du cartilage de la fosse scaphoïde ou de l'arrière de la conque. Ce résultat soulève la question de l'implication des tissus mous,

notamment de la peau, dans la génération d'un seuil auditif. La littérature indique que la peau et les autres tissus mous de l'oreille externe soumis à la vibration du transducteur permettraient la transmission par couplage fluide-structure de l'onde dans le conduit auditif [28, 62, 27, 63].

Le tableau 1.2 résume les parties de l'oreille externe où les seuils auditifs absolus sont les plus élevés et les plus faibles pour les basses, moyennes et hautes fréquences.

Tableau 1.2 – Localisation de la stimulation conduisant aux seuils auditifs absolus les plus élevés et faibles en fonction de la fréquence

gamme de fréquences	seuil auditif maximum	seuil auditif minimum
125 Hz-1 kHz	tragus	mastoïde
1 kHz-4 kHz	tragus	conque, scaphoïde, lobe
4 kHz-8kHz	tragus, mastoïde	conque, scaphoïde, lobe

Pour toutes les fréquences, le tragus apparaît comme la position qui contribue le plus à la perception auditive. Ceci pourrait s'expliquer par la forme anatomique du cartilage du tragus possédant une lame (cartilage laminaire) en contact avec le revêtement cutané du conduit auditif et pouvant ainsi participer à la retransmission du son dans le conduit occlus. La fosse scaphoïde, le lobe et l'arrière de la conque induisent des seuils plus faibles. Ces résultats complètent l'étude de Shimokura et al. (2013) dans laquelle le niveau d'accélération des vibrations a été mesuré à diverses zones du cartilage lorsqu'un transducteur piézoélectrique bimorphe était appliqué à l'entrée du conduit auditif [46]. Cette étude a en effet montré que le tragus possède la meilleure capacité à transmettre les vibrations. Cependant, cette étude désigna l'arrière de la conque à la seconde place pour la transmission basses fréquences et celle-ci devenait la meilleure des positions pour la transmission aux hautes fréquences. Les différences avec nos résultats pourraient notamment s'expliquer par la différence d'adaptation d'impédance entre les transducteurs utilisés dans la littérature (piézoélectriques bimorphes) et ceux utilisés dans notre présente étude (électrodynamiques).

L'interprétation de ces résultats est basée sur la constitution des zones sur lesquelles le transducteur est appliqué (un tissu composé de cartilage "dur" serait plus efficace) et la distance au conduit auditif. Lors de l'évaluation de l'altération des seuils de perception par injections d'eau dans le conduit, il a été démontré qu'une vibration de l'oreille externe se propage à la partie osseuse du conduit [53]. Dans la présente expérience, malgré les incertitudes, la zone du tragus de l'oreille semble être la région du cartilage la plus apte à transmettre des vibrations mécaniques à la fois à basses et à hautes fréquences lorsque le canal auditif est occlus. Malgré la grande surface de contact des transducteurs et la petite taille du tragus, les écart-types restent comparativement faibles, notamment pour  $T_1$ , dont l'interface est plus petite que  $T_2$ . La zone mastoïde transmet moins bien que les autres positions aux basses fréquences mais tend à devenir comparable au tragus de l'oreille aux hautes fréquences. Ainsi, une efficacité corrélée à la proximité du conduit auditif semble incorrecte aux hautes fréquences. Ceci pourrait indiquer un chemin de transmission tributaire de la fréquence de stimulation avec une transmission plus importantes des tissus proches du méat du conduit auditif aux basses fréquences. Compte-tenu des effets résultant de l'occlusion du conduit, les interactions des ondes avec les parois du conduit, la protection et les conséquences de cette propagation doivent donc être plus amplement étudiées.



- R** Dans Ravicz et al. (2001), il a été démontré que lorsqu'un sujet est exposé à un champ libre de basses fréquences (inférieures à 500 Hz), la voie empruntée par les ondes acoustiques est celle du conduit auditif, quel que soit le type de protection testé (bouchon d'oreille, protège-oreilles et casque). Cette voie est également la principale à des fréquences plus élevées lorsqu'un bouchon d'oreille ou un casque est utilisé. De plus, il a été démontré que les mécanismes de conduction tissulaire peuvent être initiés pour un champ libre supérieur à 60 dB [79]. Compte tenu des différences d'impédances et des trajets des ondes sonores, l'oreille externe (en particulier le cartilage et les tissus mous) semblent être responsables d'une part importante des limitations des protections auditives [80]. Face à cet argument supplémentaire, les effets de transmission des protections, par exemple du casque à l'oreille externe, doivent être d'avantage étudiés et seront abordés dans le Chapitre 8.

## Résumé

- Si les ondes empruntant des supports différents semblent toutes converger vers la cochlée, la perception auditive induite reste tributaire des mécanismes de l'audition activés. La propagation des ondes dans les tissus de l'oreille externe conduit à un couplage fluide-structure avec l'air dans le conduit où les ondes rayonnent. La conduction osseuse active des mécanismes inertiels et compressifs de l'oreille interne d'ampleur hypothétiquement moins élevée en raison des différences d'impédances plus marquées avec l'air que les autres tissus de l'oreille externe.
- Un protocole expérimental permettant d'estimer l'influence de la localisation d'une stimulation délivrée par un transducteur sur le seuil auditif induit a été développé à l'aide d'audiométries de Békésy à balayage.
- Une évaluation expérimentale des ponts acoustiques entre diverses zones de l'oreille externe et la cochlée a permis de mettre en exergue une transmission basses fréquences plus significative pour les zones proches de l'entrée du conduit auditif (notamment au tragus). Ceci pourrait s'expliquer par la capacité du cartilage laminaire du tragus à transmettre les vibrations aux parois cutanée du conduit auditif.
- Le rôle des tissus cutanés dans la transmission des ondes est également questionné par la capacité du lobe à induire un seuil auditif équivalent aux zones cartilagineuses.

# 2

## Rôle de la protection sur les seuils auditifs induits par conduction tissulaire

Le chapitre précédent a permis de confirmer le pont acoustique entre les tissus de l'oreille externe et la cochlée et montrer la forte implication du tragus (et du cartilage laminaire du tragus) sur la génération d'un seuil auditif. Afin d'isoler les sujets de l'environnement, ceux-ci portaient une protection pendant toute la durée de l'expérience. La littérature considère très souvent une retransmission des stimulations à l'oreille externe dans le conduit auditif. Les protections auditives sont alors impliquées, de part le contact qu'elles réalisent avec les tissus mais aussi la modification des propriétés acoustiques du conduit auditif par son occlusion.

### 2.1. Rétrospectives bibliographiques

#### 2.1.1. Définition de l'effet d'occlusion

L'utilisation d'une protection auditive, et notamment d'un bouchon acoustique, pour occlure le conduit, génère un effet appelé "effet d'occlusion". Celui-ci correspond à la propagation des ondes par les chemins de moindre opposition entraînant l'augmentation de la pression dans le conduit occlus en raison de l'obstacle créé par la protection, augmentant alors le débit de volume au tympan [81]. Cette augmentation concerne majoritairement les basses fréquences, entre 100 et 1200 Hz. En effet, au delà de 1200 Hz, la pression sonore dans le conduit auditif est inférieure à la configuration non occluse. Cette chaîne de conséquences a été mise en exergue par de nombreuses expérimentations, approches théoriques et modèles numériques [82, 83, 84, 85, 86, 87, 27, 64].

La méthode utilisée pour évaluer cet effet conduit à la considération d'un effet d'occlusion objectif, subjectif ou ressenti [88]. Historiquement, l'effet d'occlusion est évalué à l'aide d'audiométries, conduisant à une évaluation subjective de l'effet. Cette mesure est à différencier de l'évaluation du ressenti, menée à l'aide de questionnaires. Enfin, la mesure de la pression dans le conduit permet de limiter les implications des mesures subjectives et caractérise l'effet d'occlusion objectif.

- R** Dans un contexte clinique, l'effet d'occlusion est utilisé dans la détection de lésions ou de déséquilibre de l'audition. Le test de Bing, par exemple, repose sur la propriété de l'occlusion à améliorer la conduction osseuse en l'absence de déficience auditive [89]. Mais dans un contexte général, cet effet est plutôt non souhaité car il altère également la perception de la voix et amplifie les bruits physiologiques.

En moyenne, les effets d'occlusion objectif et subjectif se caractérisent par une augmentation comprise entre 5 et 30 dB respectivement de la pression acoustique dans le conduit auditif occlus et du seuil auditif perçu, pour les fréquences inférieures à 1 kHz [85, 90, 91]. Ces valeurs sont tributaires du contexte de la mesure.

### 2.1.2. Paramètres influençant l'effet d'occlusion

L'effet d'occlusion est, en effet, influencé par de nombreux facteurs : l'anatomie de l'oreille, le type et les propriétés mécaniques du dispositif à l'origine de l'occlusion, la présence de fuites, la forme et l'origine de la stimulation tissulaire à l'origine d'une propagation des ondes [27, 92, 93, 94, 63, 86, 90, 95].

Par ailleurs, comme l'effet d'occlusion dépend du volume emprisonné entre la protection et le tympan [96, 97], la profondeur d'insertion de la protection conditionne cet effet. Il a notamment été montré que plus l'enfoncement de la protection est important et moins l'effet est significatif [66]. À contrario, l'effet d'occlusion le plus conséquent correspond au cas où seule l'entrée du canal est occluse [90].

Dans le cas spécifique du bouchon, les mécanismes physiques qui induisent une diminution de l'effet d'occlusion suite à un enfoncement plus important de la protection seraient alors :

- la réduction du rayonnement acoustique des parois du canal auditif : (i) en raison de la rigidité des tissus osseux (rayonnant moins d'énergie que les tissus mous situés en amont du conduit) [96, 98], (ii) en raison de la rigidification progressive du conduit auditif global induit par la force exercée par la protection sur les parois latérales sur conduit [96, 99, 100] ;
- la rigidification de la membrane tympanique [98]. La charge fluide du conduit auditif pourrait affecter le mouvement de la membrane tympanique. Ce phénomène pourrait alors avoir des conséquences différentes sur l'effet d'occlusion objectif et subjectif.

Compte tenu de ces influences, l'effet d'occlusion résultant d'une conduction solidienne pourrait s'expliquer notamment par la contribution du cartilage et des tissus mous de l'oreille externe [60]. Dépendamment du type de bouchon et de sa profondeur d'insertion, cependant, les contributions des différents chemins de transmission sont modifiées et la protection joue un rôle majeur dans la retransmission des ondes dans le volume d'air occlus [27, 93].

### 2.1.3. Approche théorique de l'effet d'occlusion

De par sa longueur, sa géométrie cylindrique et la distribution vibratoire de sa paroi, le conduit auditif possède des propriétés de résonance et d'anti-résonance sensibles à l'occlusion. Sur

toute la gamme de fréquences, l'effet d'occlusion induit un changement de l'impédance du conduit vu par sa paroi. Cette altération de l'impédance entraîne, à moyennes et hautes fréquences, une modification des propriétés de résonance et d'anti-résonance du canal [92, 83, 85]. Ainsi la résonance en quart d'onde du canal auditif ouvert est décalée en hautes fréquences lors de son occlusion de part la réduction de la cavité et des modifications des conditions de terminaison du conduit par l'ajout d'un bouchon.

À basses fréquences, les propriétés acoustiques du conduit sont déterminées par des effets de masse et de flexibilité (système masse-ressort) [85]. Le conduit ouvert est parfois assimilé à un filtre passe haut dont son occlusion supprimerait l'effet de filtrage entraînant l'amplification des sons basse fréquence [82]. J. Tonndorf explique cette observation par un effet de masse de la colonne d'air du conduit occlus qui modifierait l'impédance de la membrane tympanique. La flexibilité de la membrane et le mouvement des osselets s'en retrouveraient alors altérés [90, 98].

Carillo et al. ont apporté des corrections à cette interprétation en considérant l'oreille externe comme un filtre de débit acoustique entre la paroi du conduit et le tympan. En l'absence d'occlusion, le débit acoustique imposé par la paroi du conduit se transfère principalement à l'entrée du conduit. En présence d'une occlusion, le transfert de débit s'effectue principalement entre la paroi du canal et le tympan, augmentant le débit acoustique transféré à l'oreille moyenne. Le comportement du conduit occlus serait ainsi dominé par sa raideur et la considération d'un système masse-ressort ne serait correcte qu'en basses fréquences pour le cas d'un conduit ouvert [92].

#### **2.1.4. Problématiques et objectifs du chapitre**

Dans ce chapitre, le lien étroit entre le seuil auditif induit par conduction tissulaire et le bouchon acoustique est examiné par une méthode subjective. En effet, une mesure objective de la pression dans le conduit ne permettrait pas d'appréhender les potentielles conséquences (comme la rigidification des tissus du conduit ou la possible altération de l'impédance de la membrane tympanique) lors de l'ajout d'une protection sur la retransmission des ondes à l'oreille moyenne et interne (par les chemins primaires et secondaires).

La mesure de l'effet d'occlusion subjectif s'effectue à l'aide d'audiométries pour déterminer la différence de seuils auditifs avec et sans occlusion pour diverses fréquences. La principale limite de cette méthode repose sur le nombre de fréquences évaluées et le nombre de sujets. Par exemple, dans Reinfeldt et al. (2013), seules onze fréquences dont quatre inférieures à 1 kHz ont été considérées [91]. Dans Berger et al. (1983), les seuils auditifs avec et sans occlusion ont été évalués pour les fréquences de tiers d'octaves comprises entre 125 Hz et 2 kHz [101]. Pour autant, une comparaison entre les seuils induits par une stimulation en diverses zones de l'oreille externe n'a pas été étudiée. C'est pourquoi, le protocole présenté dans le Chapitre 1 peut être complété afin de mesurer l'effet de l'occlusion sur le seuil auditif induit par conduction tissulaire. Les deux positions conférant le seuil auditif maximum et minimum à basses fréquences déterminées dans le chapitre précédent seront considérées (tragus et mastoïde) afin de réduire le nombre de mesures. L'intérêt étant de vérifier si un lien existe entre l'effet d'occlusion subjectif et les résultats observés dans le premier chapitre.

Par ailleurs, la génération même d'une stimulation tissulaire à l'aide d'un transducteur est soumise à de nombreuses limitations. C'est pourquoi, les seuils auditifs avec une stimulation solidienne en oreille ouverte, avec une occlusion ipsilatérale et une occlusion simultanément ipsi-et controlatérale ont été étudiés de manière indépendante. Une comparaison entre deux transducteurs permet également de limiter les erreurs d'interprétation liées à des biais de mesure.

### **Objectifs**

- Extension du protocole afin de mesurer le seuil auditif absolu induit par une stimulation tissulaire pour un conduit ouvert, une occlusion ipsilatérale et une occlusion ipsilatérale et controlatérale simultanément.
- Étude du lien entre localisation de la stimulation solidienne, seuil auditif induit et l'occlusion du conduit.
- Caractérisation des limites méthodologiques liées à la stimulation à l'aide de transducteurs (force d'appui, rayonnement, effets de latéralisation).

## **2.2. Méthodologie expérimentale**

Pour mettre en exergue les conséquences de la protection sur le seuil auditif induit par conduction tissulaire, le protocole expérimental se base sur la méthode de Békésy décrite dans la section 1.1.3.

Deux positions sont étudiées : la mastoïde (pour sa faible contribution à la génération d'un seuil auditif lors d'une stimulation avec un transducteur électrodynamique vis à vis des autres positions de l'oreille externe) et le tragus (pour sa bonne contribution à la génération d'un seuil auditif avec un transducteur électrodynamique vis à vis des autres positions de l'oreille externe). Les transducteurs utilisés sont les mêmes que ceux du chapitre précédent. Les seuils auditifs ont été évalués sous trois conditions : une condition d'oreille ouverte, une condition d'occlusion ipsilatérale (avec seule l'oreille où le transducteur est appliqué occluse) et une condition d'occlusion complète (avec deux oreilles occluses). L'occlusion était à nouveau réalisée à l'aide du bouchon en mousse E-A-R Classic de 3M.

L'ordre des mesures est :

1. mesure par stimulation aérienne ;
2. oreille ouverte avec le transducteur à la mastoïde ;
3. occlusion ipsilatérale avec le transducteur à la mastoïde ;
4. oreilles complètement occluses avec le transducteur à la mastoïde ;
5. oreilles complètement occluses avec le transducteur au tragus ;
6. occlusion ipsilatérale avec le transducteur au tragus ;
7. oreille ouverte avec le transducteur au tragus.

Cet ordre a été choisi afin de maintenir le transducteur stable à une position donnée pendant toute la durée des mesures lors de l'insertion et de l'extraction de la protection. Les seuils

auditifs absolus sont le reflet de la propagation des ondes dans le système  $H_{tr/cart}$  incluant ou non la présence du bouchon. La mesure avec une occlusion ipsilatérale et controlatérale permet d'évaluer plus spécifiquement l'origine (aérienne ou solidienne) des potentiels effets de latéralisation (perception du son du côté opposé de la stimulation) et l'intérêt de l'utilisation d'un masquage discuté dans le Chapitre 1. Chacune des sept mesures (en incluant l'audiométrie aérienne) était réalisée une seule fois par chaque sujet. Les cinq sujets ayant participé au protocole précédent ont réitéré leur participation ici.

## 2.3. Altération des seuils auditifs par le bouchon

### 2.3.1. Résultats des mesures

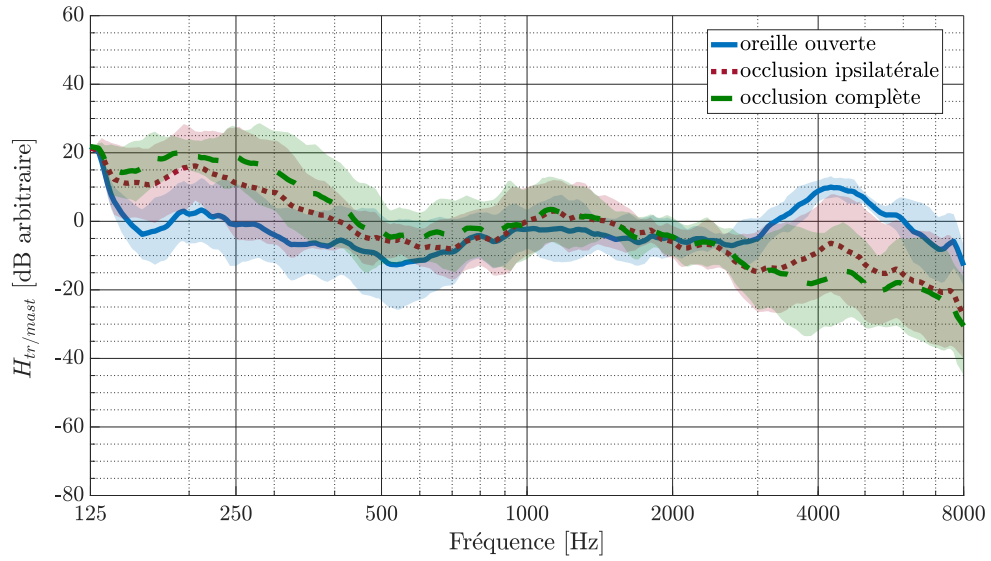
Les Figures 2.1a et 2.1b montrent les couplages transducteur-cartilage, appelés dans cette situation couplages transducteur-mastoïde  $H_{tr/mast}$  (en dB arbitraire), moyennés sur les résultats de 5 sujets et obtenus respectivement avec le transducteur  $T_1$  et  $T_2$  pour les trois conditions testées à la mastoïde. L'aire non opaque représente l'écart-type sur l'ensemble des sujets. Les valeurs du couplage transducteur-mastoïde pour les occlusions ipsilatérales et complète sont comparables pour toutes les fréquences testées. Pour les fréquences inférieures à 0,5 kHz, la mesure de  $H_{tr/mast}$  pour l'oreille ouverte est inférieure à l'oreille occluse de 15 dB maximum avec  $T_1$  et 20 dB avec  $T_2$ . Pour des fréquences entre 0,5 kHz et 3 kHz, les mesures avec  $T_1$  présentent un plateau où les courbes se confondent. Au delà de 3 kHz pour  $T_1$  et 1 kHz pour  $T_2$ , le couplage transducteur-mastoïde pour les conditions occluses est inférieur à celui de l'oreille ouverte avec un maximum de 30 dB avec  $T_1$  et  $T_2$ .

La même représentation sur les Figures 2.2a et 2.2b est faite pour les conditions au tragus où le couplage transducteur-tragus est noté  $H_{tr/trag}$  (en dB). Les valeurs du couplage transducteur-tragus pour la condition d'occlusion ipsilatérale et complète sont comparables pour toutes les fréquences testées. Pour des fréquences inférieures à 1,7 kHz, la mesure de  $H_{tr/trag}$  pour l'oreille ouverte est inférieure à celle de l'oreille fermée de 25 dB maximum avec  $T_1$  et 30 dB avec  $T_2$ . Comme pour le couplage transducteur-mastoïde, les fréquences comprises entre 0,5 kHz et 1,7 kHz et mesurées avec  $T_1$  présentent un plateau où les courbes se superposent. Au delà de 1,9 kHz pour  $T_1$  et 1,7 kHz pour  $T_2$ , le couplage transducteur-tragus de l'oreille occluse est inférieur à celui de l'oreille ouverte avec un maximum de 35 dB avec  $T_1$  et  $T_2$ .

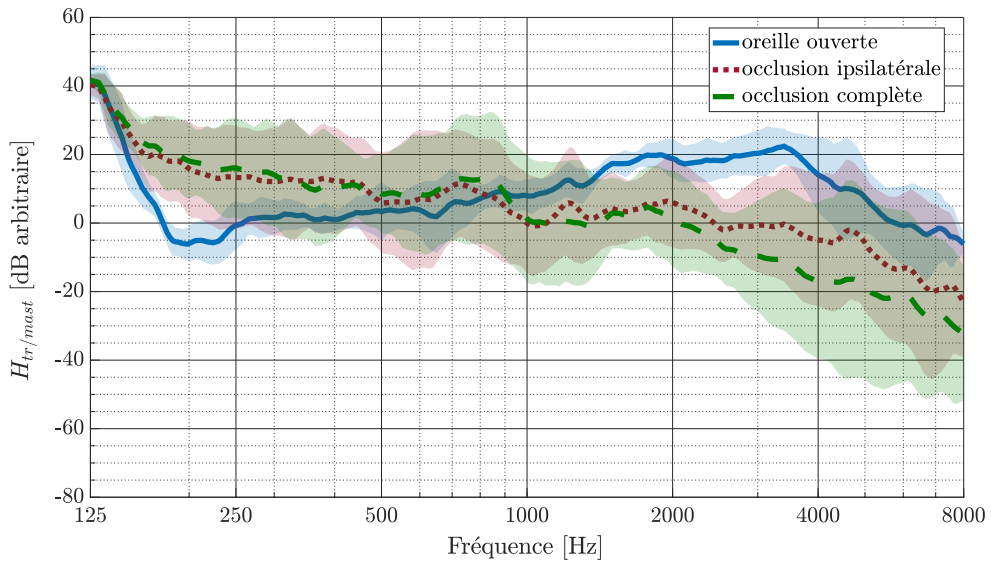
Les différences entre oreille occluse et non occluse sont présentées dans le Tableau 2.1.

Tableau 2.1 – Différence absolue (en dB) entre l'oreille ouverte et l'occlusion complète de l'oreille pour le couplage transducteur-mastoïde et transducteur-tragus.

Gamme de fréquence	mastoïde [dB]	tragus [dB]
125 Hz-0,5 kHz	20	30
2 kHz-8kHz	30	35



(a) Transducteur  $T_1$

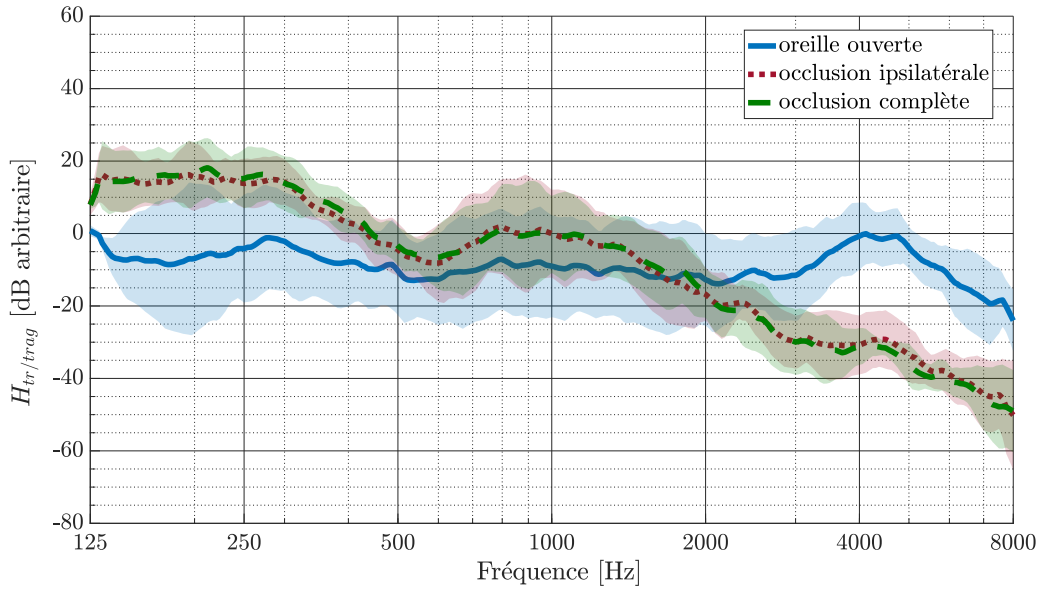


(b) Transducteur  $T_2$

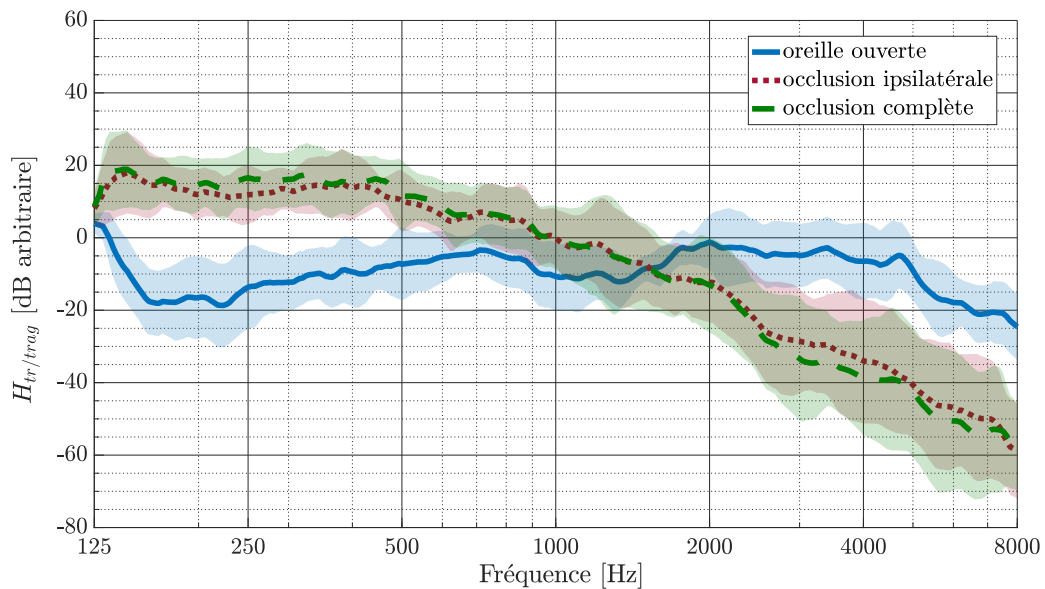
Figure 2.1 – Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-mastoïde  $H_{tr/mast}$  à l'oreille droite avec les transducteur  $T_1$  et  $T_2$  pour trois conditions d'occlusion. Les graphiques prennent la condition d'occlusion ipsilatérale à 1 kHz comme référence 0 dB. Les zones non opaques représentent l'écart-type.

### 2.3.2. Analyses et discussions

Pour préciser les interprétations, les Figures 2.3a et 2.3b représentent schématiquement l'expérience pour les conditions d'oreille ouverte et la condition d'occlusion ipsilatérale.



(a) Transducteur  $T_1$



(b) Transducteur  $T_2$

Figure 2.2 – Réponse fréquentielle moyenne du couplage transducteur-tragus  $H_{tr/trag}$  à l'oreille droite avec les transducteur  $T_1$  et  $T_2$  pour trois conditions d'occlusion. Les graphiques prennent la condition d'occlusion ipsilatérale à 1 kHz comme référence 0 dB. Les zones non opaques représentent l'écart-type.

### 2.3.2.1. Différence entre occlusion complète et ipsilatérale

Lorsque le transducteur est positionné au tragus, les seuils auditifs estimés avec l'occlusion ipsilatérale et simultanément ipsi-et controlatérale ne présentent pas d'écarts supérieurs à 5 dB pour l'ensemble des plages de fréquences et peuvent être considérés comme équivalents



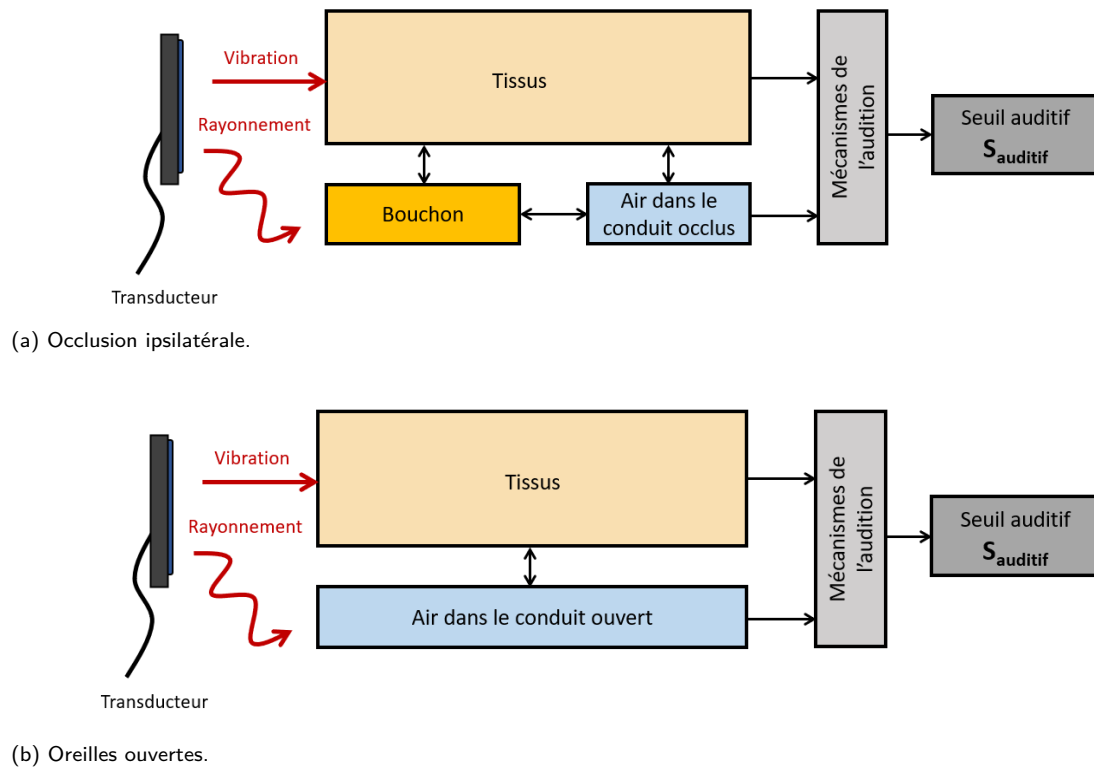


Figure 2.3 – Schéma de l'expérience de mesure des seuils auditifs induits par un transducteur. Le transducteur délivre une excitation solide aux tissus de l'oreille externe par une transmission des vibrations et une excitation aérienne par rayonnement.

compte-tenu des écarts relatifs. Ces résultats permettent de confirmer qu'un masquage du rayonnement aérien n'impacte pas les résultats lors d'une stimulation au tragus.

À la mastoïde, en revanche, on observe des écarts plus importants entre les seuils déterminés pour les deux conditions d'occlusion. Le transducteur  $T_1$  possède un écart pouvant atteindre 7 dB à basses fréquences, conséquence possible d'un rayonnement à basses fréquences pouvant contribuer au seuil auditif par propagation aérienne à l'oreille controlatérale. Cet écart entre les seuils déterminés pour les deux conditions d'occlusion est plus faible à basses fréquences pour le transducteur  $T_2$  corrélant les améliorations techniques de ce transducteur visant à être plus furtif dans les fréquences de la parole. À hautes fréquences, les deux transducteurs possèdent des écarts entre les seuils obtenus pour les deux conditions d'occlusion pouvant atteindre 15 dB avec des écarts plus importants pour le transducteur  $T_2$ . Ces résultats peuvent s'expliquer par la nature du couplage entre les tissus et le transducteur, impacté notamment par la présence de cheveux chez certains sujets.

### 2.3.2.2. Différence entre occlusion complète et oreille ouverte

À basses fréquences et pour les deux positions des transducteurs, les seuils auditifs sont plus faibles pour l'oreille occluse qu'ouverte. À contrario, aux hautes fréquences, les seuils auditifs avec l'oreille occluse sont plus élevés que ceux estimés avec l'oreille ouverte. Cette différence peut s'expliquer par deux phénomènes :

- Une augmentation du rayonnement des transducteurs à hautes fréquences relativement aux basses fréquences. Ceci est notamment visible pour le transducteur  $T_2$  dont le rayonnement basses fréquences a été techniquement étudié pour être réduit.
- L'effet d'occlusion qui s'estompe avec l'augmentation de la fréquence et s'annule au delà de 1,2 kHz.

Sous ces considérations, le tragus apparaît à nouveau comme la zone préférentielle. De par son anatomie, son lien et sa proximité avec la protection auditive lui confère un rôle important. Ceci implique que l'anatomie de la zone stimulée par le transducteur est impliqué dans la retransmission des ondes par les chemins de moindre opposition. Une considération de l'amortissement structural est également nécessaire pour expliquer les différences de seuil lors d'une stimulation au tragus et à la mastoïde.

- Ⓡ Dans la caractérisation du couplage  $H_{tr/trag}$  et  $H_{tr/mast}$ , un plateau d'inversion sépare les seuils auditifs avec et sans occlusion. L'intervalle fréquentiel de ce plateau d'inversion renseigne sur le fonctionnement du transducteur et peut être un indice utile à sa caractérisation.

## 2.4. Limites méthodologiques

La méthodologie d'évaluation de la perception auditive de l'effet d'occlusion induite par conduction tissulaire admet de nombreuses limitations. La première et plus importante est le comportement du transducteur dont la stabilité sur la plage de fréquences étudiée est tributaire du modèle mais aussi du matériau sur lequel il repose. Ce comportement est également altéré par la force d'appui qui pourrait influencer la transmission sonore dans les tissus. Enfin, les effets de latéralisation (seuil auditif perçu du côté opposé de la stimulation) observés rappellent la complexité des évaluations subjectives.

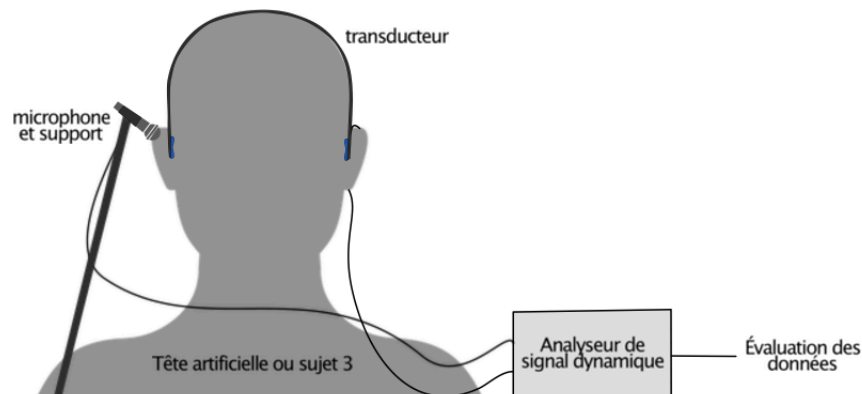
### 2.4.1. Rayonnement du transducteur

Les transducteurs sont connus pour avoir des comportements ambivalents : transmettre des vibrations mécaniques par l'interface de contact et rayonner des ondes sonores aériennes résultant des vibrations du corps du transducteur.

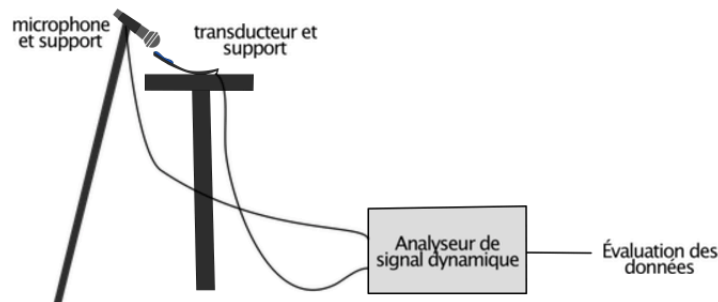
Ce rayonnement devient prédominant à partir d'une certaine fréquence, propre à chaque transducteur. Ce comportement conditionne le couplage transducteur-cartilage et impose d'analyser avec précaution les résultats observés.

La part des vibrations propagées par rayonnement aérien est détectable par un microphone. Ainsi un analyseur de signal dynamique Stanford Research System SR785 est utilisé pour déterminer la réponse fréquentielle à un sinus glissant dont la fréquence varie de 125 Hz à 8 kHz pour les deux transducteurs. Un microphone B&K type 4192 mesure le rayonnement acoustique (en dB arbitraire) dans l'environnement proche du transducteur sans opérer de contact. Le transducteur est posé sur un support rigide plan (voir Figure 2.4b) afin d'étudier le rayonnement sans considérer les effets de la tête. Pour mettre en avant les effets des propriétés des matériaux sur le couplage avec le transducteur, plusieurs types de matériaux ont été testés (matériaux des ATF et la peau humaine). Les matériaux utilisés sont listés

dans le tableau 2.2 ci-après. Les Figures 2.4a et 2.4b représentent la procédure de mesure du rayonnement aérien des transducteurs avec et sans condition de contact.



(a) Condition avec contact.



(b) Condition sans contact.

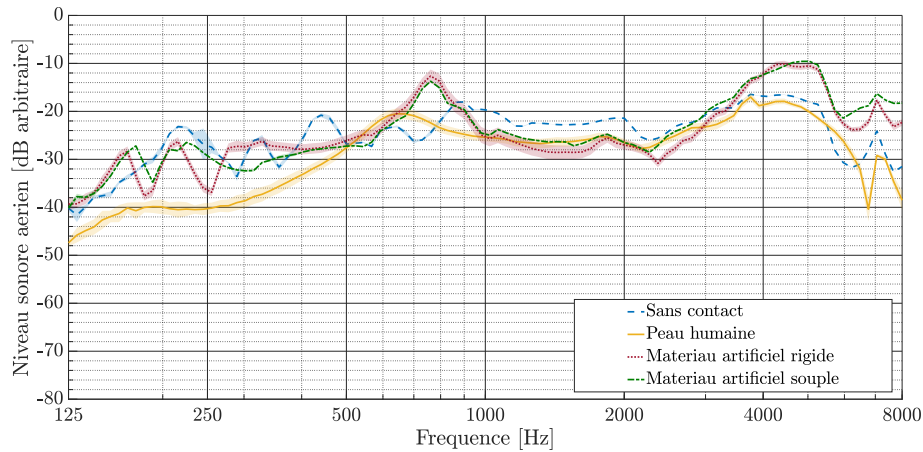
Figure 2.4 – Procédure de mesure du rayonnement du transducteur.

Tableau 2.2 – Caractéristiques des matériaux en contact avec les transducteurs. Les caractéristiques des matériaux utilisés pour la fabrication des *Oreilles Artificielles* (OA) ne sont pas connues.

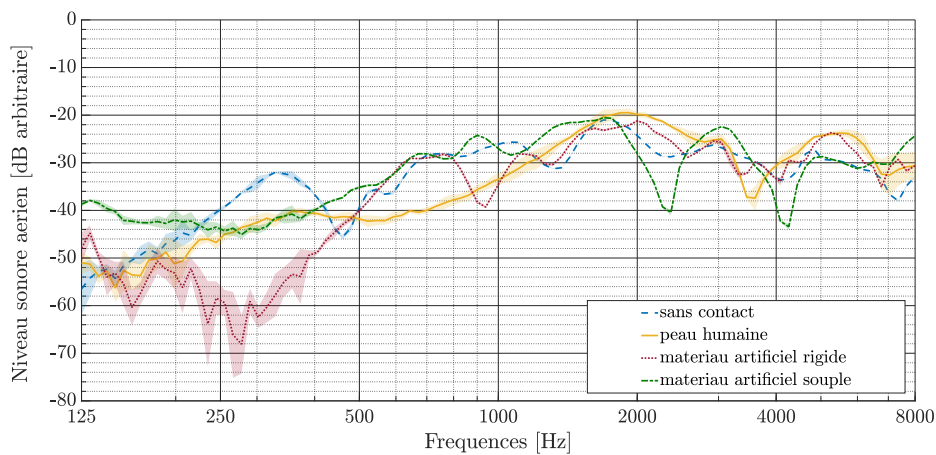
Nature du couplage	Type de matériau	Désignation
sans contact	air	-
contact rigide	matériau plutôt rigide	Head Acoustics HER III.1 1249 (OA)
contact souple	matériau plutôt souple	Bruel & Kjaer S128 (OA)
contact avec peau	peau humaine	Sujet 3 de l'expérience

Les Figures 2.5a et 2.5b montrent le niveau acoustique rayonné par les transducteurs  $T_1$  et  $T_2$  quand ils sont sujets à un sinus glissant d'amplitude constante parcourant la gamme de fréquences 125 Hz - 8 kHz. L'aire non opaque représente l'écart-type.

Pour les deux transducteurs, le couplage à un matériau induit des variations significatives d'un matériau à un autre. Le rayonnement acoustique du transducteur  $T_2$  est inférieur à



(a) Transducteur  $T_1$ .



(b) Transducteur  $T_2$ .

Figure 2.5 – Réponse fréquentielle du niveau moyen de radiation aérienne pour les transducteurs  $T_1$  et  $T_2$  (en dB arbitraire). Les zones non opaques représentent l'écart-type.

celui du transducteur  $T_1$  pour les basses fréquences (et notamment celles inférieures à 250 Hz). Dans le cas du contact avec la peau, les résonances du système semblent atténuées par les propriétés mécaniques de la peau. Le rayonnement acoustique est inférieur à basses fréquences (en dessous de 300 Hz pour  $T_1$  et 700 Hz pour  $T_2$ ) avant d'augmenter de 20 dB pour  $T_1$  et  $T_2$  avec un pic traduisant la résonance du système à 700 Hz pour  $T_1$  et 2 kHz pour  $T_2$ . Une seconde résonance intervient à 4 kHz pour  $T_1$  et 5 kHz pour  $T_2$ .

- R
 Une mesure complémentaire du niveau acoustique rayonné par les transducteurs dans le conduit auditif pour les différentes positions est une mesure envisageable en perspective de ces travaux afin de quantifier précisément les contributions aérienne pour la mesure des seuils.

La majorité des études de la littérature utilisent des transducteurs piézoélectriques pour mesurer la capacité de l'oreille externe à transmettre un son. Ces derniers ont une faible

sensibilité à la surface de contact. En revanche, les transducteurs électrodynamiques ont une interface souple dont le couplage peut modifier les caractéristiques de comportement. Les Figures 2.5a et 2.5b montrent un comportement ambivalent du transducteur. Il est supposé que la transmission de l'énergie est principalement solidienne aux (basses) fréquences où le rayonnement acoustique du transducteur est faible, puis que la transmission est à la fois solidienne et aérienne aux moyennes et hautes fréquences, lorsque le transducteur rayonne, dépendamment des résonances du système. Les rayonnements lors du couplage avec la peau semblent moins importants par rapport aux autres types de couplage, notamment aux basses fréquences. Ceci pourrait résulter de l'amortissement structural (et par hypothèse, de la conduction et de la retransmission), suggérant l'importance de la peau dans la limitation de la protection auditive. Les caractéristiques du rayonnement des transducteurs dépendent donc directement du couplage avec le matériau en contact et se retrouvent dans la caractéristique du couplage transducteur-cartilage avec et sans occlusion avec la présence d'un point ou d'un plateau d'inversion des seuils auditif perçu en oreille ouverte et occluse. Les abscisses fréquentielles de ce point et plateau semblent donc propres à chaque transducteur.

### **2.4.2. Force statique d'appui**

En fonction de la conception du transducteur électrodynamique, la force d'appui statique peut modifier significativement le comportement. Pendant les expériences, il a été observé qu'une modification de la force d'appui statique pouvait induire une modification du niveau sonore perçu. Des mesures de transmission en fonction du niveau sonore ont été effectuées sans formalisation précise des résultats. Pour autant, il est important de garder en mémoire que le signal transmis par un transducteur est donc tributaire de nombreux facteurs.

### **2.4.3. Effets de latéralisation**

Pendant les mesures, les sujets ont perçu que le son provenait parfois de l'oreille opposée à la stimulation lorsqu'une, ou même les deux oreilles, étaient occluses. Cet effet de latéralisation correspond à une perception du son du côté opposé à la stimulation. Cet effet est connu et peut être compensé au départ grâce à un bruit de masquage appliqué à l'oreille controlatérale. La question de la pertinence d'une telle perception (le sujet doit-il considérer une perception auditive perçue du côté opposé de la stimulation ?) s'est cependant posée mais a finalement été retenue : dans le cas spécifique de la protection auditive, la stimulation de l'oreille interne doit être considérée sans aucun égard à son côté vis à vis de la sollicitation (ipsilatérale ou controlatérale). La latéralisation est intervenue aux fréquences moyennes (entre 0,7 et 4 kHz environ), suggérant, au moins pour la plus basse fréquence, que la transmission directe par l'air n'était pas la voie principale. Cet effet était déjà perçu lors d'autres expérimentations avec un transducteur piézoélectrique bimorphe [40], ce qui n'implique donc pas spécifiquement les transducteurs électrodynamiques.

Trois hypothèses sont généralement avancées pour expliquer ces effets de latéralisation :

- une première hypothèse suggérée est la propagation de l'onde à travers le pont acoustique cartilage-os vers le côté opposé par les effets de transmission transcranienne [40]. Cependant, la force d'appui statique négligeable du transducteur et les niveaux faibles employés (au seuil de perception) rend la transmission osseuse peu probable, en raison, notamment, des phénomènes de ruptures d'impédance [28].

- L'onde provenant de multiples ponts acoustiques air-tissus-air pourrait arriver au tympan avec un certain retard, ce qui pourrait expliquer pourquoi le phénomène produit des effets plus importants au niveau de la mastoïde (le chemin vers le tympan est plus long). Cette assertion pourrait également se vérifier si le transducteur émet une radiation aérienne qui se propage directement au tympan avec un décalage. Cette remarque serait particulièrement adaptée aux moyennes et hautes fréquences où l'on sait que le transducteur est davantage susceptible d'émettre un rayonnement acoustique.
- Enfin, aux basses fréquences, l'effet de latéralisation pourrait résulter directement de l'ajout de la protection dans le conduit. Dans le cas où la protection auditive effectue une occlusion hermétique à l'extérieur, la réduction du volume du conduit auditif pourrait augmenter la pression statique sur la membrane tympanique et, par conséquent, la différence de pression entre l'oreille externe et moyenne modifie l'impédance du tympan. L'insertion de la protection peut également induire une force statique sur les parois latérales du conduit [100, 99], et modifier la forme et la tension de la membrane tympanique. Un tel décalage d'impédance plus élevé entre la fenêtre ovale et l'oreille moyenne pourrait conduire à un effet de latéralisation [102].

Les effets de la protection conduit donc à des phénomènes perceptifs encore difficile à expliquer aujourd'hui et qu'il sera nécessaire d'évaluer à l'aide d'évaluations complémentaires à l'avenir.

## Résumé

- Une évaluation expérimentale à l'aide d'audiométries de Békésy à balayage avec une oreille ouverte, une occlusion ipsilatérale et une occlusion ipsilatérale et contralatérale simultanément lors d'une stimulation tissulaire au tragus et à la mastoïde a été réalisée. Elle a mis en exergue une diminution du seuil auditif lors d'occlusions jusqu'à 35 dB au tragus et 25 dB à la mastoïde pour des fréquences inférieures à 2 kHz, correspondant à un effet d'occlusion subjectif.
- Ces résultats mettent en exergue l'importance de la zone anatomique de l'excitation, le rôle des amortissements structuraux dans l'effet d'occlusion subjectif et les effets perceptifs telle la latéralisation, encore difficiles à expliquer. Une hypothèse avancée est la rigidification du conduit auditif lors de l'insertion du bouchon modifiant la forme et la tension de la membrane tympanique et donc son impédance.
- Le protocole repose sur les limites des transducteurs utilisés : le rayonnement acoustique, notamment, augmente à hautes fréquences et décale alors le seuil auditif en oreille ouverte. La contribution aérienne devient alors prépondérante devant la conduction tissulaire.



# 3

## Effets des interfaces physiologiques dans la propagation des ondes

Nous avons vu dans les chapitres précédents que les tissus de l'oreille externe contribuent différemment (selon l'anatomie), à la génération d'un seuil auditif. Cette propriété est exacerbée lors de l'utilisation d'une protection venant occlure le conduit auditif. Ainsi, la transmission des ondes par l'intermédiaire de la paroi cutanée du conduit interroge : les différences entre les seuils mesurés lors de l'application d'une stimulation solidienne en diverses zones de l'oreille externe pose la question du chemin emprunté par l'onde pour rejoindre l'air du conduit occlus. Il serait notamment intéressant d'étudier quel tissu ou quelle succession de tissus contribue le plus au chemin de transmission entre le pavillon de l'oreille et le conduit auditif occlus. La complexité de l'analyse repose en partie sur la géométrie complexe de l'oreille externe et la répartition des tissus formant une structure mécanique multi-couches. Les frontières internes de cette structure affectent ostensiblement l'évolution des ondes. L'effet de ces interfaces, de la répartition tissulaire et des propriétés des tissus sont des données pertinentes à la définition du chemin de transmission indirect prépondérant.

### 3.1. Rétrospectives bibliographiques

#### 3.1.1. Théorie de la propagation des ondes

Dans cette section sont présentées les équations fondamentales de la propagation des ondes dans l'air et les solides. Les phénomènes de transmissions et de réflexions au niveau des interfaces sont également abordés. Enfin, un modèle analytique est présenté.

##### 3.1.2.1. Propagation des ondes dans l'air

La propagation des ondes dans l'air est formalisée par une équation aux dérivées partielles de second ordre appelée *équation des ondes*. Dans le cas mono-dimensionnel et sans pertes d'énergie, elle lie la vitesse de propagation de l'onde  $c$  à la pression acoustique  $p$  en un point  $x$  de l'espace et un instant  $t$  du temps [103, 104, 105, 106] :

$$\frac{\partial^2 p(x, t)}{\partial t^2} - c^2 \frac{\partial^2 p(x, t)}{\partial x^2} = 0 \quad (3.1)$$



Dans le cas général où aucune condition limite ne s'applique et l'équation est donc définie pour l'intégralité de l'axe des  $x$ , la solution analytique générale est donnée par *d'Alembert* [103, 104] :

$$p(x, t) = \frac{1}{2} (p_0(x - ct) + p_0(x + ct)) + \frac{1}{2c} \int_{x-ct}^{x+ct} q_0(s) ds \quad (3.2)$$

Où  $p_0$  et  $q_0$  correspondent aux conditions initiales :

$$p(x, 0) = p_0(x) \quad (3.3)$$

$$\frac{\partial p(x, 0)}{\partial t} = q_0(x) \quad (3.4)$$

En définissant la fonction  $Q_0(x)$  :

$$Q_0(x) = \frac{1}{c} \int_0^x q_0(s) ds \quad (3.5)$$

L'équation 3.2 peut s'interpréter comme la somme de deux ondes se propageant dans des directions opposées (vers l'avant  $p_f$  et vers l'arrière  $p_b$ ) [103] :

$$p(x, t) = p_f(x, t) + p_b(x, t) \quad (3.6)$$

$$p_f(x, t) = \frac{1}{2} (p_0(x - ct) + Q_0(x - ct)) \quad (3.7)$$

$$p_b(x, t) = \frac{1}{2} (p_0(x + ct) + Q_0(x + ct)) \quad (3.8)$$

Ces équations ne font intervenir que la célérité de l'onde  $c$  et les équations 3.7 et 3.8 peuvent alors s'interpréter comme un décalage temporel d'une variation de pression.

### 3.1.2.2. Propagation des ondes dans les solides

Dans le cas d'une propagation dans un milieu solide considéré élastique linéaire (pas de non-linéarités géométriques et matérielles), l'équation des ondes s'interprète de manière équivalente par les formalismes mécaniques usuels. La contrainte  $\sigma$ , la déformation  $\varepsilon$ , le déplacement  $u$ , le module d'élasticité  $E$  et la masse volumique  $\rho$  sont liés par la *loi de Hooke* et la *loi d'équilibre* en l'absence de force de masse (force inertielle) par les équations 3.9 et 3.10. [107, 105] :

$$\sigma(x, t) = E\varepsilon(x, t) = E \frac{\partial u(x, t)}{\partial x} \quad (3.9)$$

$$\frac{\partial \sigma(x, t)}{\partial x} = \rho \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial t^2} \quad (3.10)$$

Ces deux équations permettent d'en déduire l'équation de propagation qui traduit la propa-

gation d'une déformation au sein d'un matériau [107] :

$$\frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial^2 t} - \frac{E}{\rho} \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial^2 x} = 0 \quad (3.11)$$

En posant  $c^2 = \frac{E}{\rho}$ , l'équation de propagation en milieu solide se compare au formalisme de l'équation de propagation en milieu aérien et peut s'interpréter de manière équivalente.

Pour les problèmes non monodimensionnels, il est nécessaire de considérer la *loi de Hooke généralisée*, dépendante de l'état de contrainte ou de déformation du milieu, en faisant intervenir le module d'élasticité et le coefficient de Poisson  $\nu$ . Dans ce cas, la vitesse de propagation des ondes dans le matériau  $c$  peut s'exprimer comme suit :

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho} \frac{1 - \nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}} \quad (3.12)$$

$c$  correspond ici à la vitesse de propagation de l'onde longitudinale. Dans la suite, cette onde est notée  $c_L$ . Dans les gaz et liquides, cette propagation ne se fait que sous cette forme, par opposition aux solides où les ondes peuvent également se propager de manière transversale consécutivement aux contraintes de cisaillement. La vitesse de propagation transversale, notée  $c_T$  est inférieure à la propagation longitudinale et est donnée par :

$$c_T = \sqrt{\frac{E}{\rho} \frac{1}{2(1 + \nu)}} \quad (3.13)$$

La vitesse de propagation longitudinale est sensible aux variations du coefficient de Poisson. Quand  $\nu \rightarrow 0.5$ ,  $c_L \rightarrow +\infty$ , propriété qui ne se vérifie pas pour  $c_T$  [108]. Le caractère quasi-incompressible des tissus mous est donc une propriété à considérer avec la plus grande des rigueurs.

### 3.1.2.3. Effet des interfaces sur la propagation des ondes

Lorsqu'une onde rencontre une interface marquant une rupture dans les propriétés mécaniques, son amplitude et sa phase sont altérées. Ceci s'explique par un phénomène de transmission et de réflexion consécutif à une différence d'impédance acoustique. L'impédance acoustique caractéristique  $Z$  se définit comme le produit de la célérité de l'onde dans un milieu par la masse volumique de ce milieu :  $Z = \rho c$ . Cette rupture d'impédance induit une décomposition de l'onde : une partie est transmise au milieu suivant tandis qu'une autre partie est réfléchiée à l'interface, comme illustré par la Figure 3.1. La part d'onde réfléchiée et transmise à l'interface entre un milieu 1 et 2 est donnée par les facteurs de réflexion  $R_{1 \rightarrow 2}$  et de transmission  $T_{1 \rightarrow 2}$ .

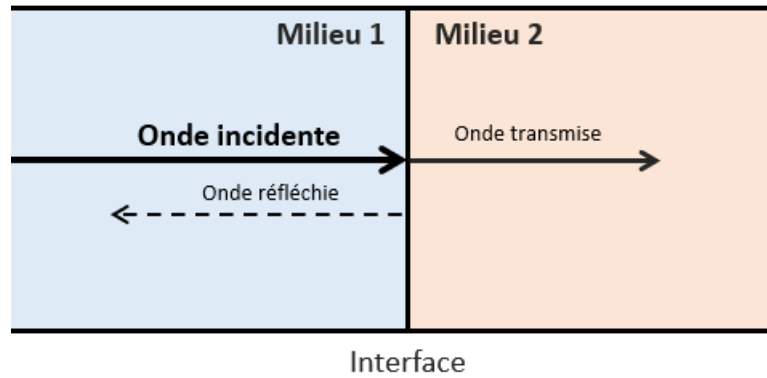


Figure 3.1 – Représentation schématique de la transmission et réflexion d'une onde incidente à l'interface entre deux entités à l'impédance différente.

Le facteur de transmission  $T_{1 \rightarrow 2}$  lors du passage d'une onde d'un matériau 1 vers un matériau 2 est formalisé par [103] :

$$T_{1 \rightarrow 2} = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (3.14)$$

Lorsque  $Z_1 = Z_2$ , le facteur de transmission vaut 1 et la transmission est totale. Si  $Z_2 = 0$  alors il n'y a aucune transmission.

Une définition équivalente existe pour le facteur de réflexion  $R_{1 \rightarrow 2}$  lorsqu'une onde parcourant un matériau 1 se réfléchit sur un matériau 2 [103] :

$$R_{1 \rightarrow 2} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (3.15)$$

Lorsque  $Z_1 = Z_2$  il n'y a pas de réflexion. Si  $Z_2 = 0$  alors  $R_{1 \rightarrow 2} = -1$  et l'onde est complètement réfléchie avec une amplitude négative.

Dès lors, de part ces effets de transmissions et de réflexions, il est évident que certaines successions de tissus seront plus à même de transmettre les ondes dans l'oreille externe.

- R Lors de la présence de plusieurs interfaces, la dimension des couches peut également induire des conséquences sur l'amplitude maximale de l'onde transmise. En effet, les ondes réfléchies à l'interface  $i$  peuvent également se réfléchir à l'interface  $i - 1$  se superposant aux ondes transmises par cette même interface. Ces superpositions peuvent être à l'origine d'une augmentation significative de l'amplitude maximale retransmise par un tissu. Une étude concrète est présentée plus loin dans ce chapitre.

### 3.1.2. Exemple de modèle analytique de propagation 1D dans un matériau multi-couches

Afin d'évaluer l'effet des caractéristiques mécaniques et géométriques des tissus de l'oreille externe sur la propagation des ondes, il est proposé de construire un modèle simple d'étude de propagation dans un matériau multi-couches. Chaque succession de couches correspond alors à un potentiel chemin que pourrait emprunter l'onde dans sa propagation à l'oreille externe. L'étude de la propagation des ondes dans les matériaux multi-couches a déjà mis en lumière, par le passé, une modification de l'amplitude et des caractéristiques temporelles des ondes [109].

On construit, dans un premier temps, un modèle analytique simple pour l'étude d'une structure tri-couches (air-peau-air), notée *Structure 1*, support de propagation d'une onde impulsionnelle Gaussienne, notée *imp* d'amplitude 1 Pa et appliquée à l'extrémité gauche du système. La couche d'air est d'épaisseur  $e_a = 20$  cm, la peau d'une épaisseur  $e_p = 1$  mm. L'épaisseur de la dernière couche d'air n'est pas pertinente. Les effets de transmissions et réflexions sont illustrés par la Figure 3.2.

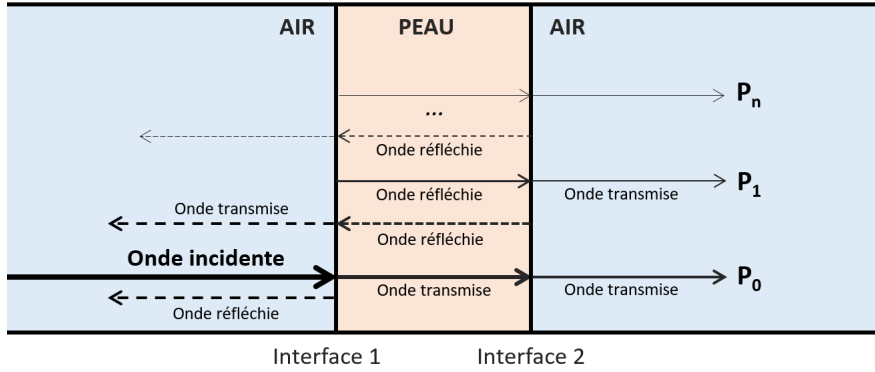


Figure 3.2 – Représentation schématique de la transmission et réflexion des ondes dans la *Structure 1*.

La valeur de la pression  $p$  au temps  $t$  et à la dernière interface  $x_i$  entre la peau et l'air correspond à la somme des pressions  $P_n$  pendant l'intervalle de temps où l'onde est contenue dans la peau, sur les  $n$  doubles réflexions d'ondes sur les deux frontières de la couche. Chaque contribution de l'onde transmise et réfléchi (amplifiée ou atténuée par le facteur de transmission  $T$  ou de réflexion  $R$ ) est convoluée par le retard induit par l'épaisseur du domaine d'air  $e_a$ , de peau  $e_p$ , la célérité de l'onde dans l'air  $c_a$  et de l'onde dans la peau  $c_p$ . Ainsi,  $P_0$  résultant de la transmission initiale est donnée par :

$$P_0(x_i, t) = T_{a \rightarrow p} T_{p \rightarrow a} \times imp \left( t - \frac{e_a}{c_a} - \frac{e_p}{c_p} \right) \quad (3.16)$$

Puis, pour obtenir la somme de chaque transmission (résultant des réflexions internes à la couche de peau), il suffit de sommer sur  $n : \forall n > 0$  :

$$P_n(x_i, t) = \sum_{j=0}^{n-1} P_j(x_i, t) + T_{a \rightarrow p} R_{p \rightarrow a}^n R_{a \rightarrow p}^n T_{p \rightarrow a} \times imp \left( t - \frac{e_a}{c_a} - \frac{(2n+1)e_p}{c_p} \right) \quad (3.17)$$

Cette approche mathématique de la propagation dans la *Structure 1* s'implémente aisément à l'aide de l'Algorithme 1.

```

Data :
- T (vecteur temps)
- n (nombre de double réflexions à considérer)
-  $e_a$  (épaisseur du domaine d'air)
-  $e_p$  (épaisseur du domaine de peau)
-  $T_{AP}$  (facteur de transmission air-peau)
-  $T_{PA}, R_{AP}$  (facteur de réflexion air-peau)
-  $R_{PA}, imp$  (vecteur impulsion Gaussienne)

Result : P (vecteur pression à la seconde interface)

1 initialisation ;
2 for  $i=1 :n$  do
3   for  $j=1 :length(T)$  do
4     if  $T(j)-e_a/C_a-e_p(2i-1)/C_p > 0$  then
5        $P(j)=P(j)+T_{AP}(R_{AP}^{i-1})(R_{AP}^{i-1})T_{PA}imp(T(j)-e_a/C_a-e_p(2i-1)/C_p)$ ;
6     end
7   end
8 end

```

**Algorithme 1 :** Algorithme de calcul de la pression résultante de la *Structure 1*.

### 3.1.3. Les matériaux constitutifs de l'oreille externe

Il n'existe, pour le moment, pas de réel consensus dans la littérature sur les propriétés mécaniques des tissus de l'oreille externe. Ceci est d'autant plus critique que les caractéristiques de propagation, et notamment la vitesse des ondes longitudinales, est fortement tributaire du coefficient de Poisson. Dans cette section, un compromis a été déterminé pour chaque entité de l'oreille externe.

#### 3.1.4.1. Les tissus mous

Contrairement à ce qui est usuellement fait dans la littérature, la peau, le muscle et les tissus adipeux sont considérés ici comme des matériaux aux propriétés mécaniques distinctes. Ce choix est motivé par les différences significatives de densité et rigidité, qui affectent les caractéristiques de propagation.

#### Peau et revêtement cutané du conduit :

D'une manière générale, la peau possède des caractéristiques différentes en fonction de sa localisation. En particulier, des différences structurelles de la peau proche du tympan conduisent à une altération des caractéristiques de rigidité comparativement à la peau située sur le pavillon. Ceci peut s'expliquer en raison de l'épaisseur des 4 couches composant habituellement la peau et qui possèdent des caractéristiques mécaniques différentes. Afin de simplifier et, d'une manière générale, une valeur moyenne de densité est considérée pour la suite :

$\rho_{peau} = 1100 \text{ kg/m}^3$  [110, 111]. Le module d'Young de la peau temporo-pariétale mesuré dans Griffin et al. (2017) [112] a été utilisé comme approximation pour la peau de l'oreille externe en considérant  $E_{peau} = 0,65 \text{ MPa}$ . Le coefficient de Poisson de la peau est généralement considéré comme étant proche de 0,5 (mais sans être strictement égal) pour de nombreuses zones du corps. Basé sur la littérature, une valeur  $\nu_{peau} = 0,48$  a été choisie [113]. Cette valeur est fondamentale puisqu'elle affecte directement la vitesse de propagation et une incertitude importante demeure car les méthodes de détermination ne permettent généralement pas de connaître avec précision cette donnée.

### **Tissus adipeux :**

Le tissu adipeux est un matériau très difficile à évaluer et très peu étudié. On considère généralement que la densité du tissu adipeux se situe entre 900 et 1000  $\text{kg/m}^3$ . Dans Carrigy et al. (2016) [114], une densité de  $\rho_{adip} = 960 \text{ kg/m}^3$ , un module d'élasticité de  $E_{adip} = 1 \text{ kPa}$  et un coefficient de Poisson de  $\nu_{adip} = 0,49$  ont été utilisés pour simuler le tissu adipeux situé au niveau du pharynx. Étant donné l'emplacement et la proximité de l'oreille, ces valeurs ont été utilisées ici mais de nouvelles évaluations expérimentales seraient nécessaires pour confirmer ces données.

### **Fibres musculaires :**

Pour les tissus musculaires, une densité de  $\rho_{musc} = 1050 \text{ kg/m}^3$  [115], un module d'élasticité de  $E_{musc} = 790 \text{ kPa}$  et un coefficient de Poisson de  $\nu_{musc} = 0,43$  [116] ont été utilisés pour notre modèle.

### **Amortissement :**

Bien que les équations et modèles considérés dans ce chapitre sont non dissipatifs, l'amortissement mécanique est indiqué ici dans un but informatif.

Un facteur de pertes  $\eta_{tm}$  calculé à partir de la forme complexe du module de Young a été utilisé dans Chang et al. (2016) [31] pour les tissus mous. Ce facteur était proportionnel à la fréquence. Une adaptation sous la forme d'un amortissement de Rayleigh avec les coefficients  $\alpha$  (en  $\text{s}^{-1}$ ) et  $\beta$  (en s) tel que  $\eta = \alpha/(2\omega) + \beta\omega/2$  a été réalisée pour obtenir  $\alpha_{tm} = 0 \text{ s}^{-1}$  et  $\beta_{tm} = 9,5 \times 10^{-6} \text{ s}$ , communs à ces trois matériaux.

### **3.1.4.2. Le cartilage**

Le cartilage présente des propriétés mécaniques complexes qui fluctuent de manière significative avec sa localisation (nez, oreille externe, genou, etc.). Globalement, une densité de  $\rho_{cart} = 1100 \text{ kg/m}^3$  est généralement considérée dans la littérature [111]. Le module d'élasticité varie également d'une référence à une autre et dans Griffin et al. (2016) [117], un module d'Young de 1,67 Mpa et 2,08 Mpa ont été évalués respectivement au niveau du tragus et de l'arrière de la conque. Une valeur moyenne de  $E_{cart} = 1,9 \text{ MPa}$  est choisie pour la suite. Enfin,  $\nu_{cart} = 0,45$  et  $\eta_{cart} = 0,3$  ont été repris du modèle numérique élaboré dans Chang et al. (2016) [31].

### 3.1.4.3. Les os

Il existe différents modèles pour modéliser les propriétés mécaniques des os. De manière rigoureuse, il faudrait considérer l'os comme un matériau orthotrope [118]. Il est également possible de distinguer la partie corticale de l'os emprisonnant la diploé comme le font certains modèles [31]. De nombreuses données sont disponibles dans la littérature, et il existe de grandes variabilités des paramètres selon les zones osseuses du crâne. Pour la zone de l'oreille, Peterson et al. (2003) [118] donne une densité de  $\rho_{os} = 1860 \text{ kg/m}^3$ . Pour les autres paramètres, les valeurs utilisées sont celles du modèle numérique de Benacchio et al (2020) [119] en accord avec les autres valeurs disponibles dans la littérature :  $E_{os} = 13,6 \text{ GPa}$ ,  $\nu_{os} = 0,31$  et  $\eta_{os} = 0,1$ .

### 3.1.4.4. Résumé

Le tableau 3.1 résume les propriétés mécaniques des tissus de l'oreille externe considérées pour la suite de ce mémoire.

Matériau	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	E [kPa]	$\nu$ [-]	$\eta$ []	$\alpha$ [s <sup>-1</sup> ]	$\beta$ [s]
Peau	1100	650	0,48	-	0	$9,5 \times 10^{-6}$
Adipose	960	1	0,49	-	0	$9,5 \times 10^{-6}$
Muscle	1050	790	0,43	-	0	$9,5 \times 10^{-6}$
Os	1860	$13,6 \times 10^6$	0,31	0,1	-	-
Cartilage	1100	1 900	0,45	0,3	-	-

Tableau 3.1 – Propriétés mécaniques des matériaux

### 3.1.4. Problématiques et objectifs du chapitre

Des chapitres précédents et de la revue de la littérature se dégagent plusieurs questions. Tout d'abord, le rôle des tissus mous pointé lors des premiers chapitres peut être étudié. Plus spécifiquement, quel sont les effets de leurs caractéristiques géométriques (épaisseurs) sur la propagation des ondes impulsionnelles ? Par ailleurs, il serait intéressant d'évaluer quelles interfaces permettent la transmission la plus élevée et la plus faible des ondes impulsionnelles. De ces réponses, il serait possible d'estimer le chemin de transmission tissulaire de l'oreille externe le plus susceptible d'être emprunté par les ondes impulsionnelles pour se propager.

Pour ces questions, la modélisation numérique apparait comme un outil de choix. C'est pourquoi, les caractéristiques mécaniques des tissus de l'oreille externe et leurs conséquences sur l'évolution des ondes sont étudiées, dans ce chapitre, à l'aide d'un modèle numérique mono-dimensionnel. Cette étape préliminaire permet notamment de comprendre les altérations des ondes en fonction de divers paramètres qui sont utilisés pour la construction d'un modèle plus complet dans le chapitre suivant.

## Objectifs

- Construction d'un modèle de propagation multi-couches mono-dimensionnel afin d'étudier les conséquences des propriétés mécaniques et de l'épaisseur des couches sur la propagation des ondes impulsionnelles dans le but de déterminer le chemin tissulaire prédominant à l'oreille externe.

## 3.2. Construction d'un modèle de propagation multi-couches mono-dimensionnel

Dans cette section est présentée la construction d'un modèle de propagation multi-couches mono-dimensionnel dans le régime temporel permettant de définir de manière simple les concepts nécessaires à la modélisation temporelle des interactions acoustiques-structures.

### 3.2.1. Motivations et géométrie du modèle

Pour répondre aux questions soulevées par les précédents chapitres, une simplification est faite en considérant uniquement l'aspect dimensionnel des tissus. Sous cette hypothèse, un modèle mono-dimensionnel permet, en plus de détailler les conditions de résolution des modèles temporels, de répondre simplement au problème. La limitation principale concerne cependant le type d'onde se propageant dans le modèle puisque seules les ondes compressives sont alors évaluées. Mais dans une première approximation, cette simplification permettra tout de même d'apporter des éléments pertinents à l'étude de la transmission tissulaire. Par ailleurs, l'utilisation d'un modèle numérique préliminaire basé sur la méthode des éléments finis se justifie par la volonté de tester et calibrer les paramètres du modèles et du solveur en vue d'une géométrie plus complexe abordée par la suite. Ces travaux sont réalisés dans le logiciel COMSOL Multiphysics® qui permet de faire des calculs d'interaction fluide-structure.

La Figure 3.3 illustre la géométrie et les conditions limites du modèle mono-dimensionnel. Une succession de  $C_i$  couches de matériaux d'épaisseur  $L_i$  contenue dans une couche d'air est soumise à une onde impulsionnelle incidente. À l'issue de cette succession, plusieurs solutions sont utilisables, la plus élégante étant la couche parfaitement adaptée (PML). Le but est de limiter le retour des ondes après la propagation dans la structure multi-couches.

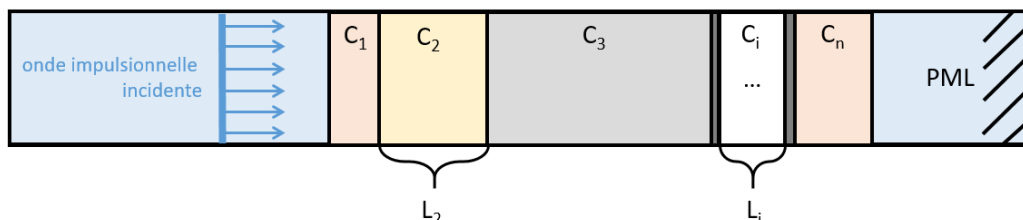


Figure 3.3 – Représentation schématique du modèle géométrique. Les couches  $C_i$  correspondent à des milieux aux propriétés différentes et de longueur  $L_i$ .



### 3.2.2. Matériaux

Les matériaux utilisés reprennent les caractéristiques listées dans le Tableau 3.1. Les propriétés de l'air, déjà renseignées dans le logiciel COMSOL Multiphysics, ont été utilisées sans modification [120].

### 3.2.3. Entrée du modèle : onde impulsionnelle incidente

L'entrée du modèle est effectuée à l'aide d'une condition de rayonnement d'onde plane. Cette fonction implémentée dans COMSOL correspond à une condition de Neumann faisant intervenir les dérivées premières de la pression  $p$  et les dérivées premières de la pression incidente  $p_i$  imposée [120]. Elle retranscrit un taux de variation de la pression à la frontière :

$$\frac{\partial p(x, t)}{\partial x} + \frac{1}{c} \frac{\partial p(x, t)}{\partial t} = \frac{1}{c} \frac{\partial p_i(x, t)}{\partial t} + \frac{\partial p_i(x, t)}{\partial x} \quad (3.18)$$

Dans cette application, la pression incidente est une impulsion Gaussienne strictement positive de 1 Pa et de durée totale 1 ms.

### 3.2.4. Sortie du modèle : couche parfaitement adaptée (PML)

La sortie du modèle peut être définie à l'aide de plusieurs solutions. L'une d'elles, choisie ici, est une condition de couche parfaitement absorbante (*Perfect Matched Layer* ou PML en anglais). Elle permet d'absorber les ondes sans introduire de réflexions à l'interface avec le domaine physique [120]. Des limitations existent cependant pour les ondes évanescentes. Leurs principes, propriétés et règles d'implémentations seront précisés dans le Chapitre 7.

- Ⓡ Une solution alternative aurait été de construire un domaine aérien suffisamment long afin de retarder le retour de l'onde d'un temps suffisamment grand pour ne pas perturber l'intervalle temporel d'intérêt.

### 3.2.5. Interactions acoustique-structure

Dans chaque domaine (solidien et aérien) est résolu le modèle mathématique correspondant (respectivement mécanique et acoustique). Dans les domaines aériens, c'est l'équation des ondes (équation 3.1) qui est résolue. Dans les domaines solidiens, c'est l'équation de propagation de la déformation élastique 3.11. L'interface est traitée comme une condition de couplage acoustique-mécanique liant le chargement fluide et l'accélération du domaine solide comme suit [120] :

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial F(x, t)}{\partial x} = -\frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial^2 t} \quad (3.19)$$

Où  $F(x, t) = p(x, t)$ , traduisant la continuité des tractions (forces par unité de surface exercées sur la frontière) solides et acoustiques.

### 3.2.6. Maillage

Le maillage correspond à une discrétisation de l'espace physique en un ensemble d'éléments de formes simples permettant la résolution des systèmes d'équations mathématiques complexes en simplifiant leur expression. Comme la PML, le maillage du modèle est fortement lié aux composantes fréquentielles perçues par le système. Plus particulièrement, c'est la fréquence maximale (fréquence critique) qui impose une condition dimensionnelle aux éléments de maillage. À la faveur du théorème de Shannon, un certain nombre d'éléments par longueur d'onde est nécessaire afin d'assurer une bonne résolution. En ce sens, il est souvent recommandé d'utiliser un minimum de 5 éléments quadratiques par longueur d'onde minimale  $\lambda_{min}$  [120]. Soit une taille de maille maximale  $H_{max}$  (en m) :

$$H_{max} = \frac{c}{5f_{max}} \quad (3.20)$$

- R Il s'agit d'une valeur minimale et cette taille peut naturellement être réduite. Pour autant, plus cette taille maximale sera petite, plus le nombre d'éléments et le temps de traitement seront conséquents. Il est donc nécessaire de trouver un compromis entre finesse et temps de calcul.
  
- R Le terme d'élément *quadratique* fait référence à la forme mathématique de l'interpolation sur ce type d'élément. Cela se concrétise par des éléments avec un nombre croissant de noeuds avec l'augmentation de l'ordre, comme illustré sur la Figure 3.4. Les éléments bi-dimensionnels triangulaires (pour les domaines usuels) et quadrangulaires quadratiques (pour les PMLs) sont ceux utilisés dans ce mémoire.

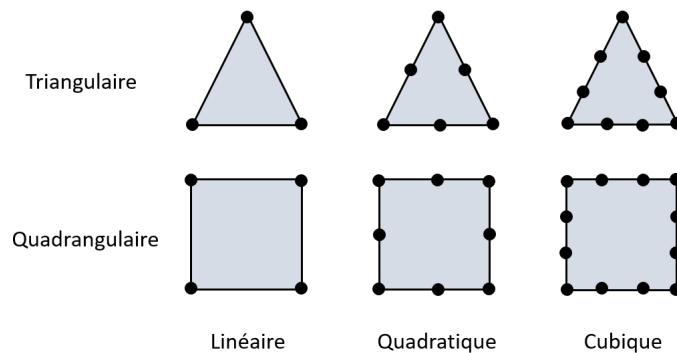


Figure 3.4 – Représentation des éléments et des noeuds en fonction de leur ordre et leur géométrie.

### 3.2.7. Solveur temporel

Compte tenu des performances des solveurs implémentés dans le logiciel COMSOL, les problèmes sont résolus à l'aide de méthodes implicites [120]. Les solveurs implicites de COMSOL demandent d'importantes ressources logicielles mais leur rapidité de calcul et leur stabilité est

supérieure aux schémas explicites. Dans le cas de problèmes considérés linéaires et de dimensions géométriques caractéristiques équivalentes aux longueurs d'ondes utilisées, cette option s'avère la plus efficace [120]. La méthode du  $\alpha$ -généralisée est utilisée pour la résolution. Elle est connue pour sa bonne précision et son amortissement numérique faible, la désignant comme la plus adaptée dans les problèmes d'interactions acoustique-structure [121, 120].

Malgré le fait que les schémas implicites soient généralement inconditionnellement stables, des sources d'instabilités en régime temporel nécessitent la considération d'un maillage temporel adapté. La stabilité peut être vérifiée à l'aide de la condition de Courant-Friedrichs-Lewy (*CFL*) et notamment du nombre de Courant  $C_{CFL}$  [122]. Pour les problèmes de propagation des ondes, celui-ci s'écrit comme suit :

$$C_{CFL} = \frac{c\Delta t}{H_{max}} = 5\Delta t f_{max} \quad (3.21)$$

où  $c$  est la vitesse de propagation des ondes dans le domaine considéré,  $\Delta t$  est le pas de temps du solveur et  $H_{max}$  la taille de maille maximale dans le domaine considéré.  $f_{max}$  est la limite fréquentielle de résolution [120]. Dans notre problème, une valeur de  $f_{max} = 10$  kHz est suffisante pour capturer toutes les subtilités fréquentielles induites par la stimulation.

Il est clair qu'en respectant la taille de maille maximale donnée dans la relation 3.20,  $C_{CFL}$  n'est plus tributaire que de la fréquence maximale. Il est généralement considéré que  $C_{CFL}^{max} = 1$  est la limite de stabilité. Mais une sécurité est souvent considérée et COMSOL implémente par défaut un pas de temps pour le solveur égal à  $1/(60 \times f_{max})$  soit  $C_{CFL} = 0,084$  pour  $f_{max} = 10$  kHz. [120].

### 3.3. Résultats et discussions

Avant d'exploiter le modèle numérique, il semble opportun de le vérifier en comparant les résultats avec ceux obtenus avec le modèle analytique construit précédemment. Puis, l'influence de l'épaisseur des matériaux et des ruptures d'impédances est étudiées afin d'estimer le chemin de propagation prépondérant.

#### 3.3.1. Comparaison au modèle analytique

Après une vérification uni-interface triviale, nous considérons un système bi-interfaces représentant un domaine d'air de longueur 20 cm suivi d'un domaine de peau de d'épaisseur 1 mm. La Figure 3.5 illustre la pression à la deuxième interface dans le cas d'une impulsion Gaussienne de 1 Pa pour le modèle numérique et le modèle analytique.

Les deux modèles se superposent avec une excellente précision. Nous pouvons alors supposer que ce modèle est cohérent pour un nombre d'interfaces supérieur puisque l'ajout de nouvelles couches n'impose aucune nouvelle condition au modèle.

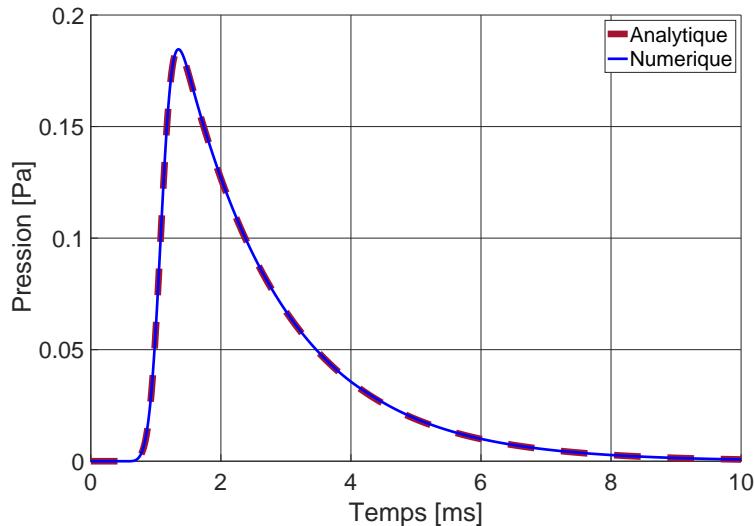


Figure 3.5 – Pression acoustique suite à la propagation d'une impulsion Gaussienne de 1 Pa au travers d'un système multi-couches contenant deux interfaces (air-peau et peau-air). La longueur de la première couche (air) est 20 cm, la longueur de la deuxième couche (peau) est 1 mm. Le point de visualisation de la pression est à la 2e interface.

### 3.3.2. Influence de l'épaisseur du matériau sur la propagation

L'évolution d'une onde temporelle dépend fortement des effets de transmissions et réflexions. Plus l'épaisseur de la couche est petite devant la longueur d'onde, plus l'amplitude de l'onde impulsionnelle transmise est grande. Pour illustrer cet effet, on propose d'utiliser le modèle numérique pour étudier l'effet de l'épaisseur de la peau sur la propagation de la même impulsion Gaussienne de 1 Pa. Les épaisseurs considérées sont 0,1 - 0,2 - 0,5 - 1 et 2 mm. Celles-ci correspondent aux épaisseurs qu'on peut retrouver dans le conduit auditif [123] :

- revêtement cutané distal : portion de peau à l'entrée du conduit auditif possédant un derme et d'épaisseur comprise entre 0,5 et 1 mm ;
- revêtement cutané osseux : portion de peau proche du tympan en contact avec la surface externe de l'os et d'épaisseur comprise entre 0,1 et 0,2 mm.
- revêtement cutané externe : peau de la pinna dont l'épaisseur varie entre 0,5 mm et 2 mm.

**R** Les caractéristiques de la peau évolue en fonction de sa localisation dans l'oreille externe et de sa structure physique (absence de derme, épaisseur de la cornée, etc.) Dans une première approximation, il est considéré que les caractéristiques mécaniques sont constantes pour l'intégralité du domaine cutané.

La Figure 3.6 présente l'évolution temporelle de la pression à la deuxième interface (peau-air). Elle met en avant une corrélation exponentielle entre finesse de la peau et augmentation de l'amplitude de l'onde transmise. Les zones où la peau est la plus fine (partie osseuse) est transmise avec un meilleur rendement. L'épaisseur de la peau dans les modèles a donc une influence significative et doit être prise en compte.

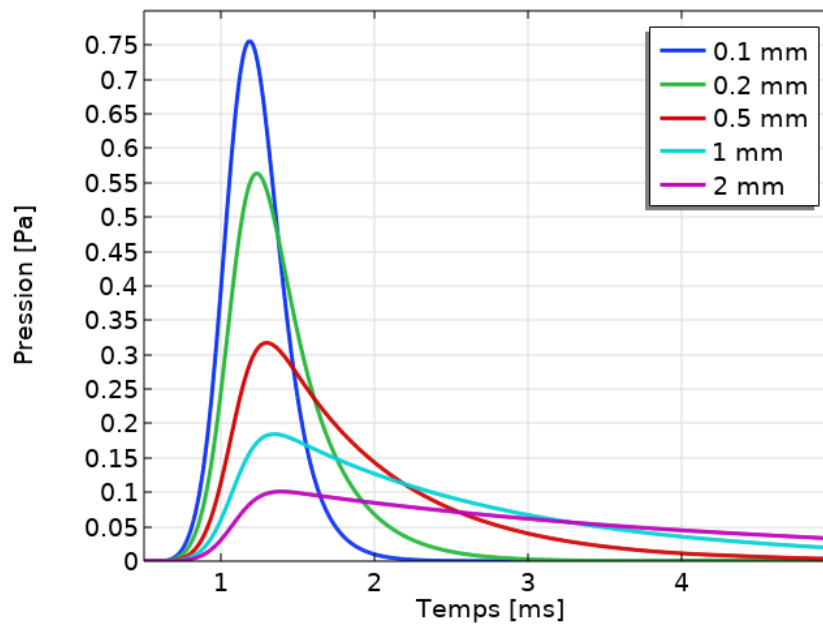


Figure 3.6 – Comparaison temporelle de la transmission d'une onde impulsionnelle au travers d'une couche de peau de différentes épaisseurs. La pression est calculée après la seconde interface (peau-air).

### 3.3.3. Structure tissulaire multi-couches avec la meilleure transmission des ondes impulsionnelles

Afin d'étudier l'influence des ruptures d'impédances et des paramètres dimensionnels, six chemins ont été supposés pour la transmission de l'onde de l'oreille externe au conduit auditif et sont présentés schématiquement sur la Figure 3.7. Le premier chemin (1) correspond à une propagation de l'onde dans la peau avant de rejoindre le conduit auditif. Les chemins 2 à 4 correspondent à une propagation proche du méat externe du conduit. Les deux derniers chemins (5 et 6) correspondent à une retransmission dans le conduit par une propagation osseuse.

La Figure 3.8 représente l'évolution temporelle de la pression à la dernière interface de chacun des six chemins. Il apparaît que le chemin prépondérant dans la retransmission est le chemin composé de peau et tissus adipeux. Ce dernier conserve également la forme de l'onde impulsionnelle. Le chemin le moins important est le chemin composé de peau et d'os uniquement qui déphase également la forme de l'onde impulsionnelle. Il semble que le tissu adipeux joue un rôle clé dans la retransmission des ondes. Le cartilage est également un bon support de propagation pour les ondes lorsque celui-ci est associé aux tissus adipeux. Les combinaisons de peau seule et de peau et cartilage ont un comportement similaire avec un déphasage conséquent de l'impulsion. Sohmer et al. (2017) [28] avance que la mauvaise transmission de la peau à l'os ne peut pas s'expliquer uniquement par les ruptures d'impédances. En effet, seul un quart de la perte d'énergie à l'interface peau-os observée expérimentalement peut être attribué aux ruptures d'impédances. Nous avons montré ici que l'épaisseur des tissus possède également une influence. Mais il est probable que d'autres phénomènes interviennent (effets de volumes, de résonances liés à la forme géométrique du crâne etc.). Geal-Dor et al. (2021) [58] souligne, par exemple, que les ondes pourraient se propager par les tissus mous du conduit auditif occlus avant de solliciter l'air emprisonné en son sein. L'effet d'occlusion

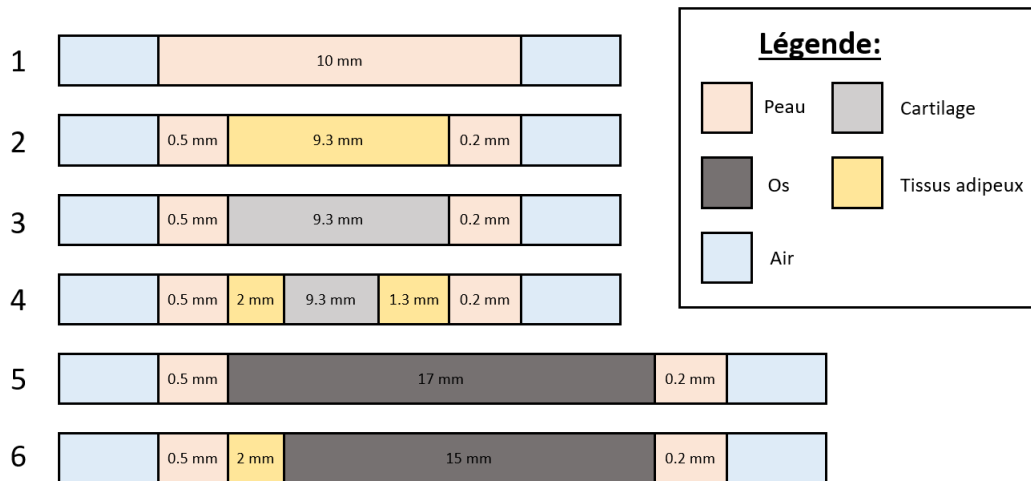


Figure 3.7 – Représentation schématique des 6 chemins supposés à l'oreille externe. Pour une meilleure lisibilité, le schéma n'est pas à l'échelle.

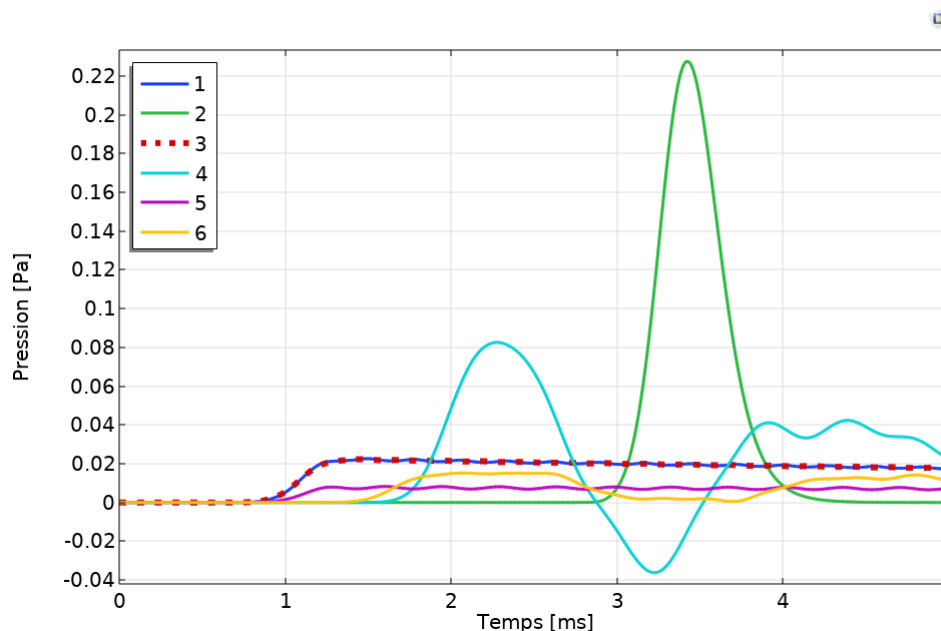


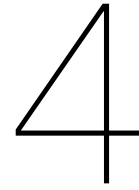
Figure 3.8 – Comparaison temporelle de la transmission d'une onde impulsionnelle au travers des six éprouvettes tissulaires explicitées par la Figure 3.7. La pression est évaluée au niveau de la dernière interface avec l'air.

et la rigidification des tissus du conduit induit par l'insertion de la protection (en raison de la pression exercée sur les parois du conduit) pourraient alors expliquer pourquoi le seuil auditif induit par conduction tissulaire est dominé par le rayonnement dans le conduit auditif à basses fréquences [61].

Ces résultats découlent d'une analyse mono-dimensionnelle de la propagation des ondes dans des éprouvettes tissulaires. Seules les ondes de compression sont considérées. Il serait désormais pertinent d'étudier ces effets dans le cas d'une géométrie bi-dimensionnelle et inclure un bouchon acoustique dans l'analyse pour compléter ces interprétations préliminaires.

## Résumé

- Un modèle éléments finis préliminaire dans le domaine temporel a été construit afin d'étudier la propagation des ondes impulsionnelles dans des éprouvettes tissulaires multi-couches. Le modèle a été vérifié à l'aide d'un modèle analytique.
- Ces modèles mettent en lumière l'influence de l'épaisseur des couches structurelles avec une augmentation de l'amplitude de l'onde impulsionnelle transmise lors de la réduction de cette dernière.
- Les conséquences des ruptures d'impédances et des dimensions de diverses successions de tissus de l'oreille externe ont mis en exergue la prépondérance des chemins composés de peau, tissus adipeux et cartilage dans la transmission des ondes.



# Estimation de la transmission à l'oreille externe par étude des délais

Si certains tissus de l'oreille externe sont plus susceptibles que d'autres de transmettre les ondes lors d'une sollicitation, la détermination du chemin de transmission à l'oreille occluse n'en reste pas moins difficile. Les conséquences de la propagation au travers des tissus et les effets des protections auditives sur celle-ci restent difficiles à évaluer expérimentalement. C'est la raison pour laquelle la méthode des éléments finis est un outil intéressant puisqu'elle permet de visualiser les interactions au sein des tissus sans les altérer.

## 4.1. Rétrospectives bibliographiques

### 4.1.1. Modélisation de l'oreille externe en régime temporel

De nombreuses évaluations numériques à l'aide de la méthode des éléments finis ont été menées dans le domaine fréquentiel pour examiner la propagation des ondes dans l'air et les tissus [124] avec des modèles de l'oreille externe [86, 125, 64, 63], de l'oreille moyenne [126, 127], de l'oreille interne [128] et même de l'ensemble du système auditif [129] et de la tête [31].

Étudier les voies de conduction tissulaire et, en particulier, l'évolution temporelle des ondes dans les tissus, est un point difficile. S'il est possible d'estimer la réponse temporelle à partir d'un modèle construit dans le domaine fréquentiel [130], cette opération peut être très longue à effectuer pour des signaux impulsionnels courts. De plus, dans un objectif de long terme, le solveur temporel permettra de prendre en compte l'effet de non-linéarités qui peuvent survenir dans le calcul de la forme de l'onde.

Des modèles numériques construits dans le domaine temporel ont servi à apporter des informations sur les conséquences d'une onde de choc sur l'appareil auditif lors d'une propagation par les chemins primaires. Leckness et al. (2018) étudièrent la transmission du blast au travers de l'oreille externe et moyenne [131]. Cette étude a été complétée deux années plus tard par Brown et al. (2020), dans laquelle l'intégralité du système auditif a été construit afin d'estimer la réponse de la cochlée à une surpression d'un blast [132]. Ces modèles ne



prennent cependant pas en compte les effets de la conduction tissulaire et ne permettent pas de déterminer les causes des limitations des protections.

En effet, dans ce cadre spécifique, peu de modèles ont été développés dans le domaine temporel. Si un modèle dans le domaine fréquentiel a mis en avant les mécanismes de limitation des protections auditives par l'étude de la conduction tissulaire à l'oreille externe [63], le domaine fréquentiel impose d'utiliser des hypothèses spécifiques pour l'application des conditions limites. Le régime temporel permet de considérer d'autres hypothèses, notamment en tronquant les domaines de telle sorte que les conditions aux limites n'affectent pas les calculs dans la fenêtre temporelle d'étude, conférant une approche complémentaire. Pour autant, seul un modèle conceptuel a étudié la propagation temporelle des ondes dans une tête simplifiée, en prenant en compte la peau, les os et de l'eau [133]. Le modèle ne permettait pas de visualiser les interactions avec le canal auditif occlus. Ainsi, des recherches supplémentaires doivent être menées pour apporter une nouvelle dynamique à la simulation temporelle appliquée au domaine des protections auditives. La principale difficulté réside dans la validation du modèle.

#### 4.1.2. Délais de transmission des ondes dans les tissus

Une possibilité réside dans l'analyse des propriétés de la propagation des ondes et notamment de la vitesse des ondes dans les tissus. En effet, au cours de leur propagation dans les tissus de l'oreille externe, les ondes vont être retardées. Ce retard reflète les propriétés mécaniques du milieu parcouru. En partant du constat que la perception auditive basse fréquence induite par une stimulation tissulaire est dominée par un rayonnement acoustique dans le conduit auditif lorsque celui-ci est occlus [61], il serait possible d'estimer la source principale de limitation des protections auditives en déterminant l'origine tissulaire de ce rayonnement.

Deux chemins principaux sont considérés :

- un chemin  $C_1$  cutano-adipo-cartilagineux : propagation des ondes principalement dans la peau, puis d'autres sous-chemins impliquant le tissu adipeux et le cartilage, avant de rejoindre la protection et l'air dans le conduit occlus.
- un chemin  $C_2$  cutano-adipo-osseux : propagation des ondes dans la peau, le tissu adipeux puis l'os avant de rejoindre l'air dans le conduit occlus.

Ainsi, la vitesse de transmission des ondes est une donnée mesurable qui pourrait permettre d'estimer le chemin emprunté par les ondes lors de leur propagation entre la peau de l'oreille externe et l'air du canal auditif occlus. Le Tableau 4.1 liste les vitesses des ondes longitudinales et transversales dans les tissus de l'oreille externe. Compte-tenu de ces vitesses de propagation, le temps mis par les ondes pour parcourir le chemin  $C_1$  serait conditionné par la vitesse de propagation des ondes dans la peau (où la vitesse de propagation des ondes est la plus lente) tandis que pour le chemin  $C_2$  cela serait par la vitesse de propagation des ondes dans les tissus adipeux, très faible devant celle de l'os.

Bien que plusieurs études aient déjà examiné les retards de propagation entre les conceptions tissulaires et aériennes [134, 135, 136], le contexte particulier de la protection auditive met l'accent sur des chemins qui sont généralement peu considérés par ce type d'étude. Cette

caractéristique nécessite l'utilisation d'une nouvelle méthodologie qui est développée dans ce chapitre. Elle permet ainsi de caractériser les chemins de stimulation indirecte de la protection et leurs rôles dans le mécanisme de rayonnement des ondes dans le conduit auditif occlus.

Matériau	$c_L [m/s]$	$c_T [m/s]$
Adipose	4	1
Muscle	46	16
Peau	72	14
Cartilage	80	24
Os	3184	1671

Tableau 4.1 – Vitesse de propagation des ondes longitudinales et transversales dans les tissus de l'oreille externe déterminées à partir des équations 3.12 et 3.13 ainsi que des propriétés mécaniques reportées dans le Tableau 3.1.

- R L'étude du retard de transmission au conduit auditif permet de caractériser et apporter des indications sur le premier chemin de transmission de l'onde (la première onde arrivant dans l'air du conduit occlus). Cette méthode n'apporte cependant aucune conclusion quant à la prépondérance de cette première transmission sur les autres pouvant intervenir plus tard. Les effets sur la perception auditive sont également questionnables et devront être envisagés en perspectives d'une telle évaluation.

### 4.1.3. Problématiques et objectifs du chapitre

Prendre en compte les tissus de l'oreille externe est nécessaire pour modéliser la propagation des ondes impulsionnelles à l'origine d'un rayonnement dans le conduit auditif occlus. Il est donc pertinent de construire un modèle simple de l'oreille externe dans le domaine temporel, afin de poser les fondements de travaux (plus complexes) envisagés sur le long-terme (et qui prendraient également en compte les non-linéarités).

Un tel modèle peut supporter ou infirmer les hypothèses formulées lors des chapitres précédents pour préciser la détermination du premier chemin de transmission indirecte à l'oreille externe. L'objectif étant de vérifier, à l'aide de nouvelles hypothèses de celles de la littérature, si la partie cutano-adipo-cartilagineuse du conduit auditif est impliquée dans la limitation des protections auditive et comment.

Une validation du modèle à l'aide de l'étude des temps de transmission entre une stimulation tissulaire à l'oreille externe et la variation de la pression induite dans l'air du conduit occlus permettrait d'apporter des premiers éléments de comparaison aux résultats numériques mais nécessite de développer un protocole expérimental adapté, encore inexistant.

## Objectifs

- Construction d'un modèle simple de l'oreille externe pour simuler la propagation des ondes et leurs interactions avec un bouchon occluant le conduit auditif.
- Validation du modèle à l'aide d'un nouveau protocole expérimental mesurant le temps de propagation entre une stimulation tissulaire à l'oreille externe et un point du conduit auditif occlus. Ce temps permet d'en déduire une vitesse de propagation qui se réfère à un chemin tissulaire.

## 4.2. Développement d'un modèle bi-dimensionnel

Le développement d'un modèle simple permet de répondre aux objectifs en posant les bases d'un modèle plus complexe, envisagé en perspectives des travaux de cette thèse. Le choix d'un modèle bi-dimensionnel repose sur la volonté de limiter la complexité et les temps de calcul. Il s'agit aussi d'une approche complémentaire aux travaux menés avec un modèle 2D axisymétrique de la littérature [63], en limitant les phénomènes de guide d'onde des éléments cartilagineux.

### 4.2.1. Géométrie et matériaux

La géométrie de l'oreille externe construite avec COMSOL Multiphysics représente une tranche en coupe de l'oreille externe. Elle se compose de huit domaines présentés sur la Figure 4.1 : air, peau, cartilage, tissu adipeux, muscle, os, bouchon en silicone et tympan.

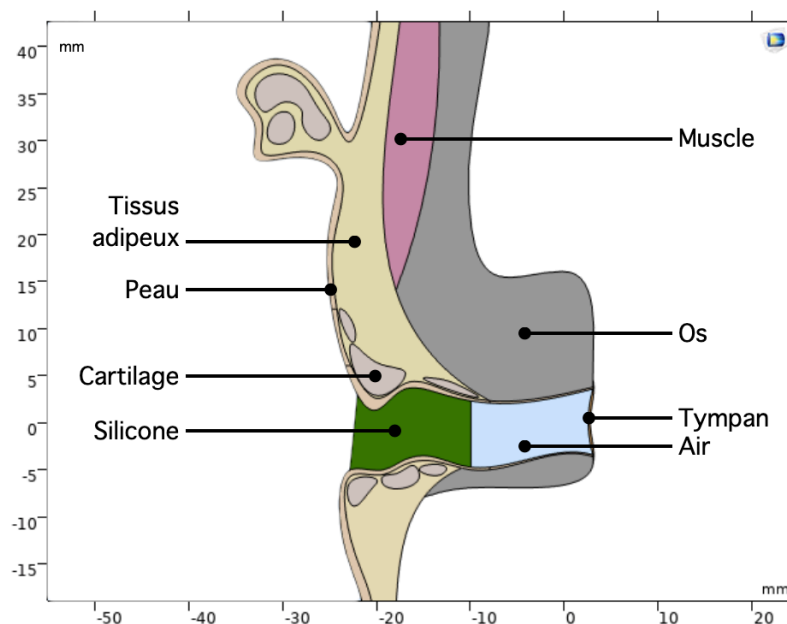


Figure 4.1 – Répartition géométrique des huit domaines.

Le chapitre précédent a permis de mettre en exergue le rôle du tissu adipeux situé entre la peau et l'os et son impact significatif sur la transmission de l'onde de choc. Les cartilages, élastiques, noyés dans le tissu adipeux, sont situés dans différentes zones du pavillon et à l'entrée du conduit auditif. L'os et la cavité de l'os tympanique entourent le canal auditif et s'étendent pour former la cavité de l'oreille moyenne, non entièrement représentée dans ce modèle. La géométrie a été reproduite et simplifiée à partir d'illustrations anatomiques conventionnelles de l'oreille externe et des dimensions morphométriques listées dans le Tableau 4.3 et basées sur les résultats de la littérature [137]. Une courbure a été donnée au conduit auditif ainsi qu'une légère variation de diamètre à l'approche de la membrane tympanique. La peau, plus épaisse à l'extérieur du conduit auditif, devient également plus fine à l'approche de la membrane tympanique.

La coupe verticale a été dessinée sans représenter le lobe de l'oreille en raison de sa localisation sur la face inférieure du conduit auditif et de sa constitution en tissu adipeux prédominant. L'axe de coupe considéré inclut volontairement le pavillon car ses tissus sont supposés être impliqués dans la transmission des ondes lors des interactions indirectes avec les casques de protection.

Paramètre	Dimension [mm]
hauteur moyenne totale	60
hauteur moyenne du lobe	18
longueur moyenne du conduit	25
diamètre moyen du conduit	7
épaisseur de la structure fibro-cartilagineuse	10
épaisseur de la structure fibro-osseuse	15
épaisseur de la peau	0,2 - 1
longueur du bouchon	15

Tableau 4.2 – Dimensions géométriques principales des domaines.

Les propriétés mécaniques de la peau, du cartilage, du muscle, du tissu adipeux et de l'os ont été définies dans le Tableau 3.1. La membrane tympanique utilise des propriétés mécaniques présentées dans le modèle par éléments finis de Koike et al. (2002) [126]. Une densité de  $\rho_{mt} = 1200 \text{ kg/m}^3$  est utilisée. Puis un module d'élasticité de 33,4 MPa et 11,4 MPa respectivement pour la par tensa et la par fleccida. Ici, la distinction entre les deux zones sous-tympaniques n'a pas été considérée et une valeur moyenne de  $E_{mt} = 22,4 \text{ MPa}$  a été utilisée avec  $\nu_{mt} = 0,3$ . L'amortissement sous forme de coefficient de Rayleigh :  $\alpha_{mt} = 260 \text{ s}^{-1}$  et  $\beta_{mt} = 3,7 \times 10^{-5} \text{ s}$  a été retenu.

Les paramètres ont été résumés dans le Tableau 4.3. Les paramètres des matériaux utilisés pour l'air et le silicone sont ceux de la bibliothèque de matériaux COMSOL. Les propriétés du silicone peuvent grandement varier en fonction de leur composition et leur domaine d'application. Une perspective serait d'étudier l'influence de ces propriétés sur la réponse du modèle.

Matériau	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	E [kPa]	$\nu$ [-]	$\eta$ [ $\square$ ]	$\alpha$ [s <sup>-1</sup> ]	$\beta$ [s]
Tympan	1200	22,4	0,3	-	260	$3,7 \times 10^{-5}$
Silicone	2329	170e6	0,28	-	-	-

Tableau 4.3 – Propriété matériaux utilisées pour le tympan et silicone.

#### 4.2.2. Conditions limites et équations du problème

Le modèle de l'oreille externe occluse fait intervenir deux physiques en interaction : l'acoustique (air dans le canal auditif) et la mécanique du solide (le reste de la géométrie). Le domaine mécanique est considéré comme linéaire isotrope et l'approximation 2D réalisée considère les contraintes comme planes. Les équations de ces modèles physiques et caractéristiques de leur couplage ont été présentés dans le chapitre précédent.

La Figure 4.2 résume les conditions limites utilisées. Le modèle est contraint aux frontières supérieure et inférieure en appliquant un déplacement nul dans les deux directions du plan d'étude. Cette condition a été choisie pour imiter la continuité avec le reste de la tête, fixe et sans mouvement. De plus, ces frontières sont suffisamment éloignées pour éviter la propagation immédiate des ondes autour du canal auditif.

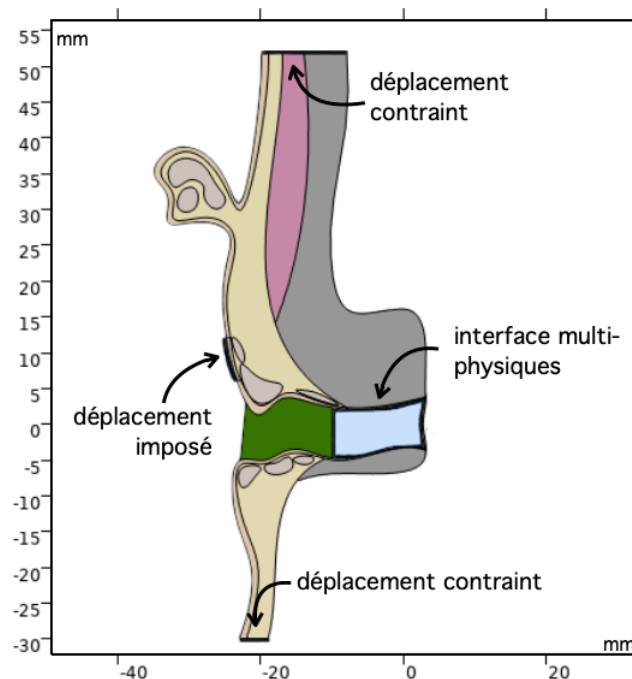


Figure 4.2 – Conditions aux limites du modèle.

Une excitation par transducteur a été modélisée en ajoutant une condition de déplacement imposée le long de l'axe horizontal à la limite de la peau externe. Ce petit déplacement représente la vibration transmise à la peau. En considérant uniquement la stimulation de la peau, on évite de solliciter directement le protecteur, ce qui provoque une transmission au

travers de la protection qui modifierait la pression au niveau du tympan (cet effet sera précisé dans la seconde partie de cette thèse). Ainsi, seule la stimulation indirecte du protecteur résultant de la transmission tissulaire a été considérée. La forme de la stimulation est une impulsion Gaussienne strictement positive d'une amplitude maximale de  $10 \mu m$  et d'une durée de  $1 ms$ . Son spectre est principalement composé de basses fréquences permettant de fixer la fréquence de résolution maximale de COMSOL à 2 kHz.

### 4.2.3. Maillage et solveur

Chaque longueur d'onde est résolue par un minimum de 5 éléments quadratiques. La taille maximale des éléments a ensuite été déduite de la vitesse des ondes pour chaque matériau et de la fréquence de résolution maximale de COMSOL. Le modèle final contient 114019 éléments pour une qualité moyenne de 0,91. Cet indice, donné par le logiciel, correspond à la régularité de la forme des éléments du maillage (une qualité de 1 correspond à un maillage parfaitement régulier). Une étude de convergence du maillage a été réalisée en augmentant la taille maximale des éléments de respectivement 5% et 10% puis en la diminuant de 10%. L'augmentation du raffinement du maillage n'a pas influencé de manière significative les résultats de la simulation. Il a donc été décidé de conserver le maillage en utilisant le nombre d'éléments de référence.

Compte tenu du maillage et de la fréquence de résolution maximale de COMSOL, la condition de stabilité numérique de Courant-Friedrich-Levy impose un pas de temps inférieur à 0,1 ms. Le modèle a été résolu à l'aide de la méthode du  $\alpha$ -généralisé [121] et d'un pas de temps maximal de  $8 \mu s$ .

## 4.3. Protocole de mesure expérimental

Ce protocole permet d'évaluer le délai de transmission d'une onde délivrée par un transducteur sur la peau de l'oreille externe jusqu'à sa retransmission à l'air du conduit auditif occlus.

### 4.3.1. Sujets

Seize volontaires, deux femmes et quatorze hommes, âgés de 23 à 61 ans, ont participé à l'expérience. Chaque sujet était habitué à porter correctement des protections auditives de type bouchon. Ce type d'expérience est non invasif, sans conséquences physiques, et les volontaires ont été informés au préalable de l'ensemble du protocole.

**R** Comme les résultats ne dépendent pas de la capacité auditive des sujets, aucune présélection n'a été effectuée.

### 4.3.2. Transducteurs électrodynamiques et micro-sonde

Les stimulations ont été générées à l'aide d'un transducteur électrodynamique. L'avantage des transducteurs électrodynamiques est leur capacité à faire vibrer une zone de peau de

manière uniforme. Le modèle utilisé et représenté sur la Figure 4.3, correspond à un prototype pour un dispositif radio militaire dont la technologie a déjà été utilisée dans Zimpfer et al. (2018) [77]. Il est doté d'une interface en silicone pour la transmission des vibrations. Pour positionner et maintenir le transducteur, une solution de fixation sur la tête a été développée et évaluée. Cependant, elle n'a pas été retenue en raison des différences morphologiques entre les sujets. Un dispositif qui s'adapte à toutes les variations interindividuelles est en effet difficile à réaliser. Une solution de support externe du transducteur séparé du corps a également été testée. Un bruit de mesure élevé résultant des mouvements de la tête a réduit la qualité des mesures, ce qui a conduit à l'abandon de cette méthode également. Enfin, la méthode la plus concluante a été celle où chaque sujet tient le transducteur en place. Ainsi, avant chaque mesure, un test permettait au sujet d'ajuster la position et la force de contact afin de déterminer la meilleure position pour la transmission acoustique.



Figure 4.3 – Transducteur à gauche, sonde microphonique avec le bouchon d'oreille utilisé pendant l'expérience à droite.

Bien que le fonctionnement du transducteur soit basé sur la transmission d'ondes par vibration mécanique des matériaux en contact, le transducteur couplé à la surface de l'oreille peut rayonner acoustiquement. Ces rayonnements pourraient altérer les résultats, en particulier pour les hautes fréquences où ils deviennent prédominant. Dans le Chapitre 2, il a été montré qu'un point d'inversion se produit dans les courbes fréquentielles de réponse aux perceptions sonores résultant du couplage transducteur-cartilage entre l'oreille occluse et non occluse. En effet, après ce point d'inversion, le transducteur rayonne, et la partie aérienne devient prépondérante. Le présent transducteur a un point d'inversion à environ 1 kHz. Le prototype est conçu pour être furtif en réduisant le rayonnement aérien. Le rayonnement a également été évalué par un microphone pour confirmer le comportement du transducteur dans la gamme de fréquences testée.

Deux positions ont été sélectionnées pour leur différence significative et leur capacité à réaliser un couplage efficace avec le transducteur sans interagir avec d'autres composants (cheveux et bouchons d'oreille en particulier) : l'arrière de la conque et la zone allant du pré-tragus au tragus. Au regard des dimensions de l'interface du transducteur, ces zones correspondent à des surfaces plus grandes que la désignation anatomique qu'elles portent. La Figure 4.4 illustre ces deux zones.

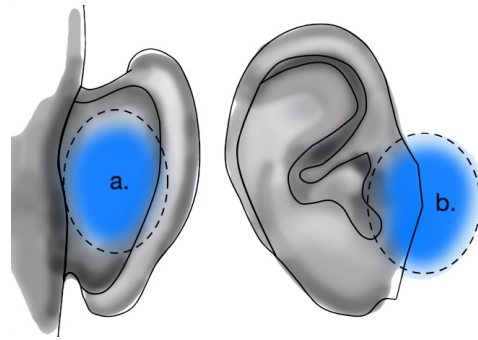


Figure 4.4 – Localisation de la stimulation du transducteur : (a) arrière de la conque, (b) tragus/pré-tragus.

La mesure de la réponse temporelle est effectuée dans une cabine audiométrique (IAC Acoustics), dont les parois sont recouvertes de mousse isolante. Pour mesurer le niveau sonore dans le conduit auditif fermé, une sonde a été construite dans notre laboratoire avec un microphone KNOWLES FG 23329-07. Elle a été insérée dans le conduit à l'aide d'un bouchon d'oreille en silicone à triple ailettes 3M (cf Figure 4.3). Cette protection possède un *Single Number Rating (SNR)* de 28 dB (le SNR correspond à l'atténuation moyenne du protecteur). Le transducteur et les microphones sont connectés à une carte audio MOTU 8-PRE-ES qui possède une résolution de 24 bits. La fréquence d'échantillonnage est de 96 kHz pour capter les variations de l'ordre de quelques microsecondes du signal. La deuxième oreille est restée ouverte (non occluse) pendant toute la durée des mesures. La Figure 4.5 représente schématiquement le système de propagation transducteur-microphone utilisé pour la mesure du délai de transmission à l'oreille externe occluse.

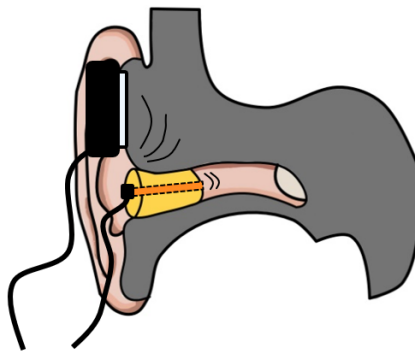


Figure 4.5 – Schématisation du protocole de mesure : une onde délivrée par un transducteur à l'oreille externe se propage dans les tissus et se reconduit dans le conduit occlus par un bouchon dans lequel un micro-sonde mesure la variation de pression.

### 4.3.3. Stimulations

La séquence de stimulation a été adaptée au transducteur et au système microphone-oreille. Compte tenu de la fréquence de coupure du microphone, de la plage de fonctionnement optimale du transducteur et des résonances induites par le bouchon, la plage de fréquences utilisée pour la stimulation devait être limitée à l'intervalle 250 à 1000 Hz.



Il a ensuite été décidé d'utiliser un signal de 50 secondes construit à partir d'un assemblage de cinq itérations de séquences de 10 secondes. Une des séquences est une répétition d'un signal impulsionnel Gaussien basse fréquence. Les quatre autres séquences correspondent à une répétition de 10 secondes d'un signal sinusoïdal de 0,3 seconde de même fréquence et d'un silence de 0,2 seconde. Les fréquences de ces signaux sont de 250 Hz, 500 Hz, 750 Hz et 1000 Hz.

La mesure pour ces différentes fréquences permet de valider la stabilité du système de mesure et de vérifier que le retard des impulsions dont les fréquences sont comprises dans cet intervalle, n'est pas lié à un déphasage inattendu. Pour chaque séquence, les 20 répétitions permettent, à la fin des mesures, de moyenner afin de réduire le bruit lié aux mouvements inattendus de basse fréquence des sujets (amélioration du rapport signal sur bruit).

#### 4.3.4. Estimation du délai de transmission par la méthode à phase minimale

Lorsqu'une onde traverse un système, les composantes fréquentielles sont déphasées en fonction des caractéristiques des filtres induits par ses composants. Dans la situation présente, le transducteur et le système de mesure (microphone et bouchon d'oreille) induisent un déphasage non linéaire qui entraîne une dispersion du signal. Ainsi, il est difficile de distinguer le retard pur du système (résultant de la propagation de l'onde) du déphasage induit par le système de mesure. Cependant, en considérant les tissus comme élastiques, il est possible de supposer ce système  $G(j\omega)$  comme la superposition d'un retard pur  $\tau$  (indépendant de la fréquence) et d'un système à phase minimale  $H(j\omega)$  de phase  $\theta$  comme suit :

$$G(j\omega) = e^{-j\omega\tau} \times |H(\omega)|e^{-j\theta(\omega)} \quad (4.1)$$

Un système à phase minimale n'a pas de retard pur. La variation d'amplitude du retard pur étant constante et unitaire, remplacer un échantillon du signal mesuré par une valeur nulle dans l'intervalle du retard pur ne devrait pas influencer la fonction de transfert entre le signal de consigne et le signal mesuré  $G(j\omega)$ . En effet, l'amplitude de la fonction de transfert  $G$  n'est égale qu'au module  $|H(\omega)|$  en l'absence de bruit.

Cette propriété, illustré schématiquement sur la Figure 4.6 a été appliquée comme suit :

- La fonction de transfert de référence entre le signal de référence (en bleu sur la Figure 4.7a et appelé  $X$  sur la Figure 4.6) et le signal mesuré moyen dans le canal auditif (en rouge sur la Figure 4.7a et appelé  $Y$  sur la Figure 4.6) a été calculée.
- Ensuite, le premier échantillon du signal mesuré  $Y$  a été remplacé par une valeur nulle.
- La fonction de transfert a été recalculée et comparée à celle de référence en évaluant l'erreur quadratique moyenne  $\varepsilon$  entre l'amplitude des deux fonctions de transfert.
- L'erreur quadratique moyenne est évaluée dans le domaine de fréquence où le signal souhaité est attendu (entre 50 Hz et 1500 Hz) afin de fournir un meilleur rapport signal/bruit aux hautes fréquences et de limiter le bruit ambiant aux basses fréquences.

- Cette étape est répétée pour le deuxième échantillon, remplacé à nouveau par une valeur nulle, puis le troisième et ainsi de suite. Tant que des zéros remplacent les échantillons correspondant au retard pur, l'erreur quadratique moyenne reste stable comme le montre la Figure 4.7b.
- Dès que le retard pur est dépassé, l'erreur quadratique moyenne diverge. Le retard pur correspond alors au nombre d'échantillons  $\tau$  avant que l'erreur quadratique moyenne ne commence à diverger (comme illustré par une flèche sur la Figure 4.7b).

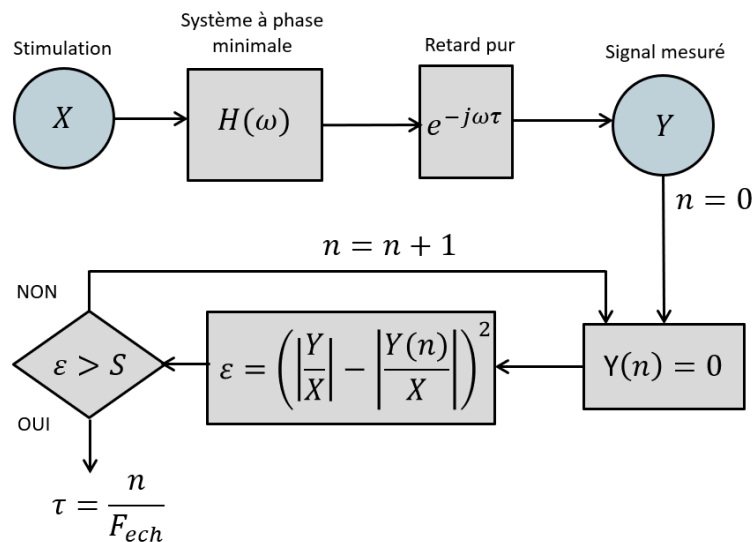


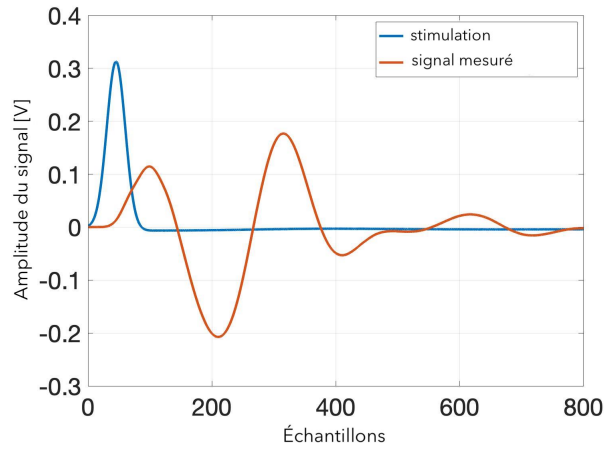
Figure 4.6 – Algorithme d'estimation du retard pur par la méthode de phase minimale qui consiste à modéliser le milieu de propagation par un système à minimum de phase  $H(\omega)$  et un retard pur correspondant à un nombre d'échantillons  $\tau$ . L'erreur quadratique  $\varepsilon$  de la fonction de transfert entre la stimulation  $X$  et le signal mesuré  $Y$  est évaluée en remplaçant successivement un échantillon après l'autre du signal mesuré  $Y$  par une valeur nulle. Lorsque l'erreur quadratique entre la fonction de transfert de référence et la fonction de transfert où le signal mesuré est traité diverge, le retard pur a été dépassé et peut être quantifié.

**R** La détermination de ce point de divergence peut être difficile. Pour les signaux de bonne qualité (bon rapport signal sur bruit), la définition d'un seuil correspondant à 0,5% du maximum de la dérivée seconde de l'erreur quadratique a permis d'obtenir automatiquement des résultats satisfaisants.

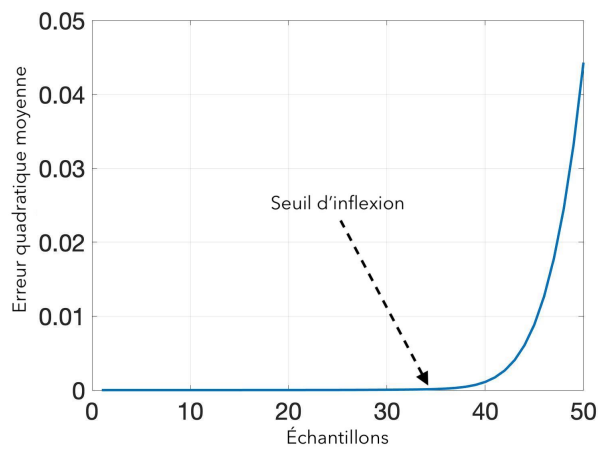
Pour les signaux sujets à des déformations ou pour lesquels le moyennage n'a pas permis d'éliminer toutes les composantes du bruit, une évaluation graphique a été nécessaire pour éviter les variations de l'erreur quadratique moyenne dues au bruit.

Néanmoins, une méthode systématique pour tous les signaux reste difficile à mettre en œuvre, notamment en raison des différences morphologiques qui entraînent un positionnement légèrement différent du transducteur d'un sujet à l'autre. Une solution automatique devra être trouvée dans le futur.

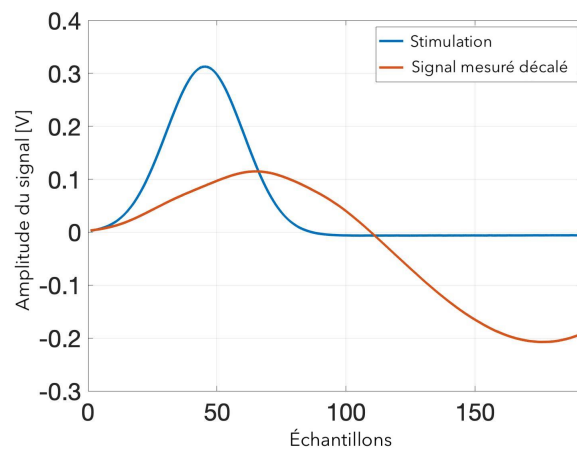
La Figure 4.7c montre un exemple de signal mesuré dans le canal auditif décalé par le retard pur déterminé avec la méthodologie précédente. Il est facile de voir que le système de mesure induit un déphasage qui décale le premier pic d'amplitude du système.



(a) Signal d'impulsion de stimulation de référence et signal mesuré résultant dans le canal auditif (fréquence d'échantillonnage : 96 kHz).



(b) Erreur quadratique moyenne entre la fonction de transfert de référence et la fonction de transfert n-fois transformée (fréquence d'échantillonnage : 96 kHz).



(c) Signal de stimulation impulsionnel de référence et le signal mesuré en conséquence dans le canal auditif décalé par rapport au retard pur (fréquence d'échantillonnage : 96 kHz).

Figure 4.7 – Traitement du signal pour la détermination du retard pur.

## 4.4. Délais de transmission estimés et calculés

### 4.4.1. Délais numériques

L'évolution temporelle d'une impulsion mécanique dans l'oreille externe a été simulée avec le modèle développé dans COMSOL Multiphysics. La Figure 4.8 montre l'évolution de la pression acoustique au centre de la surface libre du conduit auditif 2D occlus en fonction du temps lors d'une stimulation au niveau du tragus.

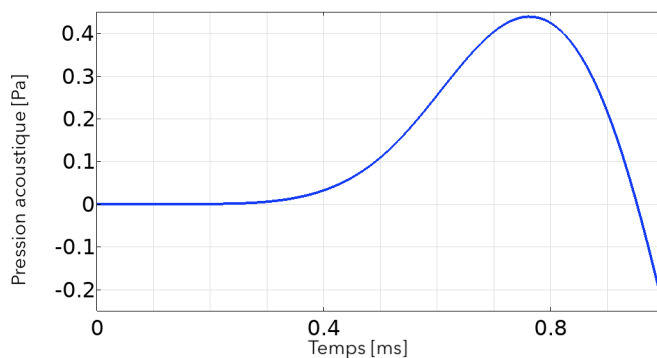


Figure 4.8 – Pression acoustique au centre de la surface libre du conduit auditif 2D (en Pa).

Les fonctions temporelles de la pression mécanique dans les tissus et de la pression acoustique dans le conduit auditif sont présentées sur la Figure 4.9.

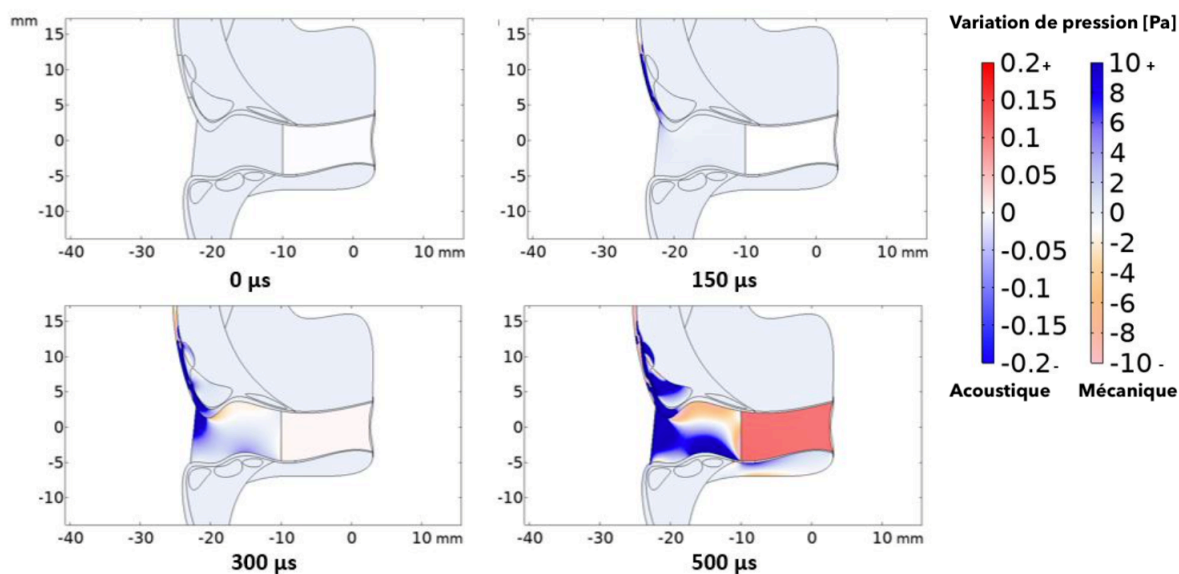


Figure 4.9 – Évolution de la pression acoustique (en Pascal, échelle de gauche) et de la pression mécanique (en Pascal, échelle de droite), dans le modèle 2D de l'oreille externe. Les gammes de couleurs ont été ajustées pour une meilleure visibilité des faibles pressions (les valeurs maximales des échelles ne correspondent pas aux maximums absolus).

L'onde commence sa propagation en traversant la peau, comme on peut le voir pendant les premiers instants. Puis, l'onde, ralentie par les tissus adipeux, continue sa propagation à travers la peau et est transmise au bouchon qui se met à vibrer. Cette vibration est

transmise à l'air présent dans le conduit auditif visible à  $300 \mu s$ . Le bouchon apparaît alors comme un élément clé dans la transmission entre la peau et l'oreille tandis que les autres tissus tels que les muscles ou les os n'ont d'influence que plus tardivement et de manière atténuée. Ces résultats, bien que menés avec des hypothèses initiales différentes, corroborent les précédentes études de la littérature en apportant, notamment, une nuance sur le rôle du cartilage et mettent en exergue l'apport du tissu adipeux dans les modèles [63, 27].

Le délai de transmission de l'excitation dans le conduit auditif a été évalué en utilisant le même protocole que pour la partie expérimentale décrite dans la sous-section 4.3.4. Les délais simulés pour une stimulation au niveau du tragus et de l'arrière de la conque sont mis en évidence dans le Tableau 4.4, lors d'une prise de mesure dans l'air du conduit, au niveau du centre de la frontière intérieure du bouchon.

Position	Délais [ms]
Arrière de la conque	0,40
Tragus	0,33

Tableau 4.4 – Estimation des délais issus de la simulation numérique lors de la stimulation à l'arrière de la conque et du tragus.

#### 4.4.2. Délais expérimentaux

Pour les 16 participants à l'expérience, les délais de transmission de la conduction tissulaire induite par le transducteur à l'oreille externe vers l'air contenu dans le conduit auditif occlus pour les cinq formes d'onde ont été évalués lors d'une stimulation au niveau du tragus et de l'arrière de la conque. La Figure 4.7a montre un exemple du signal mesuré dans l'oreille occluse pendant une stimulation au niveau du tragus.

Les valeurs des retards en millisecondes sont indiquées dans les Tableaux 4.5 et 4.6. Certaines mesures à des fréquences données n'étaient pas interprétables et sont indiquées par "ni" dans les tableaux.

Le rapport signal/bruit et la distorsion des signaux recueillis lors de la stimulation au niveau du tragus sont meilleurs que lors de la stimulation à l'arrière de la conque. Cette dégradation de la qualité de transmission à l'arrière de la conque entraîne des variations interindividuelles plus importantes à cette position qu'au tragus. A l'arrière de la conque, le temps de propagation moyen de l'onde impulsionnelle est de  $0,37 \pm 0,04$  ms avec un retard minimum de  $0,32 \pm 0,07$  à 1 kHz et un maximum de  $0,37 \pm 0,06$  à 0,5 kHz. Au niveau du tragus, le temps de propagation moyen est de  $0,32 \pm 0,04$  ms avec un retard minimum de  $0,25 \pm 0,04$  à 1 kHz et un maximum de  $0,33 \pm 0,05$  à 0,25 kHz. Les motifs aux plus hautes fréquences semblent avoir des délais légèrement plus courts que les basses fréquences de manière globale, mais compte-tenu des écart-types, l'hypothèse d'un système à retard pur constant reste cohérente. Il serait intéressant d'évaluer plus en détail cette hypothèse en perspective de cette thèse.

Sujets	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	Impulsion
1	0,24	0,33	0,39	0,50	0,32
2	0,41	0,33	0,35	0,31	0,40
3	0,38	0,44	0,29	0,37	0,45
4	ni	ni	ni	ni	ni
5	0,35	0,42	0,32	0,31	0,31
6	0,34	0,29	0,30	0,29	0,35
7	0,32	0,34	0,30	0,30	0,33
8	0,23	0,41	0,27	ni	ni
9	0,37	0,42	0,43	0,26	0,39
10	0,37	0,46	0,33	0,38	0,38
11	0,22	0,26	0,31	ni	ni
12	0,35	0,35	0,31	0,33	0,42
13	0,32	ni	0,30	0,26	ni
14	0,38	0,40	0,41	0,31	0,31
15	0,39	0,37	0,30	0,26	0,35
16	0,25	0,29	0,28	0,21	0,38
Moyenne	0,33	0,37	0,33	0,32	0,37
Écart-type	0,06	0,06	0,05	0,07	0,04

Tableau 4.5 – Retards de transmission (en ms) estimés lors d'une stimulation à l'arrière de la conque pour les seize sujets et cinq motifs temporels.

Sujets	250 Hz	500 Hz	750 Hz	1000 Hz	Impulsion
1	0,33	0,28	0,31	0,24	0,33
2	0,32	0,28	0,27	0,24	0,35
3	0,26	0,21	0,23	0,17	0,28
4	0,29	0,24	0,27	0,21	0,35
5	0,29	0,30	0,30	0,30	0,27
6	0,31	0,27	0,27	0,24	0,33
7	0,31	0,27	0,28	0,24	0,33
8	0,26	0,27	0,26	0,23	0,34
9	0,37	ni	0,31	0,25	0,32
10	0,31	0,27	0,28	0,31	0,31
11	0,26	0,26	0,26	0,21	0,28
12	0,35	0,28	0,28	0,24	0,28
13	0,40	0,33	0,23	0,26	0,28
14	0,40	0,29	0,28	0,33	0,37
15	0,39	0,29	0,28	0,33	0,37
16	0,37	ni	0,23	0,24	ni
Moyenne	0,33	0,27	0,27	0,25	0,32
Écart-type	0,05	0,03	0,03	0,04	0,04

Tableau 4.6 – Retards de transmission (en ms) estimés lors d'une stimulation au tragus pour les seize sujets et cinq motifs temporels.

### 4.4.3. Chemins de transmission indirects à l'oreille externe

L'estimation des délais de transmission entre la peau de l'oreille externe et l'air contenu à l'intérieur du canal auditif occlus permet d'évaluer un ordre de grandeur pour la vitesse de propagation des ondes. Cette donnée permet ensuite d'analyser les chemins empruntés par les ondes pour atteindre le canal auditif et se propager par les voies aériennes classiques. Une question est également de savoir si ce chemin est majoritairement tissulaire (et si oui, par quels tissus) ou si la protection participe à cette propagation.

#### 4.4.3.1. Délais de transmission

Les délais expérimentaux moyens enregistrés entre l'oreille externe et l'intérieur du conduit auditif pour une stimulation au niveau du tragus et de l'arrière de la conque sont résumés dans le Tableau 4.7. Une comparaison est faite avec les résultats numériques. On note une variation de moins de 10% pour l'arrière de la conque et de 5% pour le tragus entre les valeurs expérimentales et numériques. Une variation plus importante à l'arrière de la conque pourrait s'expliquer par l'adaptation bi-dimensionnelle moins précise de la géométrie du pavillon.

Délais	Numérique [ms]	Expérimental [ms]	Variations [%]
Arrière de la conque	0,40	0,37±0,04	8,1
Tragus	0,33	0,32±0,04	3,1

Tableau 4.7 – Délais numériques et expérimentaux estimés lors d'une stimulation mécanique à l'arrière de la conque et au tragus. La variation relative entre les deux résultats est indiquée en dernière colonne. Les résultats expérimentaux moyens sont indiqués plus ou moins leur écart-type.

#### 4.4.3.2. Limitations de l'évaluation

L'évaluation de la transmission tissulaire est complexe car elle dépend du comportement des systèmes utilisés pour délivrer et recevoir le signal. Dans cette situation présente, les participants ont tenu le transducteur sur le tragus ou l'arrière de la conque. Le comportement du transducteur est sensible à la force de pression, ce qui peut créer des distorsions ou des modifications du signal délivré lors des petits mouvements inévitables des participants. Cela peut expliquer certains résultats expérimentaux non interprétables. De plus, le microphone est inséré dans le tube qui traverse le bouchon, ce qui modifie son comportement en le filtrant et en ajoutant une résonance à 3,5 kHz. C'est pourquoi les mesures ont été effectuées à basses fréquences (entre 250 kHz et 1 kHz) afin de vérifier que le comportement du système de mesure reste stable. Le spectre des impulsions Gaussiennes était principalement contenu dans cet intervalle. Un moyennage sur 20 itérations a par ailleurs grandement amélioré la qualité du signal final.

Des variations temporelles mineures entre les signaux moyennés de différentes fréquences sont apparues dans les Tableaux 4.5 et 4.6. Ces variations ne sont pas reproduites par le modèle numérique. Compte tenu des écart-types, il serait envisageable que ces différences ne soient

pas représentatives de la propagation dans les tissus mais d'altérations liées au processus de mesure et aux différences interindividuelles. Les variations de fréquences observées lors d'autres méthodes d'estimation du délai, par exemple les mesures électro-physiologiques des potentiels du tronc cérébral, pourraient résulter directement du comportement vibratoire et résonant du crâne qui n'est pas impliqué ici [135, 138]. La différence d'âge aurait également pu expliquer la variation interindividuelle due aux changements des caractéristiques mécaniques des tissus biologiques. Cependant, aucune corrélation entre les retards mesurés et l'âge n'a été trouvée. Une assertion est celle des variations morphologiques (dimensions du pavillon pour la position du transducteur par exemple) dont l'influence serait supérieure à celle de l'âge.

L'analyse numérique effectuée dans le domaine temporel a permis de visualiser les interactions entre les tissus et leur rôle dans la transmission de l'onde. Contrairement aux études de conduction tissulaire et de protection auditive généralement menées dans le domaine fréquentiel, les études temporelles permettent de considérer une zone de l'oreille externe pour laquelle certaines conditions limites n'affecteront pas le comportement du système dans un intervalle de temps considéré. Ceci permet donc de formuler des hypothèses simplificatrices. Cependant, comme pour l'étude expérimentale, des sources d'incertitudes sont à noter :

- la géométrie simplifiée bi-dimensionnelle de ce modèle impose de nombreuses approximations ;
- les propriétés des matériaux, notamment l'amortissement, sont également un point sensible qui n'a pas encore trouvé de consensus dans la littérature ;
- les conditions aux limites pour modéliser le comportement du tympan ou du transducteur sont des équivalences qui possèdent leurs limites d'application.

#### **4.4.3.3. Estimation du chemin de transmission**

Compte-tenu des variations morphologiques, la détermination d'une distance exacte entre le point de stimulation et le point de mesure reste délicate. Cependant, un intervalle compris entre 1 et 2,5 cm permet une estimation plausible de la vitesse de propagation équivalente, qui serait, approximativement, comprise entre 25 m/s et 80 m/s. Ces valeurs correspondent à une transmission dominée par la vitesse des ondes dans la peau. Il faut noter que les ondes parcourent une petite partie de l'air et de silicone, où les vitesses de propagation des ondes sont très élevées comparativement aux autres tissus (343 m/s pour l'air et plus de 8000 m/s pour le silicone). Le parcours de ces matériaux par les ondes affecte peu les résultats.

Ces vitesses de propagation des ondes estimées permettent de confirmer que le chemin de transmission indirect emprunté par l'onde correspondrait au chemin cutano-adipo-cartilagineux  $C_1$ , corroborant les résultats des simulations. Le chemin cutano-adipo-osseux présenterait une vitesse de propagation dominée par le tissu adipeux et donc beaucoup plus faible. De plus, les simulations numériques mettent en avant une propagation au travers des tissus cutanés, cartilagineux et adipeux. Un couplage entre la peau et la protection auditive semble également se dessiner. La Figure 4.10 résume alors l'estimation des chemins empruntés par les ondes pour se propager de la peau de l'oreille externe à l'air dans le conduit auditif occlus.



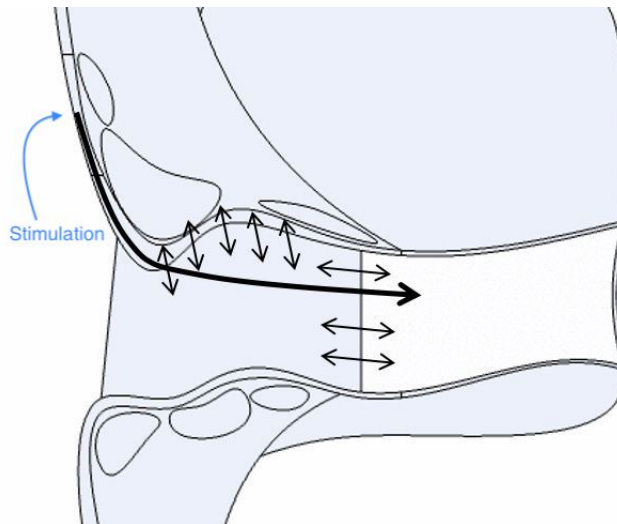


Figure 4.10 – Représentation schématique des chemins de propagation majeurs pour atteindre l'air du conduit auditif occlus lors d'une stimulation à la peau de l'oreille externe. Les flèches doubles correspondent à des micro-déplacements du bouchon.

Au regard de ces observations, le cartilage apparaît comme un élément de transmission intermédiaire, qui n'est pas directement responsable de la perception auditive mais peut jouer un rôle complémentaire dans la transmission de l'énergie acoustique de l'oreille externe. Ce rôle est fondamental puisqu'il a permis la création de certains appareils auditifs [40] mais aussi de comprendre pourquoi les casques de protection induisent une protection limitée par leur contact direct avec les tissus de l'oreille externe (une étude sur ce sujet sera fait dans le Chapitre 8). Une modélisation 3D plus poussée du cartilage du pavillon de l'oreille pourrait permettre de vérifier ce rôle. Dans le cas spécifique de l'oreille protégée, la transmission correspondante à la propagation de l'onde au travers de la peau, du cartilage et des tissus adipeux avant d'activer la protection auditive semble prépondérante. Le couplage entre la peau et le bouchon d'oreille conduit à des micro-déplacements du bouchon dans le canal auditif, générant des ondes dans celui-ci, comme le montre la Figure 4.9. Ces variations de pression sont amplifiées aux basses fréquences par l'effet d'occlusion. Il est également possible que l'amortissement mécanique des tissus entourant le bouchon favorise ce phénomène à basses fréquences.

Ces résultats préliminaires apportent une nouvelle nuance à l'évaluation de l'efficacité des protections auditives. Si pour de faibles stimulations directes sur la peau, le bouchon semble participer activement à la transmission de l'onde dans le conduit auditif, la question des bruits de fort niveau prend un sens encore plus important. Il faut également s'interroger sur les effets des impulsions de fort niveau qui pourraient induire un comportement structurel non linéaire du bouchon [139]. Un travail sur les matériaux et la forme des bouchons sera donc nécessaire pour évaluer si la protection peut être améliorée. La question du couplage avec les tissus du conduit auditif est une question fondamentale qui remet également en cause le comportement des bouchons moulés. Ces bouchons sont souvent considérés comme une solution d'avenir, notamment pour la protection du personnel militaire. Cependant, le couplage avec le conduit auditif, le matériau du bouchon ou son comportement face à une onde impulsionnelle nécessitent des recherches complémentaires. La simulation numérique devient dès lors un outil de choix pour relever ces nouveaux défis.

## Résumé

- Un modèle numérique bi-dimensionnel a été construit et mis en lumière le rôle de la protection auditive dans sa limite de performance. Lors d'une stimulation tissulaire, les ondes se propagent principalement à travers le chemin cutano-adipo-cartilagineux. Ces ondes sont transmises à la protection (par couplage), dont les micro-déplacements génèrent une pression acoustique dans le conduit auditif occlus.
- Afin de vérifier le modèle numérique, un nouveau protocole expérimental a permis d'évaluer le délai de transmission entre les tissus de l'oreille externe et l'air dans le conduit auditif occlus lors d'une stimulation cutanée à l'aide d'un transducteur. Les délais de transmission obtenus ont été comparés aux valeurs estimées avec le modèle numérique. Un écart relatif de respectivement 3 et 8% lors d'un chemin partant respectivement du tragus et de l'arrière de la conque ont permis de valider les interprétations du modèle numérique. En effet, ces délais permettent d'estimer une vitesse de propagation équivalente comprise entre 25 et 80 m/s, en faveur d'une propagation par un chemin cutano-adipo-cartilagineux à l'oreille externe.





Chemins de transmission directs



# Avant-propos

Les interactions indirectes entre les ondes se propageant par conduction tissulaire et la protection ne peuvent pas expliquer à elles seules les limites de performance des protections observées lors de bruits impulsionnels de fort niveau. La littérature suggère d'autres phénomènes, comme une interaction directe entre l'onde impulsionnelle et la protection à l'origine d'une transmission de l'onde directement au travers de celle-ci [25]. Cette transmission peut être de différentes natures. Le plus souvent, des effets inertiels ainsi que des transmissions par déformations de la protection sont considérés [140]. Ces phénomènes sont illustrés schématiquement sur la Figure AP.2 pour le cas du bouchon et du casque et seront décrits dans le prochain chapitre.

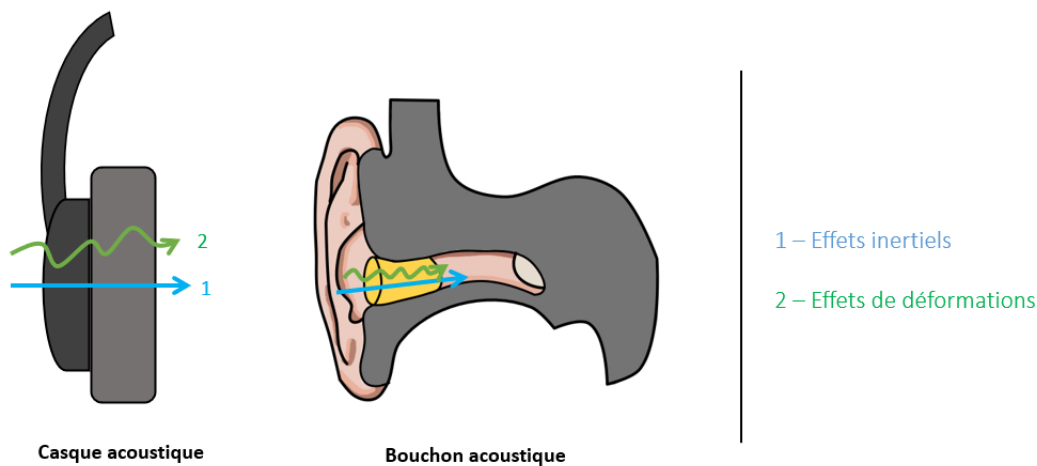


Figure AP.2 – Illustration des chemins de transmission directs. 1 - Effets inertiels : transmission de l'onde au travers de la protection considérée comme un corps rigide. 2 - Effets de déformation : transmission de l'onde au travers de la protection par propagation de déformations.

Ces interactions ont été très peu voire non étudiées jusqu'à présent dans le cadre des bruits impulsionnels de fort niveau, en raison notamment de la complexité de l'évaluation expérimentale. En effet, l'étude des transmissions directes au travers du protecteur nécessite d'utiliser des têtes artificielles pour des raisons éthiques. Par ailleurs, cette étude impose de mesurer des données comme des micro-déplacements (par exemple du bouchon dans le conduit auditif) qui interviennent pendant une durée très courte (quelques millisecondes) en veillant à conserver l'intégrité des outils et capteurs employés face aux sources de bruits impulsionnels. En ce sens, aucun protocole expérimental de mesure n'existe.

C'est pourquoi, un nouveau protocole expérimental de mesure a été développé à l'aide d'un vibromètre-laser pointant sur la base d'un bouchon inséré dans une tête artificielle soumise à des bruits impulsionnels de forts niveaux. La mesure par vibrométrie-laser étant complexe, un protocole intermédiaire où le bouchon est inséré dans un dispositif simplifié permettant

une mesure avec une caméra rapide a été pensée. Le but étant de valider la mesure par vibrométrie-laser à l'aide de la caméra rapide. Puis, les effets des transmissions directes au travers de la protection sont étudiés dans un cas plus concret, en utilisant une tête artificielle. Cet ajout permet également d'évaluer les conséquences sur la pression acoustique dans le conduit et d'établir un nouveau critère d'analyse des effets des transmissions directes.

Un parallèle avec les outils numériques a également été effectué afin de modéliser le déplacement du bouchon soumis à une onde impulsionnelle dans le dispositif simplifié, première étape dans la construction d'un modèle numérique plus complexe, permettant d'approcher le comportement des têtes artificielles. Face aux limites actuelles des modèles numériques, une seconde approche, analytique, a été effectuée afin de compléter la compréhension des phénomènes impliqués dans les transmissions et notamment la profondeur d'insertion initiale du bouchon. Enfin, les effets des interactions directes entre l'onde impulsionnelle et les casques sont étudiés à titre complémentaire. En particulier, les transmissions du casque aux tissus de l'oreille externe sont étudiées, afin de comprendre le lien entre les chemins de transmission directs et indirects. La structure de cette partie est résumée par le flowchart de la Figure AP.2.

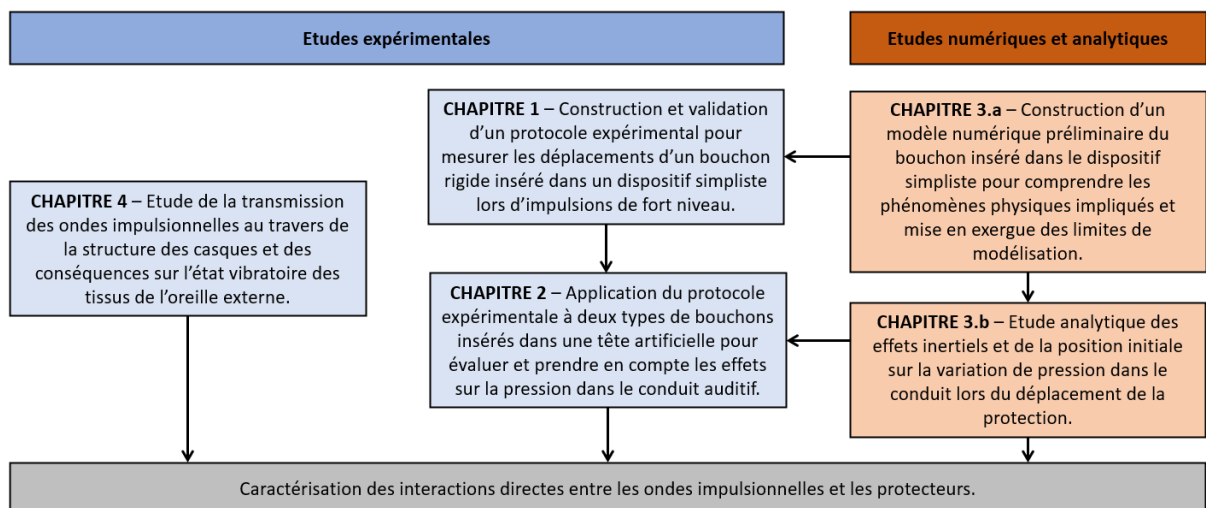


Figure AP.2 – Flowchart de la deuxième partie du mémoire.

# 5

## Méthodologie de mesure des transmissions au travers du bouchon

### 5.1. Rétrospectives bibliographiques

La sollicitation d'une protection auditive directement par une onde impulsionnelle peut induire, pour des forts niveaux, des phénomènes de transmission dégradant les performances du protecteur.

#### 5.1.1. Définitions des modes de transmission directes des ondes dans le bouchon

Les transmissions des ondes impulsionnelles au travers d'un bouchon inséré dans un conduit auditif peuvent être de plusieurs natures [141, 140, 25] :

- Une transmission par des effets inertiels (souvent appelé "*effet piston*" dans la littérature) du protecteur induisant un déplacement de corps rigide uniforme du bouchon dans le conduit auditif. Les faces externes du bouchon se déplacent avec la même phase. Cette transmission est tributaire de la souplesse du revêtement cutané, des frottements entre la protection et le conduit et de la masse de la protection. Cette transmission est généralement observable aux basses fréquences (inférieures à 1.5 kHz).
- Un effet de déformation de la protection, à l'origine d'une transmission de l'énergie sous la forme de déformations dont les caractéristiques sont influencées par les propriétés du matériau du protecteur et du revêtement du conduit. Les faces externes peuvent adopter des déplacements déphasés. Cette transmission est généralement observable aux plus hautes fréquences.

**R** Dans la catégorie des interactions directes entre les ondes impulsionnelles et le protecteur, les effets de fuites énergétiques sont souvent mentionnés. Celles-ci concernent par exemple les casques auditifs pour lesquels les impulsions induisent un écartement des branches ou certains bouchons en mousse de polyuréthane. Les effets des fuites énergétiques dépendent de la masse acoustique de la fuite,



de la viscosité de l'air, des dimensions et forme de la fuite ainsi que du volume de la cavité du canal occlus. Les fuites induisent une transmission observable aux basses fréquences. Lors de l'élaboration de ce nouveau protocole, nous faisons l'hypothèse que lorsqu'un bouchon est profondément inséré dans le conduit auditif et contraint sur sa zone de contact avec la peau, aucune fuite significative ne se produit.

### **5.1.2. Problématiques et objectifs du chapitre**

Afin de caractériser les phénomènes précédemment cités et leurs conséquences, il est nécessaire d'être en mesure de les quantifier. Cependant, bien que mentionnés à plusieurs reprises dans la littérature [25, 140], en particulier pour les bruits continus, aucune démarche expérimentale n'a apporté de contribution significative sur la compréhension de ces phénomènes pour les bruits impulsionnels.

En effet, une telle évaluation, lors d'impulsions de fort niveau, nécessite des moyens expérimentaux conséquents ainsi qu'un protocole adapté, à ce jour inexistant. Mesurer les vibrations ou le déplacement d'un protecteur inséré dans un conduit d'une tête artificielle, par exemple, n'est pas une opération triviale en raison des bruits de mesure. C'est pourquoi, il est nécessaire de développer une nouvelle méthode expérimentale d'évaluation du comportement du bouchon. Pour valider la mesure, il serait intéressant d'utiliser deux capteurs différents. En ce sens, un vibromètre-laser et une caméra rapide permettent d'évaluer, tous deux, les déplacements d'un bouchon inséré dans un conduit, sous la condition qu'une partie latérale du conduit soit transparente pour visualiser les déplacements avec la caméra rapide. C'est pourquoi, le temps de la validation du protocole, un dispositif simplifié doit être utilisé. Par ailleurs, les paramètres expérimentaux influençant les résultats doivent également être déterminés.

#### **Objectifs**

- Développement et validation d'un nouveau protocole expérimental permettant l'évaluation du déplacement d'un bouchon dans l'axe interaural d'un conduit artificiel simplifié lors d'une impulsion de fort niveau.
- Estimation des paramètres influençant les déplacements du bouchon dans le conduit artificiel simplifié.

## **5.2. Construction d'un nouveau protocole de mesure des déplacements d'un bouchon**

La mesure des déplacements résultant des interactions directes entre les ondes impulsionnelles et la protection est sensible aux diverses perturbations résultant de la propagation du front de l'onde impulsionnelle. C'est pourquoi, la construction d'un protocole requiert de considérer les différents événements intervenant lors de la mesure.

## 5.2.1. Aspects méthodologiques

La génération d'impulsions à l'aide de haut-parleurs ne permet pas d'atteindre les niveaux que les personnels militaires peuvent rencontrer sur le champ de bataille (jusqu'à 190 dB de niveau crête dans certaines situations [17]). Ainsi, dans ce protocole, des ondes impulsionnelles ont été générées à l'aide de charges explosives. L'utilisation de détonateurs présente l'avantage de générer des impulsions dont les caractéristiques (niveau de crête et durée de phase positive, aussi appelée durée-A) dépendent de la masse de la charge et de la distance par rapport au point de mesure. Elle permet donc un ajustement pour obtenir différentes amplitudes et, dans une certaine mesure, différentes durées-A (la distance entre la source et le point de mesure restant un facteur limitant).

Dans la suite de ce protocole, la distance entre le point source et le point de mesure demeurera fixe. Les caractéristiques temporelles (durée-A et temps de montée) des deux ondes impulsionnelles générées sont approximativement équivalentes et respectent la forme d'une onde de Friedlander [142]. Deux impulsions de 172 et de 176 dB de niveau crête sont générées en changeant la masse de la charge explosive pour étudier le mouvement de bouchons d'oreilles. Le Tableau 5.1 décrit les différentes charges explosives (masse et type), ainsi que les distances pour la génération des ondes impulsionnelles pour ces deux niveaux. L'évolution temporelle et fréquentielle de la surpression provoquée par l'impulsion est présentée pour les deux charges sur les Figures 5.1a et 5.1b. Ces ondes se caractérisent spectralement par une concentration de l'énergie aux basses fréquences (inférieures à 0.3 kHz).

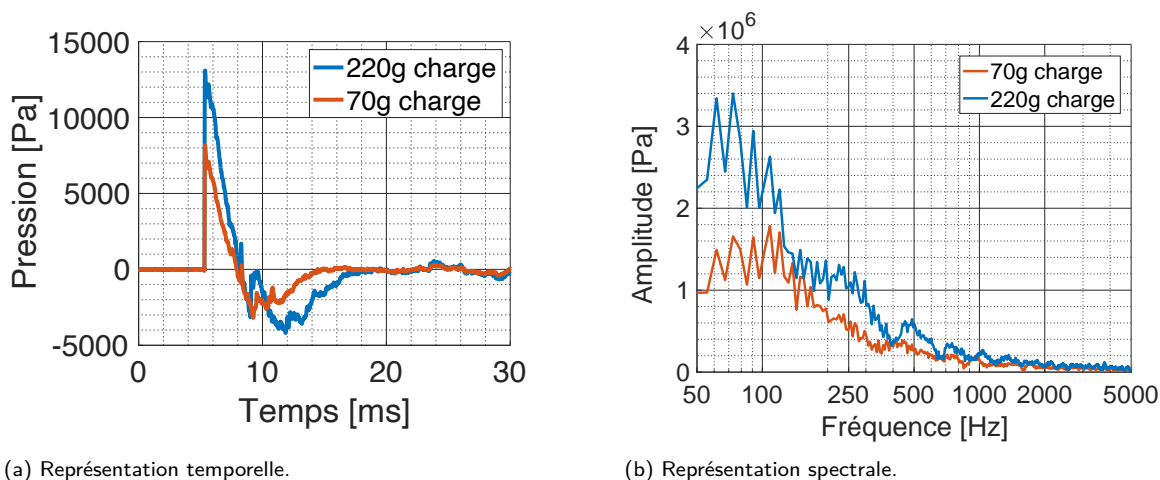


Figure 5.1 – Onde impulsionnelle de type Friedlander mesurée à 7.0 m à l'aide d'une sonde de pression pour une charge de 70g et 220g de C4.

Pression crête [dB]	Masse [g]	Type [-]	Distance [m]
172	70	C4	7.0
176	220	C4	7.0

Tableau 5.1 – Caractéristiques de la charge (masse et type) et niveaux générés par sa détonation. Les caractéristiques temporelles et fréquentielles des ondes impulsionnelles sont visibles sur la Figure 5.1.

Le déplacement d'un bouchon d'oreille cylindrique en *Acrylonitrile Butadiène Styrène* (ABS) (de diamètre 8,05 mm et de longueur 20 mm) fabriqué dans notre laboratoire est estimé

à l'aide de deux capteurs de mesure : une caméra rapide et un vibromètre laser. Il est difficile de visualiser le mouvement longitudinal du bouchon dans le conduit auditif d'une tête artificielle. C'est pourquoi un *Dispositif Expérimental de Conduit Artificiel* (DECA), présenté sur la Figure 5.2, a été construit. Un conduit transparent en plexiglas® de 2,2 mm d'épaisseur, 24,7 cm de long et de 8,05 mm de diamètre est utilisé pour rendre visible le déplacement d'un bouchon. Le choix d'un conduit ouvert à son extrémité opposée est motivé par la volonté d'amplifier les déplacements du bouchon en limitant les oppositions par la compression de l'air dans le conduit. Cette amplification est nécessaire pour une visualisation à l'aide de la caméra rapide. La longueur du conduit est justifiée pour limiter l'impact de la propagation de l'onde par le côté opposé pendant la durée d'étude du déplacement du bouchon.

La Figure 5.3 représente schématiquement le système et rappelle les dimensions importantes. L'utilisation d'un matériau rigide, pour le conduit, est justifiée par la volonté de limiter les conceptions acoustiques secondaires, en particulier les déformations du canal suite à l'onde de choc, bien qu'elles semblent inévitables pour des impulsions de très fort niveau. Ce canal est inséré dans un support en polyéthylène recouvrant le conduit sur la moitié de son périmètre extérieur. La partie exposée du conduit permet de visualiser les déplacements du bouchon d'oreille. L'isolation vis à vis des vibrations propagées par le sol est effectuée par l'utilisation d'une couche de polystyrène.

Enfin, un bouchon en mousse acoustique 3M E-A-R Classic est utilisé dans certaines configurations comme isolant pour limiter la longueur du conduit auditif. Son positionnement est visible sur les Figures 5.2 et 5.3. Cette solution a été employée afin d'étudier l'influence de la longueur du conduit sur le déplacement de la protection.

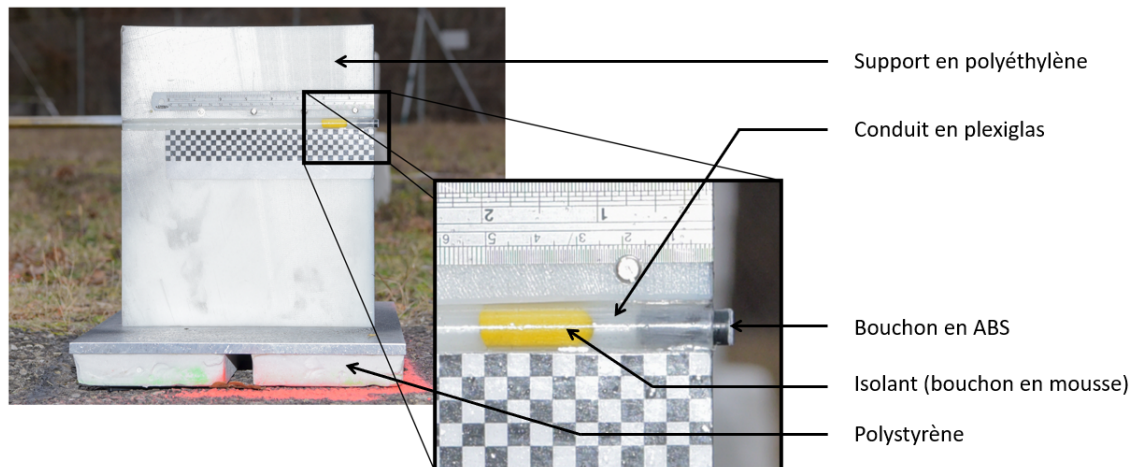


Figure 5.2 – Photo du *Dispositif Expérimental de Conduit Artificiel* (DECA) avec grossissement autour de la zone du protecteur.

Les différences avec une tête humaine et/ou artificielle sont nombreuses :

- une différence de couplage entre la protection et le conduit en raison du matériau utilisé pour reproduire le canal ;

- une différence liée à la géométrie du conduit, ici simplifiée, et du pavillon de l'oreille, non reproduit ;
- une stimulation solidienne du conduit en Plexiglas à la fois par l'impulsion agissant directement sur la paroi exposée du canal mais aussi par l'intermédiaire du support qui accueille le canal ;
- et des conséquences en raison d'un état de surface du conduit imparfait et de possibles altérations du diamètre sous l'influence de variations de températures.

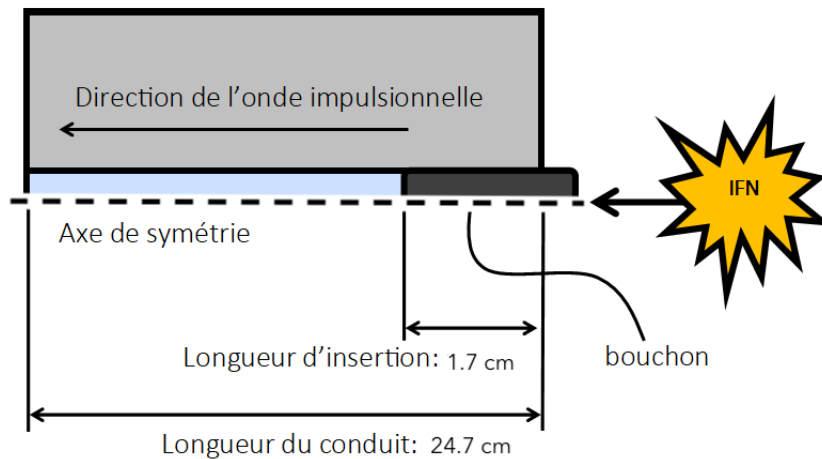


Figure 5.3 – Représentation schématique du DECA soumis à une *Impulsion de Fort Niveau* (IFN).

- R** La géométrie cylindrique simplifiée de ce conduit auditif artificiel n'est certes pas une représentation exacte de la réalité. Cependant, des simulations numériques dans le domaine fréquentiel ont montré un impact conscrit à la gamme de fréquences 1,5-4 kHz. En dehors de cette plage, les conséquences sont négligeables [126]. Comme les spectres des impulsions utilisées dans cette étude sont majoritairement de basses fréquences (inférieures à 0,7 kHz), cette simplification permet d'apporter des premiers éléments pertinents par rapport à un conduit auditif humain. Cette géométrie facilite également la recréation d'un modèle numérique de l'expérience dans le Chapitre 7, par une approche axisymétrique.

### 5.2.2. Tri-positionnement des capteurs de mesure

Deux dispositifs de mesure capturent les mouvements longitudinaux du bouchon d'oreille. Une *Caméra Rapide* (CR) (dont les détails sont précisés plus loin dans ce chapitre) et un *Vibromètre Laser* (VL) OPTOMET SWIR. Le VL possède une fréquence d'échantillonnage de 51,2 kHz, pointe la face plane extérieure du bouchon en ABS et mesure sa vitesse dans l'axe horizontal avec une gamme dynamique de 245 mm/s.

La mesure avec le VL nécessite de prendre en compte la superposition de différents signaux :

- la perturbation du faisceau laser engendrée par l'onde acoustique aérienne (notée *perturbation 1* dans la suite) pendant une durée  $T_{P1}$  équivalente à celle de l'impulsion initiale ;

- le signal désiré, c'est-à-dire la vitesse du bouchon mesurée par le VL, lui aussi, d'une durée  $T_{P2}$ , approximativement égale à celle de l'impulsion initiale ;
- la perturbation du corps du VL par l'impulsion (notée *perturbation 2* dans la suite) qui dure pendant  $T_{P3}$ , vraisemblablement plus longtemps que l'impulsion initiale en raison des vibrations mécaniques induites et de la durée de leur amortissement ;
- les réflexions associées à l'environnement (comme la réflexion sur le sol par exemple) qui ont un impact limité sur la mesure du déplacement du bouchon en raison de l'absorption acoustique et une disposition judicieusement pensée.

Pour éviter une superposition de ces signaux, il est essentiel de répartir les capteurs, la source et la cible de manière à ce qu'on puisse isoler les signaux temporels associés aux différentes perturbations. Il faut donc prendre en compte le temps de propagation sur les différentes distances  $d_i$ ,  $T(d_i)$ , et la durée de chaque perturbation  $T_{P_i}$ . C'est pourquoi une répartition en triangle (tri-disposition des capteurs) a été utilisée et est illustrée sur la Figure 5.4. Ainsi, le début de la perturbation 1 correspond à la propagation sur la distance  $d_1$  pendant une durée  $T(d_1)$ . Cette perturbation dure  $T_{P1}$ . Les valeurs de distance  $d_i$ , de durée approximative de propagation  $T(d_i)$  et de durée approximative de perturbation  $T_{P_i}$  sont données dans le Tableau 5.2. Il en résulte que des conditions temporelles suivantes peuvent être imposées pour pouvoir séparer les signaux :

$$T(d_1) + T_{P1} < T(d_2) \quad (5.1)$$

$$T(d_2) + T_{P2} < T(d_3) \quad (5.2)$$

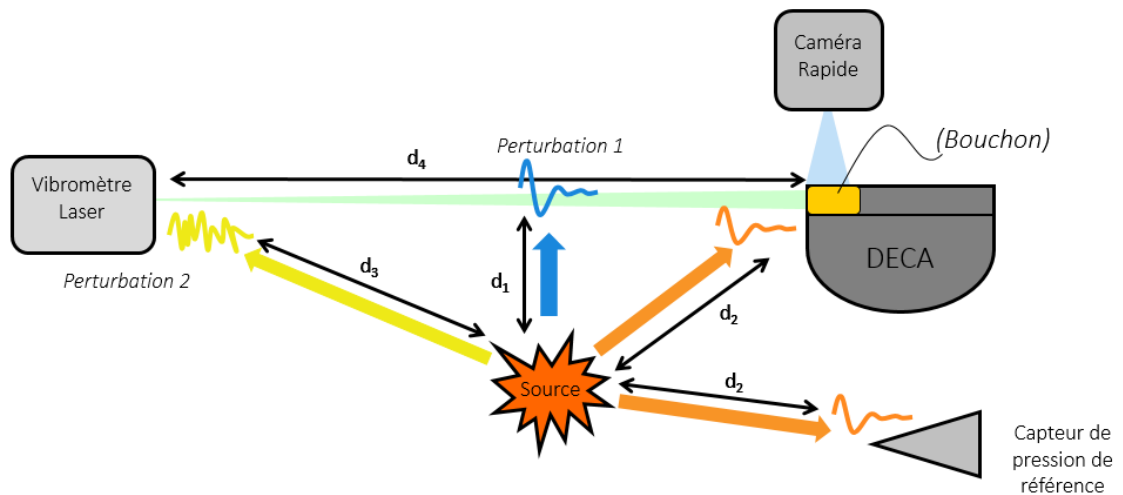


Figure 5.4 – Positionnement de la source, du DECA et des capteurs. Le capteur de pression de référence est une sonde fabriquée à l'ISL à partir d'un capteur à quartz KISTLER-6031.

### 5.2.3. Résultat de la décomposition de l'onde

Consécutivement à la disposition présentée à la Figure 5.4, la mesure obtenue à l'aide du VL est présentée sur la Figure 5.5. On y observe dans un premier temps la sollicitation du

$i$ [-]	$d_i$ [m]	$T(d_i)$ [ms]	$T_{P_i}$ [ms]
1	2,0	6	10
2	7,0	20	10
3	14,1	41	?
4	20,7	-	-

Tableau 5.2 – Caractéristiques distancielle et temporelle des paramètres entrant dans le positionnement des capteurs. Ici, une vitesse de propagation dans l'air de 343 m/s a été utilisée. Les écarts de temps d'arrivée des ondes observés sur la Figure 5.5 ci-après s'expliquent notamment par la vitesse de propagation des ondes dans l'air plus élevée aux abords de la source. Les durées des perturbations  $T_{P1}$  et  $T_{P2}$  ont été estimées à partir de précédentes mesures effectuées à l'ISL.

faisceau du VL ( $T_{P1}$ ), plus importante que l'évolution de la vitesse du bouchon, mesurée sur la plage temporelle optimisée par le positionnement décrit précédemment. Enfin, les vibrations mécaniques du vibromètre-laser interviennent en troisième rang et pour une durée conséquente ( $T_{P3}$ ). Celles-ci auraient pu aisément noyer le signal utile.

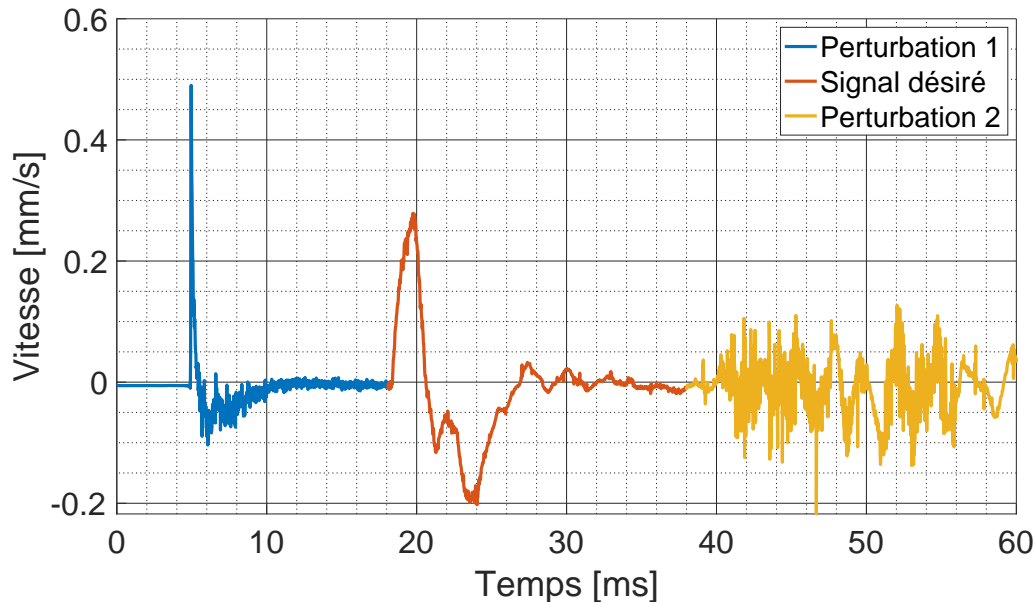


Figure 5.5 – Vitesse mesurée avec le VL pour laquelle les distances entre les capteurs et la source indiquées dans le Tableau 5.2 permettent une distinction des perturbations et du signal désiré.

### 5.3. Vérification de la méthode de mesure

Une étude comparative du déplacement d'un bouchon d'oreille en plastique ABS de 8.05 mm de diamètre évalué avec le VL et avec une CR a été réalisée afin de vérifier les résultats obtenus avec le VL. La CR est de modèle PHOTRON SAZ avec une fréquence d'échantillonnage de 50 kHz. Elle est positionnée face au côté latéral découvert du conduit artificiel DECA. Si le VL permet une évaluation temporelle fine de la position du bouchon d'oreille, les enregistrements effectués avec la CR visent à vérifier la cohérence des positions extrêmes du bouchon (position initiale, insertion maximale, extraction maximale et position finale) obtenues avec le VL.

Cette limitation est due à la précision de la mesure du déplacement, qui est beaucoup plus grossière avec la CR qu'avec le VL. Pour ce faire, quatre mesures pour un canal auditif dont le côté opposé est ouvert et quatre mesures pour un canal auditif dont le côté opposé est occlus pour une longueur totale de 22,7 cm ont été effectuées. L'objectif est, pour ces deux configurations différentes, de vérifier si les mesures avec la CR et le VL sont cohérentes. Nous n'avons pas modifié l'insertion initiale de la protection. Sa position initiale a été relevée pour chaque mesure à l'aide de la caméra rapide lors du dépouillement. Il est important de noter que le VL permet une meilleure visualisation des déplacements que la CR dont la précision est d'environ  $\pm 0.1$  mm. Cette précision est tributaire du traitement des images de la CR effectué manuellement avec un logiciel de traitement d'images.

Pour chaque mesure, plusieurs paramètres du déplacement ont été mesurés. Le premier, la longueur d'insertion initiale, correspond à la longueur insérée dans le conduit auditif avant l'impulsion (voir Figure 5.3). Le second, l'insertion maximale relative, correspond au déplacement longitudinal maximal dans le sens de propagation de l'onde impulsionnelle. D'une manière similaire, l'extraction maximale relative correspond au déplacement longitudinal maximal dans le sens de propagation opposé de l'onde impulsionnelle. Enfin, la position finale de la protection est déterminée lorsque le bouchon est à l'équilibre. Le déplacement extrême est défini comme la différence entre l'insertion relative maximale et l'extraction relative maximale. Il s'agit d'un indicateur de l'intervalle de déplacement du bouchon.

### 5.3.1. Vérification pour le DECA avec la terminaison opposée ouverte

Les paramètres de déplacement temporels et le spectre fréquentiel de la vitesse d'un bouchon d'oreille en ABS de 8.05 mm de diamètre pour quatre mesures successives avec une charge de 172 dB crête avec un conduit auditif artificiel ouvert à son côté opposé au bouchon en ABS sont présentés sur la Figure 5.6. Les positions du bouchon d'oreille (insertions et extractions maximales ainsi que positions finales) déterminées avec la CR pour chaque mesure et celles issues de l'évaluation avec le VL sont répertoriées dans le Tableau 5.3. Les positions initiales du bouchon d'oreille, différentes pour chaque mesure, ont également été reportées dans le même tableau.

Mesure	Mesure 1		Mesure 2		Mesure 3		Mesure 4		Écart relatif moyen %
Insertion initiale [mm]	17,4		17,2		19,5		17,0		
Capteur	CR	VL	CR	VL	CR	VL	CR	VL	
Insertion relative max. [mm]	0,4	0,37	0,1	0,14	0,2	0,22	0,4	0,36	17
Extraction relative max. [mm]	-0,2	-0,20	-0,5	-0,57	-0,3	-0,33	-0,1	-0,09	10
Position finale relative [mm]	-0,2	-0,16	-0,5	-0,53	-0,3	-0,32	-0,1	-0,09	11
Déplacement extrême [mm]	0,6	0,57	0,6	0,71	0,5	0,55	0,5	0,45	11

Tableau 5.3 – Comparaison des déplacements évalués avec la caméra rapide et le VL dans le cas du conduit artificiel ouvert. Les valeurs positives correspondent au déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. La dernière colonne, indépendante des autres, indique l'écart relatif moyen (en %) et correspond à la moyenne des écarts relatifs entre les mesures par CR et VL pour chaque mesure.

On peut observer que le comportement du bouchon d'oreille respecte une évolution similaire pour les quatre mesures. Cependant, des variations significatives de l'insertion relative

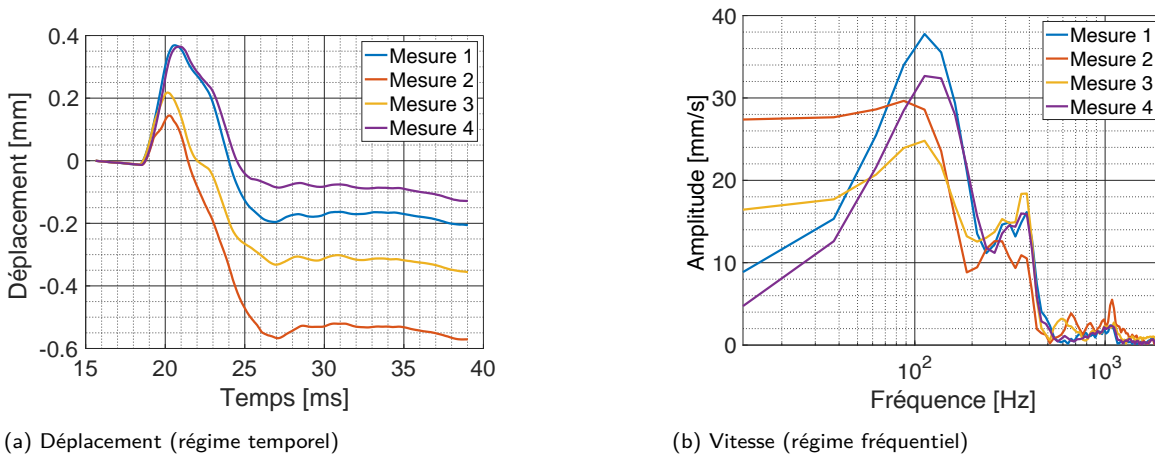


Figure 5.6 – Déplacements et spectres des vitesses mesurés avec le VL pour un conduit artificiel ouvert, un bouchon en ABS de 8.05 mm de diamètre et une impulsion de 172 dB-crête. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. Les valeurs obtenues avec la caméra rapide sont listées dans le Tableau 5.3.

maximale (valeurs extrêmes mesurées 0,14 mm et 0,37 mm) et de la position finale relative (valeurs extrêmes mesurées -0,09 mm et -0,53 mm) apparaissent. Néanmoins, les variations entre l'insertion relative maximale et l'extraction relative maximale (déplacement extrême) restent globalement constantes pour toutes les mesures. Les représentations spectrales de la Figure 5.6b mettent en évidence une vitesse concentrée principalement aux basses fréquences avec deux pics de vitesse visibles à environ 0,1 kHz et entre 0,3 et 0,4 kHz. Le premier pic pourrait traduire le mouvement d'insertion et d'extraction de la protection. Le second pic observable sur le spectre correspond à la fréquence de résonance du canal ouvert qui apparaît théoriquement à 370 Hz (correspondant à la résonance en  $\lambda/4$  du conduit artificiel ouvert réduit de la longueur du bouchon). Enfin, les différences spectrales à basses fréquences correspondent aux observations sur la position finale du protecteur, pouvant impliquer le rôle des frottements.

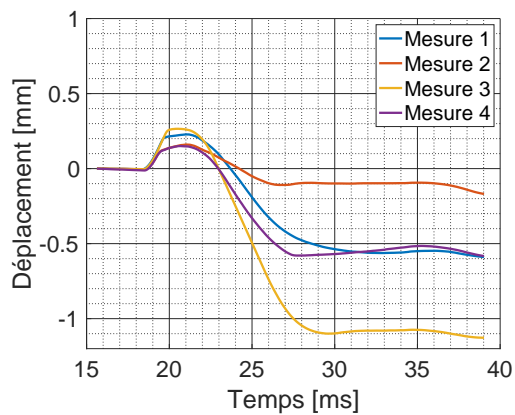
Les résultats relevés dans le Tableau 5.3 mettent en exergue une excellente correspondance entre les valeurs obtenues avec la CR et le VL avec un écart relatif faible comparativement aux incertitudes de mesure avec la CR.

### 5.3.2. Vérification pour le DECA avec la terminaison opposée occluse

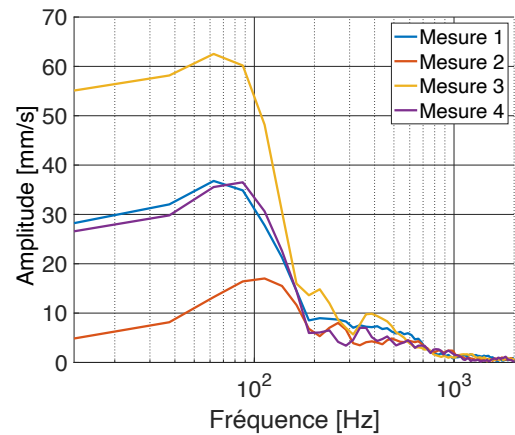
Les déplacements et spectre de la vitesse d'un bouchon d'oreille en ABS de 8.05 mm de diamètre placé dans un conduit auditif artificiel avec la terminaison opposée fermée (et de longueur totale 22,7 cm) pour quatre mesures successives avec une charge de 172 dB-crête sont présentés sur la Figure 5.7. Dans cette configuration, le conduit auditif est fermé par un bouchon d'oreille en mousse (voir Figure 5.2).

Les positions du bouchon d'oreille déterminées avec la CR pour chaque itération et leur comparaison avec la mesure du VL sont répertoriées dans le Tableau 5.4. Là encore, l'évolution du mouvement du bouchon reste la même pour toutes les mesures, mais des variations très importantes apparaissent pour la même configuration.





(a) Déplacement (régime temporel)



(b) Vitesses (régime fréquentiel)

Figure 5.7 – Déplacement et spectre des vitesses mesurés avec le VL pour un conduit artificiel occlus de 22,7 cm, un bouchon en ABS de 8.05 mm de diamètre et une impulsion de 172 dB-crête. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. Les valeurs obtenues avec la caméra rapide sont listées dans le Tableau 5.4.

Mesure	Mesure 1		Mesure 2		Mesure 3		Mesure 4		Écart relatif moyen
Insertion initiale [mm]	17,4		17,2		19,5		17,0		
Capteur	CR	VDL	CR	VDL	CR	VDL	CR	VDL	%
Insertion relative max. [mm]	0,3	0,23	0,2	0,16	0,3	0,27	0,2	0,15	20
Extraction relative max. [mm]	-0,5	-0,56	-0,1	-0,11	-0,9	-1,10	-0,6	-0,58	11
Position relative finale [mm]	-0,5	-0,55	-0,1	-0,10	-0,9	-1,08	-0,5	-0,52	9
Déplacement extrême [mm]	0,8	0,79	0,3	0,27	1,2	1,37	0,8	0,73	9

Tableau 5.4 – Comparaison des déplacements évalués avec la CR et le VL dans le cas du conduit artificiel occlus de 22,7 cm. Les valeurs positives correspondent au déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle. La dernière colonne, indépendante des autres, indique l'écart relatif moyen (en %) et correspond à la moyenne des écarts relatifs entre les mesures par CR et VL pour chaque mesure.

L'insertion relative maximale présente une certaine reproductibilité d'une mesure à l'autre (valeurs extrêmes mesurées comprises entre de 0,15 et 0,27 mm). En revanche, la position finale diffère significativement (valeurs extrêmes mesurées comprises entre -0,10 et 1,08 mm). Ces variations de la position finale corroborent les spectres de la vitesse du bouchon aux basses fréquences, tels que présentés sur la Figure 5.7b. L'effet de frottements non reproductibles semblent une fois de plus être à l'origine de déplacements inattendus aux composantes fréquentielles très basses fréquences.

- R Ces frottements pourraient résulter des altérations de l'état de surface du conduit suite aux impulsions de très fort niveau (par présence de poussière ou de poudre d'explosifs), l'effet d'une variation de température ou encore un effet d'arc-boutement du protecteur dans le conduit.

Les distances extrêmes d'une mesure à l'autre ne sont plus reproductibles. De plus, aucun lien entre la position initiale du bouchon et la position finale du bouchon d'oreille ne se vérifie. Il est également observable que l'occlusion du côté opposé du canal artificiel entraîne la suppression des composantes spectrales supérieures à 0,2 kHz.

Les résultats relevés dans le Tableau 5.4 mettent à nouveau en exergue une excellente correspondance entre les valeurs obtenues avec la CR et le VL. Les écarts relatifs (compris entre 9 et 20 %) sont ici aussi, faibles comparativement aux incertitudes de mesure avec la CR. D'une manière générale, la mesure de l'insertion relative maximale conduit à davantage d'incertitudes, notamment en raison de la détermination du point d'inversion du déplacement qui reste une opération difficile.

## 5.4. Paramètres influençant la mesure

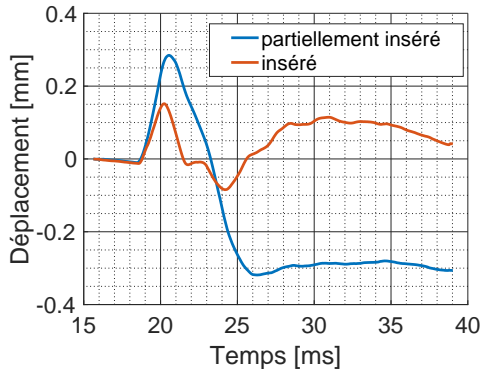
Afin de caractériser les phénomènes impliqués dans les différences observées lors des itérations d'une même mesure et visualiser les effets de diverses conditions mécaniques et physiques sur le mouvement du bouchon d'oreille, quatre paramètres ont été étudiés :

- La position initiale d'un bouchon ajusté dans le cas d'un conduit auditif artificiel avec une terminaison opposée ouverte. Deux mesures ont été effectuées : une mesure avec un bouchon totalement inséré (condition de bouchon "inséré") et une mesure où la protection est extraite aux deux-tiers du canal (condition de bouchon "partiellement inséré").
- Le diamètre de deux bouchons insérés dans un conduit auditif artificiel de 3 cm de long. Une mesure a été effectuée avec un bouchon ajusté de 8,05 mm de diamètre et une seconde avec un bouchon non ajusté de 8,00 mm de diamètre.
- Le niveau de crête de l'impulsion, pour un bouchon de 8.05 mm de diamètre et un conduit auditif artificiel de 3 cm de long. Les niveaux de 172 dB-crête et de 176 dB-crête ont été étudiés.
- Le déplacement du DECA lors d'une onde impulsionnelle de 172 dB-crête.

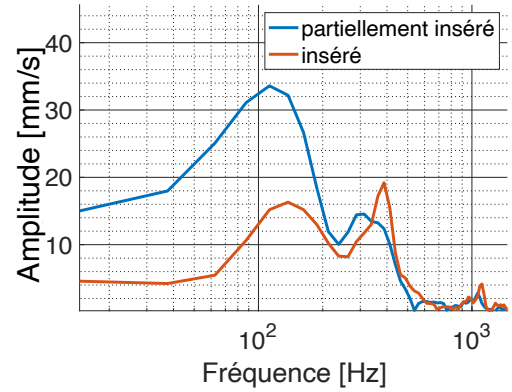
### 5.4.1. Position initiale du protecteur

Le déplacement et le spectre de la vitesse moyens d'un bouchon d'oreille en ABS de 8,05 mm de diamètre inséré dans un conduit auditif artificiel dont la terminaison opposée est ouverte pour quatre mesures de charge de 172dB-crête sont présentés sur les Figures 5.8. La condition de bouchon "*inséré*" correspond à une insertion totale du bouchon d'oreille, c'est-à-dire 2 cm : seule la face plate latérale du bouchon d'oreille est exposée à l'onde incidente. La position de bouchon "*partiellement inséré*" correspond à l'insertion aux deux tiers, soit 1,2 cm.

Le comportement est très différent pour les deux positions initiales. La condition de bouchon "partiellement inséré" conduit à une insertion relative maximale presque deux fois plus élevée. Surtout, la position finale du bouchon est extraite d'environ -0,3 mm par rapport à la position initiale. La condition de bouchon "inséré" effectue une oscillation d'insertion et d'extraction avant d'atteindre une position finale légèrement plus insérée que la position initiale (moins de +0,1 mm). Les spectres des vitesses représentés sur la Figure 5.8b sont également très différents, avec des composantes basse fréquence beaucoup plus faibles pour la condition de bouchon "inséré", conséquence d'effets de frottements plus importants. Par ailleurs, un pic de vitesse remarquable entre 0,3 et 0,4 kHz est présent et plus accentué pour la condition de bouchon "inséré". Ceci s'explique par les effets de raideur qui augmente avec l'enfoncement. Pour rappel, ce pic correspond à la fréquence de résonance du conduit ouvert.



(a) Déplacement (régime temporel)

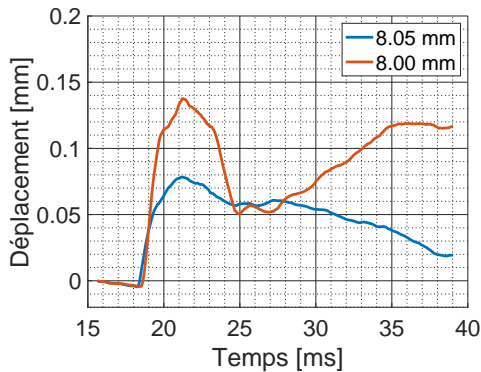


(b) Vitesse (régime fréquentiel)

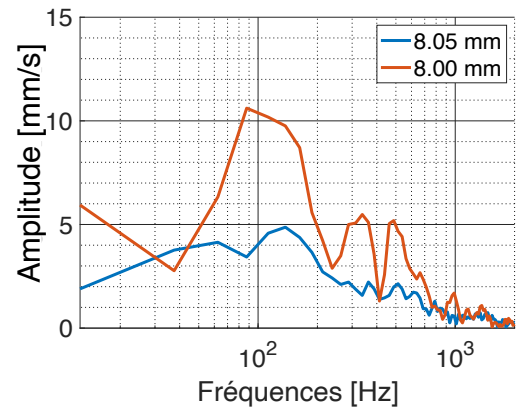
Figure 5.8 – Mesure du VL pour un conduit auditif ouvert, un bouchon d'oreille ABS de 8.05 mm de diamètre et une onde incidente impulsionnelle de 172 dB-crête pour les deux conditions de position initiale du bouchon. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle.

### 5.4.2. Influence de l'ajustement du bouchon

Le déplacement temporel et le spectre des vitesses pour deux diamètres de bouchon d'oreille en ABS (8,00 et 8,05 mm) pour une impulsion de 172dB-crête avec un conduit auditif artificiel à la terminaison opposée occluse et une longueur de 3 cm sont présentés sur la Figure 5.9.



(a) Déplacements (régime temporel)



(b) Vitesse (régime fréquentiel)

Figure 5.9 – Mesure du VL pour un conduit auditif fermé de 3 cm de long, des bouchons d'oreille ABS de deux diamètres et une stimulation par niveau d'impulsion de 172 dB-crête de pression. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle.

Le bouchon de 8,00 mm de diamètre qui peut se déplacer sans contraintes dans le conduit auditif, hormis celles liées aux forces de gravité réparties sur un contact linéique, ou à d'éventuels effets de frottements dus à l'état de surface des entités. Son déplacement présente une première amplitude d'insertion maximale suite à l'attaque du front d'onde qui est supérieure de près de 60% à celle du bouchon ajusté (8,05 mm). Néanmoins, c'est surtout la position finale des deux bouchons d'oreille qui les distingue : le bouchon de 8,05 mm de diamètre tend à trouver une position finale proche de la position initiale avec une insertion de 0,02 mm. En

revanche, le bouchon d'oreille de 8,00 mm de diamètre oscille et tend vers une position d'insertion de 0,12 mm. La vitesse du bouchon d'oreille de 8,00 mm de diamètre présente un pic de vitesse sur le spectre plus élevé entre 0,08 et 0,2 kHz que celle du bouchon de 8,05 mm de diamètre, conséquences d'effets d'adhérence supérieurs, avec des possibles arc-boutements de la protection dans le conduit. Par ailleurs des pics supplémentaires à 0,35 kHz et 0,5 kHz sont présents, comme le montre la Figure 5.9b. La question du comportement de l'occlusion en mousse de polyuréthane, utilisée pour réduire la longueur du conduit, peut être évoquée.

### 5.4.3. Influence du niveau de pression crête

Le déplacement temporel et le spectre des vitesses d'un bouchon d'oreille en ABS de 8,05 mm de diamètre soumis à deux impulsions de niveaux crêtes différents (172 dB-crête et 176 dB-crête) avec un conduit auditif artificiel à la terminaison opposée occluse et une longueur de 3 cm sont présentés à la Figure 5.10.

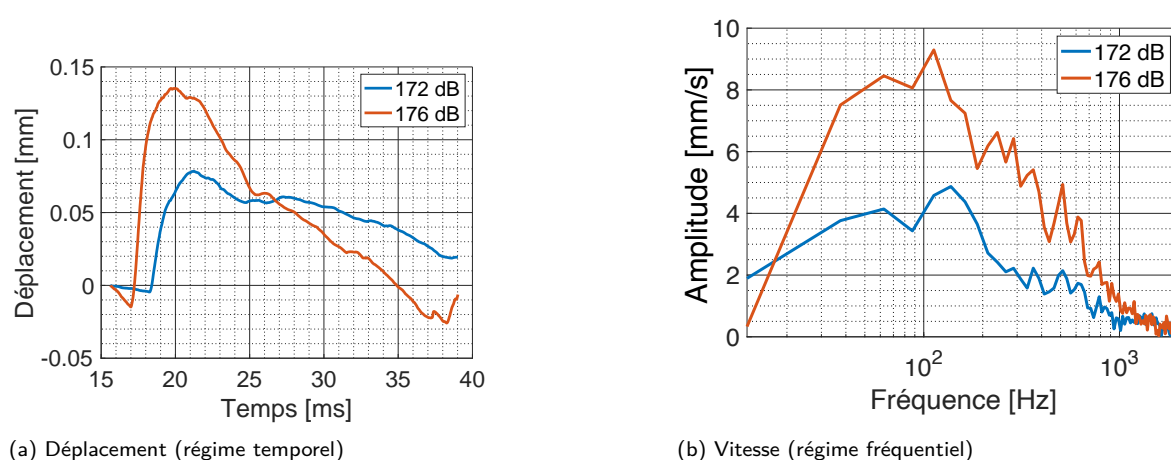


Figure 5.10 – Mesure du VL pour un conduit auditif fermé de 3 cm de long, un bouchon d'oreille en ABS de 8,05 mm de diamètre et une condition de stimulation de deux niveaux d'impulsion 172 et 176 dB-crête. Les valeurs positives correspondent à un déplacement dans la direction de propagation de l'onde impulsionnelle.

Une charge supérieure de 4 dB entraîne un déplacement d'insertion 1,75 fois plus important. Avec l'augmentation de la pression, le bouchon revient plus rapidement à sa position initiale, ce qui entraîne un déplacement d'extraction plus important pour la charge de 176 dB que pour celle de 172 dB (0,02 mm de déplacement d'extraction pour 176 dB et 0,02 mm de déplacement d'insertion pour 172 dB). Le spectre des vitesses représenté sur la Figure 5.10b ne montre pas l'apparition de pics significatifs différents entre les deux charges. Les amplitudes entre les deux conditions apparaissent seulement amplifiées d'environ 4 dB à 100 Hz.

### 5.4.4. Déplacement du support de conduit artificiel

Enfin, une dernière source de disparité dans les résultats pourrait être le déplacement de la structure du DECA lors d'une sollicitation impulsionnelle. Celle-ci étant ancrée sur son support, le déplacement est faible. Une mesure a tout de même été effectuée en pointant le faisceau laser au niveau de l'entrée du conduit lors d'une impulsion de 172 dB. Le résultat est présenté sur la Figure 5.11.

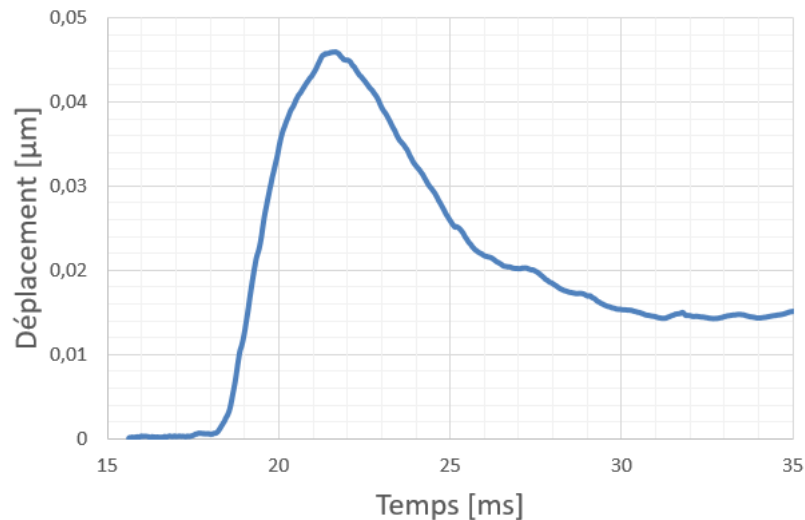


Figure 5.11 – Déplacement du support DECA lors d'une impulsion de 172 dB. La prise de mesure a été réalisée à 1 mm à droite de l'entrée du conduit.

Compte tenu de la faible amplitude de déplacement (de l'ordre de quelques centième de micromètres), cette variation peut être considérée comme négligeable.

#### 5.4.5. Limites et perspectives du protocole

Dans le cadre de cette expérience, le comportement d'un bouchon lors d'une impulsion de fort niveau a été évalué à l'aide d'un vibromètre et comparé aux mesures à l'aide d'une caméra rapide avec une excellente correspondance. Il est, dès lors, possible d'appliquer ce protocole à des situations plus concrètes en se limitant à l'utilisation du VL.

L'influence de plusieurs paramètres a été étudiée : la position initiale du protecteur, son ajustement et le niveau de pression. L'ajustement du bouchon est naturellement une question sensible. Dans cette situation, les frottements induits par l'état de surface du conduit et du bouchon entraînent des variations significatives sur le spectre des vitesses avec une variabilité conséquente des basses fréquences. Dans les faits, un bouchon bien ajusté entraîne une diminution du mouvement du bouchon. Cependant, il s'agit d'une condition ayant des implications à la fois sur le confort [143] et sur la retransmission des ondes aux parois du conduit auditif par conduction solidienne. Ainsi, la considération du déplacement seule est insuffisante et il faut également considérer les conséquences de ce déplacement (confort, pression dans le conduit auditif, performances du protecteur, etc.)

Si la position initiale de la protection possède des conséquences sur le déplacement, c'est plutôt la pression dans le conduit qui devient un élément crucial. Pour un même déplacement, la variation de volume entre une position légèrement extraite et profondément enfoncée sera très différente. Les conséquences sur la pression d'un déplacement de la protection pourraient être beaucoup plus défavorables dans le cas d'une protection complètement insérée. Un parallèle avec l'effet d'occlusion doit être effectué. Ces conséquences sont étudiées dans le Chapitre 7.

Enfin, un dernier point d'influence, somme toute prévisible, est le niveau de l'excitation. Sur cette donnée, de nombreux paramètres entrent en jeu. Outre les caractéristiques temporelles

(durée-A, temps de montée) et de niveau de l'onde incidente, il semble aussi nécessaire de tenir compte de son angle d'incidence sur la protection. Dans le chapitre suivant, l'effet de l'augmentation du niveau sur le comportement de la protection est étudié. Enfin, la position finale du bouchon semble être une donnée sensible : l'extraction du bouchon se produisant lors d'une seule impulsion pourrait être répétée à chaque nouvelle impulsion conduisant à une potentielle perte d'efficacité du protecteur. Ainsi, l'effet d'une succession d'impulsions sur le protecteur est une question à soulever. Même s'il est vraisemblable que dans une oreille réelle, le déplacement de la protection soit moins important, des bouchons mal ajustés et des impulsions de très forts niveaux pourraient tout de même engendrer des conséquences délétères.

## Résumé

- Un nouveau protocole de mesure a été développé pour évaluer le comportement d'un bouchon d'oreille stimulé par une impulsion de fort niveau sous différentes configurations. Il est nécessaire de placer judicieusement les capteurs, la cible et la source afin d'éviter la superposition de perturbations indésirables sur le signal souhaité.
- Les résultats obtenus avec la caméra rapide ont été comparés à ceux acquis avec un vibromètre laser. Cette comparaison a mis en évidence une bonne correspondance entre les deux méthodes, permettant de valider le protocole. L'avantage de la mesure par vibromètre laser est de permettre un suivi temporel plus précis. Par ailleurs, ce dispositif permet d'envisager de nouvelles mesures lorsque la visibilité requise pour l'utilisation d'une caméra rapide n'est pas possible.
- Des comparaisons ont mis en évidence l'influence significative de divers paramètres. L'ajustement du bouchon, son insertion et le niveau de l'impulsion sont ainsi impliqués dans les disparités mesurées.



# 6

## Évaluation du comportement du bouchon lors d'impulsions

### 6.1. Contexte, problématiques et objectifs du chapitre

Le chapitre précédent a présenté les principes expérimentaux nécessaires à l'évaluation des conséquences des interactions directes des ondes impulsionnelles avec les protections auditives. En ce sens, il a été montré qu'une impulsion de fort niveau peut conduire à un déplacement pouvant excéder 1 mm pour un bouchon rigide dans le dispositif expérimental de conduit artificiel. Ces résultats reposent cependant sur plusieurs approximations de l'anatomie du conduit auditif.

Une seconde expérimentation plus réaliste, grâce notamment à l'utilisation d'une tête artificielle, permettrait de mieux appréhender le déplacement réel d'un protecteur dans le conduit auditif. Son utilisation possède également l'avantage de permettre la mesure de la pression dans le conduit auditif occlus et donc d'évaluer l'influence du déplacement de la protection sur la pression dans le conduit, ce qui était impossible avec le dispositif simpliste.

Par ailleurs, il est tout à fait possible que les résultats obtenus dans le chapitre précédent résultent de la nature rigide de la protection auditive. En effet, le bouchon en ABS utilisé jusqu'à présent est supposé indéformable et son mouvement assimilable à celui d'un corps rigide. Dans le cas d'une protection auditive en mousse de polyuréthane, plus conventionnellement utilisée, le déplacement consécutif à une sollicitation directe d'une onde impulsionnelle pourrait être différent compte-tenu des déformations possibles du bouchon, et donc générer une pression acoustique différente dans le conduit occlus. De plus, l'influence du niveau de l'excitation est centrale et déterminer le lien entre le niveau crête de l'impulsion, la pression crête dans le conduit occlus et le déplacement maximal de la protection apparaît comme un objectif nécessaire.

#### Objectifs

- Etude du comportement de deux types de bouchons (rigide et déformable) soumis à des bruits impulsionnels de niveaux crêtes croissants et des conséquences sur la pression acoustique dans le conduit auditif occlus.



## 6.2. Protocole expérimental

Le protocole employé ici respecte la méthodologie présentée dans le chapitre précédent, en utilisant uniquement le vibromètre laser. La génération de diverses sources impulsionnelles ainsi que l'utilisation d'une tête artificielle permettant la mesure de pression sont présentées dans cette section.

### 6.2.1. Génération des impulsions

La génération de bruits impulsionnels de très haut niveau nécessite l'utilisation de vraies armes et charges explosives. La distance par rapport à la source était constante et égale à 7 mètres. Le Tableau 6.1 répertorie les caractéristiques des ondes de choc (niveau crête et durée-A) obtenues avec les charges, dont les caractéristiques (masse et type) sont également spécifiées. Celles-ci ont permis d'atteindre des niveaux allant jusqu'à 180 dB-crête à 7 m. Le même tableau indique également la plage de dynamique du vibromètre laser utilisé pour mesurer la vitesse du bouchon.

Niveau crête de l'impulsion [dB]	Type de charge [-]	Durée-A de l'impulsion [ms]	Dynamique du vibromètre-laser [mm/s]
143	cartouches	1.6	24.5
157	détonateur	0.8	122.5
167	relais de 17g	1.8	245
176	220g de C4	2.5	490
180	400g de C4	2.9	980

Tableau 6.1 – Caractéristiques moyennes des charges et propriétés résultantes de l'impulsion à 7 m. Le niveau des impulsions indiqué est une moyenne pouvant très légèrement varier d'une mesure à une autre. La dernière colonne répertorie les dynamiques de mesure du vibromètre-laser utilisées pour chaque niveau.

### 6.2.2. Mesure du déplacement du bouchon

Les déplacements longitudinaux ont été évalués pour deux bouchons acoustiques de nature différente. Le premier est un bouchon en *Mousse de Polyuréthane* (MP), déformable sous contrainte mécanique. Le second est en *Acrylonitrile Butadiene Styrène* (ABS), indéformable pour des pressions mécaniques résultant de fronts acoustiques réels. Les caractéristiques de ces deux protecteurs sont résumées dans le Tableau 6.2. Ces bouchons étaient insérés d'environ 15 mm (soit 5 mm de longueur libre à l'extérieur du conduit). L'insertion des bouchons est restée constante pour toute la durée des mesures.

Fabricant	Matériau	Diamètre [cm]	Longueur [cm]
BILSOM	Polyuréthane (mousse)	0.8	2
ISL	Acrylonitrile Butadiene Styrène	0.8	2

Tableau 6.2 – Caractéristiques des bouchons utilisés.

Ces bouchons ont été placés dans le conduit auditif d'une tête artificielle (ATF ou *Acoustic Test Fixture*). L'ATF utilisée a été développée à l'*Institut franco-allemand de recherches de*

*Saint-Louis* (ISL) pour répondre aux exigences de la norme ANSI/ASA S12.42-2010 [144]. Elle présente une isolation supérieure à 60 dB pour toutes les fréquences [139]. L'utilisation d'un mannequin est essentiel pour assurer la reproductibilité des mesures et éviter les mouvements naturels (et inéluctables) qui pourraient se produire avec un humain. Le conduit auditif constitué d'un matériaux souple et l'oreille externe sont désolidarisés. Le conduit auditif (et donc la base du bouchon) était positionné à environ 45° de l'axe de propagation de la source impulsionnelle (incidence frontale).

- Ⓜ L'incidence de l'onde n'était donc ni directe, ni rasante. Cette dernière situation, plus communément rencontrée sur les champs de bataille, peut entraîner un comportement différent au niveau du protecteur. Des mesures complémentaires permettraient, dans le futur, d'étudier cette problématique.

La méthodologie de mesure par la disposition triangulaire des capteurs décrites dans le chapitre précédent a été reproduite à l'identique, en faisant abstraction de l'utilisation de la caméra rapide (cf. Figure 5.4).

### 6.2.3. Configurations étudiées

Pour les impulsions résultant des différentes charges spécifiées dans le Tableau 6.1, les caractéristiques des impulsions (niveau crête et durée-A) ont été mesurées avec un capteur de pression fabriqué à l'ISL à partir d'un capteur à quartz KISTLER-6031. La vitesse des deux bouchons d'oreille a été évaluée à deux reprises avec le vibromètre-laser et la pression du conduit auditif fermé avec le microphone de l'ATF. La deuxième mesure a été réalisée pour détecter une variabilité inattendue qui pourrait provenir, entre autre, d'un défaut dans la génération de l'impulsion. Lorsque cette situation se produisait, une troisième mesure a été effectuée pour conserver deux essais aux caractéristiques équivalentes.

Les mouvements indésirables de l'ATF résultant du front de l'onde impulsionnelle sont responsables d'erreurs et doivent être mesurés et compensés (jusqu'à un déplacement de 85  $\mu$  m à 180 dB). Ces mouvements ont été estimés à deux reprises pour chaque niveau d'impulsion à l'aide du vibromètre laser en pointant le faisceau laser à 2 cm à gauche du conduit auditif droit et à une hauteur équivalente du conduit auditif. Ce choix est motivé par la tendance au pivotement de l'ATF autour de sa base suite à une impulsion de très fort niveau. La vitesse de l'ATF mesurée a été soustraite de la vitesse du bouchon d'oreille.

La corrélation entre la vitesse et le déplacement du protecteur et son atténuation a ensuite été étudiée.

## 6.3. Analyse du comportement du bouchon

Dans un premier temps, les vitesses des deux bouchons consécutives à une impulsion de 176 dB-crête ont été étudiées. Le choix de la vitesse plutôt que du déplacement repose sur la visualisation plus aisée de l'information lors de variations rapides de vitesses positives qui seraient plus difficilement observables sur l'évolution du déplacement.

### 6.3.1. Cas du bouchon rigide

La Figure 6.1 montre la vitesse moyenne de deux mesures du bouchon rigide (en ABS). Elle montre également la pression moyenne mesurée avec le coupleur de la tête artificielle dans le canal auditif occlus. Le niveau de l'onde impulsionnelle incidente est de 176 dB-crête.

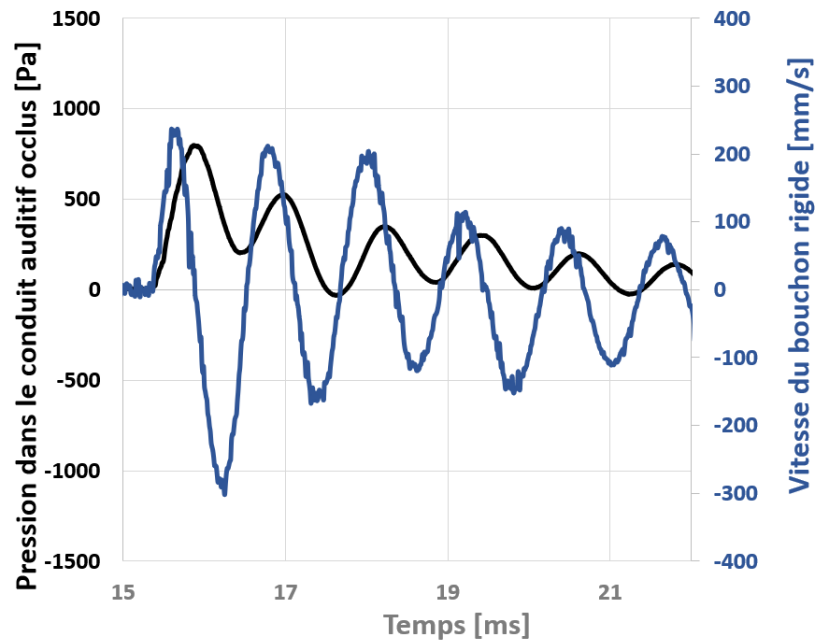


Figure 6.1 – Vitesse moyenne du bouchon d'oreille rigide en ABS et pression moyenne résultante dans le conduit auditif de l'ATF pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif.

Dans cette situation, la vitesse du bouchon possède une tendance oscillatoire amortie avec une enveloppe dont les valeurs maximales et minimales sont +230 mm/s et - 300 mm/s et une valeur moyenne nulle. La période des oscillations est d'environ 1,2 ms (fréquence d'environ 830 Hz). La pression dans le canal auditif suit la même tendance oscillatoire avec une amplitude positive et une valeur moyenne décroissante. La pression maximale atteinte dans le canal est de 790 Pa. La période des oscillations est approximativement équivalente à celle de la vitesse.

Cette tendance est typique d'un système masse-ressort amorti, qu'il est donc possible d'utiliser pour modéliser le phénomène. La masse est celle du bouchon et la raideur du ressort découle du couplage entre le bouchon et le conduit de la tête artificielle. Il est notamment utile de rappeler que cette raideur augmente avec l'enfoncement de la protection. Ainsi, la fréquence de résonance de ce phénomène est influencée par la masse (plus la masse est importante, plus la fréquence de résonance est faible) et la raideur induite par le couplage protection-conduit. Cet effet inertiel semble prépondérant vis à vis d'autres phénomènes, telles des déformations de la protection, et implique un déplacement de corps rigide du bouchon dans le conduit (les faces externes du bouchon ont une amplitude de déplacement et une direction des vitesses égales).

Ce déplacement mesuré peut résulter soit :

- d'un déplacement du bouchon par insertion et extraction de la protection dans le conduit, donc d'un déplacement par rapport aux parois du conduit ;
- et/ou, dans le cas d'un bouchon serré dans le conduit avec des déplacements très contraints vis à vis des parois du canal, de la compression du conduit auditif en raison de la flexibilité de l'oreille externe (effet de compression et/ou déformation du conduit auditif avec le déplacement de la protection pouvant potentiellement induire un effet de Poisson [145]).

Ainsi, le déplacement de corps rigide de la protection dans le conduit pourrait résulter ou se superposer aux déplacements des tissus de l'oreille externe induit par l'onde impulsionnelle. Dans la présente expérience, cette tendance a pu être observée lors d'une analyse préliminaire du comportement des têtes artificielles avec une caméra rapide.

Ce comportement pourrait être extrapolé au cas de l'oreille humaine où la première partie du conduit, plus souple (car constituée de tissus mous et de cartilage), se comprimerait sur la seconde partie, plus rigide (car constituée de tissus osseux) induisant une réduction du canal occlus par la protection.

### 6.3.2. Cas du bouchon en mousse

La Figure 6.2 montre la vitesse moyenne du bouchon en mousse BILSOM sur deux mesures. Elle montre également la pression moyenne dans le conduit auditif occlus. Le niveau de l'onde impulsionnelle incidente est de 176 dB-crête.

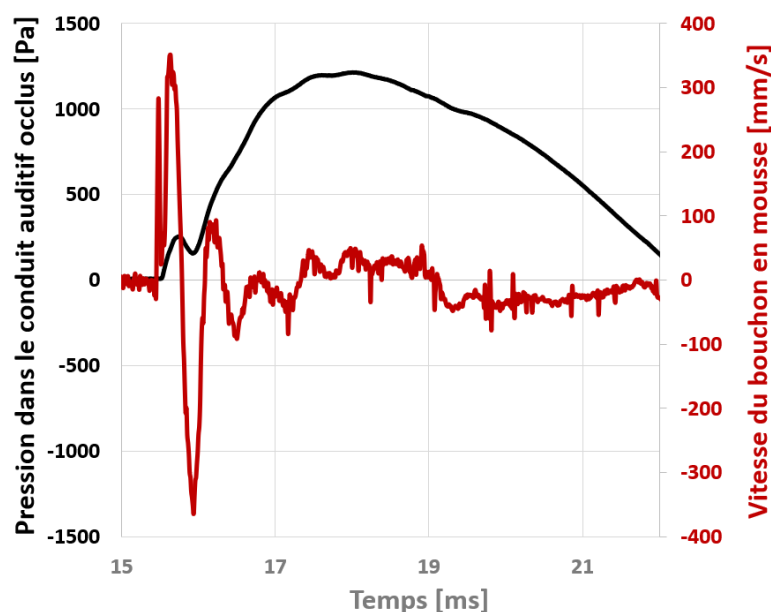


Figure 6.2 – Vitesse moyenne du bouchon d'oreille en MP BILSOM et pression moyenne résultante dans le conduit auditif pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif.

Pour une meilleure lisibilité, la Figure 6.3 représente la première milliseconde des courbes représentées sur cette figure.

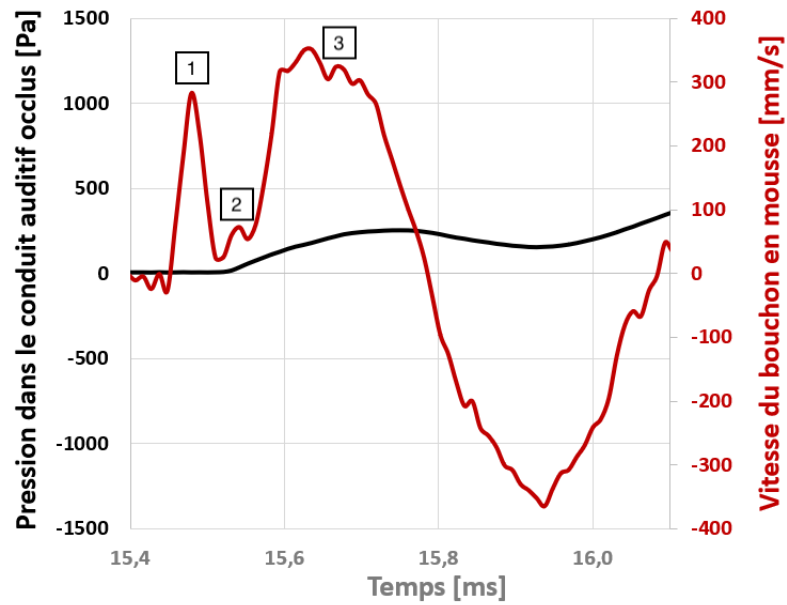


Figure 6.3 – Vitesse moyenne du bouchon d’oreille en MP BILSOM pendant la première milliseconde et pression moyenne résultante dans le conduit auditif pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif. Les phases d’insertions (résultantes d’une vitesse positive) ont été numérotées de 1 à 3.

Enfin, l’évolution de la pression dans le conduit auditif occlus sur une plage temporelle plus importante a été isolée et représentée graphiquement sur la Figure 6.4.

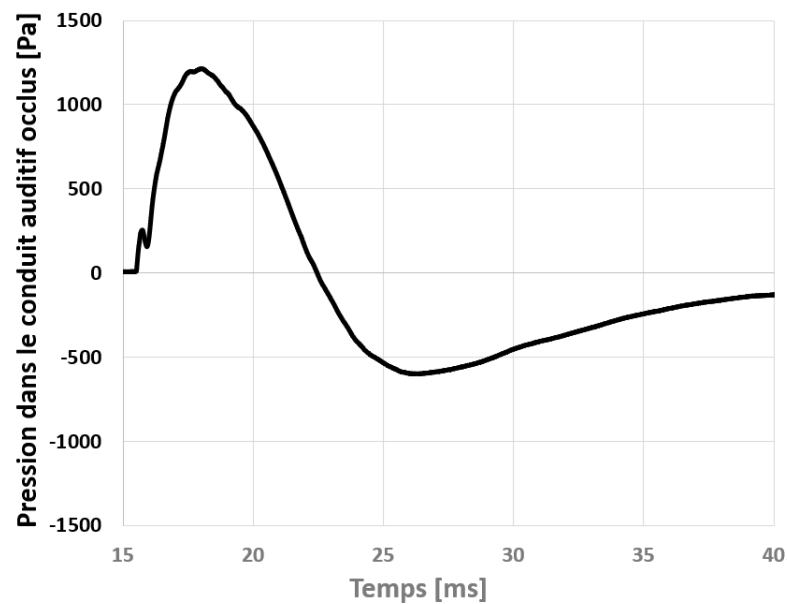


Figure 6.4 – Pression moyenne dans le conduit occlus par le bouchon d’oreille en MP BILSOM pendant les 25 premières millisecondes pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête.

L'analyse du comportement du bouchon en mousse requiert la plus grande prudence. Le bouchon étant souple et facilement déformable, le mode de vibration où le bouchon est assimilable à un corps rigide pourrait hypothétiquement ne plus dominer le comportement vibratoire du bouchon et les faces latérales externes pourraient alors avoir des amplitudes et des directions de vitesses différentes. Ainsi, la face latérale externe du bouchon en mousse, lorsqu'elle est soumise à une onde impulsionnelle de 176 dB-crête, effectue un mouvement rapide et unique d'insertion (ou de compression) et d'extraction (ou de décompression). La Figure 6.3 illustre ce phénomène.

Le mouvement d'insertion (ou de compression) de cette face s'effectue en trois phases (numérotées de 1 à 3 sur la Figure 6.3) :

- Phase 1 : une phase d'insertion (ou de compression) rapide de la protection dans le conduit pendant 0,05 ms avec une vitesse maximale d'environ 280 mm/s. Cette première phase pourrait correspondre à la compression de la partie libre de la protection, légèrement extraite du conduit.
- Phase 2 : une phase d'insertion (ou de compression) plus lente pendant 0,05 ms avec une vitesse moyenne d'environ 60 mm/s.
- Phase 3 : une dernière phase d'insertion (ou de compression) pendant 0,16 ms avec une vitesse moyenne de 330 mm/s. Cette troisième phase d'insertion (ou de compression) pourrait correspondre à la compression du conduit auditif et de la protection (par couplage) suite à la sollicitation impulsionnelle. Cette compression correspondrait au déplacement dans la direction du conduit du système couplé tissus mous du conduit et bouchon par une contraction des tissus ou un effet de Poisson du conduit auditif (déformation radiale des tissus suite à la compression longitudinale induite par le bouchon) suite à la sollicitation impulsionnelle. Dans la suite, le terme de compression du conduit fera référence à ce phénomène.

Après cette insertion de la face latérale externe (ou compression d'une partie du protecteur), celle-ci s'extrait (ou se décompresse), avec une vitesse négative pendant 0,3 ms. La vitesse négative maximale est d'environ -360 mm/s.

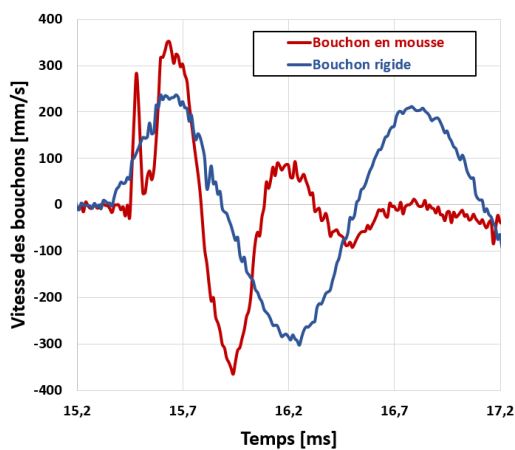
L'étude des pressions montre également une évolution avec trois événements majeurs :

- Un premier pic de pression de 255 Pa semble correspondre à la troisième phase d'insertion du bouchon, visible sur la Figure 6.2. Ce premier pic de pression pourrait correspondre à la compression du conduit auditif. La différence observée sur l'amplitude de pression consécutive au déplacement et vis à vis du bouchon rigide pourrait, en partie, être expliquée par la capacité de la mousse à se déformer, limitant ainsi la compression du conduit et conduisant à un déplacement du bouchon plus faible que dans le cas rigide.
- Puis, une légère extraction visible sur la Figure 6.2 est corrélée à une diminution de la pression du canal auditif à 100 Pa, consécutif à la décompression du conduit.
- Enfin, l'amplitude de la pression dans le canal, visible sur les Figures 6.3 et 6.4 augmente progressivement pour atteindre 1200 Pa. Cette transmission plus lente pourrait être la conséquence soit d'une fuite d'air (phénomènes possibles lors de l'utilisation de bouchons en mousse), soit d'une propagation au travers du squelette solide de la mousse

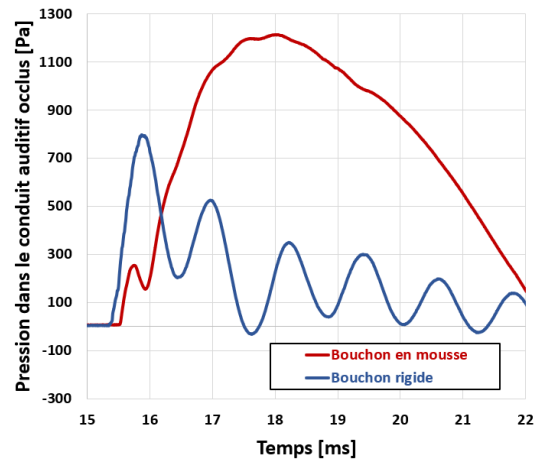
de polyuréthane. Cette seconde hypothèse repose sur les résultats de Kitagawa et al. (2006) qui ont déjà étudié la transmission des ondes impulsionnelle dans des cylindres de mousse de polyuréthane insérés dans un tube à choc [146]. Les auteurs ont montré que la transmission pouvait s'effectuer en deux temps. Tout d'abord, une augmentation brève et rapide de la pression en aval du protecteur intervient consécutivement au déplacement du cylindre de mousse dans le tube à choc. Puis une augmentation lente et progressive de la pression en aval du protecteur intervient consécutivement à la propagation de l'onde au travers du squelette solide du protecteur.

### 6.3.3. Comparaison du comportement des protecteurs

La Figure 6.5a montre la vitesse moyenne sur deux mesures du bouchon en ABS et du bouchon en mousse. La Figure 6.5b représente la pression induite par le déplacement de la protection dans le conduit auditif occlus moyennée sur deux mesures. Le niveau de l'onde impulsionnelle incidente est de 176 dB-crête.



(a) Vitesse des bouchons



(b) Pression dans le conduit auditif occlus

Figure 6.5 – Vitesses moyennes du bouchon rigide en ABS et du bouchon en MP ainsi que les pressions consécutives dans le conduit auditif de la tête artificielle pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête. Une vitesse positive correspond à une insertion du bouchon dans le conduit auditif.

La comparaison de l'évolution de la vitesse des deux protecteurs permet de mettre en exergue une corrélation entre les pics d'insertion (ou de compression) des protecteurs (1ère phase d'insertion pour le bouchon rigide, 3e phase d'insertion pour le bouchon en mousse). Cet événement, présent en phase pour les deux bouchons, semble confirmer la présence d'une compression longitudinale du conduit auditif lors de l'insertion du protecteur couplé aux parois du canal (par un effet de Poisson notamment). Cet événement se retrouve sur les courbes de pression dans le conduit, avec un effet moins marqué dans le cas du bouchon en mousse. Par ailleurs, la première phase d'insertion ou de compression de la face externe du bouchon en mousse confirme également le caractère propre au bouchon déformable car absent pour le bouchon rigide. D'une manière générale, les événements résultant du bouchon en mousse semblent plus brefs que ceux résultant du bouchon rigide. On remarque également que la

vitesse maximale d'insertion du bouchon en mousse est supérieure à celle du bouchon en ABS, appuyant la faible résistance (aux déformations) du bouchon en mousse.

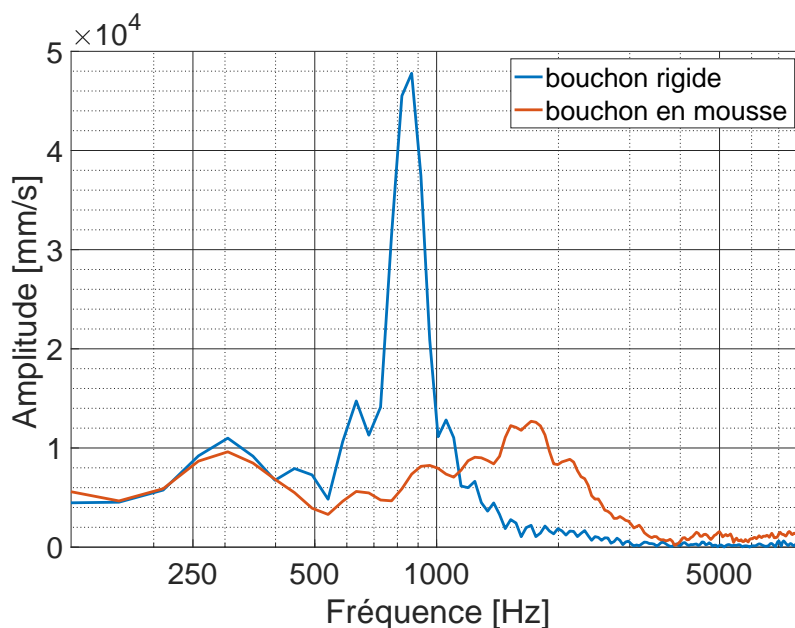


Figure 6.6 – Spectre des vitesses du bouchon rigide en ABS et du bouchon en MP pour une excitation impulsionnelle de 176 dB-crête.

Le spectre des vitesses de la Figure 6.6 met en avant les modes inertiels du bouchon rigide en ABS et du bouchon en mousse. Dans le cas du bouchon en ABS, la transmission inertielle intervient à 830 Hz contre environ 1.7 kHz pour le bouchon en mousse. Cette description met en exergue la sensibilité de la protection au type de matériau le constituant. La définition d'un critère entre la protection et le déplacement de la face externe du protecteur pourrait être une perspective intéressante pour caractériser les effets des couplages inter-matériaux protection-conduit. Une nouvelle perspective concernant l'étude des effets des divers matériaux du conduit des ATFs et du protecteur sur l'efficacité et le comportement des bouchons semble dès lors émerger.

## 6.4. Relation entre pression dans le conduit et déplacements du bouchon

Dans cette section, le lien entre déplacements du bouchon et pression dans le conduit auditif est précisé à l'aide d'un nouveau paramètre aux multiples perspectives.

### 6.4.1. Proportionnalité entre déplacement et pression

Les valeurs du déplacement positif (insertion) maximal de la face externe des bouchons après le pic de l'impulsion ont été estimées par intégration numérique à partir des vitesses. Ces déplacements ont été corrigés par l'erreur induite consécutivement au pivotement de la tête



artificielle. Une moyenne de deux mesures pour chaque niveau du Tableau 6.1 a été effectuée. La pression maximale dans le conduit auditif occlus corroborant la transmission d'énergie au travers du bouchon a été relevée sur les enregistrements puis moyennés sur deux itérations de la pression. Les Tableaux 6.3 et 6.4 résument respectivement les valeurs mesurées pour le bouchon rigide en ABS et le bouchon souple en MP.

Niveau crête de l'impulsion [dB]	Pression crête de l'impulsion [Pa]	Niveau crête dans le conduit [dB]	Pression crête dans le conduit [Pa]	Déplacement max. de la face externe [ $\mu\text{m}$ ]	NR crête [dB]
149	581	114	9.5	1.2	35
159	1697	129	55.8	6.9	30
168	4868	141	225.0	22.0	27
177	14535	152	795.3	78.0	25
180	19820	155	1137.5	103.5	25

Tableau 6.3 – Pression et niveaux crête extérieurs, pression et niveaux crête intérieurs ainsi que le déplacement maximal de la face externe du **bouchon rigide en ABS**. Le NR crête (ou réduction du bruit crête) a été indiqué à la dernière colonne.

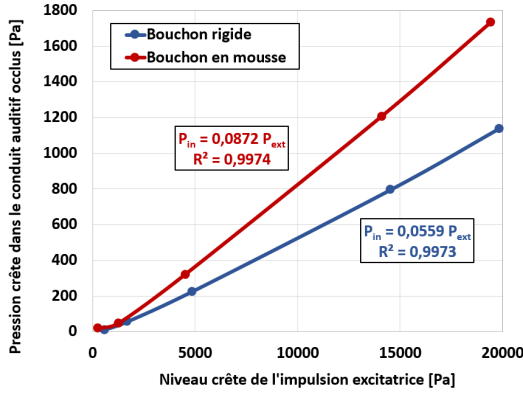
Niveau crête de l'impulsion [dB]	Pression crête de l'impulsion [Pa]	Niveau crête dans le conduit [dB]	Pression crête dans le conduit [Pa]	Déplacement max. de la face externe [ $\mu\text{m}$ ]	NR crête [dB]
143	275	120	19.3	0.9	23
156	1282	127	47.0	4.1	29
167	4532	144	320.5	22.0	23
177	14104	156	1206.3	62.3	21
180	19426	159	1733.5	89.4	21

Tableau 6.4 – Pression et niveaux crête extérieurs, pression et niveaux crête intérieurs ainsi que le déplacement maximal de la face externe du **bouchon souple en MP**. Le NR crête (ou réduction du bruit crête) a été indiqué à la dernière colonne.

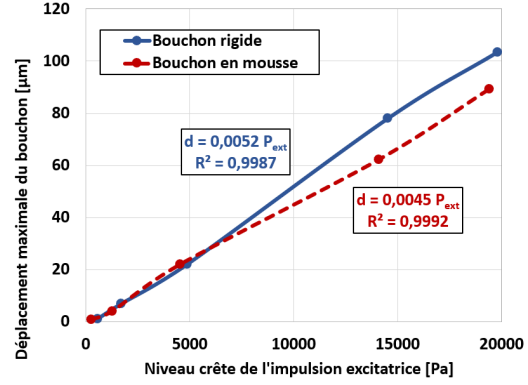
Les Figures 6.7a et 6.7b représentent respectivement les relations entre les pressions crêtes maximales dans le conduit auditif occlus de la tête artificielle et les déplacements d'insertion maximums des bouchons dans le conduit pour les cinq niveaux d'ondes impulsionnelles.

Pour les mêmes niveaux d'excitation, les bouchons se comportent différemment. Jusqu'à 170 dB (6320 Pa), les déplacements du bouchon en MP et en ABS sont proches : environ 1  $\mu\text{m}$  à 145 dB (356 Pa), environ 6  $\mu\text{m}$  à 158 dB (1590 Pa), et environ 22  $\mu\text{m}$  à 168 dB (5023 Pa). Au-dessus de 170 dB (320 Pa), le déplacement du bouchon en ABS est plus important que celui du bouchon en MP (environ 15  $\mu\text{m}$  de différence à 177 dB (14160 Pa)). À 180 dB (20000 Pa), l'ABS a un déplacement de plus de 100  $\mu\text{m}$ . La pression dans le conduit auditif est différente pour les deux bouchons et ce, pour toutes les amplitudes crêtes.

La pression crête dans le conduit occlus par le bouchon en ABS est toujours inférieure à celle occlus par le bouchon en MP, tandis que le déplacement maximal du bouchon en ABS est inférieur à celui en MP. Les équations de corrélation suivantes formalisent ces différentes observations.



(a) Pression crête dans le conduit en fonction de l'amplitude crête de l'onde impulsionnelle incidente.



(b) Déplacement maximal de la protection en fonction de l'amplitude crête de l'onde impulsionnelle incidente.

Figure 6.7 – Déplacements maximums et pressions crêtes résultantes dans le conduit auditif pour divers pressions crêtes impulsionnelles et pour deux types de bouchons.

Pour le bouchon en ABS, la pression crête dans le canal auditif occlus  $P_{in}^{ABS}$  (en Pa) est liée à la pression crête de l'impulsion  $P_{ext}$  (en Pa) par :

$$P_{in}^{ABS} = 0,0559 \times P_{ext} = \frac{P_{ext}}{17,89} \quad (6.1)$$

Cette approximation linéaire implique la considération d'une réduction du bruit crête  $NR_c$  constante pour l'ensemble des niveaux :

$$NR_c = 20 \log(17,89) = 25 \quad (6.2)$$

Cette hypothèse se vérifie notamment pour les plus forts niveaux. La sous-estimation du NR crête mesurée aux niveaux plus faibles pourrait résulter des variations dans les caractéristiques de l'onde impulsionnelle (par exemple : temps de montée, durée-A, valeur moyenne de l'énergie, etc.)

Le déplacement du bouchon  $d^{ABS}$  (en  $\mu m$ ) est lié à la pression externe  $P_{ext}$  par :

$$d^{ABS} = 0,0052 \times P_{ext} = \frac{P_{ext}}{192,3} \quad (6.3)$$

Des relations équivalentes pour le bouchon en mousse ont pu être déterminées pour la pression dans le conduit auditif et le déplacement du bouchon :

$$P_{in}^{foam} = 0,0872 \times P_{ext} = \frac{P_{ext}}{11,47} \quad (6.4)$$

$$d^{foam} = 0,0045 \times P_{ext} = \frac{P_{ext}}{222,2} \quad (6.5)$$

Pour chaque relation, un coefficient de corrélation supérieur à  $R^2 = 0,99$  a été trouvé.

## 6.4.2. Définition d'un nouveau paramètre de caractérisation

Des relations linéaires précédentes, il est possible de déduire une relation de proportionnalité entre le déplacement maximal de la face externe du bouchon d'oreille et la pression maximale dans le canal auditif. Cette proportionnalité est illustrée pour les deux bouchons par la Figure 6.8.

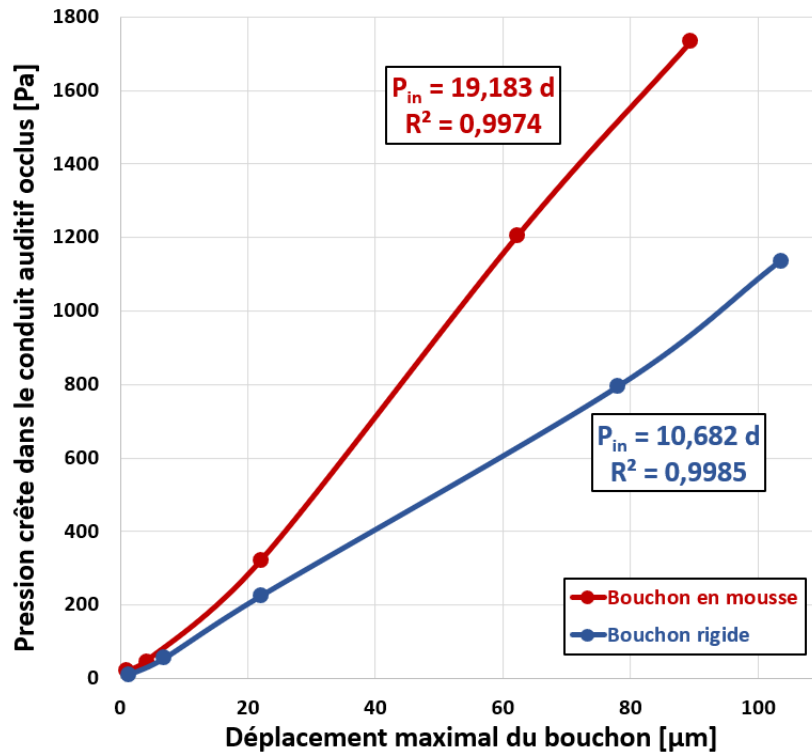


Figure 6.8 – Valeur de la pression crête dans le conduit auditif occlus en fonction du déplacement maximal de la protection dans ce conduit pour deux types de bouchons (en ABS et en MP).

Mathématiquement, cette relation se traduit par :

$$P_{in} = \beta \times d \quad (6.6)$$

Où  $\beta$  (en Pa/μm) est un coefficient qui traduit l'élévation de la pression dans le conduit occlus consécutivement au déplacement d'un micromètre de la face latérale externe de la protection. Le Tableau 6.5 explicite les deux valeurs de  $\beta$  trouvées lors des mesures. Une différence importante entre les deux coefficients est observable. Pour un déplacement équivalent des deux faces latérales externes des bouchons d'oreille, le bouchon en mousse induit une variation de pression plus importante que le bouchon rigide.

Type de bouchon	$\beta$ [Pa/μm]
déformable (MP)	19,4
rigide (ABS)	10,8

Tableau 6.5 –  $\beta$  estimé à partir du comportement des bouchons d'oreille rigide et déformable.

Pour comprendre les implications, il est nécessaire de s'intéresser aux paramètres influençant  $\beta$  :

- Le taux de compression radiale du bouchon dans le conduit et les frottements entre la protection et le conduit auditif : dans le cas du bouchon rigide, la pression transmise semble correspondre au déplacement de la protection couplée aux tissus du conduit par un effet de compression longitudinale du conduit auditif (effet de Poisson). Il est tout à fait envisageable qu'un bouchon avec un taux de compression radiale plus faible ou avec un contact lubrifié entraîne des déplacements différents.
- La profondeur d'insertion : la variation de pression dans le conduit auditif occlus dépend du volume d'air initial et donc de l'insertion initiale du bouchon d'oreille. Plus l'insertion est importante, plus l'influence du déplacement du bouchon peut être conséquente. Il est essentiel de rappeler que la profondeur d'insertion influence également l'effet d'occlusion. En effet, plus la protection est insérée, moins l'effet d'occlusion est présent [90, 147, 3]. L'effet d'occlusion et l'augmentation des conséquences des déplacements de corps rigide du protecteur avec l'insertion de la protection dans le conduit ont des prépondérances opposées.
- Le matériau et sa susceptibilité à se déformer et transmettre les ondes : le mode inertiel du bouchon est le mode à la transmission la plus importante. Ce mode dépend notamment des propriétés mécaniques du protecteur.

Pourquoi s'intéresser à  $\beta$  plutôt qu'à l'atténuation dans le conduit ? Les relations obtenues jusqu'à présent étant linéaires, il serait imaginable de caractériser le NR crête moyen d'un protecteur face à une onde impulsionnelle pour tous les niveaux à l'aide de une à deux mesures. Il est également possible de supposer que l'influence de la transmission au travers de la protection rigide soit équivalente pour tous les protecteurs aux propriétés mécaniques équivalentes (masse du bouchon et nature du couplage peau-bouchon). Ici aussi, la détermination d'une influence de l'enfoncement sur  $\beta$  permettrait de déterminer les conséquences de cet enfoncement pour d'autres protecteurs aux propriétés mécaniques équivalentes.

### 6.4.3. Perspectives pour ce nouveau paramètre

Ce nouveau paramètre  $\beta$  pourrait trouver de nouveaux échos dans la caractérisation de l'efficacité des protections auditives. Pour ce faire, de nouvelles mesures expérimentales sont nécessaires afin d'évaluer la sensibilité de ce paramètre aux différents critères de couplage conduit-protecteur.

Il questionne l'influence du matériau du protecteur et, consécutivement, de celui de la tête artificielle. À termes, réaliser cette même expérience sur tête humaine serait idéale. En effet, il a été démontré que les têtes artificielles surestiment généralement l'atténuation des protecteurs en raison de la rigidité des matériaux utilisés pour simuler le conduit auditif [148]. Les tissus humains de l'oreille externe, couplés au bouchon, pourraient se comprimer d'avantage et induire des effets aux conséquences plus significatives. Cependant, des ajustements du protocole expérimental sont nécessaires.

Un second point concerne la position du protecteur. En effet, plus la protection est enfoncée et plus l'effet inertiel devient prépondérant. Par ailleurs, plus le volume du conduit occlus

est grand et plus l'effet d'occlusion est important. La transmission des ondes au travers des mousses de polyuréthane est également sensible au volume en aval du domaine de propagation [146] ce qui amplifie les interrogations sur la position du protecteur. Il serait intéressant d'évaluer l'influence de la position du protecteur sur  $\beta$  afin de déterminer une position idéale pour le protecteur en régime impulsionnel. Cette question nécessite peut-être la prise en compte des caractéristiques temporelles de l'impulsion (durée-A et temps de montée) et mérite une attention particulière. L'angle d'incidence de l'onde est également un paramètre d'intérêt. La pertinence des bouchons moulés qui possèdent une butée géométrique limitant leur déplacement longitudinal se pose également. Les effets d'une telle géométrie sur la compression du conduit auditif est également une interrogation à répondre.

Enfin, il est possible, lors d'une double protection (casque et bouchon), que les casques induisent également des effets inertiels et/ou de déformation au bouchon. Il serait dès lors intéressant d'étudier les effets des interactions directes sur les casques et les couplages d'interactions directes entre les protecteurs.

## Résumé

- Les comportements d'un bouchon rigide en ABS et d'un bouchon en mousse de polyuréthane ont été évalués lors de stimulations par des impulsions de fort niveau.
- Les impulsions induisent au bouchon rigide en ABS principalement des effets inertiels où la protection est assimilable à un corps rigide et adopte un comportement résonant de type masse-ressort avec une fréquence d'oscillation de 830 Hz. Ce phénomène induit une oscillation décroissante de la pression dans le conduit auditif et pourrait traduire des effets de compression et décompression successifs du conduit auditif induit par le déplacement du protecteur couplé au conduit.
- Le bouchon en mousse de polyuréthane possède une transmission différente. Si une transmission inertielle semble présente, celle-ci est hypothétiquement plus faible que pour le bouchon rigide avec potentiellement moins d'effets sur la pression dans le conduit occlus devant les transmissions par les déformations de la protection et les éventuels effets de fuite d'air.
- Une relation linéaire entre le déplacement maximal de la protection et la pression crête excitatrice a été trouvée. Le coefficient de proportionnalité est noté  $\beta$  (en Pa/ $\mu\text{m}$ ) et pourrait caractériser l'atténuation des protecteurs et les propriétés de leur couplage avec le conduit (frottements, matériaux, position) par une réduction significative du nombre de mesures.
- Des caractérisations complémentaires de  $\beta$  pour d'autres bouchons, têtes artificielles et configurations pourraient préciser le rôle de  $\beta$  en tant que nouveau paramètre dans l'évaluation des protections auditives.

# 7

## Modélisation des phénomènes induits par sollicitations directes du protecteur

### 7.1. Contexte, problématiques et objectifs du chapitre

Le chapitre précédent a permis de déterminer expérimentalement une relation de proportionnalité entre le déplacement maximal du protecteur, la pression crête dans le conduit auditif occlus et la pression crête excitatrice. Pour autant, l'évaluation des contributions du bouchon seules (sans tenir compte des transmissions tissulaires) en fonction de ses propriétés mécaniques et de son insertion initiale est difficile à réaliser expérimentalement. La simulation numérique peut alors apporter de nouvelles perspectives d'études et de caractérisations.

Pour répondre à cet objectif, construire un modèle éléments finis simple permettrait d'apporter de premiers éléments pertinents. Cependant, les limites de modélisation sont nombreuses : la modélisation du tympan ou des protecteurs en mousse dans le régime temporel reste une opération difficile qui nécessite encore des efforts importants et qui dépassent le cadre de cette thèse. C'est pourquoi, les efforts se concentrent sur un modèle préliminaire simple du dispositif expérimental de conduit artificiel (DECA) présenté dans le Chapitre 5. Ce modèle simplifié permet de poser les bases de la modélisation des interactions directes entre les ondes impulsionnelles et les protecteurs et d'introduire de nouvelles perspectives sur l'étude des frottements entre le bouchon et le conduit. Afin de poursuivre les investigations, un second modèle, analytique, est utilisé afin d'évaluer les conséquences de l'insertion initiale du protecteur sur la pression dans le conduit auditif occlus lors du déplacement de la protection. L'objectif est de déterminer si des recommandations peuvent être formulées sur l'insertion de la protection lors de bruits impulsionnels de très forts niveaux.

#### Objectifs

- Construction d'un modèle axisymétrique bi-dimensionnel permettant de simuler les effets inertiels d'un bouchon rigide dans un DECA, comparativement au déplacement mesuré expérimentalement au Chapitre 5.
- Définition d'un modèle théorique des conséquences de l'effet inertiel sur la pression dans le conduit et caractérisation de l'incidence de la position initiale du protecteur sur la pression dans le conduit consécutivement au déplacement de la protection.

## 7.2. Construction d'un modèle numérique de la transmission inertielle du bouchon

La modélisation des déplacements de la protection sous la forme de corps rigide lors d'impulsions de fort niveau met en relation différentes considérations qu'il est nécessaire d'aborder avec précaution. Dans cette première partie, une simplification est utilisée en considérant le problème expérimental le plus simple : la modélisation du dispositif expérimental de conduit artificiel seul.

### 7.2.1. Considérations géométriques et matériaux

Le DECA peut être considéré, dans sa plus simple approximation, comme un système axisymétrique autour de l'axe du conduit. Ainsi, une géométrie bi-dimensionnelle axisymétrique a été construite en considérant un environnement aérien, un conduit inséré dans un support et un bouchon. La Figure 7.1 représente schématiquement la géométrie. Les dimensions respectent celles indiquées par la Figure 5.3 : un conduit de 24,7 cm de longueur et un bouchon de 2 cm de longueur enfoncé de 1,7 cm. Le rayon du conduit a été fixé à 4 mm. Une épaisseur de 1 cm pour le support a été choisie arbitrairement. Ces paramètres sont retranscrits sur la Figure 7.1 en prenant le côté opposé à la stimulation comme référence géométrique 0.

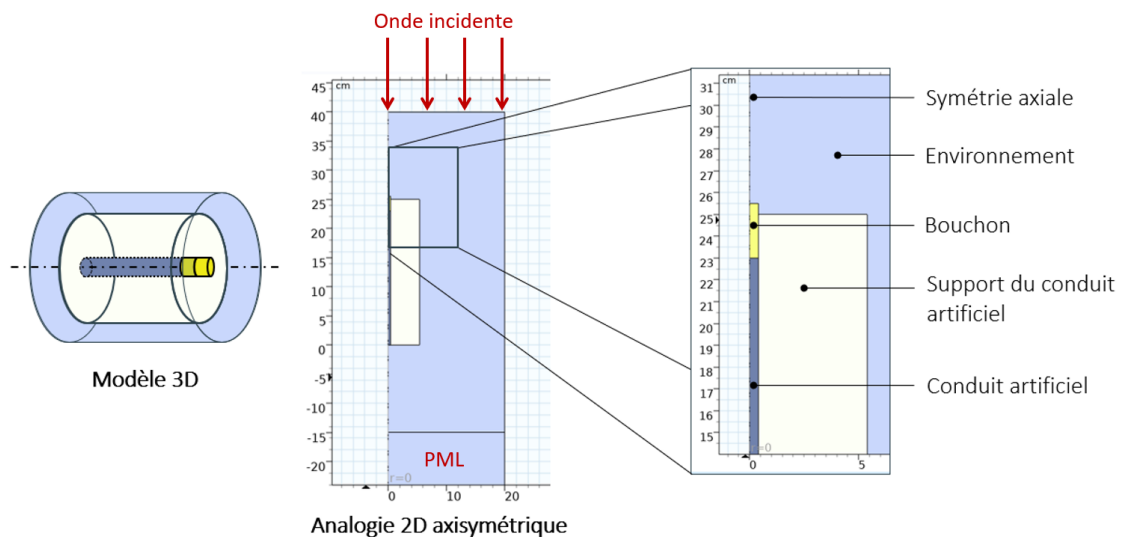


Figure 7.1 – Représentation schématique du DECA en 3D puis par une approche 2D axisymétrique. Le terme "PML" se réfère à une condition de couche parfaitement absorbante, dont les caractéristiques sont décrites à la sous-section 7.2.3.

- R** L'environnement d'air créé par cette géométrie induit un guide d'onde avec une fréquence de coupure d'environ 5 kHz.

Les matériaux utilisés pour la construction du modèle sont le plexiglas pour le conduit-support et de l'ABS pour le bouchon. Un matériau unique pour l'ensemble de la structure conduit et support a été choisi sur l'hypothèse d'une interaction limitée du support sur le comportement de la protection. Les caractéristiques de l'air utilisées sont celles présentes par défaut dans le logiciel COMSOL Multiphysics [120] (vitesse du son : 343,2 m/s - masse volumique : 1,2043 kg/m<sup>3</sup>).

Matériau	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	E [Pa]	$\nu$ [-]	source
ABS	1040	2.2e9	0.35	[149]
Plexiglas	1180	3.1e9	0.42	[150]

Tableau 7.1 – Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la modélisation simplifiée du DECA.

## 7.2.2. Condition limite d'entrée

L'entrée du modèle reprend les mêmes lignes que dans le Chapitre 3 avec la définition d'un champ de pression incident. Celui-ci correspond, pour rappel, à une accélération fluide imposée à la frontière supérieure de l'environnement, visible sur l'analogie 2D axisymétrique et décrite sur la Figure 7.1. La forme de l'onde est un Friedlander unitaire défini à l'aide d'une interpolation cubique par morceaux en respectant les valeurs de référence données dans le Tableau 7.2. L'interpolation est ensuite multipliée scalairement par un facteur correspondant au niveau de pression crête spécifié. Dans cet exemple, une amplitude crête de 8200 Pa est utilisée (correspondant à un niveau de 172 dB). L'onde résultante correspond à une bonne analogie lissée de l'onde impulsionnelle mesurée expérimentalement et présentée à la Figure 5.1.

Temps [ms]	Pression [Pa]
0	0
5	0
5.5	1
12	-0.3
20	0
100	0

Tableau 7.2 – Points de référence d'une impulsion de type Friedlander unitaire.

## 7.2.3. Couches parfaitement absorbantes

À l'issue du conduit, il est essentiel de définir une condition permettant d'éviter les réflexions d'ondes qui pourraient conduire à une seconde entrée inattendue pour le système. Deux conditions principales existent :

- une condition de rayonnement d'onde plane : il s'agit d'une condition limite permettant aux ondes planes avec une incidence normale à la frontière de sortir du domaine de modélisation sans réflexion. Cette condition nécessite une connaissance précise de la direction de propagation des ondes avant la création du domaine, restreignant grandement son usage.
- une condition de couche parfaitement adaptée ("*PML*", ou *Perfectly Matched Layer*) : il s'agit d'une condition limite très employée en acoustique et permettant d'absorber les ondes du modèle en limitant les réflexions. L'utilisation des PML offre d'avantage



de souplesse au modèle mais requiert une paramétrisation stricte en régime temporel ainsi qu'une connaissance des limites s'y appliquant.

Pour plus de souplesse, cette dernière condition a été retenue. Celle-ci s'apparente à une extension analytique de l'équation des ondes. Par un changement de variable, les ondes propagatives sont transformées en ondes évanescentes. Dans le domaine temporel, cependant, les ondes évanescentes ne sont pas traitées par les PMLs, ce qui nécessite de respecter une condition géométrique sur l'épaisseur afin de limiter l'impact de ces ondes. Le traitement des ondes converties en ondes évanescentes impose une seconde condition sur l'épaisseur, directement liée à la longueur d'onde minimale se propageant dans le système. Il y a donc deux conditions géométriques à respecter :

- Une condition sur la fréquence minimale  $C_F^{min}$  (longueur d'onde maximale). COMSOL recommande de respecter une épaisseur d'au moins un huitième de la longueur d'onde maximale afin de limiter l'effet des réflexions des ondes déjà évanescentes.
- une condition sur la fréquence maximale  $C_F^{max}$  (longueur d'onde minimale). COMSOL recommande de respecter une épaisseur d'au moins 6 éléments de maillages (égaux chacun d'eux à un cinquième de la longueur d'onde minimale) afin de traiter correctement la conversion des ondes propagatives en ondes évanescentes.

Dans le cas d'ondes impulsionnelles, le support fréquentiel des ondes dans le système n'est pas borné. La définition d'une couche parfaitement absorbante nécessite alors la définition d'un intervalle spectral de calcul. Compte tenu du spectre de l'impulsion choisie, il est opportun de se limiter à l'intervalle 60-2000 Hz. Dans ce cas, la condition dimensionnelle de la PML est donnée par  $C_F^{max}$  avec une épaisseur minimale de 72 cm.

Enfin, il est important de noter qu'une PML a été définie uniquement sur la frontière opposée à l'impulsion. En effet, une PML définie sur les frontières latérales créerait des réflexions ou des erreurs numériques parasites car les ondes dont l'angle d'incidence est supérieur à  $70^\circ$  par rapport à la normale ne sont pas absorbées.

#### 7.2.4. Première approche élémentaire

Pour modéliser les effets d'une impulsion de fort niveau sur un bouchon, plusieurs stratégies existent. Avant la version 6.0 de COMSOL, il était impossible de considérer des domaines géométriques mécaniquement indépendants (mouvements indépendants du bouchon dans le conduit) dans le cas d'une interaction acoustique-structure en régime temporel. Une astuce de modélisation permet tout de même une approche convenable en considérant le conduit-support comme un domaine non modélisé et non calculé. Les interactions bouchon-support ne sont alors calculées que sous la condition d'un appui-plan qui permet au bouchon un déplacement indépendant du conduit-support dans le domaine aérien. Ainsi :

- Le comportement du bouchon est régi par les équations de la mécanique déjà décrites dans le Chapitre 3 (loi de Hooke et loi d'équilibre) à laquelle s'ajoute le principe fondamental de la dynamique, régissant l'accélération (et le déplacement uniforme) du bouchon consécutivement aux forces de pression qui s'y appliquent.

- Le domaine aérien respecte les lois de l'acoustique sous le modèle de pression acoustique transitoire "conducteur thermique et visqueux", dont les principes sont décrits et déjà employés dans les Chapitres 3 et 4.
- Le domaine du conduit-support n'est pas modélisé mais la frontière entre le bouchon et ce domaine est conditionné par un appui plan ( $u \cdot n = 0$  où  $u$  est le vecteur champ de déplacement du bouchon et  $n$  le vecteur normal à la frontière entre le conduit et le bouchon).

Enfin, comme aucune condition autre qu'un déplacement contraint n'intervient entre le bouchon et le conduit-support, le bouchon n'est soumis à aucun amortissement. Une méthode consiste à modéliser l'amortissement du déplacement du bouchon par une force visqueuse  $F_v$  possédant un amortissement visqueux isotrope  $\xi$  dans la direction de l'axe du conduit :

$$F_v = -\frac{\xi}{V} \frac{\partial(u)}{\partial t} \quad (7.1)$$

Où  $V$  est le volume du bouchon (soit  $10^{-6} \text{ m}^3$ ). Dans la présente configuration,  $\xi$  a été déterminée par dichotomie pour respecter au mieux les résultats de l'expérience :  $\xi = 1 \text{ N}\cdot\text{s}/\text{m}$ . Cet amortissement agit donc telle une force s'opposant au mouvement dont la valeur est d'autant plus grande que le taux de variation du déplacement par rapport au temps est grand.

Le maillage du modèle respecte les mêmes règles énoncées dans les Chapitres 3 et 4 :

- Un maillage quadrangle structuré dans la PML ;
- Un maillage triangulaire libre dans le reste du modèle ;
- 5 à 6 éléments par longueur d'onde minimale se propageant dans chaque domaine.

Ceci conduit à un modèle comportant 1574 noeuds, 2508 éléments triangles et 104 éléments quadrangulaires. La qualité minimale des éléments est 0,70 et la qualité moyenne des éléments 0,95.

La Figure 7.2 représente le déplacement du bouchon lors d'une impulsion de 172 dB-crête dans le conduit du DECA simplifié et axisymétrique ouvert. Deux résultats expérimentaux ajoutés sur cette figure permettent une comparaison. La première partie du signal, liée à l'enfoncement et l'extraction de la protection (entre 5 et 10 ms), correspond aux résultats expérimentaux avec une excellente fidélité. Il s'agit d'une partie du signal qu'il est possible de considérer comme dynamique. La seconde partie, qu'il est possible de considérer comme statique, présente des différences entre les résultats expérimentaux et le résultat numérique ; mais également entre les résultats expérimentaux eux-mêmes.

Cette seconde partie correspond à la convergence du bouchon vers une position d'équilibre. Cette position est tributaire de nombreux paramètres :

- des frottements entre le bouchon et la paroi du conduit (non pris en compte mais approchés par un ressort virtuel amorti dont les effets tendent à s'annuler lorsque le bouchon retrouve sa position d'origine) ;
- de la masse du bouchon qui induit une force de gravité et impose donc une limite au glissement ;

- de l'angle d'incidence de l'onde impulsionnelle : des effets d'arc-boutement sont possibles lors des phases d'essais expérimentaux où l'angle d'incidence de l'onde était de 45°. Cet effet est également lié à la position initiale du bouchon, démontrée comme un paramètre d'influence ;
- des effets de fuite d'air qu'il serait possible de prendre en compte par une fuite équivalente au centre du bouchon en supposant que les conditions aux limites mécaniques sont peu affectées. Une approche plus réaliste nécessiterait de modéliser le système en 3D.

Ces points d'influence n'ont pas été pris en compte et peuvent altérer la position finale du bouchon. Ils peuvent expliquer les différences inter-expériences et entre les expériences et la simulation. Par ailleurs, le modèle numérique exacerbe les phénomènes de résonance du conduit ouvert-fermé avec une fréquence de résonance d'environ 370 Hz. Cette résonance est également visible lors des mesures expérimentales mais d'avantage atténuée.

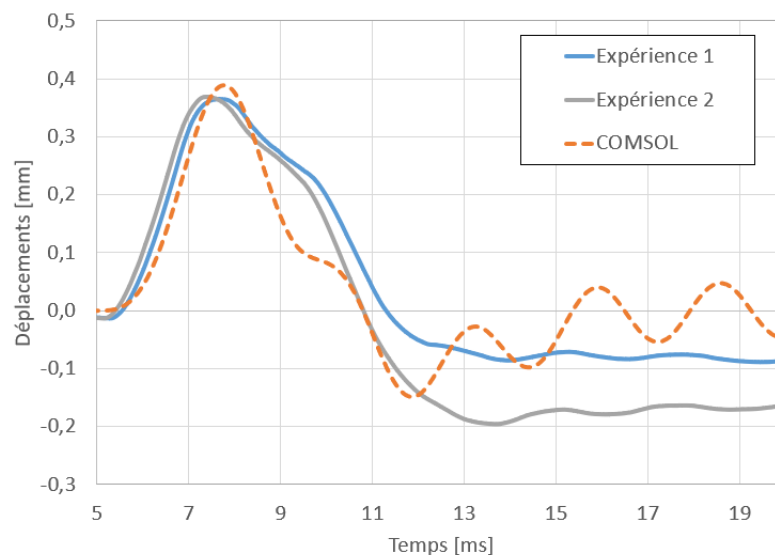


Figure 7.2 – Déplacement du bouchon sur sa face extérieure lors d'une impulsion de 172 dB-crête mesuré dans le conduit DECA et calculé numériquement pour un DECA simplifié et une géométrie bi-dimensionnelle axisymétrique.

## 7.2.5. Perspectives dans le domaine de la modélisation des chemins de transmission directs

### 7.2.5.1. Prise en compte des frottements

L'intégration de nouvelles fonctionnalités dans COMSOL Multiphysics 6.0 permet la considération de domaines géométriques mécaniquement indépendants lors d'une interaction acoustique-structure en régime temporel. La méthodologie conduit à la définition d'une paire de contact entre le bouchon et les parois du conduit-support. Cette paire de contact se traduit par l'impossibilité d'une pénétration des frontières lors d'une déformation. L'avantage de cette

méthode est de travailler sur les caractéristiques du contact entre le bouchon et le conduit-support, ce dernier étant considéré comme immobile (encastré) vis-à-vis du déplacement du bouchon.

Les conditions limites relatives au contact sont tributaires de la formulation choisie pour le modéliser. En régime temporel, et tout particulièrement lors d'interactions multi-physiques, la formulation la plus robuste numériquement est la formulation de "pénalité dynamique" [120]. À partir de cette formulation, il est possible de définir des frottements, de l'adhérence ou encore les caractéristiques de la vitesse de glissement. Ces propriétés mécaniques sont dérivées des lois de frottement de Coulomb. Cette loi traduit les effets de la résistance au déplacement d'un solide  $S_0$  par rapport à un autre solide  $S_1$  en modélisant une force tangentielle  $\overrightarrow{T_{0 \rightarrow 1}}$  opposée au mouvement et proportionnelle à la force normale  $\overrightarrow{N_{0 \rightarrow 1}}$  exercée sur le corps [151] :

$$\|\overrightarrow{T_{0 \rightarrow 1}}\| = f \cdot \|\overrightarrow{N_{0 \rightarrow 1}}\| \quad (7.2)$$

Où  $f$  est le coefficient de frottement dynamique. Il s'agit d'un paramètre expérimental tribologique qui caractérise les matériaux en contact. Il dépend également des conditions (température, pression, humidité) et de l'état de surface [151].

Aucune donnée n'existe dans la littérature pour ce type de contact et une détermination numérique requiert un coût-machine important : la prise en compte d'une indépendance mécanique entre le bouchon et le support augmente considérablement le temps de résolution passant de quelques secondes à plusieurs heures. Il a été décidé, compte tenu des résultats favorables de la première méthode et des limitations définies, de conserver cette seconde méthodologie en tant que perspective pour les travaux de modélisation sur le contact bouchon-conduit.

### 7.2.5.2. Prise en compte d'une terminaison du conduit

Un des enjeux significatifs est de quantifier les effets d'une terminaison des conduits. Dans le cas du DECA (avec un bouchon en mousse hyperélastique), de la tête artificielle (avec des volumes d'air équivalents) ou chez l'homme (par la membrane tympanique), l'ajout d'une terminaison peut induire, selon les propriétés mécaniques de la terminaison, une souplesse qui peut être difficile à modéliser. Plusieurs méthodologies permettent de prendre en compte cette souplesse :

- La première consisterait à adopter une approche acoustique et mener une analogie au modèle tympanique déjà implémentée dans le logiciel pour les analyses fréquentielles [120]. Celle-ci repose sur la définition d'une impédance en fonction de la fréquence. La définition d'une telle impédance en régime temporel serait cependant lacunaire car ne permettrait pas de prendre en compte la souplesse de la membrane tympanique (traduite par une impédance complexe). La condition limite d'impédance agirait alors telle une résistance offrant une approximation bancaire.
- La seconde méthode consisterait à considérer mécaniquement la membrane tympanique en définissant les caractéristiques des matériaux (module d'Young, masse volumique, coefficient de Poisson), et choisissant des paramètres d'amortissement et de raideur, par exemple à la manière d'un ressort [126]. Cette méthode n'a pas permis, jusqu'à présent, d'approcher le comportement du tympan en régime temporel. Les coefficients utilisés nécessitent d'être optimisés à l'aide d'analyses paramétriques.

- Une troisième méthode utiliserait l'analogie électro-acoustique en modélisant le tympan par un circuit R-C où la résistance R correspondrait à l'impédance acoustique du tympan et C sa souplesse. Cette solution nécessite l'utilisation d'un module COMSOL spécifique (AC/DC) et n'a pas été testée.
- Une quatrième et dernière méthode consisterait à ajouter un domaine d'air abstrait devant la membrane tympanique. Ce volume permettrait de simuler artificiellement la souplesse de la membrane tympanique. Cette méthode est également employée sur les têtes artificielles et a été utilisée avec succès pour la modélisation des bouchons à filtres non-linéaires. Cette méthode n'est cependant valide que pour des impulsions dont l'énergie est principalement concentrée à basses fréquences (en dessous de la fréquence de résonance du conduit auditif occlus), lorsque le fluide agit comme une souplesse reliée au volume de la cavité.

Cette dernière méthode, la plus aisée à utiliser, est retenue pour la suite. Une limitation conséquente de cette méthode est la non prise en compte de la rigidification de la membrane avec l'insertion de la protection [98]. Celle-ci n'est cependant pas reproduite dans les têtes artificielles.

- Ⓡ De nombreuses perspectives sont esquissées par cette comparaison. Des investigations supplémentaires sur les modèles de membranes tympaniques en régime temporel permettrait d'ouvrir la voie à d'importantes améliorations dans la modélisation des phénomènes temporels dans le cadre de la protection auditive. Celles-ci doivent être envisagées comme l'une des suites logiques de ces travaux.

## 7.3. Construction d'un modèle analytique de la transmission inertielle du bouchon : effet de l'insertion initiale

Dans le chapitre précédent, le lien entre insertion initiale du protecteur et conséquence sur la pression dans le conduit occlus lors du déplacement du bouchon a été questionné. Dans un système réel, la pression est dépendante, entre autre, de la transmission de l'onde au travers du matériau (par effets inertiels ou de déformations), des phénomènes de conductions solidiennes et des effets de volumes (qui résultent de la position du protecteur). En raison des limitations de la modélisation numérique, une première approche analytique permettrait de répondre à l'objectif d'isoler ces contributions en apportant de premiers éléments de réponse.

### 7.3.1. Considérations théoriques

D'un point de vue théorique, il est possible de considérer l'insertion du bouchon dans le conduit auditif de longueur totale  $L_c$  (en  $\mu m$ ) telle une réduction de volume du canal auditif (tel un piston idéal). La section du conduit auditif étant constante, ces volumes peuvent s'interpréter comme des longueurs. Ainsi, la variation de pression  $\Delta p$  (en Pa) et le déplacement de la protection  $d$  (en  $\mu m$ ) sont reliés à la longueur équivalente  $L$  (en  $\mu m$ ) et le module

isostatique d'élasticité  $M_E$  (en Pa).  $L$  correspond à la longueur libre du conduit auditif avant déplacement de la protection auditive  $L_0$  (en  $\mu m$ ), corrigée par l'ajout d'une longueur abstraite représentant une souplesse virtuelle  $L_s$  (en  $\mu m$ ) induite par les effets de souplesse de la membrane tympanique. Il est possible de considérer le module isostatique d'élasticité de l'air constant et égal à  $M_E = 142$  kPa dans le cas d'une propagation adiabatique. La Figure 7.3 explicite les abréviations utilisées et leurs correspondances.

$$\Delta P = \frac{M_E}{L} \times d = \frac{M_E}{L_0 + L_s} \times d \quad (7.3)$$

Il est possible d'émettre deux hypothèses afin de simplifier l'approche de cette relation :

- **Hypothèse  $H_1$**  : une première simplification consiste à considérer le déplacement de la protection constant indépendamment de la position initiale de la protection. Les effets de résistance et d'augmentation de l'amortissement avec la réduction du volume initial ne sont pas considérés. Ceci implique donc de ne pas prendre en compte l'effet des conditions aux limites latérales du bouchon qui impactent son déplacement. De même, la diminution de la surface de contact avec l'onde de choc suite à l'insertion du bouchon est également négligée.
- **Hypothèse  $H_2$**  : une deuxième simplification consisterait, dans un premier temps, à négliger les effets de souplesses tympaniques.

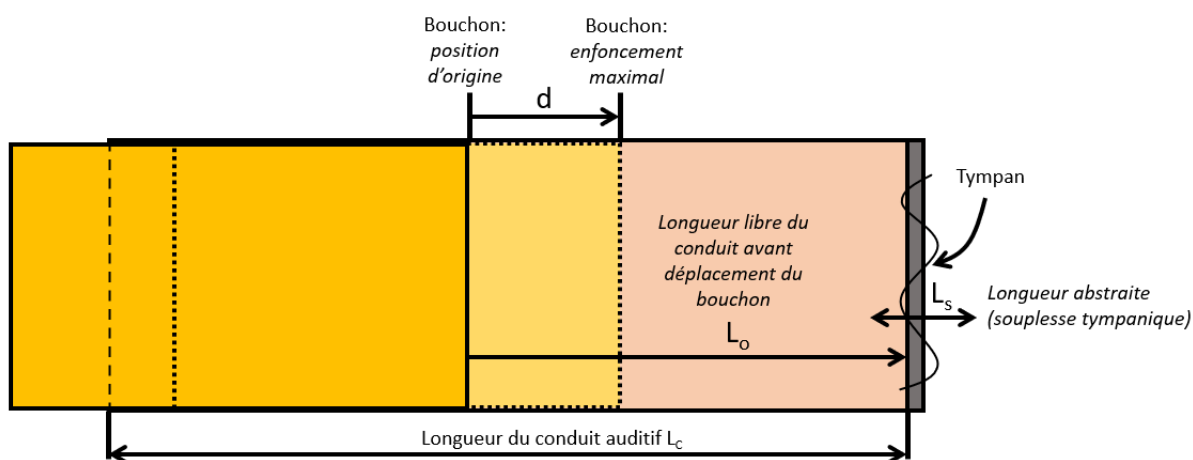


Figure 7.3 – Représentation schématique du problème théorique d'enfoncement de la protection dans le conduit auditif consécutivement à une impulsion de fort niveau. La souplesse tympanique est traduite ici par l'allongement du conduit d'une longueur abstraite  $L_s$ .

Dans le cadre des hypothèses  $H_1$  et  $H_2$ , il est possible de remarquer l'influence significative de la position initiale de la protection. Plus l'enfoncement est grand (protection proche du tympan), plus  $L_0$  est faible et plus l'influence du mouvement du bouchon a une conséquence significative sur la pression dans le conduit. La valeur de  $\beta$  défini dans le Chapitre 6 (et

traduisant l'influence du déplacement d'un micromètre du bouchon sur la pression en Pascal dans le conduit auditif) dans le cadre des hypothèses  $H_1$  et  $H_2$ , évolue à la manière d'une hyperbole explicitée sur la Figure 7.4. Cette courbe est formalisée mathématiquement par :

$$\beta(L_0) = M_E \times \frac{1}{L_0} \quad (7.4)$$

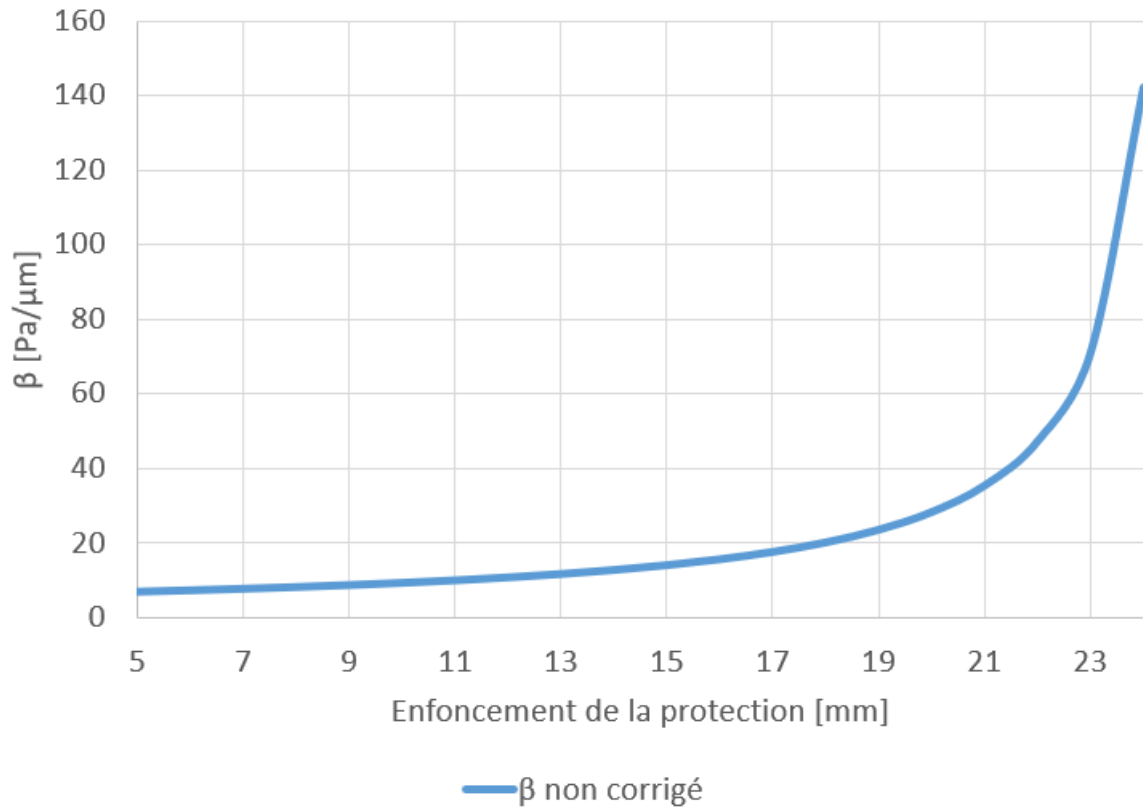


Figure 7.4 – Évolution de  $\beta$  (coefficient traduisant l'influence du déplacement d'un micromètre sur la pression en Pascal) en fonction de la position initiale de la protection en terme d'enfoncement ( $L_c - L_0$ ), sur la base d'un conduit de 25 mm de longueur, dans le cadre des hypothèses  $H_1$  et  $H_2$ .

À l'aune de ces observations, il semble pertinent d'évaluer la contribution de la souplesse de la membrane afin de définir avec d'avantage de nuances l'influence de la position initiale de la protection sur  $\beta$ .

### 7.3.2. Détermination de la souplesse du coupleur de l'ATF

Dans le cas de la tête artificielle, la souplesse induite par le coupleur peut être approchée par une souplesse virtuelle  $L_g$ . Celle-ci peut être calculée pour une valeur de  $\beta$  déterminée à partir d'un déplacement maximal du bouchon dans le conduit et d'une valeur de pression crête dans le conduit occlus mesurés expérimentalement. Par exemple, lors d'une impulsion excitatrice de 177 dB crête, un déplacement maximal de la protection (en insertion) de 78  $\mu\text{m}$  et une pression dans le conduit occlus de 795 Pa ont été mesurés. Ainsi  $\beta = 10,2 \text{ Pa}/\mu$

m. Pour retrouver cette valeur et en considérant une insertion initiale de la protection égale à 15 mm, soit  $L_0 = 10$  mm, une longueur de  $L_s = 3,9$  mm (correspondant à une souplesse virtuelle) doit être considérée. Cette longueur équivaut à l'ajout d'un volume de environ  $0,2 \text{ cm}^3$ , pour un volume total en aval de la protection de environ  $0,7 \text{ cm}^3$ ).

Afin de vérifier les valeurs de pression résultant de l'enfoncement des bouchons par le modèle analytique considérant la longueur abstraite, une comparaison entre les valeurs analytiques et expérimentales déterminées avec la tête artificielle a été menée et est présentée dans le Tableau 7.3

Impulsion [dB]	Dépl. max. du bouchon [ $\mu\text{m}$ ]	$N_{in}$ expérimental [dB]	$N_{in}$ analytique [dB]	Erreur relative [%]
149	1,2	114,0	113,1	-0,8
159	6,9	128,9	128,3	-0,5
168	22	141,0	138,3	-1,9
177	78	152	152	0
180	103,5	155,1	151,8	-2,1

Tableau 7.3 – Niveau maximal dans le conduit occlus ( $N_{in}$ ) avec un bouchon en ABS, mesuré expérimentalement à l'aide de la tête artificielle et déterminé analytiquement lors d'une impulsion de fort niveau déplaçant la protection dans le conduit. Le modèle analytique considère un volume équivalent mimant la souplesse du tympan déterminé pour une impulsion de 177 dB-crête (erreur relative nulle). Une longueur initiale libre du conduit  $L_0 = 10$  mm a été considérée.

Les valeurs références dans le Tableau 7.3 permettent de confirmer le choix du volume abstrait  $V_s$  pour le modèle numérique doté d'un bouchon en ABS. Les différences observées entre le modèle analytique et les résultats expérimentaux pour découler des contributions solidiennes augmentant sensiblement avec le niveau de l'excitation.

### 7.3.3. Correction par la souplesse de la terminaison

La souplesse virtuelle déterminée permet dès lors de corriger l'évolution de  $\beta$  en fonction de la position initiale de la protection en prenant en compte une nouvelle hypothèse. L'**hypothèse corrigée  $H_{2,cor}$**  considère que l'influence de la souplesse virtuelle est indépendante de l'enfoncement. La Figure 7.5 met en exergue la modification apportée à la première courbe estimée sous les hypothèses  $H_1$  et  $H_2$ . Cette nouvelle courbe est formalisée mathématiquement par :

$$\beta(L_0, L_s) = M_E \times \frac{1}{L_0 + L_s} \quad (7.5)$$

La souplesse virtuelle limite l'augmentation des effets inertiels avec l'enfoncement de la protection lors d'enfoncement très conséquents (supérieurs à 17 mm). Néanmoins, il est nécessaire de rester attentif aux effets de la position initiale sur la pression crête induite par le déplacement de la protection. En effet, en considérant les hypothèses  $H_1$  (un déplacement constant de la protection sous l'effet de l'impulsion indépendamment de l'enfoncement du protecteur) et  $H_{2,cor}$  (une influence de la souplesse tympanique constante indépendamment



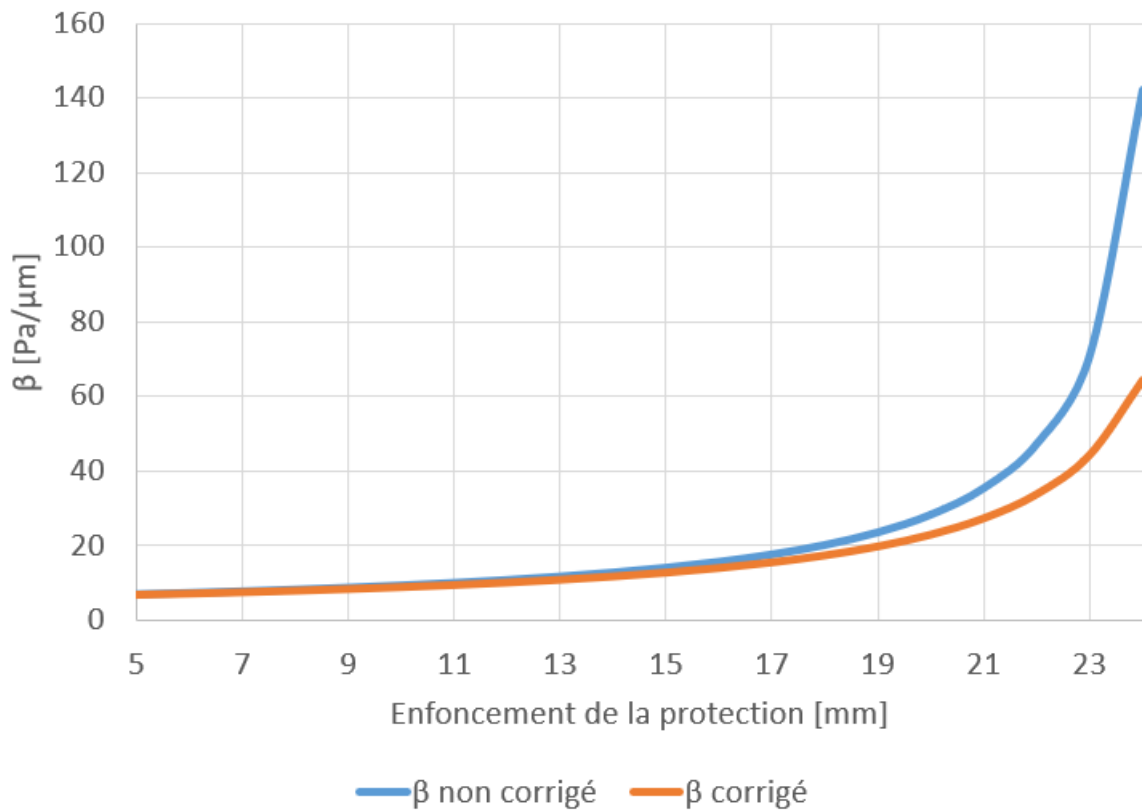


Figure 7.5 – Évolution de  $\beta$  (sous les hypothèses  $H_1$  et  $H_2$ ) et  $\beta$  corrigé (sous les hypothèses  $H_1$  et  $H_{2,cor}$ ) en fonction de la position initiale de la protection en terme d'enfoncement ( $L_c - L_0$ ), sur la base d'un conduit de 25 mm de longueur.

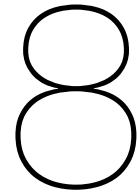
du niveau et de l'enfoncement du protecteur), pour une stimulation de 180 dB-crête, le déplacement maximal de la protection avec une insertion initiale de 15 mm, conduirait à un niveau crête dans le conduit de 156,3 dB contre 161,5 dB avec un enfoncement initial de 20 mm (insertion complète du bouchon) et 167,2 dB avec un enfoncement initial de 23 mm (insertion quasi au tympan).

Pour valider ces estimations, il est impératif d'évaluer l'influence de  $H_1$  et  $H_{2,cor}$  sur ces résultats. Les hypothétiques effets de rigidification de la membrane tympanique avec l'enfoncement de la protection pourraient conduire  $\beta$  à augmenter avec l'enfoncement. Une validation expérimentale reste donc une perspective nécessaire. Celle-ci pourrait s'opérer avec une tête artificielle pour  $H_1$ . Pour  $H_2$ , une modification du protocole semble impérative. Par ailleurs, ces observations soulèvent également des questions morphologiques et notamment sur la dimension des conduits auditifs, puisque pour des canaux auditifs de faible longueur, une protection complètement enfoncée pourrait induire une augmentation de la pression plus conséquente sous les effets inertiels que des conduits plus longs (en raison de la variation de volume).

## Résumé

- Un modèle 2D axisymétrique des effets inertiels dans le cas du dispositif expérimental de conduit artificiel a été construit et comparé avec succès. Ce modèle pose les bases de l'étude du couplage protection-conduit.
- Un modèle analytique a permis d'approcher les effets inertiels des bouchons insérés dans le conduit d'une tête artificielle et de mettre en exergue l'influence de la position initiale de la protection sur la pression crête induite par le déplacement inertiel maximal du protecteur en tenant compte de la souplesse du coupleur (terminaison du conduit de la tête artificielle). Ce modèle montre l'augmentation de la pression dans le conduit occlus avec la profondeur d'insertion initiale lorsque l'amplitude du déplacement est conservée.





# Couplage des interactions

Les interactions directes et indirectes entre les ondes impulsionnelles et les protecteurs possèdent chacune leurs origines et leurs conséquences sur la protection et la perception auditive. Ces conséquences sont tributaires du type de protecteur utilisé. Les casques sont, aujourd'hui encore, très utilisés dans le milieu militaire (notamment en Allemagne) pour leur facilité d'usage et de confort. Pour autant, leur efficacité reste tributaire de nombreux paramètres fortement sensibles aux ondes impulsionnelles.

## 8.1. Rétrospectives bibliographiques

### 8.1.1. Valeurs d'atténuation usuelles et paramètres d'influence

Les casques sont constitués de deux coques comprenant une mousse acoustique (le plus souvent, de la mousse de polyuréthane) à l'intérieur des coquilles afin d'amortir les résonances de la cavité de la coquille. Un coussin constitué de mousse ou de gel inséré dans une gaine théoriquement hermétique réalise un contact étanche entre la peau et le casque pour chaque oreille. Ces coquilles sont reliées et maintenues en position à l'aide d'un arceau. La protection est conférée par les coques et l'atténuation de la mousse acoustique. D'une manière générale, l'atténuation moyenne des casques est comprise entre 12 et 49 dB sur la plage fréquentielle allant de 125 Hz à 8 kHz [152]. Vergara et al. (2002) ont montré que les coussins des casques atténuent d'autant mieux le premier pic de l'impulsion que la masse volumique de la mousse est élevée. Les casques sont également sensibles aux caractéristiques des ondes impulsionnelles puisque l'atténuation est d'autant plus faible que le temps de montée de l'impulsion est long [153]. D'autres caractéristiques influencent également la protection conférée comme la dimension des coques ou la force d'application de celles-ci sur les tissus de l'oreille externe. Il a notamment été montré une augmentation significative de la protection lors du serrage [154].

### 8.1.2. Limitations imputées aux casques

Pour autant, la protection théorique conférée par les casques est rarement atteinte. Les conditions théoriques en laboratoire sont rarement reproduites dans la pratique [155]. Ceci

peut s'expliquer notamment par les différences morphologiques influençant le positionnement des coques d'un individu à un autre. Ainsi, les casques seuls ne fournissent souvent pas une protection suffisante, notamment lors d'impulsions répétées [154]. La limite principale des casques concerne leur efficacité en basses fréquences. À 125 Hz par exemple, l'atténuation maximale n'est comprise qu'entre 12 et 32 dB selon les casques. Ceci peut s'expliquer notamment par les effets mécaniques lors des sollicitations impulsionnelles. Par exemple, lors d'une sollicitation impulsionnelle, les casques peuvent entrer en résonance sur un mode de pompage (généralement compris entre 100 et 500 Hz) et transmettre mécaniquement et acoustiquement ce comportement, selon les caractéristiques physiques du casque (masse, volume) et de la souplesse du volume d'air contenu dans la coquille [156, 157, 158]. Par ailleurs, il a été montré que le ratio entre la surpression crête et la dépression crête dans le conduit auditif protégé par un casque augmente avec le niveau [139]. Ceci est notamment visible à partir de 170 dB avec un effet de décollement des coussins de la peau suite à l'impulsion. Cette fuite d'air s'accompagne d'une dégradation massive de la protection. Celle-ci s'observe également lors du port de lunettes venant altérer l'herméticité. Une solution consiste alors à combiner le casque avec un bouchon acoustique. Il s'agit alors d'une double protection.

### **8.1.3. Intérêts et limites de la double protection**

L'ajout d'un bouchon en combinaison du casque, permet, en théorie, d'atteindre les limites d'atténuation conférées par la conduction tissulaire à hautes fréquences (sous couvert de l'utilisation correcte des protecteurs et sans incertitudes d'usure ou de défaut). Pour autant, à basses fréquences, cette combinaison ne permet d'améliorer que légèrement la protection en restant éloigné des limites de conduction tissulaire [152]. Dans certaines situations, il a même été montré que la combinaison des deux protecteurs pouvait réduire l'atténuation à certaines fréquences [19]. Ceci pourrait suggérer soit la présence d'une transmission d'énergie par fuite d'air, soit l'implication d'une conduction tissulaire qui peut solliciter le bouchon inséré dans le conduit [80, 159, 160]. Il est également possible de supposer une transmission du casque (par un déplacement des coquilles) lors d'impulsion de très fort niveau qui solliciterait le bouchon inséré dans le conduit.

### **8.1.4. Problématiques et objectifs du chapitre**

Les apports du casque pour la protection auditive lors de bruits impulsionnels sont parfois remis en question et de nombreuses interrogations corroborent le contexte de la double protection. En particulier, les conséquences de l'ajout d'un casque sur la conduction tissulaire à l'oreille externe est souvent questionnée. Ces conséquences pourraient être d'autant plus significatives dans le cas impulsionnel au regard des résultats de la littérature. Ainsi, le lien entre chemins de transmission directs et indirects nécessite d'être investigué. L'étude de ce couplage inter-sollicitations permet de considérer un trait d'union entre les interactions directes et indirectes résultant des sollicitations des protecteurs par les ondes impulsionnelles, considérées individuellement jusqu'à présent. Ce lien pourrait être un enjeu fondamental dans l'efficacité de la double protection.

Pour étudier ce lien, plusieurs méthodes existent. L'une d'entre elles repose sur la caractérisation de la relation entre stimulation directe du casque par une onde impulsionnelle et

vibrations induites aux tissus de l'oreille externe. Pour y répondre, une évaluation expérimentale des conséquences du casque sur l'état vibratoire du cartilage du pavillon lors d'impulsions de fort niveau a été menée grâce au développement d'un nouveau protocole expérimental.

### Objectifs

- Construction d'un nouveau protocole expérimental et évaluation des modifications de l'état vibratoire des tissus de l'oreille externe générées par les chemins de transmission directs induits par une stimulation impulsionnelle d'un casque de protection.

## 8.2. Méthode d'évaluation de la sollicitation directe induite par le casque

Dans ce chapitre, l'étude du couplage entre interactions directes et indirectes est traitée par l'intermédiaire d'une nouvelle méthode d'évaluation.

### 8.2.1. Capteur de mesure du niveau de vibration

L'atténuation des vibrations des tissus de l'oreille externe est évaluée à l'aide d'un accéléromètre piézoélectrique qui agit comme un microphone à conduction tissulaire. L'utilisation d'un accéléromètre adapté est cependant nécessaire. La sensibilité de l'accéléromètre doit être suffisante pour détecter les faibles amplitudes de vibration des tissus lorsqu'ils sont soumis à une impulsion utilisée pour exciter l'oreille externe. Les accéléromètres piézoélectriques présentent l'avantage d'être sensibles aux vibrations et de nécessiter une interface électronique simple pour l'acquisition des signaux et, par conséquent, un post-traitement rapide des signaux acquis. L'accéléromètre de référence Emkay Products (BU-3173) a été choisi pour son excellente sensibilité et son rapport signal/bruit acceptable. Le capteur est intégré dans deux modules : une platine capteur (contenant l'accéléromètre, l'adaptation d'impédance et l'amplification) et une platine d'alimentation du système (incluant le conditionnement de la tension d'alimentation). Cette configuration permet de réduire les phénomènes d'interférences électroniques. De plus, l'intérêt de décomposer le système en deux modules est de permettre une fixation plus facile du capteur sur l'oreille externe. Par ailleurs, le bruit mécanique propagé par les câbles électriques est filtré par les cartes. Dans le cas particulier du bruit impulsionnel, le spectre de la source n'est pas borné et peut induire des résonances. Cependant, on peut considérer que l'énergie est principalement concentrée à basses fréquences, et l'étude d'une atténuation, par comparaison, permet globalement de négliger le comportement du capteur.

Les capteurs piézoélectriques rendent la mesure de force dépendante d'incertitudes multifactorielles. En effet, le lien mécanique entre l'accéléromètre et la peau influence directement la qualité du résultat de l'atténuation en raison de ses caractéristiques défavorables. Il peut induire des résonances parasites et des réductions de fréquences qui ne peuvent être anticipées analytiquement de manière rigoureuse. D'une part, le mode de fixation (adhésif double face) et le couple de serrage, imposés par le contexte de mesure, sont connus pour avoir des effets pour des fréquences supérieures à 100 Hz [161]. D'autre part, la forme et la courbure de la surface d'application sont dépendantes de la morphologie des sujets mais ont été améliorées

en positionnant le capteur sur la zone plane derrière l'oreille (précisée subséquentement). Par ailleurs, la mesure par accéléromètre piézoélectrique reste dépendante du bruit résultant des câbles de connexion (par effets triboélectriques) et des mouvements spontanés du sujet (induisant des composantes inertielles). Enfin, la pression acoustique sur le capteur peut induire des signaux parasites lors de l'évaluation de faibles vibrations dans un fort champ sonore.

### **8.2.2. Génération d'une onde impulsionnelle en laboratoire**

L'utilisation d'un tube à chocs pour la génération d'ondes impulsionnelles est une méthode qui a déjà été utilisée [162]. Elle a l'avantage de permettre une bonne reproductibilité en termes de niveau, de durée et de direction. Un tube à chocs construit dans les laboratoires de l'ISL a été utilisé. Il permet de contraindre un diaphragme en plastique de 12  $\mu\text{m}$  d'épaisseur sous 2 bars avant rupture manuelle. L'impulsion résultante a un pic d'environ 154 dB à 0,5 m et une durée-A de 0,4 ms.

### **8.2.3. Sujets et protection**

Huit volontaires, deux femmes et six hommes, âgés de 25 à 56 ans et de morphologies différentes, participent à l'expérience. Tous les participants sont habitués à porter et à ajuster correctement des protections auditives (bouchons en mousse et casques). Ce type d'expérience est non invasif, sans conséquences physiques, et les volontaires ont été avertis au préalable de l'ensemble du protocole.

### **8.2.4. Casques acoustiques**

Au cours de l'expérience, l'effet sur le cartilage de deux casques du commerce de caractéristiques différentes a été mesuré :

- Casque antibruit 1 : 3M Peltor X4A.  
Il s'agit d'un casque conçu pour l'industrie avec une valeur d'atténuation nominale de 33 dB.
- Casque antibruit 2 : Bilsom Targo Electronic.  
Un casque conçu pour les tireurs avec un indice d'atténuation de 29 dB.

### **8.2.5. Protocole expérimental de mesure**

Assis et immobiles dans une chambre anéchoïque, les sujets sont placés à 0,5 mètre de la sortie du tube à choc. Le capteur est positionné à l'arrière du pavillon de l'oreille (voir Figure 8.1) et maintenu en place pendant toute la durée de l'expérience. La liaison avec la peau de l'arrière de la scaphoïde est réalisée à l'aide de ruban adhésif double face. Cette position présente l'avantage d'un support stable du capteur, d'une face de contact cutané essentiellement lisse et de l'absence de contact direct avec le casque. Le système auditif des sujets est protégé par un bouchon en mousse 3M-EAR Classic inséré correctement dans chaque oreille. Le signal délivré par l'accéléromètre est enregistré à l'aide d'un enregistreur Tascam DR-100-MKII avec une fréquence d'échantillonnage de 48 kHz. La Figure 8.2 illustre schématiquement l'expérience.

Les séries de mesures suivantes sont effectuées pour chaque sujet :

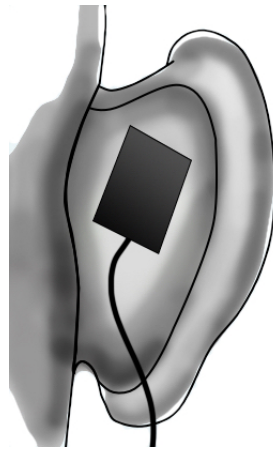


Figure 8.1 – Positionnement du capteur à l'arrière de la conque.

- trois impulsions en protection simple (sans casque) ;
- quatre impulsions en double protection, où pour chacune d'elles, le sujet retire et repositionne le casque ;
- quatre impulsions en double protection dans des conditions similaires avec le deuxième casque.

La variabilité liée à l'excitation étant faible, seules trois mesures en simple protection ont été effectuées. Pour les mesures en double protection, aucune intervention dans le positionnement du casque n'a été réalisée de la part de l'expérimentateur afin d'appréhender les conditions réelles de protection.

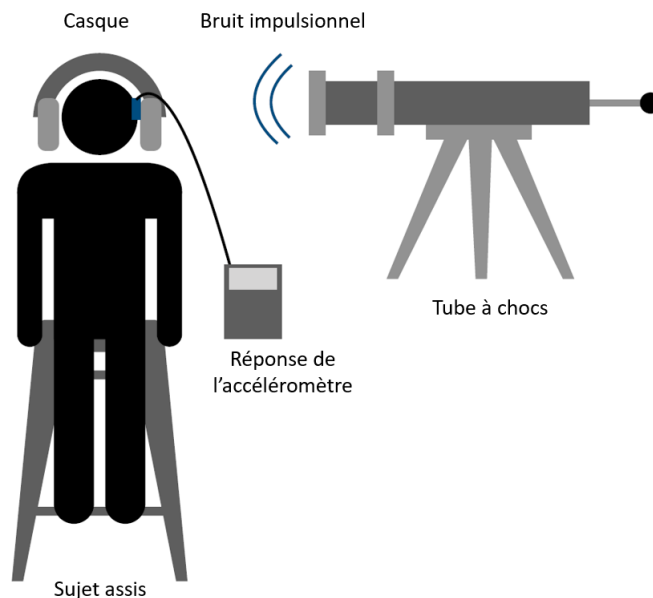


Figure 8.2 – Illustration schématique de l'expérience.

L'atténuation de la vibration des tissus de l'oreille externe a été calculée en tiers d'octaves et permet de visualiser l'influence du casque. L'atténuation correspond au rapport de l'énergie sans protection sur l'énergie avec protection.



## 8.3. Sollicitations indirectes induites et couplage

Les spectres en tiers d'octaves des huit mesures d'atténuation de la vibration avec chacun des deux casques ont été tracés pour les huit sujets. L'effet des variations intra-individuelles et l'atténuation moyenne du niveau de vibration des deux casques ont été spécifiquement examinés. Ces évaluations permettent de mettre en exergue le lien concret entre interactions directes et indirectes.

### 8.3.1. Variation de l'atténuation intra et inter-individuelle

Le spectre en tiers d'octaves moyen pour les tissus de l'oreille externe en simple protection a été calculé, puis les atténuations pour les quatre itérations avec les deux casques ont été évaluées chez tous les sujets. À titre d'exemple, les résultats pour l'un des sujets sont présentés sur les Figures 8.3 et 8.4. La valeur moyenne de l'atténuation a été mise en évidence par une ligne en trait plein noire.

L'intervalle de confiance de la moyenne (deux écarts types sur la racine carrée du nombre d'itérations) calculé sur l'ensemble de la gamme de fréquences est d'environ 2.6 dB pour le casque 1 et 3.6 dB pour le casque 2. Compte tenu de cette variabilité intra-sujet globalement faible, il a été considéré, pour la suite de l'étude, que les courbes induisant une erreur standard élevée par rapport à la moyenne (supérieure à 5 dB pour au moins 3 bandes d'octaves) étaient le résultat d'un positionnement imparfait du casque ou d'une sollicitation impromptue du capteur lors de la mesure. Les courbes présentant des valeurs aberrantes n'ont donc pas été prises en compte. Ce rejet concerne 7 des 64 courbes.

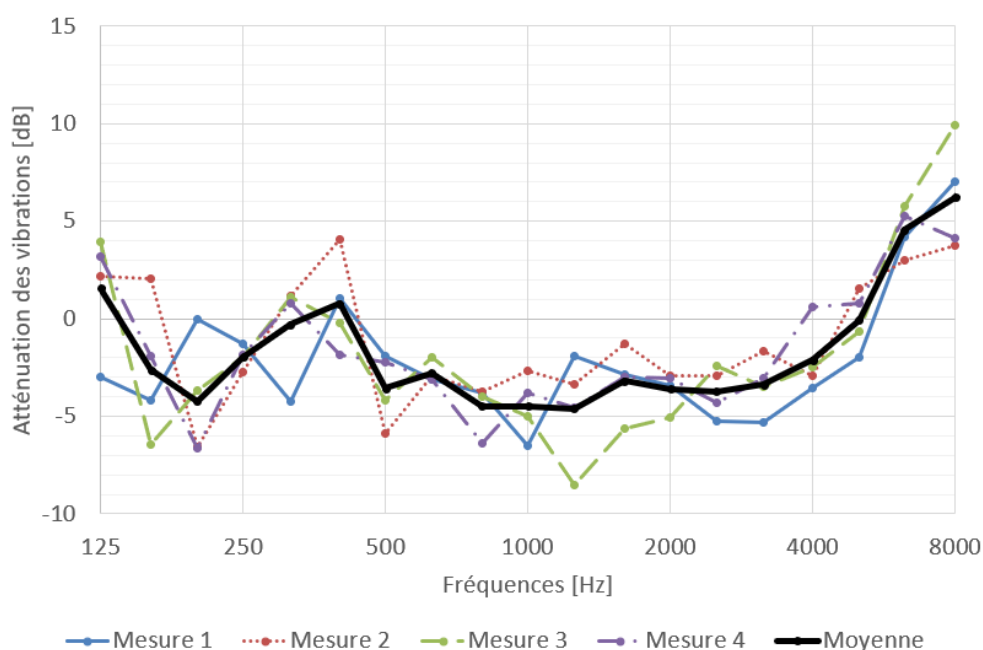


Figure 8.3 – Exemple d'atténuation de la vibration pour un sujet choisi arbitrairement et le casque 1.

Des variations inter-individuelles importantes ont pu être relevées. Ces différences significatives entre les sujets ont surtout été mesurées aux basses fréquences. Les variations de l'atténuation de la pression acoustique résultant de petites différences géométriques entre

deux têtes artificielles indiquent que l'inter-individualité est un facteur décisif pour mesurer l'atténuation des protecteurs [162]. Néanmoins, il est nécessaire de souligner que la position du capteur peut légèrement différer d'un individu à un autre en raison de différences morphologiques.

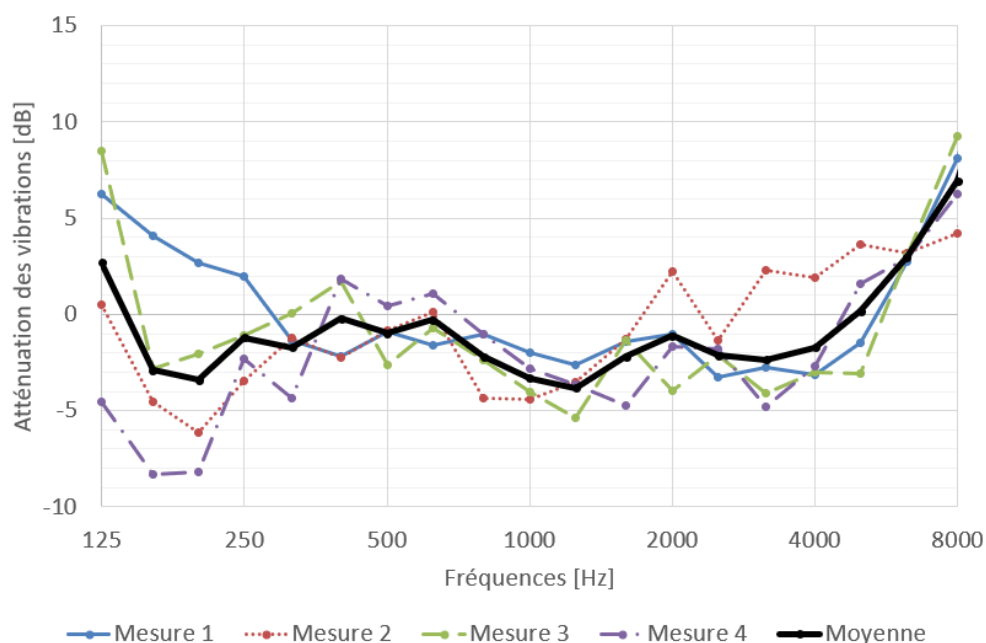


Figure 8.4 – Exemple d'atténuation de la vibration pour le même sujet choisi arbitrairement et le casque 2.

### 8.3.2. Atténuation de la vibration moyenne des tissus de l'oreille externe

Le spectre en tiers d'octaves de l'atténuation moyenne de la vibration de chaque casque est présenté à la Figure 8.5. L'intervalle de confiance à 95% de la moyenne pour toute la gamme de fréquences est d'environ 1,0 dB pour le casque 1 et 1,3 dB pour le casque 2.

Le niveau moyen d'atténuation des vibrations de l'oreille externe est dégradé par l'ajout d'un casque pour les fréquences inférieures à 5 kHz. L'atténuation des vibrations se dégrade dans les basses fréquences jusqu'à atteindre -6 dB et -4 dB, respectivement, pour les casques 1 et 2 à 0,8 kHz. L'atténuation s'améliore ensuite avec un minimum à 2,5 kHz avec une atténuation négative de -2 dB pour le casque 1 et aucune incidence pour le casque 2. Une dégradation de l'atténuation se produit à 4 kHz (environ -4 dB pour le casque 1 et -2 dB pour le casque 2) avant de s'annuler et de produire une atténuation positive augmentant avec la fréquence (entre +6 et +8dB à 8 kHz pour les deux casques). Une atténuation négative correspond ici à une amplification du niveau d'accélération des vibrations des tissus de l'oreille externe. Ces résultats sont en accord avec l'étude spectrale de l'atténuation des protecteurs dans le cas d'ondes impulsionnelles, qui a montré une atténuation plus faible aux basses fréquences et une atténuation plus forte aux hautes fréquences [20].

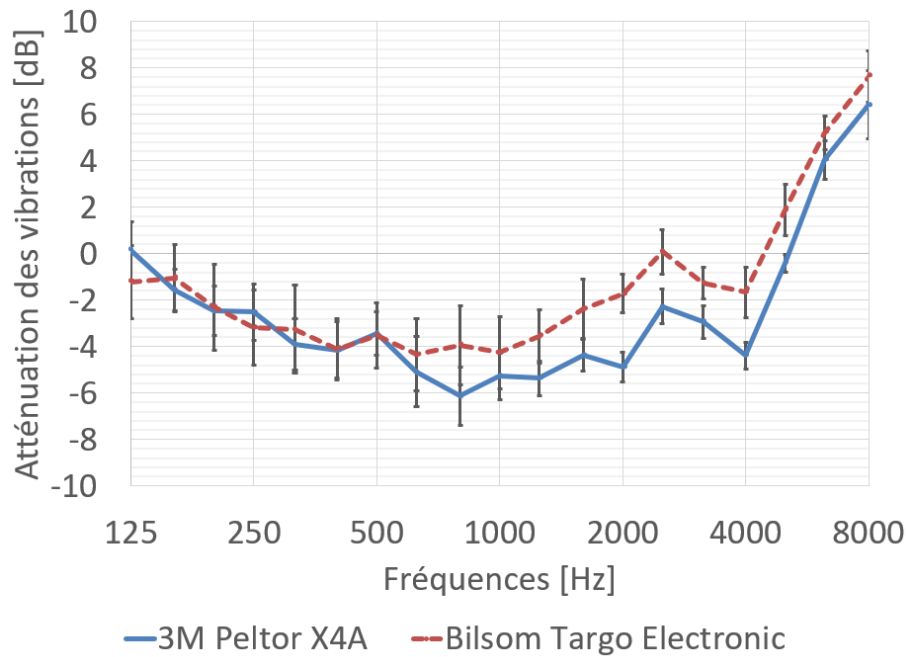


Figure 8.5 – Atténuations moyennes des vibrations sur les huit sujets pour les deux casques. Les barres d'erreur représentent l'intervalle de confiance de la moyenne. ( $\pm 2\sigma/\sqrt{n}$ )

### 8.3.3. Couplage inter-sollicitations

Lors d'une impulsion de fort niveau et dans le cas d'une double protection, plusieurs situations se présentent et sont à l'origine de couplages inter-sollicitations de la protection. Celles-ci sont illustrées schématiquement par la Figure 8.6.

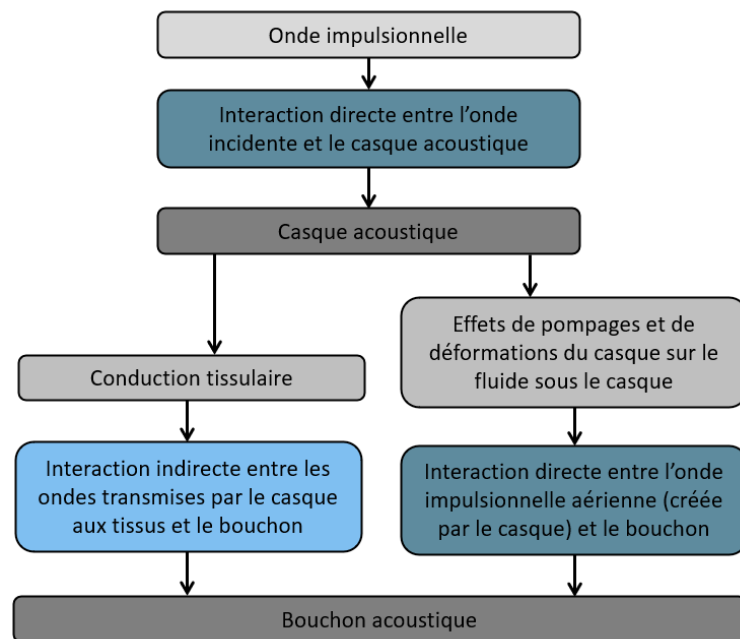


Figure 8.6 – Représentation schématique du problème de couplage inter-sollicitations en double protection.

Lors d'une stimulation du casque directement par l'onde (transmissions directes) celui-ci peut transmettre une partie de l'énergie aux tissus et participer à la conduction acoustique par les voies secondaires. Cette transmission est tributaire du positionnement du casque sur l'oreille externe, des dimensions de la coquille et des caractéristiques morphologiques du sujet. En effet, un positionnement inadéquat induit une variation significative du niveau de vibration transmis au cartilage de l'oreille externe. Cette influence se retrouve également dans l'atténuation des ondes aériennes [163], soulignant la sensibilité de l'efficacité des casques.

Les ondes se propageant dans les tissus et induites par l'onde impulsionnelle directement ou au travers du casque, peuvent ensuite solliciter un bouchon (si cette deuxième protection est portée simultanément) et induire une pression dans le conduit. Dans ce cas, les transmissions directes du casque peuvent être à l'origine d'une interaction indirecte entre les ondes dans les tissus et le bouchon. C'est le couplage inter-sollicitations directe-indirecte. Par ailleurs, les transmissions directes du casques génèrent un effet de compression et de raréfaction du fluide sous la coquille, et induit une sollicitation du bouchon par couplage. Dans cette situation, non étudiée dans le cadre de la thèse, il s'agirait alors d'un couplage inter-sollicitations directe-directe.

Bien entendu, ces couplages posent les bases des limites des dispositifs d'évaluation des protecteurs auditifs. Aujourd'hui encore, l'évaluation de l'efficacité des doubles protections en régime impulsionnel est toujours un sujet de questionnement.

## Résumé

- Un nouveau protocole expérimental a permis de mettre en exergue une augmentation allant jusqu'au doublement de la vibration du cartilage à 800 Hz lors du port d'un casque soumis à un bruit impulsionnel de 154 dB.
- Le casque transmet donc une partie de l'énergie acoustique aux tissus qui se propage et peut solliciter indirectement un bouchon, lorsque celui-ci est utilisé en double protection.
- Les phénomènes de couplage inter-sollicitations (directes-directes et directes-indirectes) expliquent les observations faites en double protections et les limitations des dispositifs expérimentaux d'évaluation des protecteurs auditifs.



# IV

## Conclusion



## Rappel de la problématique

Les travaux de recherches menés lors de cette thèse tirent leurs origines d'un constat évident : l'efficacité des protections auditives est limitée. Afin de contourner ces limitations, il est primordial de comprendre et appréhender les phénomènes mécaniques et physiologiques induisant la transmission d'ondes sonores extérieures. Pour les bruits continus, et encore plus dans le cas des bruits impulsionnels de fort niveau, les protections auditives sollicitées par les ondes impulsionnelles, directement et indirectement par l'intermédiaire des tissus, favorisent des comportements altérant la pression dans le conduit auditif et, plus largement, la perception auditive. Le défi réside alors dans la quantification des contributions secondaires à l'origine de ces limitations. Néanmoins, les outils actuels, et, en particulier les têtes artificielles (et les protocoles associés), ne permettent pas de les estimer. Pour améliorer ces outils, il est essentiel de comprendre et de caractériser les phénomènes résultant de ces interactions directes et indirectes entre la protection et les ondes. Dans ce contexte, la problématique initiale est d'explicitier **quels sont les phénomènes physio-mécaniques découlant des interactions directes et indirectes des protecteurs soumis à des ondes impulsionnelles ?**

## Résultats et mises en perspectives

Les travaux présentés dans ce mémoire mêlent différentes disciplines : psycho-acoustique, traitement du signal, mécanique vibratoire, physio-acoustique, etc. Cette interdisciplinarité rend l'analyse des résultats d'autant plus difficile. C'est pourquoi, plusieurs petits modèles numériques en régime temporel (très rarement employé dans le domaine de la protection auditive) ont été construits en parallèle pour approcher les évaluations expérimentales sous un regard complémentaire.

### Partie 1 : chemins de transmission indirects

En ce sens, et dans une première partie, le mémoire traite la question des effets des conductions tissulaires sur la protection auditive. Souvent désignée sous le terme de "conduction osseuse", la conduction tissulaire est responsable d'une propagation des ondes par des chemins internes de l'oreille et de l'activation de mécanismes à l'origine d'une perception auditive. Dans le Chapitre 1, des audiométries par la méthode de Békésy à balayage ont mis en exergue la sensibilité des zones proches du conduit auditif (notamment le tragus) à induire le seuil auditif le plus important. Ces résultats ont complété et corroboré les recherches préliminaires menées dans Nishimura et al. (2015) [52]. Cette expérience ayant été menée avec l'oreille occluse, il a été supposé que cette observation résulte d'une interaction des ondes avec la protection auditive. Dans le Chapitre 2, le rôle de la protection sur cette perception a donc



été plus amplement étudiée. Une mesure du seuil auditif avec et sans protection a mis en avant une augmentation de plus de 30 dB du seuil auditif à basses fréquences. Afin de mieux cerner si cette augmentation naît de l'effet de réduction de volume du conduit ou d'une interaction (indirecte) entre les tissus et la protection, plusieurs modèles numériques en régime temporel ont été construits.

Par une analogie des travaux de Heubach et al. (2015) [103] appliqués à l'oreille externe, le Chapitre 3 a étudié l'influence des ruptures d'impédance sur la propagation des ondes dans les tissus de l'oreille externe. Cette étude désigne la peau, le tissu adipeux et le cartilage comme des domaines de propagation clés. Cette observation rejoint les hypothèses posées par Sohmer (2017) [28]. Dans cet article, outre les ruptures d'impédance, l'auteur supposait également la présence d'autres mécanismes intervenant dans la réduction de l'amplitude des ondes lors de leur propagation dans les tissus, sans pouvoir les préciser. L'influence des paramètres dimensionnels des tissus a été étudiée dans ce même Chapitre 3 et a formalisé un lien inéluctable entre épaisseur du tissu et amplitude de transmission des ondes impulsionnelles. Ainsi, les matériaux aux épaisseurs les plus faibles, comme la peau ou les faibles couches de tissu adipeux, apparaissent les plus susceptibles de retransmettre les ondes impulsionnelles. L'évaluation du modèle numérique reposait sur une comparaison analytique bi-couches extrapolée par récurrence à une structure à  $n$ -couches. Ces observations en main, un second modèle numérique, bi-dimensionnel, a étudié l'évolution des ondes dans une oreille protégée dans le Chapitre 4. Il a notamment pu être observé que les ondes se propagent dans les tissus mous, et tout particulièrement la peau du conduit auditif, avant de solliciter la protection qui retransmet alors les ondes dans le canal. Cette détermination a confirmé les hypothèses formulées par Sohmer (2020) [62] et corrobore les résultats de Carillo et al. [63, 27] obtenus sous des conjectures différentes. Une étude expérimentale des délais de transmission a par ailleurs déterminé que le principal tissu impliqué dans la transmission des ondes au conduit était la peau, corroborant les résultats du modèle numérique.

Ainsi, lorsqu'une onde aérienne est transmise sous la forme d'une onde mécanique par l'oreille externe, elle se propage majoritairement par les tissus mous (et en particulier la peau) avant de solliciter le bouchon qui transmet l'onde induisant une pression acoustique dans le conduit. Le couplage entre la peau et le bouchon est donc un phénomène clé. L'amélioration des dispositifs d'évaluation des protecteurs, comme les têtes artificielles, nécessite l'utilisation de matériaux synthétiques, aux propriétés analogues aux tissus mous, afin de mimer les phénomènes tissulaires décrits dans cette partie.

## **Partie 2 : chemins de transmission directs**

La conduction tissulaire n'explique pas l'intégralité des limites de performance des protecteurs auditifs. Une contribution de la transmission directe de l'onde par l'intermédiaire du protecteur est une idée généralisée par Berger (1980) [25]. Cependant, aucune évaluation expérimentale, en particulier dans le cas de bruits impulsionnels, n'a été menée. Ceci s'explique notamment par la difficulté de mesure. L'évaluation de la pression dans le conduit occlus seule ne permet pas de déterminer la contribution de la transmission directe par le bouchon. C'est pourquoi la construction d'une nouvelle méthodologie de mesure à l'aide d'un vibromètre laser afin de mesurer le comportement du bouchon a été nécessaire. Le Chapitre 5 présente les lignes importantes permettant de limiter la superposition des bruits de mesure résultant de l'utilisation de charges explosives sur le signal souhaité. Cette méthodologie a d'abord

été mise en application avec un *Dispositif Expérimental de Conduit Artificiel* (DECA). Le Chapitre 6 réutilise ce protocole à l'aide d'une tête artificielle pour approximer une situation plus concrète. Ainsi, la vitesse et le déplacement de la face externe d'un protecteur rigide et d'un protecteur en mousse ont été évalués. Les conséquences sur la pression dans le conduit ont également été quantifiées. Ceci a permis de mettre en avant des comportements très différents. Dans le cas du bouchon rigide, le protecteur peut être assimilé à un corps rigide dont les effets inertiels peuvent induire une compression longitudinale du canal auditif à la manière d'un effet de Poisson en raison du couplage avec les tissus. Dans le cas du bouchon en mousse, l'effet inertiel induisant une compression du canal auditif est plus faible et le protecteur transmet majoritairement l'onde impulsionnelle par propagation de proche en proche de déformations. Une relation linéaire entre le déplacement de la protection et la pression dans le conduit a permis de définir un nouveau coefficient, nommé  $\beta$ . Ce coefficient quantifie la variation de pression dans le conduit consécutif à l'insertion d'un micromètre de la face externe du bouchon. Dans le Chapitre 7, un modèle numérique axisymétrique préliminaire reproduisant l'expérience du Chapitre 5 avec le DECA a permis de poser les fondations de l'étude du déplacement de la protection afin de caractériser l'influence du couplage entre la protection et le conduit sous l'effet des frottements. Face aux limites du modèle numérique, une étude complémentaire des effets de la position initiale du protecteur ont été évalués par un modèle analytique simple. Il apparaît que les effets inertiels du bouchon ont une incidence opposée à l'effet d'occlusion, dont la significativité diminue avec l'enfoncement du protecteur.

Le Chapitre 8 réalise enfin un trait d'union entre les différents chemins de transmission par l'étude d'un cas concret : le casque acoustique couplé à un bouchon. Il a été montré que les casques acoustiques doublent la vibration des tissus de l'oreille externe lors d'une impulsion de 154 dB. Ainsi, les interactions directes du casque par une onde impulsionnelle induisent possiblement des interactions indirectes du bouchon par les ondes transmises par le casque, illustrant l'un des phénomènes limitatifs de la double protection.

## **Limites et perspectives**

### **Aspects de modélisation**

Les travaux menés dans cette thèse reposent sur des hypothèses simplificatrices qu'il sera nécessaire de relever lors des futures études. Celles-ci concernent en particulier la construction des modèles numériques. Les travaux de modélisation en régime temporel n'étant qu'à leurs débuts, nous nous sommes limités à des modèles bi-dimensionnels ou axisymétriques. Bien entendu, l'ajout de la 3e dimension est nécessaire afin de prendre en compte le véritable comportement des ondes dans les tissus de l'oreille externe avec notamment de potentiels effets de guide d'onde pour la peau autour de conduit auditif. Un second enjeu majeur est de retranscrire le comportement du tympan à la fois soumis aux altérations de pressions dans le conduit mais également aux effets de la cavité de l'oreille moyenne. Bien qu'aucune preuve n'atteste aujourd'hui qu'une altération de la rigidification de la membrane tympanique lors du déplacement de la protection dans le conduit, cet effet pourrait apporter des variations significatives dans la prise en compte des effets des bouchons stimulés par des ondes impulsionnelles et pourrait être vérifié par la modélisation numérique dans le futur.

L'amélioration des modèles de matériaux pour les tissus de l'oreille externe semble notamment essentielle pour retranscrire convenablement les effets compressifs et de cisaillement résultant d'une onde impulsionnelle de très fort niveau. Cette amélioration concerne également la modélisation des protecteurs poreux, comme les bouchons en mousse de polyuréthane, qui reste également un élément nécessaire de considérer à l'avenir. En effet, lors de l'enfoncement, la structure du bouchon évolue et devient tributaire de la forme du conduit auditif. Ce point ouvre d'ailleurs la porte à la question des différences morphologiques et à la possibilité de mener des études paramétriques pour construire des intervalles de confiance des résultats en prenant en compte ces différences dans les modèles.

Enfin, le couplage entre le bouchon et la protection par la prise en compte de frottements ou d'un serrage reste le point fondamental à la considération des diverses interactions. Cette étape pourrait être considérée comme une finalité dans la modélisation des limitations des protections auditives.

## **Aspects expérimentaux**

Outre les aspects numériques, il est également possible d'envisager de nombreuses perspectives expérimentales. La plus intéressante, mais sans doute la plus difficile à mettre en oeuvre lors de bruits impulsionnels, est de caractériser les différences observées entre les mesures objectives et mesures subjectives des différents phénomènes décrits dans ce mémoire. En effet, si pour une part significative des expériences il a été considéré que le conduit était le siège d'une retransmission majoritaire des ondes induisant une perception auditive, il demeure inéluctablement une transmission solidienne directe vers l'oreille interne dont la part doit être quantifiée, si non négligeable.

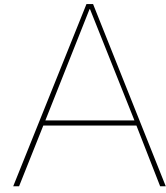
Un second point consiste à développer les essais expérimentaux menés dans le cas des interactions directes. Une caractérisation de  $\beta$  pour différents protecteurs, différentes têtes, différents enfoncements et différentes caractéristiques impulsionnelles permettrait peut-être de dégager une tendance pouvant contribuer à l'amélioration des protections auditives. Il serait également intéressant, de mener une analyse complète des échanges inter-sollicitations en étudiant l'effet d'une impulsion sur un casque et les effets de la vibration de ce casque sur un bouchon.

Mais pour que toutes ces évaluations menées sur des têtes artificielles soient exactes, il serait nécessaire d'améliorer la prise en compte du couplage entre la protection et le conduit en utilisant des simulants fidèles aux tissus biologiques. Le perfectionnement des têtes artificielles est ainsi le point de convergence de toutes les perspectives car il permettrait à la fois d'améliorer l'évaluation des protections, mais aussi d'améliorer les protections elles-mêmes, par une considération plus rigoureuse des effets limitatifs secondaires.



Annexes





# Physiologie de la conduction aérienne

D'un point de vue physiologique, l'oreille peut se décomposer abstraitement en trois parties ayant chacune un rôle distinct : l'oreille externe, moyenne et interne.

## L'oreille externe

L'oreille externe, représentée schématiquement sur la Figure A.1.1, peut être comparée à une antenne acoustique dont le pavillon permet de capter et diffuser les ondes du champ sonore libre vers la conque et le conduit auditif externe. La longueur moyenne de ce conduit est d'approximativement 25 mm et guide les ondes acoustiques vers le tympan, membrane élastique qui sépare le conduit auditif externe de l'oreille moyenne. [164].

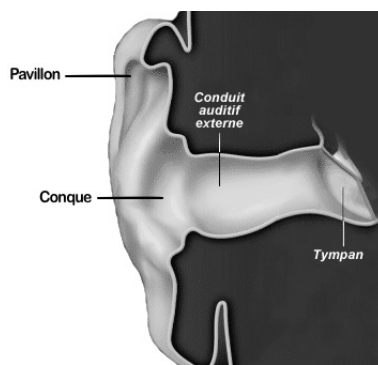


Figure A.1.1 – Représentation schématique de l'oreille externe (d'après Dancer et al. (2016) [7]).

- R** De par sa structure géométrique, le conduit auditif agit comme un guide d'onde. Sa fréquence de résonance se situe vers 3.4 kHz. Ainsi, la sensibilité auditive est maximale dans la gamme de fréquences d'amplification de l'oreille externe, c'est à dire entre 1 kHz et 4 kHz [165].

## L'oreille moyenne

L'oreille moyenne se définit comme une cavité osseuse (appelée caisse du tympan) incluse dans l'os temporal. Son rôle est de transmettre les vibrations de la membrane tympanique (entité (7) sur la Figure A.1.2), résultant du champ sonore du conduit auditif externe, à la fenêtre ovale, une des deux ouvertures de l'oreille interne. Ce mécanisme de transmission est réalisé par la chaîne des osselets : trois petits os articulés entre eux. Le marteau (1) solidaire du tympan et relié au ligament du marteau (2) et le muscle du marteau (9) actionne l'enclume (3), elle aussi reliée à un ligament (2) et à l'étrier dont la platine (6) agit sur la fenêtre ovale en étant maintenu par un muscle (5). Les muscles ont une fonction d'accommodation. La surface de contact de la fenêtre ovale est vingt fois supérieure à celle du tympan permettant d'amplifier l'énergie acoustique et d'assurer l'adaptation d'impédance entre le domaine aérien du conduit et le domaine fluide dans l'oreille interne [164]. L'ensemble tympan et osselets est appelé chaîne tympano-ossiculaire.

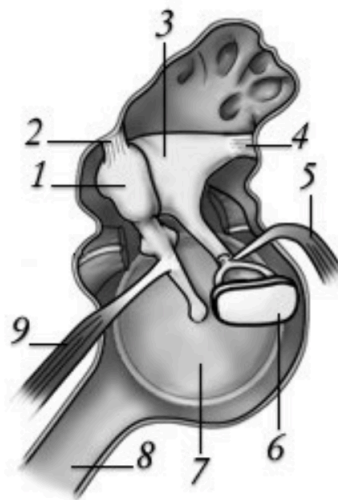


Figure A.1.2 – Représentation schématique de l'oreille moyenne (d'après Dancer et al. (2016) [7]). (1) marteau (2) ligament du marteau (3) enclume (4) ligament de l'enclume (5) muscle de l'étrier (6) platine de l'étrier (7) tympan (8) trompe d'Eustache (9) muscle du marteau (10) corde du tympan sectionnée.

La caisse du tympan possède une seconde ouverture obturée par une membrane élastique : la fenêtre ronde (non représentée sur la Figure A.1.2). Un équilibre des pressions d'air entre les deux faces du tympan est réalisé par la trompe d'Eustache (8) qui permet une communication avec le rhino-pharynx lors d'ouvertures intermittentes pendant la déglutition [164].

L'oreille moyenne est également le siège du réflexe ossiculaire stapédien. Celui-ci agit comme une protection en augmentant la rigidité de la chaîne tympano-ossiculaire et diminuant ainsi l'énergie transmise à l'oreille interne. Ce réflexe possède cependant une limite de fatigue (il ne protège pas dans le cas de bruits forts continus de durée importante), ne s'applique que pour des excitations basse fréquence (inférieures à 1 kHz) et, en raison de son retard, est inefficace dans le cas de bruits impulsionnels (tels que explosions ou arme à feu) [166, 167, 168, 169].

## L'oreille interne

L'oreille interne, présentée sur la Figure A.1.3 est une cavité osseuse dans laquelle une structure membraneuse baignant dans un liquide périlymphatique comporte, d'une part, l'éléments destinés à l'équilibre (utricle (14), canaux semi-circulaires (1,8,7), canal endolymphatique, saccule (4)) et d'autre part, les éléments de l'audition, traduisant le signal mécanique de la platine de l'étrier en influx nerveux transportés par les nerfs auditifs jusqu'aux centres cérébraux.

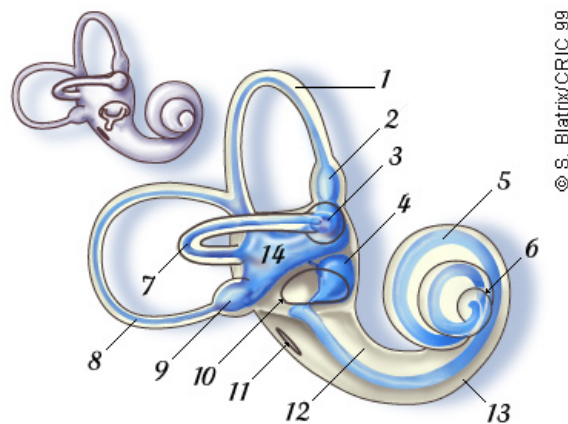


Figure A.1.3 – Représentation schématique de l'oreille interne (d'après Dancer et al. (2016) [7]). (1) canal antérieur (2) ampoule (du même canal) (3) ampoule (canal horizontal) (4) saccule (5) canal cochléaire (6) hélicotrème (7) canal latéral (horizontal) (8) canal postérieur (9) ampoule (canal postérieur) (10) fenêtre ovale (11) fenêtre ronde (12) rampe vestibulaire (13) rampe tympanique (14) utricle.

La cavité cochléaire, présentée plus en détail sur la Figure A.1.4 aussi appelée limaçon est de forme enroulée et remplie d'un liquide nommé endolymphe. Elle est partiellement séparée en deux volumes, appelés rampes, par la lame spirale et la membrane basilaire. L'un des volumes est nommé la rampe vestibulaire (15) et est fermé par la platine de l'étrier et communique librement avec le vestibule. Une membrane vestibulaire (appelée membrane de Reissner) isole une partie de la rampe en un canal nommé canal cochléaire (16). Le second volume est nommé rampe tympanique (8) et aboutit à la fenêtre ronde fermée par une membrane élastique appelée tympan secondaire. Il persiste à l'extrémité du limaçon un orifice nommé hélicotrème permettant l'écoulement des liquides de part et d'autres de la membrane basilaire et de la lame spirale.

C'est dans le canal cochléaire, présenté sur la Figure A.1.5 que se déroule les processus de l'audition. L'organe de Corti assure la traduction des vibrations mécaniques en impulsions nerveuses. Cet organe se décrit comme un ensemble de cellules différenciées reposant sur la face supérieure de la membrane basilaire. Des cellules sensorielles, ou cellules de Corti, réparties sur trois rangées en damier, portent des cils sensoriels. Cet ensemble est surmonté par une formation hyaline appelée membrane tectoriale qui emprisonne l'extrémité des cils sensoriels.

La propagation d'une onde d'origine vibratoire dans la cavité vestibulaire, distord la membrane de Reissner et la membrane basilaire du canal cochléaire. Cette distorsion s'applique à la membrane tectoriale qui stimule les cils sensoriels convertissant leur déplacement relatif en une variation de potentiel de surface transmettant une impulsion par les nerfs cochléaires.



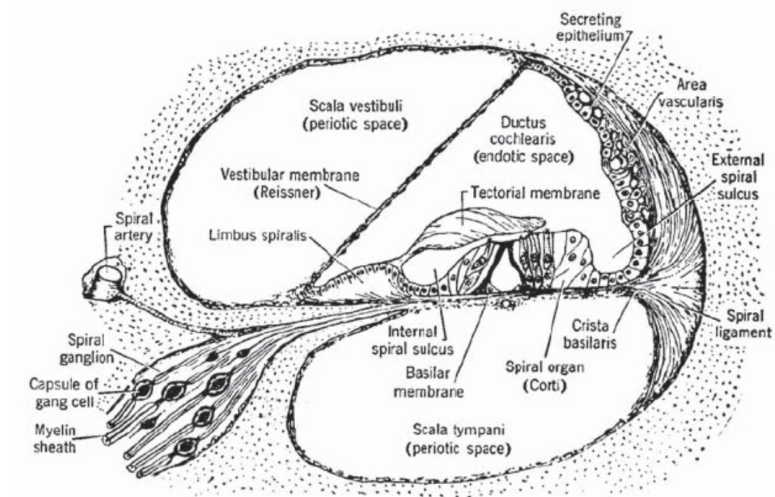


Figure A.1.4 – Coupe des rampes tympaniques et vestibulaires et du canal cochléaire (d'après Davis et al. (1951) [8]).

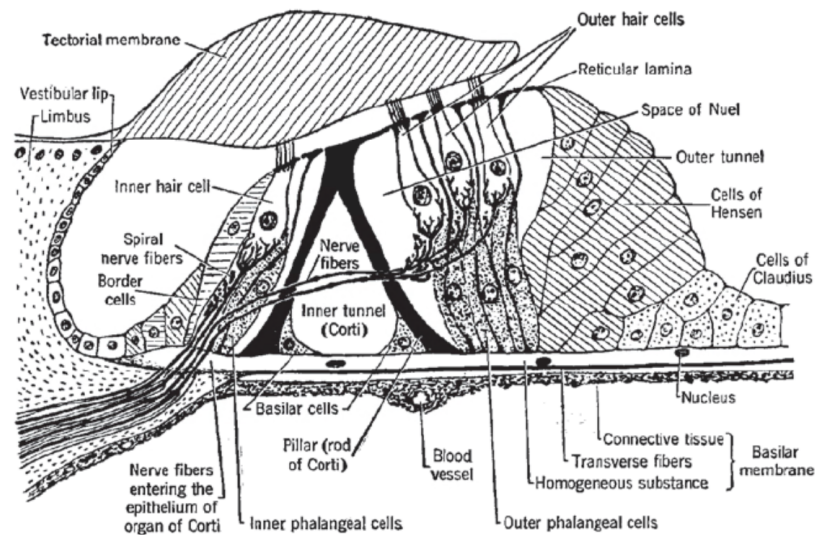


Figure A.1.5 – Coupe schématique du canal cochléaire en haut et de l'organe de Corti en bas (d'après Davis et al. (1951) [8]).

## Le chemin de la propagation aérienne

À l'aune de cette description séquentielle des parties de l'oreille, il est possible de décrire le cheminement acoustique d'une onde sonore. Après avoir été captée par l'oreille externe et amplifiée dans le conduit auditif externe respectivement à sa fréquence, l'onde sonore est traduite en mouvement mécanique par la membrane tympanique et transmise aux osselets qui entrent en vibration. Cette vibration est amplifiée et transmise à la fenêtre ovale de la cochlée dont le mouvement déplace les fluides de la cochlée, stimulant les cellules sensorielles de la membrane basilaire. La membrane basilaire étant plus rigide à sa base qu'à son sommet, les oscillations de pression se propagent au niveau de la membrane basilaire de la base vers l'apex selon une amplitude croissante avant de décroître après une certaine position image de la

fréquence d'excitation. Une distribution de ces points remarquables sur la membrane basilaire a été établie : c'est la tonotopie cochléaire [164]. C'est cette distribution qui permet une distinction de perception auditive entre les différentes fréquences d'excitation de la cochlée. Enfin, les cils sensoriels qui se trouvent sur l'organe de Corti convertissent leur mouvement mécanique en impulsion électrique nerveuse qui est transmise au cerveau par les nerfs auditifs [26].



# B

## Mécanismes de perceptions tissulaires

Il est nécessaire de différencier la conduction tissulaire des mécanismes de l'audition induits par la propagation des ondes dans les tissus. Les cinq mécanismes considérés comme prépondérants sont décrits dans cette annexe.

### **Rayonnement acoustique dans le conduit auditif externe**

Les vibrations des tissus de l'oreille externe génèrent une pression sonore dans l'air du conduit auditif. Ce son rayonné se propage ensuite à la manière d'une excitation sonore aérienne.

La source principale de ce rayonnement acoustique a été identifiée comme résultant du cartilage [37] [60]. Cette assertion découle notamment de l'idée qu'en deçà de la première fréquence de résonance du crâne, le comportement vibratoire de la boîte crânienne relève d'une unité ne générant aucune pression sonore dans le conduit auditif [170]. Pourtant, l'annulation de la conduction aérienne par une conduction tissulaire a montré que la majorité des sons issus de la conduction tissulaire pour des fréquences inférieures à 0.7 kHz provient du rayonnement acoustique dans le conduit [171]. Par ailleurs, à sensation auditive équivalente, la pression sonore dans le conduit auditif externe résultant d'une conduction tissulaire est plus importante que celle d'une conduction aérienne à des fréquences inférieures à 0.5 kHz avant que cette propriété ne s'inverse. En conséquence, le rayonnement acoustique n'est pas une propriété fondamentale de la conduction tissulaire à hautes fréquences [85].

L'occlusion du canal auditif possède une influence fondamentale dans la prépondérance du rayonnement acoustique lors du phénomène de propagation par conduction tissulaire. En effet, entre 0.4 et 1.2 kHz, la conduction tissulaire devient un facteur dominant lorsque le conduit auditif est occlus [60, 61].

- Ⓡ Le rayonnement de l'oreille moyenne dans le conduit auditif n'a elle, cependant, que peu d'argument en sa faveur et reste généralement considérée comme insignifiante [37, 172].

### **Inertie de la chaîne des osselets de l'oreille moyenne**

La chaîne ossiculaire représentée sur la Figure A.2.1 est composée de trois osselets : le marteau, l'enclume et l'étrier. Ils relient la membrane tympanique à la fenêtre ovale.

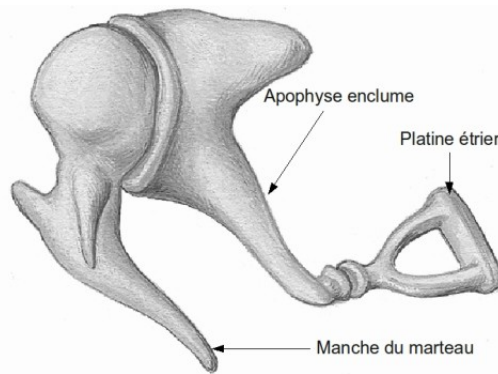


Figure A.2.1 – Le chaîne ossiculaire (selon Garcia (2017) [9]).

Les effets inertiels de la chaîne ossiculaire correspondant aux effets de la vibration des tissus de la cavité de l'oreille moyenne induisant une altération de la position et un mouvement relatif des osselets. Von Békésy donna deux raisons de la contribution des osselets à l'audition par la conduction tissulaire corroborant l'idée d'une fixation plutôt libre de la chaîne des osselets à la cavité de l'oreille moyenne. La première concerne le mouvement de la tête (en tant qu'unité) à l'origine de petits mouvements entre les osselets venant activer la cochlée selon les conditions classiques de l'audition par conduction aérienne. Par ailleurs, un mouvement transmis au crâne entraînerait une déformation à l'origine d'une mobilité des osselets vis à vis de la cochlée [173, 174]. La mobilité de la chaîne des osselets est donc centrale dans la détermination de la contribution de l'oreille moyenne. Une étude s'est concentrée sur l'analyse de la conduction tissulaire chez le chinchilla dans le cas où les osselets furent mobiles et immobilisés [175]. Dans le cas où les osselets sont immobilisés, la perception des fréquences comprises entre 1 et 3 kHz était réduite de 5 dB à la manière du phénomène de faille de Carhart [176]. Il est cependant intéressant de noter que ces mesures ont été réalisées avec un canal auditif occlus.

- R La faille de Carhart correspond à une réduction du seuil de conduction tissulaire à une fréquence environ égale à 2 kHz (fréquence de résonance théorique des osselets). Ce phénomène résulte d'une otospongiose correspondant à une évolution pathologique des tissus osseux dont une des conséquences directes est la fixation de la platine de l'étrier dans la fenêtre ovale [176].

Il est possible de comparer les phénomènes résultant d'une immobilisation des osselets au réflexe stapédien. En effet, celui-ci correspond à la contraction du muscle stapédien et du muscle du marteau conduisant à une rigidification de la chaîne des osselets dans le cas d'un son intense (limitant la retransmission de l'onde à la fenêtre ovale). Dans Stenfelt (2010) [169], les effets de ce réflexe ont été étudiés sur l'homme dans le cas de la conduction tissulaire. La réduction liée à la rigidification de la chaîne des osselets est comprise entre 0 et 5 dB, apportant une analogie cohérente à l'étude de Chhan et al. (2016) [175].

Une étude plus spécifique a montré la contribution des mouvements inertiels des osselets dans le cas de la conduction tissulaire par un modèle d'impédance en fonction de la fréquence d'excitation. Il a été montré que la contribution est négligeable pour des fréquences inférieures à 1.5 kHz et participerait à l'audition uniquement pour des fréquences comprises entre 1.5 et 3.5 kHz [177]. Ces valeurs peuvent être comparées au fait qu'à des fréquences inférieures à 1.5 kHz, les osselets vibrent en phase avec le crâne [172]. Une telle contribution reste

complexe à quantifier et dépend notamment de la direction de propagation de la vibration [85, 35, 172]. Cependant, le fait que la suppression des osselets n'affectent pas les seuils d'audition par conduction tissulaire conduit à considérer ce mécanisme comme secondaire [85].

## Phénomènes de compression et d'extension des fluides de la cochlée

La propagation d'un signal transversal dans le crâne conduit à des phénomènes de compression et d'extension du labyrinthe osseux déformant la cochlée et forçant les fluides qui s'y trouvent à entrer en mouvement et générant une pression sonore en son sein. Nommée successivement "compression de l'oreille interne" par Békésy en 1960 [66] puis "composante de distorsion" par Tonndorf en 1966 [37], elle repose principalement sur deux mécanismes fonctionnant en phase.

Le premier corrobore la différence de flexibilité entre les deux fenêtres : la fenêtre ronde est plus souple que la fenêtre ovale en raison, notamment, de la présence du ligament et du pied de l'étrier qui augmentent la rigidité de la fenêtre ovale. Le second découle de la répartition asymétrique des fluides dans la cochlée : le volume de la rampe vestibulaire est 50% plus important que la rampe tympanique. Quand la cochlée est compressée, l'excédant de fluides se déplace de la rampe vestibulaire à la rampe tympanique et la fenêtre ronde. À l'inverse, quand la cochlée est étirée, le fluide se déplace de la rampe tympanique à la rampe vestibulaire. Ces mouvements de fluides créent un gradient de pression à la membrane basilaire qui se déplace perpendiculairement et active les cils sensoriels [26, 174, 37, 178]. La Figure A.2.2 schématise ces mouvements dans la cochlée.

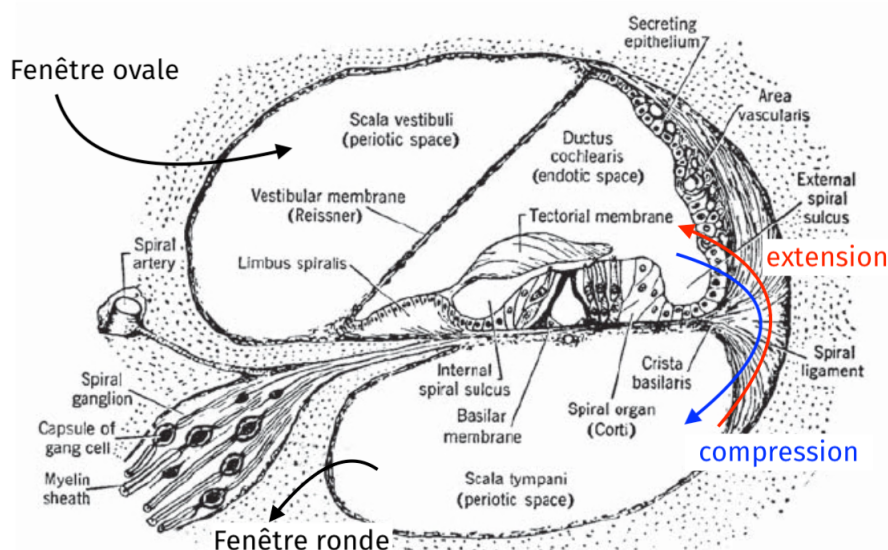


Figure A.2.2 – Déplacements des fluides dans les rampes de la cochlées sous les phénomènes de compression et d'extension (d'après Davis et al. (1951) [8], modifié).

Il a cependant été mis en avant que la différence de mouvement des fluides entre les fenêtres rondes et ovales n'est pas égale. En dessous de 2 kHz, par exemple, le déplacement des fluides entre les deux fenêtres est différent de 5 à 15 dB avec une prépondérance des déplacements

au niveau de la fenêtre ronde [179]. Ces résultats tendent à s'inverser avec l'augmentation de la fréquence. Ces constatations pourraient s'expliquer par les modes de vibration des fenêtres ronde et ovale. En effet, il a été montré, grâce à une mesure par vibromètre laser sur quatre cadavres, que les vibrations de la fenêtre ronde dépendent principalement de la fréquence d'excitation et ne semble pas dépendante du niveau de l'excitation [180]. À des fréquences inférieures à 1.5 kHz, la fenêtre ronde vibre dans un mouvement d'entrée-sortie par intermittence quasi en phase (favorisant les déplacements de fluides en son sein). À partir de 1.5 kHz et jusqu'à 3 kHz, la membrane vibre principalement en deux temps déphasés de 180° alors qu'au delà de 3 kHz, le mouvement de la membrane est anarchique [180]. La différence de flexibilité apparaît donc comme une donnée importante pour caractériser le déplacement des fluides. Un argument complémentaire à cette idée est les effets de la modification de la rigidité de la fenêtre ovale à basses fréquences. Quand la base de l'étrier est collée au labyrinthe osseux, la rigidité de la fenêtre ovale augmente et le déplacement volumique de fluide à la fenêtre ronde diminue de 2 à 5 dB pour des fréquences inférieures à 1 kHz. À l'inverse, quand un trou de 1 mm de diamètre est réalisé à la base de l'étrier augmentant la flexibilité de la fenêtre ovale, le déplacement volumique de fluide au niveau de la fenêtre ronde augmente de 10 dB pour des fréquences inférieures à 1 kHz. Au delà de cette fréquence, en revanche, aucune modification significative n'a été relevée [179]. La différence de variation des déplacements des fluides entre la fenêtre ronde et ovale pourrait découler des phénomènes de compression et d'extension du fluide lui-même (souvent supposé incompressible), mais également l'écoulement du fluide dans les interstices de la cochlée ou encore la flexibilité relative de la structure entière de la cochlée [179]. De part cette remarque, les phénomènes de compression participent à l'audition de manière limitée. De part sa structure enroulée et ses dimensions, la cochlée peut être considérée abstractivement comme une sphère dont le diamètre serait de 10 mm. Si la limite de compression pour une réponse effective est définie comme une onde dont la longueur est inférieure à dix fois la taille de la cochlée, la fréquence minimale pour une excitation participant à l'audition serait de 4 kHz [178].

## **Phénomènes inertiels des fluides de la cochlée**

Les phénomènes vibratoires du labyrinthe osseux soumettent les fluides de la cochlée à des forces inertiels entraînant leur mouvement entre les rampes vestibulaires et tympaniques (grâce à la flexibilité des fenêtres ovale et ronde) générant un gradient de déplacement perpendiculaire à la membrane basilaire [178, 85]. Il a été démontré qu'un déplacement du fluide d'à peine un micromètre permet de donner une sensation sonore de 80 à 100 dB [85]. Cet effet est accentué par la composante inertielle de l'effet de troisième fenêtre qui décrit l'ensemble des chemins de propagation inertiels complémentaires au niveau de la cochlée, entre autres : aqueducs, fibres nerveuses, veines, micro-vaisseaux [181]. Dans le cas d'une déhiscence du canal semi-circulaire, par exemple, il a été montré que l'amélioration de la connexion fluide entre la rampe vestibulaire et l'espace crânien augmente la sensibilité à la conduction osseuse à basses fréquences. [182]. Comme les phénomènes d'extension et compression de la cochlée ne contribuent pas à la perception auditive à basses fréquences, il est supposé que les phénomènes d'inertie constituent la contribution principale (notamment pour des fréquences inférieures à 1 kHz [85]) dont la prépondérance s'efface à hautes fréquences [178]. Une étude par un modèle de "*lumped element*" a comparé la contribution des phénomènes compressifs et inertiels des fluides de la cochlée. La contribution inertielle au niveau de la membrane basilaire est apparue 20 dB plus importante que la contribution compressive

justifiant l'hypothèse précédemment formulée [183].

## **Effet de troisième fenêtre des fluides cérébro-spinaux**

À basses fréquences, les mécanismes qui participent à l'audition sont ceux qui agissent directement sur la cochlée [26]. Si les effets de compression et d'extension de la cochlée sont négligeables à ces fréquences, il pourrait être supposé que seuls les mécanismes inertiels participent à l'audition. Toutefois, certaines pathologies et lésions de l'oreille interne amplifient parfois les capacités auditives par conduction tissulaire. Cette découverte corrobore la situation d'une présence d'une fenêtre mobile sur les parois de la rampe vestibulaire augmentant la pression perilymphatique, contraignant le mouvement des osselets mais augmentant les transmissions de pression des fluides cérébro-spinaux au vestibule [184]. Cette constatation se joint aux conclusions formulées quelques années auparavant en la faveur d'une génération, dans le contenu du crâne (cerveau et fluides cérébro-spinaux), d'une pression sonore de fréquence audible (alternant condensation et raréfaction) résultant des vibrations osseuses. Cette pression se propage alors jusqu'à la cochlée par chaîne fluide (méat auditif interne, aqueducs,...) [185, 186]. De même, lorsqu'un vibreur est placé à même la peau de l'os temporal ou sur le dure-mère, il a été démontré par preuve de concept que les produits de distorsion des émissions otoacoustiques sont induits par un chemin non osseux dans le crâne [187]. Contrairement aux autres mécanismes, il semble cependant que celui-ci soit à implication unique (pas d'interactions avec d'autres mécanismes). En effet, si la vibration du crâne affecte la pression sonore intra-cranienne, l'inverse n'est que marginal [188].

Certains auteurs considèrent ce mécanisme comme notoire [37], ou encore comme un mécanisme de conduction tissulaire non solidienne primaire [189]. D'autres, au contraire, le considèrent comme insignifiant car il ne permet pas d'expliquer certains phénomènes comme la diminution du seuil de l'audition par conduction osseuse dans le cas de certaines lésions de l'oreille moyenne, les effets de latéralisation ou encore l'atténuation transcrânienne.

## **Conclusion : caractéristique fréquentielle des mécanismes**

À l'aune de cette analyse, il est possible de synthétiser approximativement et schématiquement les gammes de fréquences de prépondérance des cinq mécanismes de conduction tissulaire majeurs. La Figure A.2.3 permet de visualiser une décomposition plutôt franche en deux modes de propagation : l'un plutôt compressif (pour les hautes fréquences) et l'autre plutôt inertiel et radiatif (aux basses fréquences). Il est possible de supposer, dès lors, que la contribution des fluides cérébro-spinaux est inertielle à basses fréquences et serait compressive à hautes fréquences.



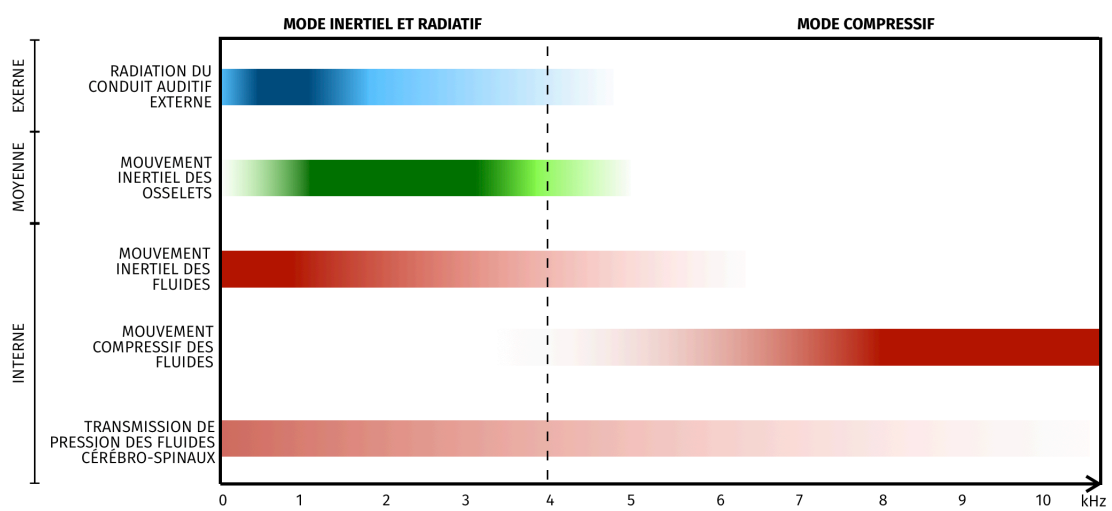
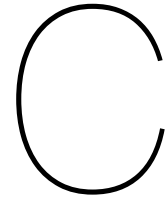


Figure A.2.3 – Gamme de fréquences de considération des mécanismes de conduction osseuse



## Liste des publications

1. Blondé-Weinmann Cyril, et al. *"Characterization of cartilage implication in protected hearing perception during direct vibro-acoustic stimulation at various locations."* Applied Acoustics 179 (2021) : 108074.
2. Blondé-Weinmann Cyril, et al. *"Effects of impedance mismatches on impulse wave's propagation at the outer ear : a preliminary numerical investigation."* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 24 (2021), S148-149.
3. Blondé-Weinmann Cyril, et al. *"Numerical and experimental investigation of the sound transmission delay from a skin vibration to the occluded ear canal."* Journal of Sound and Vibration (2022) : 117345.
4. Blondé-Weinmann Cyril, et al. *"Experimental evaluation of earplug behavior in front of high-level impulse noises."* Baltic-Nordic Acoustic Meeting (Aalborg, May 2022).
5. Blondé-Weinmann Cyril, et al. *"Beiträge zur Modellierung der Phänomene die Gehörschutz bei starkem Impulslärm begrenzen."* DAGA, 48. Jahrestagung für Akustik (Stuttgart, März 2022).
6. Blondé-Weinmann Cyril, et al. *"Involvement of the outer ear's cartilage and soft-tissues in hearing protection limitation during high-level impulse noise exposition."* International Congress of Sound and Vibration (Pragues, July 2021).



# Bibliographie

- [1] H. E. von Gierke, C. W. Nixon, Experiments on the bone-conduction threshold in a free sound field, *The Journal of the Acoustical Society of America* 31 (1) (1959) 127–128. doi:<https://doi.org/10.1121/1.1930198>.
- [2] J. Zwislocki, In search of the bone-conduction threshold in a free sound field, *The Journal of the Acoustical Society of America* 29 (7) (1957) 795–804. doi:10.1121/1.1909058.
- [3] E. H. Berger, R. W. Kieper, D. Gauger, Hearing protection : Surpassing the limits to attenuation imposed by the bone-conduction pathways, *The Journal of the Acoustical Society of America* 114 (4) (2003) 1955–1967.
- [4] A. J. Dietz, B. S. May, D. A. Knaus, H. P. Greeley, Hearing protection for bone-conducted sound, *New Directions for Improving Audio Effectiveness* (2005).
- [5] S. Reinfeldt, S. Stenfelt, T. Good, B. Håkansson, Examination of bone-conducted transmission from sound field excitation measured by thresholds, ear-canal sound pressure, and skull vibrations, *The Journal of the Acoustical Society of America* 121 (3) (2007) 1576–1587.
- [6] A. Didier, Sons - audiometrie.  
URL <https://www.universalis.fr/encyclopedie/sons-audiometrie/>
- [7] A. Dancer, M. Patrick, S. Blatrix, R. Pujol, Oreille, online (Nov. 2016).  
URL <http://www.cochlea.eu/oreille-generalites>
- [8] H. Davis, C. Fernandez, D.-R. Mc Auliffe, Sur la théorie de l'audition, processus d'excitation électrique de l'ouïe, in : *Annales des Télécommunications*, Vol. 6, Springer, 1951, pp. 197–201.
- [9] D. Garcia, Otospongiose (Nov. 2017).  
URL <https://www.dominiquegarcia.fr/pages/Otospongiose-2827940.html>
- [10] Ohropax, L'histoire de notre histoire, inspirée par l'odyssée d'ulyse, online.  
URL <https://www.ohropax.de/fr/a-propos-dohropax/histoire>
- [11] J. M. Plessner., Antiphone (Jul. 1885).  
URL <https://patents.google.com/patent/US322003A/en>
- [12] E. E. Kistler, Ear-protector. (1902).  
URL <https://patentimages.storage.googleapis.com/9c/b1/a4/4395d5a6d842f4/US694159.pdf>
- [13] F. D. Macbeth, W. D. Bullock, Device for protecting the ear-drum (1902).  
URL <https://patentimages.storage.googleapis.com/d8/d1/ca/bb3c357fc2775b/US706975.pdf>

- [14] J. A. R. Elliott, Ear-drum protector (1904).  
URL <https://patentimages.storage.googleapis.com/b1/ec/46/a1fcc7980f18b8/US750625.pdf>
- [15] M. Paraventi, Tracing the origins of hearing protection, *Industrial Safety and Hygiene News* (Aug. 2017).
- [16] W. J. Staab, Shooters passive earplugs to hearables, *Canadian Audiologist* 3 (3) (2016).
- [17] J. S. Durch, L. M. Joellenbeck, L. E. Humes, et al., *Noise and military service : Implications for hearing loss and tinnitus*, National Academies Press, 2006.
- [18] S. M. Abel, N. M. Armstrong, The combined sound attenuation of earplugs and earmuffs, *Applied Acoustics* 36 (1) (1992) 19–30.
- [19] E. Berger, Laboratory attenuation of earmuffs and earplugs both singly and in combination, *American Industrial Hygiene Association Journal* 44 (5) (1983) 321–329. doi:10.1080/15298668391404905.
- [20] C. J. Fackler, E. H. Berger, W. J. Murphy, M. E. Stergar, Spectral analysis of hearing protector impulsive insertion loss, *International Journal of Audiology* 56 (sup1) (2016) 13–21. doi:10.1080/14992027.2016.1257869.
- [21] J. Chatillon, Perception des infrasons, *Acoustique et techniques* (67) (2011) 4–10.
- [22] Nf en 24869-1. iso 4869-1. protecteurs individuels contre le bruit - partie 1 : méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique. indice de classement §31-062-1.
- [23] M.-A. Gaudreau, Mesure f-mire en continu de l'atténuation des protecteurs auditifs : expérimentation terrain et modélisation par éléments finis, Ph.D. thesis, École de technologie supérieure (2016).
- [24] W. J. Murphy, G. A. Flamme, D. K. Meinke, J. Sondergaard, D. S. Finan, J. E. Lankford, A. Khan, J. Vernon, M. Stewart, Measurement of impulse peak insertion loss for four hearing protection devices in field conditions, *International Journal of Audiology* 51 (sup1) (2012) S31–S42.
- [25] E. H. Berger, *Hearing protector performance : How they work-and-what goes wrong in the real world* (1980).
- [26] M. McBride, P. Tran, T. Letowski, Bone conduction communication : Research progress and directions (2017). doi:10.13140/rg.2.2.20405.58084.
- [27] K. Carillo, O. Doutres, F. Sgard, Numerical investigation of the earplug contribution to the low-frequency objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation, *The Journal of the Acoustical Society of America* 150 (3) (2021) 2006–2023. doi: <https://doi.org/10.1121/10.0006209>.
- [28] H. Sohmer, Soft tissue conduction : Review, mechanisms, and implications, *Trends in Hearing* 21 (2017) 233121651773408. doi:10.1177/2331216517734087.
- [29] C. Rabant, Fechner gustav theodor - (1801-1887).  
URL <https://www.universalis.fr/encyclopedie/gustav-theodor-fechner/>
- [30] M.-C. Botte, C. Sorin, *Audition - psycho-acoustique*.  
URL <https://www.universalis.fr/encyclopedie/audition-psycho-acoustique/>

- [31] Y. Chang, N. Kim, S. Stenfelt, The development of a whole-head human finite-element model for simulation of the transmission of bone-conducted sound, *The Journal of the Acoustical Society of America* 140 (3) (2016) 1635–1651.
- [32] A. S. Evrard, P. Avan, P. Champelovier, B. Cotté, D. Ecotiere, B. Gauvreau, L. Giorgis-Allemand, C. Marquis-Favre, S. Meunier, Research on the impacts of wind turbine noise on humans : Sound, perception, health (ribeolh), in : *Proceedings of the 13th ICBEN International Congress on Noise as a Public Health Problem*, Stockholm, Sweden, 2021, pp. 14–17.
- [33] A. Cabral, L. Rocha, V. Passos, et al., Resonance : a study of the outer ear, *Pro-fono : Revista de Atualizacao Cientifica* 16 (3) (2004) 333–340.
- [34] G. Von Bekesy, Zur theorie des horens bei der schallaufnahme durch knochenleitung. ("on the theory of hearing when recording sound through bone conduction."), *Annalen der Physik* (1932) 111–136.
- [35] E. H. Bárány, A contribution to the physiology of bone conduction, Ph.D. thesis, Thaning and Appels forlag (1938).
- [36] G. v. Békésy, Note on the definition of the term : Hearing by bone conduction, *The Journal of the Acoustical Society of America* 26 (1) (1954) 106–107. doi:<https://doi.org/10.1121/1.1907278>.
- [37] J. Tonndorf, R. A. Campbell, L. Bernstein, J. P. Reneau, Quantitative evaluation of bone conduction components in cats, *Acta Oto-Laryngologica* 61 (sup213) (1966) 10–38.
- [38] H. Hosoi, Approach in the use of cartilage conduction speaker, Japanese patent (4541111) (2004) 248.
- [39] H. Hosoi, Receiver, Japanese Patent Application (166644) (2004).
- [40] R. Shimokura, T. Matsui, T. Nishimura, H. Hosoi, Advantages of cartilage sound conduction in hearing aids, in : *2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME)*, IEEE, 2012, pp. 134–141.
- [41] I. E. Commission, et al., Mechanical coupler for measurements of bone vibrators (1990).
- [42] R. Shimokura, H. Hosoi, T. Nishimura, T. Yamanaka, H. Levitt, Cartilage conduction hearing, *The Journal of the Acoustical Society of America* 135 (4) (2014) 1959–1966. doi:[10.1121/1.4868372](https://doi.org/10.1121/1.4868372).
- [43] H. Hosoi, Cartilage conduction is the third major pathway for sound transmission, *Auris Nasus Larynx* 47 (1) (2020) 170. doi:[10.1016/j.anl.2019.09.010](https://doi.org/10.1016/j.anl.2019.09.010).
- [44] H. Hosoi, T. Nishimura, R. Shimokura, T. Kitahara, Cartilage conduction as the third pathway for sound transmission, *Auris Nasus Larynx* 46 (2) (2019) 151–159. doi:[10.1016/j.anl.2019.01.005](https://doi.org/10.1016/j.anl.2019.01.005).
- [45] T. Nishimura, H. Hosoi, O. Saito, R. Miyamae, R. Shimokura, T. Matsui, T. Yamanaka, H. Levitt, Is cartilage conduction classified into air or bone conduction?, *The Laryngoscope* 124 (5) (2013) 1214–1219. doi:<https://doi.org/10.1002/lary.24485>.
- [46] R. Shimokura, H. Hosoi, T. Iwakura, T. Nishimura, T. Matsui, Development of monaural and binaural behind-the-ear cartilage conduction hearing aids, *Applied Acoustics* 74 (11) (2013) 1234–1240. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.apacoust.2013.04.013>.

- [47] H. Hosoi, S. Yanai, T. Nishimura, T. Sakaguchi, T. Iwakura, K. Yoshino, Development of cartilage conduction hearing aid, *Arch Mat Sci Eng* 42 (2010) 104–110.
- [48] T. Nishimura, H. Hosoi, O. Saito, R. Miyamae, R. Shimokura, T. Matsui, T. Iwakura, Benefit of a new hearing device utilizing cartilage conduction, *Auris Nasus Larynx* 40 (5) (2013) 440–446.
- [49] T. Nishimura, H. Hosoi, R. Shimokura, C. Morimoto, T. Kitahara, Cartilage conduction hearing and its clinical application, *Audiology Research* 11 (2) (2021) 254–262.
- [50] R. Miyamae, T. Nishimura, H. Hosoi, O. Saito, R. Shimokura, T. Yamanaka, T. Kitahara, Perception of speech in cartilage conduction, *Auris Nasus Larynx* 44 (1) (2017) 26–32.
- [51] T. Nishimura, R. Miyamae, H. Hosoi, O. Saito, R. Shimokura, T. Yamanaka, T. Kitahara, Frequency characteristics and speech recognition in cartilage conduction, *Auris Nasus Larynx* 46 (5) (2019) 709–715.
- [52] T. Nishimura, H. Hosoi, O. Saito, R. Miyamae, R. Shimokura, T. Matsui, T. Yamanaka, T. Kitahara, H. Levitt, Cartilage conduction efficiently generates airborne sound in the ear canal, *Auris Nasus Larynx* 42 (1) (2014) 15–19. doi:<https://doi.org/10.1016/j.anl.2014.08.001>.
- [53] T. Nishimura, H. Hosoi, O. Saito, R. Miyamae, R. Shimokura, T. Yamanaka, T. Kitahara, H. Levitt, Cartilage conduction is characterized by vibrations of the cartilaginous portion of the ear canal, *PLOS ONE* 10 (3) (2015) e0120135. doi:[10.1371/journal.pone.0120135](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0120135).
- [54] V. Zimpfer, P. Hamery, G. Blanck, J. Rosier, Etude des chemins acoustiques prépondérants lors d'une écoute avec un émetteur ostéophonique, 13ème Congrès Français d'Acoustique, Le Mans, France (2016) 2683–2689.
- [55] J. Baun, Interaction with soft tissue, *Physical Principles of General and Vascular Sonography*. San Francisco, CA : ProSono Publishing (2004) 28–41.
- [56] S. Chordekar, R. Perez, C. Adelman, H. Sohmer, L. Kishon-Rabin, The effect of soft tissue stimulation on skull vibrations and hearing thresholds in humans, *Otology & Neurotology* 42 (4) (2021) 598–605.
- [57] S. Chordekar, R. Perez, C. Adelman, H. Sohmer, L. Kishon-Rabin, Does hearing in response to soft-tissue stimulation involve skull vibrations? a within-subject comparison between skull vibration magnitudes and hearing thresholds, *Hearing Research* 364 (2018) 59–67. doi:[10.1016/j.heares.2018.03.030](https://doi.org/10.1016/j.heares.2018.03.030).
- [58] M. Geal-Dor, H. Sohmer, How is the cochlea activated in response to soft tissue auditory stimulation in the occluded ear?, *Audiology Research* 11 (3) (2021) 335–341. doi:[10.3390/audiolres11030031](https://doi.org/10.3390/audiolres11030031).
- [59] R. Perez, C. Adelman, H. Sohmer, Bone conduction activation through soft tissues following complete immobilization of the ossicular chain, stapes footplate and round window, *Hearing Research* 280 (1-2) (2011) 82–85. doi:[10.1016/j.heares.2011.04.007](https://doi.org/10.1016/j.heares.2011.04.007).
- [60] S. Stenfelt, T. Wild, N. Hato, R. L. Goode, Factors contributing to bone conduction : The outer ear, *The Journal of the Acoustical Society of America* 113 (2) (2003) 902–913. doi:[10.1121/1.1534606](https://doi.org/10.1121/1.1534606).

- [61] S. Stenfelt, S. Prodanovic, Simulation of soft tissue stimulation—indication of a skull bone vibration mechanism in bone conduction hearing, *Hearing Research* 418 (2022) 108471. doi:10.1016/j.heares.2022.108471.
- [62] H. Sohmer, Soft tissue conduction is the third mode of auditory stimulation, *Auris Nasus Larynx* 47 (1) (2020) 168–169. doi:10.1016/j.anl.2019.09.009.
- [63] F. Sgard, K. Carillo, A 2d axisymmetric finite element model to assess the contribution of in-ear hearing protection devices to the objective occlusion effect, in : INTER-NOISE and NOISE-CON Congress and Conference Proceedings, Vol. 259, Institute of Noise Control Engineering, 2019, pp. 2494–2505.
- [64] H. Xu, F. Sgard, K. Carillo, É. Wagnac, J. de Guise, Simulation of the objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation using a three-dimensional finite-element model of a human head, *The Journal of the Acoustical Society of America* 150 (5) (2021) 4018–4030. doi:10.1121/10.0007230.
- [65] A. M. Tjellström, The bone-anchored cochlea stimulator (baha) (2010) 397–410doi: 10.1016/B978-1-4160-4665-3.00033-0.
- [66] G. von Békésy, W. T. Peake, Experiments in hearing, *The Journal of the Acoustical Society of America* 88 (6) (1990) 2905–2905. doi:10.1121/1.399656.
- [67] S. Stenfelt, Simultaneous cancellation of air and bone conduction tones at two frequencies : Extension of the famous experiment by von békésy, *Hearing Research* 225 (1-2) (2007) 105–116. doi:10.1016/j.heares.2006.12.009.
- [68] S. Chordekar, L. Kriksunov, L. Kishon-Rabin, C. Adelman, H. Sohmer, Mutual cancellation between tones presented by air conduction, by bone conduction and by non-osseous (soft tissue) bone conduction, *Hearing Research* 283 (1-2) (2012) 180–184. doi:10.1016/j.heares.2011.10.004.
- [69] S. Ogiso, K. Mizutani, K. Zempo, N. Wakatsuki, Measurement of the differential transfer function between bone-conduction and air-conduction for sound localization (oct 2015). doi:10.1109/GCCE.2015.7398677.
- [70] R. L. McKinley, Bone conducted noise and mitigation techniques, Tech. rep., Air Force Research Lab Wright-Patterson AFB OH Human Effectiveness Directorate (2009).
- [71] S. Stenfelt, S. Puria, N. Hato, R. L. Goode, Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human cadavers with air and bone conduction stimuli, *Hearing Research* 181 (1-2) (2003) 131–143. doi:10.1016/S0378-5955(03)00183-7.
- [72] D. Purcell, H. Kunov, W. Cleghorn, Objective calibration of bone conductors using otoacoustic emissions, *Ear and Hearing* 20 (5) (1999) 375–392. doi:10.1097/00003446-199910000-00001.
- [73] O. Clavier, J. Norris, A. Dietz, A comparison of the nonlinear response of the ear to air and to bone-conducted sound, *Hearing Research* 263 (1-2) (2010) 224–232. doi:10.1016/j.heares.2010.03.004.
- [74] J.-P. P. Jean-Luc Puel, Pierre Bonfils, Oto-émissions, Cochlea.eu (Dec. 2016).  
URL <http://www.cochlea.eu/exploration-fonctionnelle/methodes-objectives/oto-emissions>
- [75] R. Shimokura, H. Hosoi, T. Nishimura, T. Yamanaka, Aural cartilage vibration and sound measured in the external auditory canal for several transducer positions, *Journal of Temporal Design in Architecture and the Environment* 12 (2013) 137–143.



- [76] R. Shimokura, H. Hosoi, T. Nishimura, T. Iwakura, T. Yamanaka, Simulating cartilage conduction sound to estimate the sound pressure level in the external auditory canal, *Journal of sound and vibration* 335 (2015) 261–268.
- [77] J. Rosier, Y. Pene, J. Dury, V. Zimpfer, G. Blanck, P. Hamery, Methodes pour l'estimation de la perception sonore d'un equipement de tete osteophonique, CFA '18, Le Havre (Apr. 2018).
- [78] B. Erlandsson, H. Håkanson, A. Ivarsson, P. Nilsson, The reliability of békésy sweep audiometry recording and effects of the earphone position, *Acta Oto-Laryngologica* 89 (sup366) (1980) 99–112. doi:10.3109/00016488009124952.
- [79] J. R. Steiger, J. Katz, M. Chasin, K. English, K. T. L. Hood, *Handbook of clinical audiology*, 7th ed., Philadelphia, 2015, Ch. Bone conduction evaluation, p. 53.
- [80] S. Chordekar, C. Adelman, H. Sohmer, L. Kishon-Rabin, Soft tissue conduction as a possible contributor to the limited attenuation provided by hearing protection devices, *Noise & health* 18 (84) (2016) 274.
- [81] K. Carillo, O. Doutres, F. Sgard, Theoretical investigation of the low frequency fundamental mechanism of the objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation, *The Journal of the Acoustical Society of America* 147 (5) (2020) 3476–3489. doi:10.1121/10.0001237.
- [82] J. Tonndorf, Bone conduction studies in experimental animals, *Acta Oto-laryngol.* 213 (1966) 1–132.
- [83] E. H. Huizing, Bone conduction-the influence of the middle ear., *Acta otolaryngologica. Supplementum* 155 (1960) 1–99.
- [84] B. S. Elpern, R. F. Naunton, The stability of the occlusion effect, *Archives of Otolaryngology* 77 (4) (1963) 44–52.
- [85] S. Stenfelt, R. L. Goode, Bone-conducted sound : physiological and clinical aspects, *Otology & Neurotology* 26 (6) (2005) 1245–1261.
- [86] M. K. Brummund, F. Sgard, Y. Petit, F. Laville, Three-dimensional finite element modeling of the human external ear : Simulation study of the bone conduction occlusion effect, *The Journal of the Acoustical Society of America* 135 (3) (2014) 1433–1444. doi:10.1121/1.4864484.
- [87] L. R. Reis, P. Fernandes, P. Escada, Contralateral occlusion test : The effect of external ear canal occlusion on hearing thresholds, *Acta otorrinolaringológica española* 68 (4) (2017) 197–203.
- [88] H. Saint-Gaudens, H. Nélisse, F. Sgard, O. Doutres, Towards a practical methodology for assessment of the objective occlusion effect induced by earplugs, *The Journal of the Acoustical Society of America* 151 (6) (2022) 4086–4100. doi:10.1121/10.0011696.
- [89] I. Swan, The rinne tuning fork test., *Hospital practice (Office ed.)* 24 (9A) (1989) 99–102.
- [90] S. Stenfelt, S. Reinfeldt, A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation, *International journal of audiology* 46 (10) (2007) 595–608.
- [91] S. Reinfeldt, S. Stenfelt, B. Håkansson, Estimation of bone conduction skull transmission by hearing thresholds and ear-canal sound pressure, *Hearing Research* 299 (2013) 19–28. doi:10.1016/j.heares.2013.01.023.

- [92] K. Carillo, O. Doutres, F. Sgard, On the removal of the open earcanal high-pass filter effect due to its occlusion : A bone-conduction occlusion effect theory, *Acta Acustica* 5 (2021) 36. doi:10.1051/aacus/2021029.
- [93] K. Carillo, O. Doutres, F. Sgard, Principle of an acoustical method for estimating the centroid position of the earcanal wall normal velocity induced by bone-conducted stimulation : Numerical evaluation, *Applied Acoustics* 182 (2021) 108245. doi:10.1016/j.apacoust.2021.108245.
- [94] K. Carillo, F. Sgard, O. Dazel, O. Doutres, Reduction of the occlusion effect induced by earplugs using quasi perfect broadband absorption, *Scientific Reports* 12 (1) (sep 2022). doi:10.1038/s41598-022-19641-3.
- [95] D. Dirks, J. G. Swindeman, The variability of occluded and unoccluded bone-conduction thresholds, *Journal of Speech and Hearing Research* 10 (2) (1967) 232–249.
- [96] E. Berger, J. Kerivan, Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold, *The Journal of the Acoustical Society of America* 74 (1) (1983) 81–94.
- [97] N. A. Watson, R. S. Gales, Bone-conduction threshold measurements : Effects of occlusion, enclosures, and masking devices, *The Journal of the Acoustical Society of America* 14 (4) (1943) 207–215.
- [98] J. Tonndorf, *Bone conduction in foundations of modern auditory theory vol ii* (1972).
- [99] S. Benacchio, O. Doutres, A. L. Troter, A. Varoquaux, E. Wagnac, V. Callot, F. Sgard, 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 (2018) 16–27. doi:10.1016/j.heares.2018.05.019.
- [100] A. S. Dalaq, L. G. Melo, F. Sgard, O. Doutres, E. Wagnac, Pressure induced by roll-down foam-earplugs on earcanal, *International Journal of Mechanical Sciences* 241 (2023) 107970. doi:10.1016/j.ijmecsci.2022.107970.
- [101] E. H. Berger, J. E. Kerivan, Influence of physiological noise and the occlusion effect on the measurement of real-ear attenuation at threshold, *The Journal of the Acoustical Society of America* 74 (1) (1983) 81–94. doi:10.1121/1.389621.
- [102] V. Tsai, J. Ostroff, M. Korman, J. M. Chen, Bone-conduction hearing and the occlusion effect in otosclerosis and normal controls, *Otology & Neurotology* 26 (6) (2005) 1138–1142. doi:10.1097/01.mao.0000179996.82402.e0.
- [103] K. Heubach, M. Nelis, L. Spek, *Acoustic wave propagation in multi-layered media : An application to hip implants.*, B.S. thesis, University of Twente (2015).
- [104] T. Szabo, *Diagnostic Ultrasound Imaging : Inside Out*, Elsevier Academic Press, Oxford, Amsterdam, and San Diego, 2014.
- [105] V. Laude, *Physique des dispositifs d’ondes élastiques (cours)*, ENSMM, Master ELO (2005).
- [106] A. D. Pierce, *Acoustics : an introduction to its physical principles and applications*, Springer, 2019.
- [107] M. Francois, *Introduction à la théorie des ondes élastiques*, Tech. rep., Laboratoire FAST, Université Paris Sud XI, Orsay (décembre 2009).  
URL [www.fast.u-psud.fr](http://www.fast.u-psud.fr)

- [108] S. Foti, Multistation methods for geotechnical characterization using surface waves (2012). doi:10.6092/polito/porto/2497212.
- [109] X. Chen, N. Chandra, The effect of heterogeneity on plane wave propagation through layered composites, *Composites science and technology* 64 (10-11) (2004) 1477–1493.
- [110] R. L. McIntosh, V. Anderson, A comprehensive tissue properties database provided for the thermal assessment of a human at rest, *Biophysical Reviews and Letters* 5 (03) (2010) 129–151.
- [111] F. A. Duck, *Physical Properties of Tissues*, Elsevier, 1990. doi:10.1016/c2009-0-02755-x.
- [112] M. Griffin, B. Leung, Y. Premakumar, M. Szarko, P. Butler, Comparison of the mechanical properties of different skin sites for auricular and nasal reconstruction, *Journal of Otolaryngology-Head & Neck Surgery* 46 (1) (2017) 1–6.
- [113] C. Li, G. Guan, R. Reif, Z. Huang, R. K. Wang, Determining elastic properties of skin by measuring surface waves from an impulse mechanical stimulus using phase-sensitive optical coherence tomography, *Journal of The Royal Society Interface* 9 (70) (2012) 831–841.
- [114] N. B. Carrigy, J. P. Carey, A. R. Martin, J. E. Remmers, A. Zareian, Z. Topor, J. Grosse, M. Noga, W. H. Finlay, Simulation of muscle and adipose tissue deformation in the passive human pharynx, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 19 (7) (2016) 780–788.
- [115] S. R. Ward, R. L. Lieber, Density and hydration of fresh and fixed human skeletal muscle, *Journal of Biomechanics* 38 (11) (2005) 2317–2320. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.001.
- [116] H. Kim, P. Jürgens, S. Weber, L.-P. Nolte, M. Reyes, A new soft-tissue simulation strategy for cranio-maxillofacial surgery using facial muscle template model, *Progress in biophysics and molecular biology* 103 (2-3) (2010) 284–291.
- [117] M. Griffin, Y. Premakumar, A. Seifalian, M. Szarko, P. Butler, Biomechanical characterisation of the human auricular cartilages; implications for tissue engineering, *Annals of biomedical Engineering* 44 (12) (2016) 3460–3467.
- [118] J. Peterson, P. C. Dechow, Material properties of the human cranial vault and zygoma, *The Anatomical Record Part A : Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology : An Official Publication of the American Association of Anatomists* 274 (1) (2003) 785–797.
- [119] S. Benacchio, O. Doutres, F. Sgard, Numerical modeling of the vibro-acoustic behavior of an artificial ear dedicated to the study of hearing protectors (2020).
- [120] A. Comsol, *Comsol multiphysics 6.0, user manual* (2021).
- [121] J. Chung, G. Hulbert, A time integration algorithm for structural dynamics with improved numerical dissipation : The generalized-alpha method, *Appl. Mech.* 60 (1993) 371–375.
- [122] R. Courant, K. Friedrichs, H. Lewy, On the partial difference equations of mathematical physics, *IBM journal of Research and Development* 11 (2) (1967) 215–234.
- [123] W. Staab, *The human ear canal - vii*, *Hearing Health Matters* (Jul. 2014).  
URL <https://hearinghealthmatters.org/waynesworld/2014/human-ear-canal-vii/>

- [124] A. De Paolis, M. Bikson, J. T. Nelson, J. A. de Ru, M. Packer, L. Cardoso, Analytical and numerical modeling of the hearing system : Advances towards the assessment of hearing damage, *Hearing research* 349 (2017) 111–128.
- [125] F. Sgard, S. Benacchio, Y. Luan, H. Xu, K. Carillo, O. Doutres, H. Nelisse, E. Wagnac, J. De Guise, Vibroacoustic modeling of an in vivo human head wearing a hearing protection device using the finite element method (2018).
- [126] T. Koike, H. Wada, T. Kobayashi, Modeling of the human middle ear using the finite-element method, *The Journal of the Acoustical Society of America* 111 (3) (2002) 1306–1317. doi:10.1121/1.1451073.
- [127] W. Decraemer, J. Dirckx, W. Funnell, Three-dimensional modelling of the middle-ear ossicular chain using a commercial high-resolution x-ray ct scanner, *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* 4 (2) (2003) 250–263.
- [128] F. Böhnke, W. Arnold, 3d-finite element model of the human cochlea including fluid-structure couplings, *ORL* 61 (5) (1999) 305–310. doi:10.1159/000027688.
- [129] X. Zhang, R. Z. Gan, A comprehensive model of human ear for analysis of implantable hearing devices, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 58 (10) (2011) 3024–3027.
- [130] Y. Chang, A finite element model of the human head for simulation of bone-conducted sound. doi:10.3384/diss-diva.145666.
- [131] K. Leckness, D. Nakmali, R. Z. Gan, Computational modeling of blast wave transmission through human ear, *Military Medicine* 183 (suppl\_1) (2018) 262–268. doi:doi.org/10.1093/milmed/usx226.
- [132] M. A. Brown, X. D. Ji, R. Z. Gan, 3d finite element modeling of blast wave transmission from the external ear to cochlea, *Annals of Biomedical Engineering* 49 (2) (2020) 757–768. doi:10.1007/s10439-020-02612-y.
- [133] S. Ogiso, K. Mizutani, K. Zempo, N. Wakatsuki, Analysis of sound propagation in human head for bone-conduction headphones using finite element method, in : 2014 IEEE 3rd Global Conference on Consumer Electronics (GCCE), IEEE, 2014, pp. 573–576.
- [134] J. Tonndorf, A. Jahn, Velocity of propagation of bone-conducted sound in a human head, *The Journal of the Acoustical Society of America* 70 (5) (1981) 1294–1297.
- [135] E. Boezeman, T. Kapteyn, S. Visser, A. Snel, Comparison of the latencies between bone and air conduction in the auditory brain stem evoked potential, *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 56 (2) (1983) 244–247.
- [136] E. Boezeman, A. Bronkhorst, T. Kapteyn, A. Houffelaar, A. Snel, Phase relationship between bone and air conducted impulse signals in the human head, *The Journal of the Acoustical Society of America* 76 (1) (1984) 111–115.
- [137] P. Manyacka Ma, A.-A. Sankale, L. Ndiaye, A. Ndiaye, M. Gaye, Etude morphométrique de l'oreille externe chez les jeunes adultes. ("morphometric study of the external ear in young adults."), *Pan African Medical Journal* 19 (2014). doi:10.11604/pamj.2014.19.355.4632.
- [138] B. Håkansson, A. Brandt, P. Carlsson, A. Tjellström, Resonance frequencies of the human skull in vivo, *The Journal of the Acoustical Society of America* 95 (3) (1994) 1474–1481.

- [139] P. Hamery, V. Zimpfer, K. Buck, S. De Mezzo, Very high level impulse noises and hearing protection, Euronoise, 2015.
- [140] J. T. Kalb, An electroacoustic hearing protector simulator that accurately predicts pressure levels in the ear based on standard performance metrics, Tech. rep., Army Research Lab Aberdeen Proving Ground MD Human Research and Engineering (2013).
- [141] F. Sgard, H. Nélisse, M.-A. Gaudreau, J. Boutin, J. Voix, F. Laville, Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité en milieu de travail : partie 2 : étude préliminaire d'une modélisation par éléments finis (2011).
- [142] H. K. Buwono, S. W. A. Najid, Modification modeling of the friedlander blast wave equation using the 6th order of polynomial equations, International Journal of Civil Engineering and Technology 11 (2) (mar 2020). doi:10.34218/IJCIET.11.2.2020.018.
- [143] O. Doutres, F. Sgard, J. Terroir, N. Perrin, C. Jolly, C. Gauvin, A. Negrini, A critical review of the literature on comfort of hearing protection devices : definition of comfort and identification of its main attributes for earplug types, International Journal of Audiology 58 (12) (2019) 824–833. doi:10.1080/14992027.2019.1646930.
- [144] American National Standards Institute, Methods for the measurement of insertion loss of hearing protection devices in continuous or impulsive noise using microphone-in-real-ear or acoustic test fixture procedures, ANSI/ASA S12.42-2010 (2010).
- [145] S. Benacchio, O. Doutres, A. Le Troter, A. Varoquaux, E. Wagnac, V. Callot, F. Sgard, 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 (2018) 16–27. doi:10.1016/j.heares.2018.05.019.
- [146] K. Kitagawa, M. Yasuhara, K. Takayama, Attenuation of shock waves propagating in polyurethane foams, Shock Waves 15 (6) (2006) 437–445. doi:10.1007/s00193-006-0042-1.
- [147] H. L. Gallagher, R. L. McKinley, M. A. Theis, B. J. Swayne, E. R. Thompson, Performance assessment of passive hearing protection devices, Tech. rep., Air Force Research Lab Wright-Patterson AFB OH Human Performance Wing (2014).
- [148] E. H. Berger, Preferred methods for measuring hearing protector attenuation, in : INTER-NOISE and NOISE-CON Congress and Conference Proceedings, Vol. 2005, Institute of Noise Control Engineering, 2005, pp. 4432–4441.
- [149] E. EDGE, Common plastic molding design material specification.  
URL [https://www.engineersedge.com/plastic/materials\\_common\\_plastic.htm](https://www.engineersedge.com/plastic/materials_common_plastic.htm)
- [150] S. Matériaux, Comportement mécanique des matériaux.  
URL [https://www.simulationmatériaux.com/ComportementMecanique/comportement\\_mecanique\\_Liste\\_modules\\_de\\_Young.php](https://www.simulationmatériaux.com/ComportementMecanique/comportement_mecanique_Liste_modules_de_Young.php)
- [151] E. Bellanger, X. Ducros, M. Roy, E. Saudrais, J. Perez, V. Renvoize, Physique MPSI-PCSI-PTSI, 2013.
- [152] E. Berger, Earlog13 : attenuation of earplugs worn in combination with earmuffs, Am Ind Hyg Assoc J 45 (1984) B36–7.

- [153] F. Vergara, S. N. Gerges, R. S. Birch, Numerical and experimental study of impulsive sound attenuation of an earmuff, *Shock and Vibration* 9 (4-5) (2002) 245–251.
- [154] J. Starck, E. Toppila, H. Laitinen, G. Suvorov, V. Haritonov, T. Grishina, The attenuation of hearing protectors against high-level industrial impulse noise; comparison of predicted and in situ results, *Applied Acoustics* 63 (1) (2002) 1–8. doi: 10.1016/S0003-682X(01)00025-1.
- [155] E. Kozłowski, R. Mlynski, Selection of earmuffs and other personal protective equipment used in combination, *International journal of environmental research and public health* 16 (9) (2019) 1477.
- [156] W. Williams, The effects of the mechanical properties on the attenuation of ear muffs, *Proceedings of Acoustics 2012 - Fremantle* (November 2012).
- [157] S. Boyer, Étude de la transmission sonore à travers un protecteur de type "coquilles" : modélisation numérique et validation expérimentale, Ph.D. thesis, École de technologie supérieure (2015).
- [158] K. Carillo, F. Sgard, O. Doutres, Numerical study of the broadband vibro-acoustic response of an earmuff, *Applied Acoustics* 134 (2018) 25–33.
- [159] Y. Luan, O. Doutres, H. Nélisse, F. Sgard, Experimental study of earplug noise reduction of a double hearing protector on an acoustic test fixture, *Applied Acoustics* 176 (2021) 107856. doi:10.1016/j.apacoust.2020.107856.
- [160] Y. Luan, F. Sgard, H. Nélisse, O. Doutres, A finite element model to predict the double hearing protector effect on an in-house acoustic test fixture, *The Journal of the Acoustical Society of America* 151 (3) (2022) 1860–1874.
- [161] G. Asch, B. Poussery, *Les capteurs en instrumentation industrielle-8e ed.*, Dunod, 2017.
- [162] W. J. Murphy, C. J. Fackler, E. H. Berger, P. B. Shaw, M. Stergar, Measurement of impulse peak insertion loss from two acoustic test fixtures and four hearing protector conditions with an acoustic shock tube, *Noise & health* 17 (78) (2015) 364.
- [163] D. Smeatham, P. Wheeler, On the performance of hearing protectors in impulsive noise, *Applied Acoustics* 54 (2) (1998) 165–181.
- [164] P. Bonfils, Y. Galifret, D. Lavergne, *Audition - acoustique physiologique*.
- [165] E. Bavu, E. Lisek, *Grain 1.1 : L'oreille comme capteur*, Université Leman.  
URL [http://electroacoustique.univ-lemans.fr/cours/pdf/grain\\_11.pdf](http://electroacoustique.univ-lemans.fr/cours/pdf/grain_11.pdf)
- [166] C. Rumeau, Évaluation de l'efficacité des réflexes de protection de l'oreille par la mesure des produits de distorsion acoustiques chez le rat : développement d'un nouvel outil clinique pour l'homme, Ph.D. thesis, Université de Lorraine (2013).
- [167] P. G. Nair, N. Shivashankar, B. I. Devi, S. Srikanth, V. Shanmugham, K. Gayathri, et al., Acoustic reflex decay and acoustic reflex latency threshold test findings in patients with cerebellopontine angle tumors : Correlation with tumor type, size, and extent, *Amrita Journal of Medicine* 16 (4) (2020) 164.
- [168] E. Borg, A quantitative study of the effect of the acoustic stapedius reflex on sound transmission through the middle ear of man, *Acta Oto-Laryngologica* 66 (1-6) (1968) 461–472. doi:10.3109/00016486809126311.

- [169] S. Stenfelt, Effect of the stapedius reflex on air conduction and bone conduction transmission in the human, *Hearing Research* 263 (1-2) (2010) 243. doi:10.1016/j.heares.2010.03.044.
- [170] B. Håkansson, A. Brandt, P. Carlsson, A. Tjellstrom, Resonance frequencies of the human skull in vivo, *The Journal of the Acoustical Society of America* 95 (3) (1994) 1474–1481. doi:10.1121/1.408535.
- [171] S. M. Khanna, J. Tonndorf, J. E. Queller, Mechanical parameters of hearing by bone conduction, *The Journal of the Acoustical Society of America* 60 (1) (1976) 139–154. doi:10.1121/1.381081.
- [172] S. Stenfelt, N. Hato, R. L. Goode, Factors contributing to bone conduction : The middle ear, *The Journal of the Acoustical Society of America* 111 (2) (2002) 947–959. doi:10.1121/1.1432977.
- [173] G. v. Békésy, The structure of the middle ear and the hearing of one's own voice by bone conduction, *The Journal of the Acoustical Society of America* 21 (3) (1949) 217–232.
- [174] S. Puria, J. J. Rosowski, Bekesy's contributions to our present understanding of sound conduction to the inner ear, *Hearing Research* 293 (1-2) (2012) 21–30. doi:10.1016/j.heares.2012.05.004.
- [175] D. Chhan, P. Bowers, M. L. McKinnon, J. J. Rosowski, Middle-ear and inner-ear contribution to bone conduction in chinchilla : The development of carhart's notch, *Hearing Research* 340 (2016) 144–152. doi:10.1016/j.heares.2016.02.015.
- [176] R. Carhart, Clinical application of bone conduction audiometry, *Archives of Otolaryngology - Head and Neck Surgery* 51 (6) (1950) 798–808. doi:10.1001/archotol.1950.00700020824003.
- [177] S. Stenfelt, Model predictions for bone conduction perception in the human, *Hearing Research* 340 (2016) 135–143. doi:10.1016/j.heares.2015.10.014.
- [178] S. Stenfelt, Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing. (2011) 10–21doi:10.1159/000323574.
- [179] S. Stenfelt, N. Hato, R. L. Goode, Fluid volume displacement at the oval and round windows with air and bone conduction stimulation, *The Journal of the Acoustical Society of America* 115 (2) (2004) 797–812. doi:10.1121/1.1639903.
- [180] S. Stenfelt, N. Hato, R. L. Goode, Round window membrane motion with air conduction and bone conduction stimulation, *Hearing Research* 198 (1-2) (2004) 10–24. doi:10.1016/j.heares.2004.07.008.
- [181] B. Küçük, K. Abe, T. Ushiki, Y. Inuyama, S. Fukuda, K. Ishikawa, Microstructures of the bony modiolus in the human cochlea : a scanning electron microscopic study, *Microscopy* 40 (3) (1991) 193–197.
- [182] L. B. Minor, Superior canal dehiscence syndrome, *Otology & Neurotology* 21 (1) (2000) 9–19.
- [183] S. Stenfelt, Inner ear contribution to bone conduction hearing in the human, *Hearing Research* 329 (2015) 41–51. doi:10.1016/j.heares.2014.12.003.

- [184] S. N. Merchant, J. J. Rosowski, Conductive hearing loss caused by third-window lesions of the inner ear, *Otology & neurotology* : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology 29 (3) (2008) 282.
- [185] S. Freeman, J.-Y. Sichel, H. Sohmer, Bone conduction experiments in animals—evidence for a non-osseous mechanism, *Hearing research* 146 (1-2) (2000) 72–80.
- [186] H. Sohmer, S. Freeman, Further evidence for a fluid pathway during bone conduction auditory stimulation, *Hearing Research* 193 (1-2) (2004) 105–110. doi:10.1016/j.heares.2004.03.015.
- [187] R. Stump, I. Dobrev, N. Krayenbuhl, R. Probst, C. Roosli, In-vivo assessment of osseous versus non-osseous transmission pathways of vibratory stimuli applied to the bone and the dura in humans, *Hearing Research* 370 (2018) 40–52. doi:10.1016/j.heares.2018.09.007.
- [188] J. Sim, I. Dobrev, R. Gerig, F. Pfiffner, S. Stenfelt, A. Huber, C. Roosli, Interaction between osseous and non-osseous vibratory stimulation of the human cadaveric head, *Hearing Research* 340 (2016) 153–160. doi:10.1016/j.heares.2016.01.013.
- [189] T. Watanabe, S. Bertoli, R. Probst, Transmission pathways of vibratory stimulation as measured by subjective thresholds and distortion-product otoacoustic emissions, *Ear and hearing* 29 (5) (2008) 667–673.







**Titre :** Description et caractérisation des phénomènes impliqués dans la limitation des protections auditives lors d'impulsions de fort niveau.

**Mots clés :** protections auditives, conduction tissulaire, modélisation numérique, transmission des ondes, tête artificielle, impulsion de fort niveau.

**Résumé :** Les protections auditives permettent de se prémunir de lésions irréversibles de l'oreille pouvant être induites par des bruits de fort niveau. Leur efficacité est cependant limitée par des phénomènes qui nécessitent d'être caractérisés. Un premier phénomène correspond à la propagation des ondes dans les tissus de l'oreille externe. Des modèles numériques et des mesures expérimentales ont permis de déterminer le chemin des ondes dans les tissus de l'oreille et l'influence du protecteur. Ainsi, les ondes se propagent par la peau et sollicitent la protection qui altère ensuite la pression dans le conduit.

D'autres phénomènes contribuent également, telle la transmission de l'onde au travers du matériau de la protection. Un nouveau protocole appliqué sous plusieurs conditions et des modèles numériques ont mis en avant une relation linéaire entre le déplacement de la protection et la pression dans le conduit auditif. Ces phénomènes peuvent se coupler, notamment dans le cas de la double protection. Difficile à appréhender, la prise en compte de ce couplage permettrait d'améliorer la fidélité des têtes artificielles et les performances des protections auditives.

**Title:** Description and characterization of the phenomena involved in the limitation of hearing protection devices facing high-level impulse noises.

**Keywords:** hearing protection devices, tissue-conduction, numerical modeling, wave transmission, acoustic test fixture, high-level impulse noises.

**Abstract:** Hearing protection devices (HPDs) protect from irreversible ear lesions induced by high-level noises. However, their effectiveness is limited by phenomena that need to be characterized. A first phenomenon corresponds to the wave propagation in the external ear's tissues. Numerical models and experimental measurements have made it possible to determine the path traveled by the waves in the ear's tissues and the protector's influence. Thus, the waves propagate through the skin and stress the protection, which then alters the ear canal pressure.

Other phenomena, such as wave transmission through the HPD material, also contribute. A new protocol applied under several conditions and numerical models have shown a linear relationship between the displacement of the protection and the pressure in the ear canal. These phenomena can be coupled, in particular in the case of double protection. Difficult to apprehend, taking into account this coupling would make it possible to improve the fidelity of the artificial heads and the performances of the HPDs.