

Développement d'un conduit auditif artificiel pour la mesure de pression mécanique statique générée par des bouchons à oreille

par

Rihab HENI

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAÎTRISE
AVEC MÉMOIRE
M. Sc. A.

MONTREAL, LE 15 NOVEMBRE 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Rihab Heni, 2024



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Jean-Philippe Roberge, directeur de mémoire
Département de génie des systèmes à l'École de Technologie Supérieure

M. Olivier Doutres, codirecteur
Département de génie mécanique à l'École de Technologie Supérieure

M. Julien Trochu, président du jury
Département de génie des systèmes à l'École de Technologie Supérieure

M. Franck Sgard, examinateur externe
Département de génie mécanique à l'École de Technologie Supérieure

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

LE 04 NOVEMBRE 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je souhaite exprimer ma profonde gratitude envers toutes les personnes dont le soutien a rendu possible la réalisation de ce mémoire.

Avant tout, je tiens à remercier mon directeur de mémoire, Jean-Philippe Roberge, pour m'avoir offert l'opportunité de réaliser ma maîtrise au sein du laboratoire CoRo de l'École de Technologie Supérieure de Montréal. Son expertise, ses conseils et son soutien constant ont été essentiels à la réussite de ce projet.

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance à mon co-directeur, Olivier Doutres, ainsi qu'aux membres de l'IRSST, pour leur confiance et leurs précieux conseils tout au long de ce projet. Leur collaboration et leurs encouragements ont été déterminants pour l'avancement de mes recherches.

J'adresse aussi mes remerciements à toute l'équipe du laboratoire CoRo, qui m'a accompagné avec bienveillance tout au long de cette expérience. Leur esprit d'équipe et leur appui ont été essentiels pour créer un environnement de travail stimulant et enrichissant.

Enfin, je ne pourrais conclure ces remerciements sans exprimer ma gratitude envers ma famille et mes amis, dont le soutien et les encouragements ont été des sources inestimables de motivation tout au long de ce parcours.

Développement d'un conduit auditif artificiel pour la mesure de pression mécanique statique générée par des bouchons à oreille

Rihab HENI

RÉSUMÉ

D'après les données de l'Institut de la Statistique du Québec (ISQ) pour l'année 2019, environ 518 000 travailleurs québécois, soit près de 20 % de la population active de la province, sont exposés à des niveaux de bruit potentiellement nuisibles pour leur santé auditive.

Pour protéger l'ouïe des travailleurs et assurer une sécurité optimale, plusieurs méthodes peuvent être adaptées, telles que réduire le bruit à la source, utiliser des matériaux isolants ou absorbants, ou encore recourir à des dispositifs de protection auditive, tels que les casques anti-bruit et les bouchons d'oreilles. Cependant, un ajustement inadéquat de ces dispositifs peut entraîner de la gêne et de la douleur en raison de l'inconfort majeur lié à la pression mécanique exercée dans l'oreille. De plus, l'absence de dispositif de mesure de la pression complique la classification et la conception de bouchons d'oreilles confortables.

Le présent document décrit le développement d'un capteur de pression capacitif flexible avec une configuration cylindrique, conçu pour simuler l'oreille humaine. Ce capteur permet de mesurer et de visualiser la distribution de la pression exercée par différents types de bouchons d'oreilles dans un conduit auditif simplifié. Ce dispositif a été conçu pour pallier l'absence de méthode directe de mesure de la pression exercée par les bouchons d'oreilles dans un conduit auditif.

Le projet se déroule en plusieurs étapes. Dans un premier temps, une configuration plate est utilisée pour tester diverses composantes du capteur et caractériser sa réponse statique, dans le but de sélectionner la conception la plus optimale du capteur. Ensuite, le développement et la conception du capteur cylindrique sont réalisés. Enfin, la calibration du capteur et la visualisation de la distribution de la pression après l'insertion de divers bouchons d'oreilles sont effectuées.

Cette recherche peut évaluer la pression mécanique statique exercée par les bouchons auditifs et contribuer significativement à l'amélioration de la sécurité et du confort des dispositifs de protection auditive.

Mots-clés: Capteur de pression capacitif cylindrique, conduit auditif simplifié, pression mécanique statique, dispositifs de protection auditive.

Development of an artificial ear canal for measuring the static mechanical pressure generated by earplugs

Rihab HENI

ABSTRACT

According to data from the Institut de la Statistique du Québec (ISQ) for the year 2019, approximately 518,000 Quebec workers, or nearly 20% of the province's workforce, are exposed to noise levels potentially harmful to their auditory health.

To protect workers' hearing and ensure optimal safety, several methods can be adapted, such as reducing noise at the source, using insulating or absorbing materials, or using hearing protection devices like earmuffs and earplugs. However, inadequate adjustment of these devices can lead to discomfort and pain due to significant discomfort related to the mechanical pressure applied in the ear. Moreover, the absence of a pressure measurement device complicates the classification and design of comfortable earplugs.

This document describes the development of a flexible cylindrical capacitive pressure sensor designed to simulate the human ear. This sensor allows for measuring and visualizing the distribution of pressure exerted by different types of earplugs in a simplified ear canal. This device was designed to address the lack of a direct method for measuring the pressure exerted by earplugs in an ear canal.

The project unfolds in several stages. Initially, a flat configuration is used to test various sensor components and characterize its static response, with the goal of selecting the most optimal design for the sensor. Next, the development and design of the cylindrical sensor are carried out. Finally, the sensor is calibrated, and the distribution of pressure is visualized after inserting various earplugs.

This research can evaluate the static mechanical pressure exerted by earplugs and significantly contribute to the improvement of safety and comfort of hearing protection devices.

Keywords: Cylindrical capacitive pressure sensor, simplified ear canal, static mechanical pressure, static mechanical pressure, hearing protection devices.

TABLE DES MATIÈRES

Page

INTRODUCTION1

CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE 5

1.1 Anatomie de l'oreille 51.2 PMS d'un bouchon d'oreille dans un conduit auditif 61.3 Méthode de mesure de PMS dans un conduit auditif 71.4 Limitations des travaux actuels 191.5 Méthodes de transduction des capteurs de pression 21

1.5.1	Méthode piézorésistive	22
-------	------------------------------	----

1.5.2 Méthode piézoélectrique 28

1.5.3	Méthode optique	32
-------	-----------------------	----

1.5.4	Méthode capacitive	39
-------	--------------------------	----

1.6	Comparaison des différentes technologies	44
-----	--	----

CHAPITRE 2 OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE 472.1 Objectifs du projet 472.2 Méthodologie du projet 47

CHAPITRE 3	MODALITÉ STATIQUE DANS UNE CONFIGURATION À PLAT	49
------------	---	----

3.1	Composantes du capteur	49
-----	------------------------------	----

3.1.1	Plan de masse	50
-------	---------------------	----

3.1.1.1 Métal liquide et en aérosol 50

3.1.1.2 Ruban adhésif en cuivre 52

3.1.1.3 Tissu conducteur 533.1.2 Confection du diélectrique 54

3.1.3	Taxels capacitifs flexibles	56
-------	-----------------------------------	----

3.2 Caractérisation de la modalité statique 57

3.2.1	Capteur capacitif plat	58
-------	------------------------------	----

3.2.2 Modalité statique du capteur 63CHAPITRE 4 RÉALISATION DU CAPTEUR FLEXIBLE CYLINDRIQUE 714.1 Conception de PCB rigide et flexible pour le capteur cylindrique 71

4.1.1	PCB flexible du capteur cylindrique	71
-------	---	----

4.1.2 PCB rigide du capteur cylindrique 73

4.2 Réalisation du diélectrique cylindrique 754.3 Montage du capteur capacitif flexible cylindrique 774.4 Calibration du capteur cylindrique 784.4.1 Procédure de calibration du capteur cylindrique 794.4.2 Validation de calibration du capteur cylindrique 81

4.5	Visualisation 3D de la PMS des bouchons à oreilles	84
4.6	Limitations du capteur cylindrique	95
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		99
ANNEXE I RÉSULTATS DU CAPTEUR EN CONFIGURATION PLATE		103
BIBLIOGRAPHIE		109

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Structure de l'oreille humaine tiré de (Maroonroge, Emanuel & Letowski, 2000) 5
Figure 1.2	Représentation de la PMS dans l'oreille humaine 7
Figure 1.3	Représentation 3D de l'oreille, le moulage d'oreille interne (en rouge) et par le scan externe (en bleu), reconstitution de l'oreille tiré de (Baker, Lee & Mayfield, 2010) 8
Figure 1.4	Tests de compressions des conceptions des bouchons tiré de (Baker <i>et al.</i> , 2010) 9
Figure 1.5	Modélisation de l'insertion du bouchon d'oreille tiré de (Baker <i>et al.</i> , 2010) 10
Figure 1.6	La pression de contact moyenne des bouchons d'oreille dans différents conduit auditif tiré de (Baker <i>et al.</i> , 2010) 11
Figure 1.7	(a) Représentation 3D de l'oreille, (b) Conduit auditif simplifié, (c) Conduit auditif réaliste (d) Géométrie 3D du conduit auditif humain tiré de (Dalaq, Melo, Sgard, Doutres & Wagnac, 2023) 11
Figure 1.8	Station J-Crimp utilisé tiré de (Dalaq <i>et al.</i> , 2023) 12
Figure 1.9	(a) Modélisation de PMS dans un conduit réaliste, (b) les valeurs de pression et la comparaison du modèle EF avec le modèle analytique tiré de (Dalaq <i>et al.</i> , 2023). 14
Figure 1.10	Le montage expérimental du testeur OPT tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024). 15
Figure 1.11	Détails du conduit cylindrique tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024) 16
Figure 1.12	Machine de test de force radiale (RFT) tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024) 16
Figure 1.13	Squeeze Buddy utilisé tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024) 17
Figure 1.14	Détails de réalisation conduit auditif réaliste tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024) 18
Figure 1.15	Résultat de PMS locale mesurée par le dispositif expérimental et le modèle EF tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024) 18

Figure 1.16	Pression appliquée par différents de bouchon d'oreille mesurée dans un point tiré de (Melo <i>et al.</i> , 2024)	19
Figure 1.17	Exemple de capteurs de pression flexibles tiré de (Chen & Yan, 2020)	22
Figure 1.18	Capteur piézorésistif réalisé à base d'oxyde de graphène réduit tiré de (Gilanizadehdizaj, Aw, Stringer & Bhattacharyya, 2022)	23
Figure 1.19	Capteur piezorésistif en microdômes à base de PDMS et CNT tiré de (Park <i>et al.</i> , 2014)	24
Figure 1.20	Capteur piézorésistif en éponge de polyuréthane tiré de (Yao <i>et al.</i> , 2013)	25
Figure 1.21	Capteur de pression piézorésistif à base de SWNT tiré de (Zhan <i>et al.</i> , 2017)	26
Figure 1.22	Capteur piézorésistif en papier tiré de (Gao <i>et al.</i> , 2019)	27
Figure 1.23	Capteur de pression piézoélectrique flexible en hétérostructures de nanofils et de graphène tiré de (Chen <i>et al.</i> , 2017)	28
Figure 1.24	Capteur de pression en nanofibres piézoélectriques et polydiméthylsiloxane tiré de (Hou <i>et al.</i> , 2020)	29
Figure 1.25	Capteur de pression en composites céramique-polymère tiré de (Xie <i>et al.</i> , 2018)	30
Figure 1.26	Capteur piézoélectrique en fibres nanocomposites tiré de (Guo <i>et al.</i> , 2018)	30
Figure 1.27	Capteur de pression piézoélectrique en film mince hybride ZnO et PVDF tiré de (Shin, Lee & Jang, 2016)	31
Figure 1.28	Méthode de transduction optique par plaque conductrice de lumière tiré de (Shimonomura, 2019)	32
Figure 1.29	Capteur optique composé d'une plaque en acrylique tiré de (Shimonomura, Nakashima & Nozu, 2016)	33
Figure 1.30	Méthode de détection par déplacement de points marqueurs tiré de (Shimonomura, 2019)	34
Figure 1.31	(a, b) Prototype du capteur optique à détection multimodale (c) Installation sur la pince Baxter tiré de (Yamaguchi & Atkeson, 2016)	35

Figure 1.32	(a) Modèle du capteur (b) Configuration du prototype tiré de (Guo, Zhang, Yan, Li & Wang, 2016)	35
Figure 1.33	Méthode de détection par membrane réfléchissante tiré de (Shimonomura, 2019)	36
Figure 1.34	(a) conception du Gelsight, (b), (c) Capteur Gelsight tiré de (Yuan, Dong & Adelson, 2017)	36
Figure 1.35	Trois types de revêtements de l'élastomère tiré de (Yuan <i>et al.</i> , 2017)	37
Figure 1.36	(a),(b),(c) La structure du capteur Insight, (d) Le pipeline de traitement des données tiré de (Sun, Kuchenbecker & Martius, 2022)	38
Figure 1.37	Vue éclatée du capteur StereoTac tiré de (Roberge, Fornes & Roberge, 2023)	39
Figure 1.38	Diélectrique en carbone microstructuré tiré de (Maslyczyk, Roberge, Duchaine <i>et al.</i> , 2017)	41
Figure 1.39	Diélectrique microporeux tiré de (Lee, Kim, Kim, Kim & Lee, 2016)	41
Figure 1.40	Diélectrique en PDMS avec une feuille de lotus tiré de (Wan <i>et al.</i> , 2018).	42
Figure 1.41	Capteur de pression capacitif flexible en nanofibre tiré de (Yang, Wang & Qing, 2019)	43
Figure 1.42	Capteur de pression capacitif composé d'une couche diélectrique microporeuse tiré de (Atalay, Atalay, Gafford & Walsh, 2018)	43
Figure 3.1	Composantes du capteur capacitif - Image concept inspiré de (Maslyczyk, 2016)	50
Figure 3.2	Plan de masse en métal liquide après séchage, manipulations et essais de pliage	51
Figure 3.3	Plan de masse utilisant du ruban adhésif en cuivre après quelques manipulations et essais de pliage	52
Figure 3.4	Plan de masse en tissu conducteur	53
Figure 3.5	Modélisation réaliste d'une oreille humaine tiré de https://ruephantom.com/product/adult-ear-for-rd/	54

Figure 3.6	Processus de fabrication du diélectrique plate	56
Figure 3.7	(A), (B) Conception des taxels rectangulaires de dimensions (4,25 mm x 5,25 mm) et serpentins de dimensions (4,5 mm x 5,25 mm) réalisée avec Altium Designer. (C), (D) Photos réelles des taxels	57
Figure 3.8	Taxels flexibles, carrés et serpentins, aux dimensions allant de 1,5 mm à 3,5 mm	58
Figure 3.9	Montage du capteur flexible composé du diélectrique, du plan de masse, et connecté au kit PSoC6	59
Figure 3.10	Capacitance CSD et capacitance CSX tiré de https://documentation.infineon.com/html/psoc6/epf1667481159393.html	60
Figure 3.11	Schéma de principe du système de mesure de la capacitance CSD tiré de https://infineon.github.io/capsense/capsense_api_reference_manual/html/index.html	61
Figure 3.12	Montage de test avec le capteur flexible en configuration à plat	62
Figure 3.13	Hystérésis du capteur : Charge et décharge des forces statiques appliquées sur un taxel rectangulaire du capteur capacitif flexible	63
Figure 3.14	Variation de la capacitance du taxel T8	65
Figure 3.15	Variation de capacitance du taxel T15	66
Figure 3.16	Variation du taxel counts en fonction des forces statiques appliquées - Taxels carrés de 1,5 mm et de 3,5 mm	67
Figure 3.17	Variation du taxel counts en fonction des forces statiques appliquées - Taxels carrés et serpentins de 3,5 mm	68
Figure 4.1	Conception du capteur flexible : (A) Capteur avec bandes larges : pistes espacées de 0,85 mm sur une distance de 54,5 mm, (B) : Capteur avec bandes fines : pistes espacées de 0,25 mm sur une distance de 41 mm	72
Figure 4.2	Conception du PCB rigide sur Altium Designer	74
Figure 4.3	Fabrication du moule cylindrique - (A) : Moule cylindrique, (B) : Diélectrique cylindrique avec un diamètre interne de 10 mm, une épaisseur de 8 mm et une hauteur de 25 mm	76

Figure 4.4	(A) : Montage du capteur avec des bandes de connexion larges, (B) : Montage du capteur avec des bandes de connexion fines	77
Figure 4.5	Outils de calibration du capteur cylindrique	79
Figure 4.6	Couplage des taxels du capteur cylindrique	82
Figure 4.7	Validation de calibration - Capteur à bandes larges	83
Figure 4.8	Validation de calibration - Capteur à bandes fines	83
Figure 4.9	Les bouchons à oreilles à comprimer tiré de (Poissenot-Arrigoni, Negrini, Berbiche, Sgard & Doutres, 2023)	85
Figure 4.10	Les bouchons à oreilles à insérer tiré de (Poissenot-Arrigoni <i>et al.</i> , 2023)	86
Figure 4.11	Outil de compression pour bouchons d'oreille en mousse - Squeeze Buddy	87
Figure 4.12	Cartographies de PMS des bouchons - Capteur avec bandes larges	88
Figure 4.13	Cartographies de PMS des bouchons - Capteur avec bandes fines	88
Figure 4.14	Valeurs de PMS (en kPa) - Capteur à bandes larges	91
Figure 4.15	Valeurs de PMS (en kPa) - Capteur à bandes fines	92
Figure 4.16	Comparaison des moyennes de PMS appliquées par les différents bouchons d'oreille	93
Figure 4.17	Différence de PMS (en kPa) - 3M EAR Push In et le bouchon Honeywell TrustFit Pod	95

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ETS	École de Technologie Supérieure
IRSST	Institut de Recherche de Robert-Sauvé en Santé et Sécurité du Travail
PMS	Pression Mécanique Statique
PCB	Printed Circuit Board
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
PSoC	Programmable System on Chip
CDC	Capacitance to Digital Converters
CSD	CAPSENSE sigma delta
CSX	CAPSENSE sigma Mutuelle
ADC	Convertisseur analogique-numérique
IDAC	Digital to Analog Converter
GPIO	General Purpose Input/Output
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
USB	Universal Serial Bus
I2C	Inter-Integrated Circuit

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

C	Capacité d'un condensateur
ε	Permittivité
F	Farad
mm	Millimètre
N	Newton
kPa	Kilopascal
Ω	Ohms
Hz	Hertz
kbps	kilobits par seconde

INTRODUCTION

L'inconfort acoustique est une cause majeure de malaise au travail et peut significativement perturber le bien-être des employés. Plusieurs solutions permettent de réduire l'intensité du bruit dans les environnements de travail. Parmi celles-ci, on trouve le remplacement de la source de bruit par une source moins bruyante ou la réduction du bruit généré par la source actuelle. L'utilisation de matériaux isolants ou absorbants est également une option pour diminuer l'amplitude du bruit le long du trajet de propagation entre la source et le récepteur. Toutefois, si ces solutions ne peuvent être appliquées pour des raisons administratives ou autres, les protecteurs auditifs demeurent une option nécessaire. Ces dispositifs sont conçus pour réduire l'exposition au bruit et protéger l'audition des travailleurs lorsque les mesures de contrôle du bruit à la source ou sur le chemin de propagation ne sont pas réalisables.

Cependant, lorsque les dispositifs de protection auditive ne sont pas correctement adaptés, ils peuvent engendrer divers problèmes, notamment des douleurs ou des gênes physiques. Ces inconforts sont généralement directement liés à la pression mécanique que les bouchons d'oreilles exercent dans le conduit auditif. Malgré leur utilisation fréquente, peu d'études ont été réalisées sur la prédiction et la mesure de ces pressions dans le conduit auditif. De plus, aucun dispositif ne permet actuellement de mesurer la pression sur toute la surface de contact vu que toutes les recherches utilisées sont basées sur des modélisations numériques.

Dans le cadre de cette recherche, un capteur de pression cylindrique a été développé comme dispositif de mesure de la pression mécanique des bouchons d'oreilles. Ce dispositif combine des techniques de transduction avec l'utilisation de matériaux novateurs, offrant à la fois flexibilité, sensibilité et simulation du comportement mécanique de l'oreille. L'objectif est d'améliorer les méthodes de détection et de repousser les limites des technologies actuelles utilisées pour mesurer la pression dans le conduit auditif.

Ces méthodes présentent plusieurs limitations : le conduit sur lequel elles se basent ne représente ni la forme complexe de l'oreille ni les propriétés mécaniques de la peau humaine, ce qui peut influencer la mesure de la pression dans les zones difficilement accessibles avec des rayons de courbure très faibles. Les conduits auditifs doivent également être mécaniquement transparents, c'est-à-dire qu'ils ne doivent pas affecter la mesure de la pression lors de l'insertion du bouchon sur la peau artificielle. Il est essentiel de s'assurer que la pression appliquée par le bouchon ne diminue pas en raison du conduit auditif utilisé.

Le capteur cylindrique conçu pour cette étude simule un conduit auditif artificiel bi-couche, reproduisant les propriétés mécaniques de la peau humaine. L'objectif principal de cette recherche est de visualiser la pression mécanique statique (PMS) exercée par différents types de bouchons d'oreilles sur toute la surface de contact du conduit auditif simplifié. La méthodologie consiste, dans un premier temps, à sélectionner la méthode de transduction optimale et les différentes composantes nécessaires à la réalisation du capteur. Ensuite, elle comprend le développement et la caractérisation de la réponse à la pression statique d'un prototype de capteur flexible dans une configuration plate. Enfin, elle se termine par la réalisation du capteur cylindrique, sa calibration et la visualisation de la distribution de la PMS appliquée par les différents types de bouchons d'oreilles testés.

La conception de ce capteur cylindrique capacitif flexible permet de mesurer des pressions variant de 0 kPa à 80 kPa, appliquées par différents types de bouchons, avec une précision de ± 5 kPa.

Ce rapport présente cinq chapitres détaillant les différentes étapes de réalisation du projet. Le premier chapitre offre une revue de littérature, introduisant un aperçu général de l'anatomie de l'oreille humaine et des notions de confort des bouchons d'oreilles. Il propose ensuite une introduction sur diverses techniques de transduction utilisées dans la conception des capteurs de pression flexibles, ainsi que leurs applications. Cela permet de comparer les méthodes de

transduction en fonction des critères de choix essentiels pour la réalisation du capteur cylindrique. Ce chapitre détaille également les différentes méthodes de mesure de la PMS déjà existantes, en expliquant leurs limitations et les objectifs de ce projet. Le deuxième chapitre approfondit les objectifs et la méthodologie adoptée pour la conception et le développement du dispositif.

Le troisième chapitre aborde le développement du capteur dans une configuration plate après avoir choisi ses différentes composantes : plan de masse, diélectrique et Flex PCB. Ce chapitre présente également différentes formes et dimensions de taxels à tester afin de caractériser la réponse statique à la pression, à l'aide d'un kit de programmation PSoC6 permettant le paramétrage, la programmation et la visualisation des variations de capacitance via la technologie « Capsense ». Pour la caractérisation des divers capteurs à configuration plate, des applicateurs imprimés en 3D sont conçus, adaptés aux différentes dimensions de taxels, pour appliquer des forces statiques et déterminer la forme et les dimensions des taxels les plus optimales pour le développement du capteur et la détection de la PMS dans une configuration cylindrique.

Le quatrième chapitre explique la conception des composantes, la réalisation et le développement du capteur cylindrique, ainsi que le diélectrique cylindrique et le montage final. Le cinquième chapitre détaille la calibration permettant de convertir la variation de capacitance en valeur de PMS appliquée par le bouchon, ainsi que la visualisation de la distribution 3D de la PMS sur toute la surface.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Ce chapitre constitue une introduction au contexte de cette recherche. Tout d'abord, une présentation de l'anatomie de l'oreille et une définition de la pression mécanique statique (PMS) exercée par un bouchon d'oreille dans le conduit auditif sont proposées. Ensuite, les différentes approches utilisées pour mesurer la PMS exercée par un bouchon d'oreille dans le conduit auditif, ainsi que leurs limitations, sont discutées. Enfin, les différentes techniques de transduction sont abordées, ainsi que les critères de choix de la méthode de transduction pour la réalisation du capteur cylindrique.

1.1 Anatomie de l'oreille

L'oreille humaine est constituée de trois parties fonctionnelles : l'oreille interne, l'oreille moyenne et l'oreille externe. Chaque partie comprend différents organes avec des fonctions distinctes, comme illustré dans la figure 1.1.

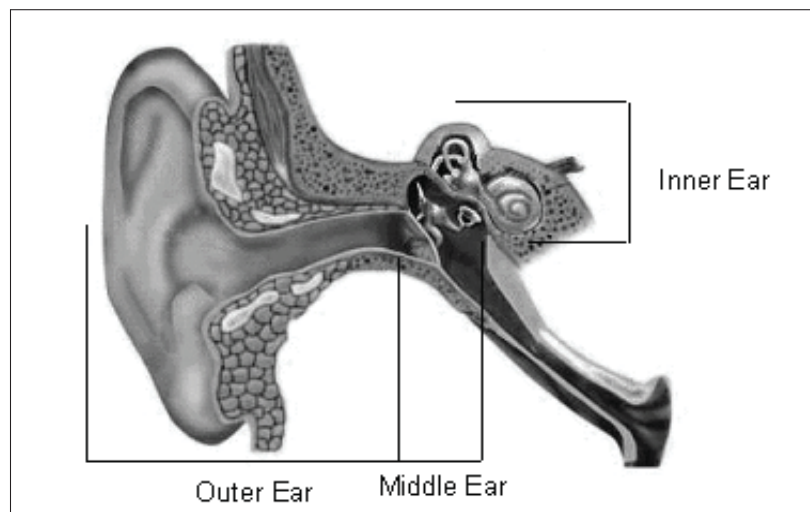


Figure 1.1 Structure de l'oreille humaine tiré de (Maroonroge *et al.*, 2000)

La partie externe de l'oreille est composée de deux sections principales : le pavillon et le conduit auditif. Le pavillon, qui contient du cartilage recouvert de peau, est une structure ayant une

géométrie ellipsoïdale et une surface irrégulière. Le conduit auditif est un conduit de forme conique qui commence à la partie inférieure du pavillon et se termine au tympan. Le conduit auditif a une géométrie caractérisée par une forme similaire à la lettre « S » avec deux courbures. Les deux tiers externes du conduit auditif sont entourés de cartilage recouvert d'une épaisse couche de peau (environ 0,5 à 1 mm). Le tiers interne restant est entouré d'os recouvert d'une fine couche de peau d'environ 0,2 mm (Maroonroge *et al.*, 2000).

Chez les hommes adultes, la longueur moyenne du conduit auditif est d'environ 25 mm, tandis que chez les femmes, elle est d'environ 23 mm. La forme de la section transversale du conduit auditif est ovale (7 à 8 mm de diamètre) et change tout au long de sa longueur, se rétrécissant de l'entrée au tympan (Maroonroge *et al.*, 2000).

1.2 PMS d'un bouchon d'oreille dans un conduit auditif

La pression mécanique statique (PMS) est la résultante de l'interaction entre les bouchons d'oreille et la paroi du conduit auditif. Cette pression est déterminée par plusieurs facteurs, notamment la géométrie et les matériaux des bouchons d'oreilles utilisés, ainsi que la configuration anatomique et les caractéristiques mécaniques du conduit auditif.

Comme illustré dans la figure 1.2, la PMS est appliquée non seulement sur les parois internes du conduit auditif, mais également sur les structures environnantes telles que le cartilage, les tissus mous, la peau et les os. Cette pression peut être modélisée comme une force exercée entre deux surfaces solides en contact.

Les études sur la mesure et la répartition de la pression réalisées pour évaluer leur impact sur le confort et l'efficacité des bouchons d'oreille en termes de protection sonore se reposent sur des modélisations numériques simplifiées des bouchons et du conduit auditif.

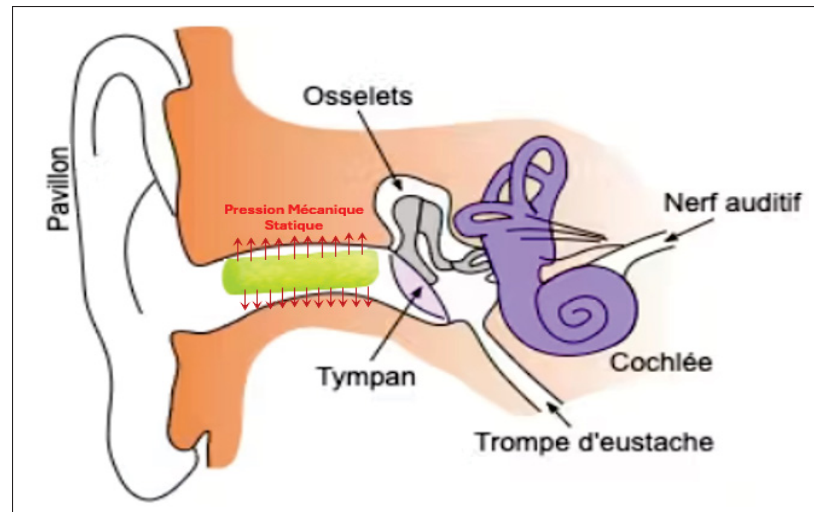


Figure 1.2 Représentation de la PMS dans l'oreille humaine

1.3 Méthode de mesure de PMS dans un conduit auditif

Malgré l'usage fréquent des bouchons auriculaires pour la protection auditive, peu de recherches ont exploré l'interaction des bouchons dans le conduit auditif, notamment la pression qui peut être exercée sur l'interface de contact, qui est la cause principale de l'inconfort, affectant la peau, les tissus mous et osseux (Gerges & Casali, 2007). Une pression insuffisante pourrait réduire l'efficacité de l'isolation sonore et affecter la santé des travailleurs, tandis qu'une pression excessive peut entraîner un inconfort, réduire la productivité au travail, voire endommager le conduit auditif. Dans cette partie, des méthodes de mesure de la pression induite par les bouchons d'oreille dans un conduit auditif sont présentées.

Les chercheurs Baker *et al.* (2010) ont mené une étude numérique visant à prédire la PMS en déterminant les déformations qui se produisent lors de l'insertion d'un bouchon dans un conduit auditif, en reproduisant la géométrie de l'oreille humaine (incluant à la fois l'oreille externe et l'oreille interne). Ils ont utilisé trois tailles différentes (petite, moyenne et grande), obtenues auprès de trois participants sélectionnés par des audiologistes, pour représenter chaque sous-population.

Pour la modélisation des oreilles, ils ont d'abord défini les paramètres des propriétés mécaniques pour simuler leur comportement. Les couches des matériaux ont été simplifiées en une épaisseur uniforme de matériau cutané recouvrant un substrat de base en matériau élastique solide, étant donné que la déformation de l'oreille due à l'insertion du bouchon est relativement faible. Les coefficients de Poisson et le module de Young ont été obtenus à partir de l'étude menée par Tran, Charleux, Rachik, Ehrlacher & Tho (2008) de la caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine et du tissu musculaire.

Un moulage de la partie de l'oreille externe et du conduit interne de chaque participant a été réalisé en insérant un petit bouchon en mousse pour empêcher la pâte de moulage d'entrer en contact avec le tympan et pour remplir la conque ainsi que certains des plis environnants pour les deux oreilles. Pour obtenir la géométrie numérique 3D de l'oreille, les moules réalisés ont été scannés à l'aide du scanner « 3D-HD - NextEngine Inc ». Ce dernier projette un plan de lumière laser sur la surface du moule, créant une ligne de lumière monochromatique qui trace la surface d'intersection entre le plan et le moule, résultant en une représentation de cette surface. Ensuite, la structure entière a été capturée avec cinq ou six scans dans différentes positions du moule. Via le logiciel « ScanStudio-HD - NextEngine Inc », les patches de surface 3D de chaque scan ont été assemblés afin d'obtenir la géométrie intégrale de l'oreille. Enfin, dans « Abaqus CAE », deux sections ont été créées en fonction de la géométrie de l'oreille à partir des modélisations 3D des oreilles interne et externe, comme indiqué dans la figure 1.3.

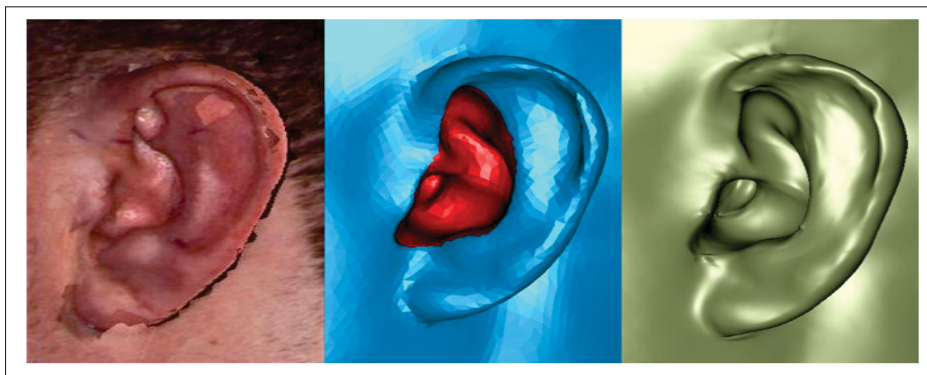


Figure 1.3 Représentation 3D de l'oreille, le moulage d'oreille interne (en rouge) et par le scan externe (en bleu), reconstitution de l'oreille tiré de (Baker *et al.*, 2010)

Pour la modélisation des bouchons d'oreille, trois configurations différentes ont été testées : deux comportant une mousse souple déformable associée à une partie en plastique dur, et la troisième constituée uniquement d'un matériau élastique. Pour simplifier cette modélisation, les parties en plastique dur étant traitées comme des surfaces non déformables. Lors des tests, les bouchons d'oreille ont été comprimés de 20 % pendant 20 secondes. Chaque test de compression a été effectué à différentes vitesses (0,5, 2 et 4 mm/seconde), comme le montre la figure 1.4.

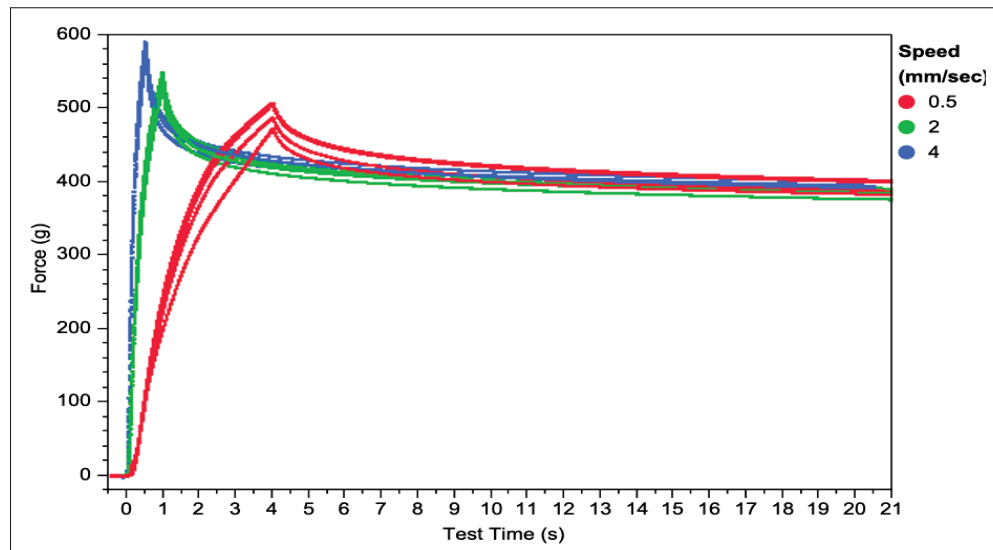


Figure 1.4 Tests de compressions des conceptions des bouchons
tiré de (Baker *et al.*, 2010)

La première partie du graphique illustre la phase de compression, où la force augmente avec le temps, suivie d'une phase de maintien durant laquelle la force de compression diminue au fur et à mesure que le matériau se relaxe. Les données de la période de maintien ont été converties en contraintes normalisées et utilisées comme paramètres pour modéliser le comportement viscoélastique des bouchons.

La reproduction de la géométrie des bouchons d'oreille est obtenue soit à partir des dessins CAO 3D, soit à partir des mesures effectuées à l'aide d'une combinaison de numérisation 3D réalisée par le scanner de « NextEngine Inc » et de mesures physiques. Ces données sont utilisées pour développer des fichiers de CAO 3D représentant la forme moyenne des bouchons d'oreille. Ces fichiers sont ensuite utilisés dans « Abaqus CAE » pour combiner l'oreille externe et interne

avec le bouchon d'oreille, comme illustré dans la figure 1.5, afin de modéliser les déformations qui surviennent dans l'oreille lorsque le bouchon d'oreille est inséré. Cette modélisation garantit que la profondeur et l'angle de pénétration sont les mêmes à chaque essai.

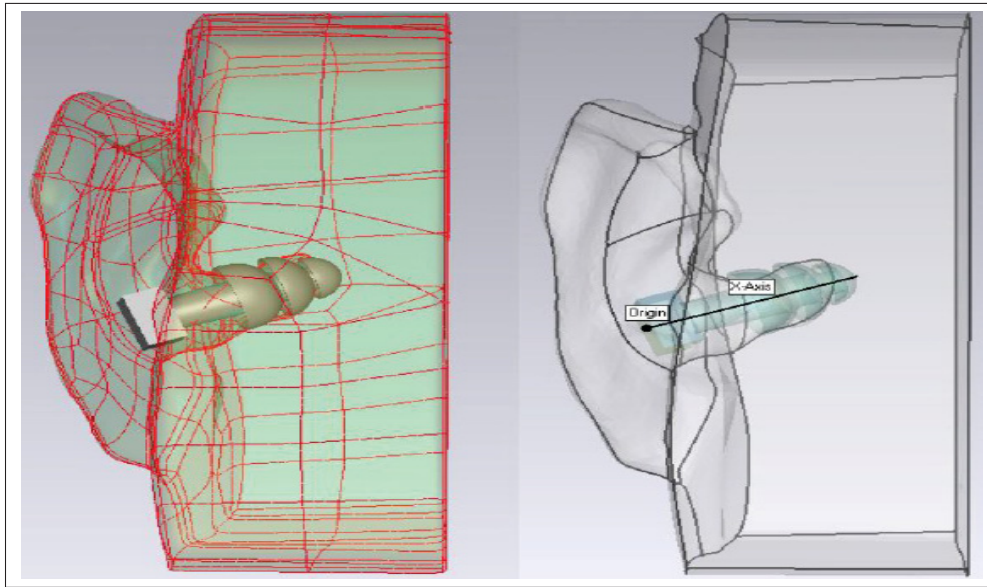


Figure 1.5 Modélisation de l'insertion du bouchon d'oreille tiré de (Baker *et al.*, 2010)

Le bouchon d'oreille en mousse souple est comprimé en appliquant un léger déplacement perpendiculaire à sa surface extérieure avant son insertion, et l'oreille est également pré-conditionnée en tirant légèrement le tragus vers l'avant pour agrandir l'ouverture du conduit auditif. Lorsque le bouchon est complètement inséré, le tragus est relâché pour permettre aux forces de contact d'atteindre un équilibre, afin de mesurer la pression de contact moyenne sur toute la surface de contact. Ces données de pression sont affichées dans le graphique 1.6. Ces résultats complètent les questionnaires de confort, qui sont actuellement la seule méthode utilisée pour évaluer le confort perçu en fonction de la pression appliquée et de la taille du conduit auditif.

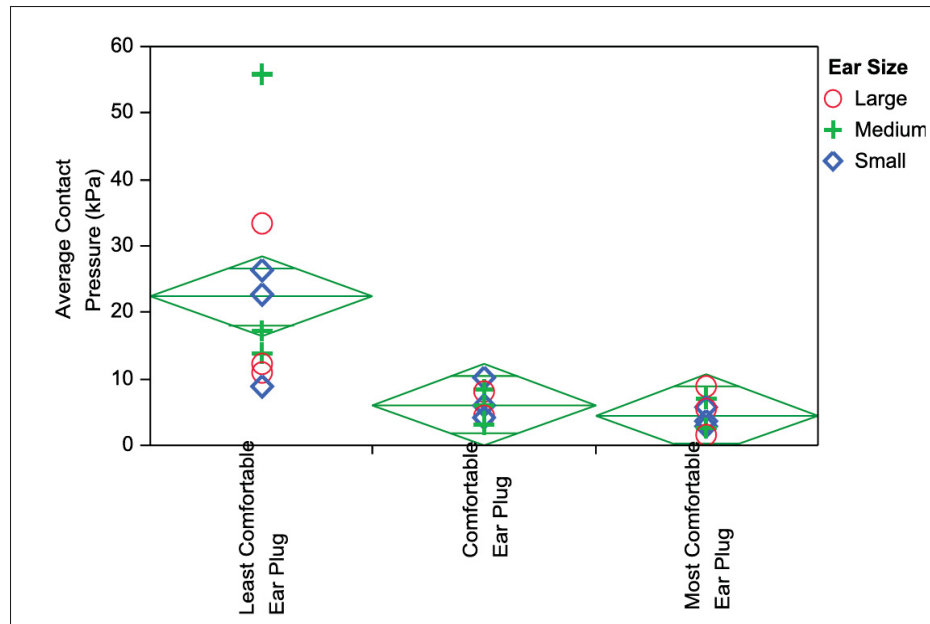


Figure 1.6 La pression de contact moyenne des bouchons d'oreille dans différents conduit auditif tiré de (Baker *et al.*, 2010)

Dalaq *et al.* (2023) ont développé plusieurs modèles analytiques et computationnels pour calculer la pression induite par les bouchons d'oreille en mousse sur la paroi interne du conduit auditif. Ces modèles vont d'un conduit simplifié à la modélisation de la PMS dans un conduit auditif réaliste en 3D, comme présenté dans la figure 1.7.

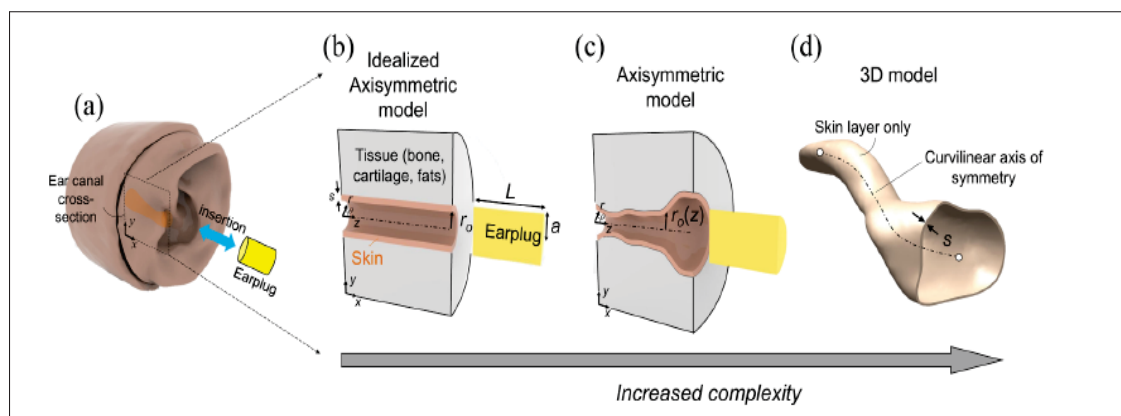


Figure 1.7 (a) Représentation 3D de l'oreille, (b) Conduit auditif simplifié, (c) Conduit auditif réaliste (d) Géométrie 3D du conduit auditif humain tiré de (Dalaq *et al.*, 2023)

Dans un premier temps, Dalaq *et al.* (2023) ont commencé par la modélisation d'un conduit auditif simplifié sous forme cylindrique, en utilisant la méthode des éléments finis (EF) pour simuler la compression radiale quasi-statique des bouchons d'oreille en mousse. Ils ont défini les paramètres représentatifs du comportement hyperélastique des bouchons et ont modélisé le tissu environnant de l'oreille comme un matériau homogène rigide. La profondeur d'insertion du bouchon d'oreille dans le conduit auditif a été fixée arbitrairement, car le matériau environnant est homogène et les variations de la profondeur d'insertion n'ont aucun effet sur la modélisation. Ce premier modèle a été validé par une modélisation analytique vérifiant l'applicabilité de l'hypothèse d'une surface cutanée rigide de la peau humaine, permettant également d'examiner l'effet du rapport du module de cisaillement hyperélastique des bouchons d'oreilles par rapport à celui de la peau du conduit auditif.

Les propriétés hyperélastiques des bouchons d'oreilles en mousse ont également été caractérisées expérimentalement à l'aide d'une machine d'essai appelée « J-Crimp - Blockwise », illustrée dans la figure 1.8. Cette machine simule la compression radiale des bouchons d'oreilles à l'intérieur des conduits auditifs. Ces paramètres ont ensuite été utilisés dans des simulations par éléments finis (EF) pour deux autres configurations.

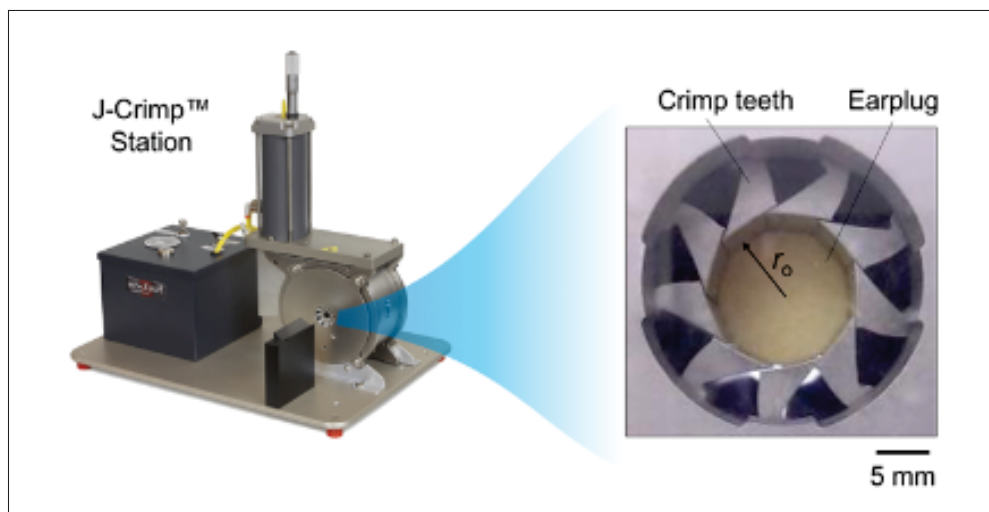


Figure 1.8 Station J-Crimp utilisé tiré de (Dalaq *et al.*, 2023)

La simplification de la modélisation de la peau humaine est réalisée en se basant sur un modèle d'une seule couche hyperélastique dont les propriétés ont été obtenues à partir de données de la littérature, notamment l'étude de Tran *et al.* (2008) sur la caractérisation des propriétés mécaniques de la peau humaine et du muscle passif. Ces propriétés hyperélastiques de la peau ont été estimées à l'aide d'expériences d'indentation sur l'avant-bras réel à l'aide d'un indenteur cylindrique, permettant d'estimer les propriétés hyperélastiques de la peau à partir d'un modèle néo-hookéen grâce à la modélisation par éléments finis des trois couches de la peau (épiderme, derme et hypoderme), y compris le tissu musculaire.

Enfin, la modélisation par EF du conduit auditif axisymétrique réaliste est réalisée en utilisant les paramètres trouvés à partir des modèles expérimentaux et analytiques. Le modèle géométrique 3D complet axisymétrique est construit à partir d'images IRM haute résolution d'un sujet humain en bonne santé. Le bouchon d'oreille est inséré de manière à ce que sa position se trouve entre le premier et le deuxième coude, ce qui est une position typique pour un bouchon d'oreille. Le bouchon d'oreille s'expande dans le conduit auditif, et la plage des pressions varie entre 13 et 18,2 kPa, comme illustré dans la figure 1.9, mettant en évidence les zones de contrainte élevée et la comparaison entre les valeurs des pressions obtenues à partir de la simulation numérique (représentées en rouge) et celles obtenues à partir du modèle analytique (représentées par des barres grises).

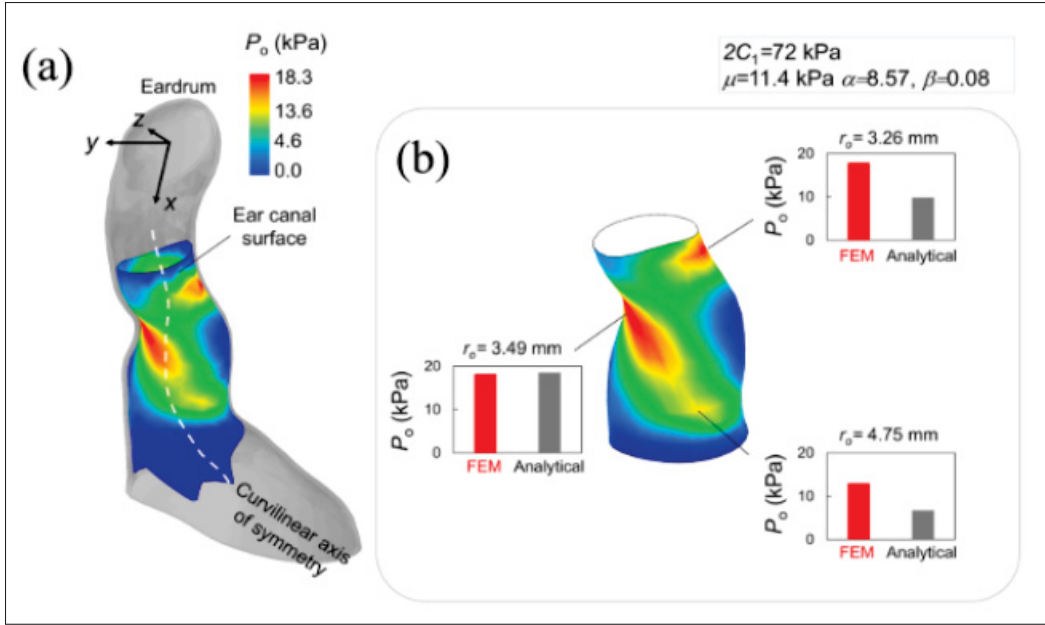


Figure 1.9 (a) Modélisation de PMS dans un conduit réaliste, (b) les valeurs de pression et la comparaison du modèle EF avec le modèle analytique tiré de (Dalaq *et al.*, 2023).

Les études de Baker *et al.* (2010) et Dalaq *et al.* (2023) proposent deux méthodes de mesure indirecte basées sur des modèles numériques. Tenant compte de la complexité de mesurer la PMS, l'étude récente de Melo *et al.* (2024) présente un système expérimental conçu pour mesurer la PMS de manière directe et locale à l'aide d'un testeur optique (OPT) pour imiter un conduit auditif sans peau. Ce système est équipé d'une sonde optique permettant des mesures ponctuelles précises de la pression statique dans le conduit auditif induite par les bouchons d'oreille, comme représenté dans la figure 1.10. Ce montage comprend un support d'échantillon rigide représentant un conduit auditif artificiel, simplifié ou réaliste, imitant la géométrie d'un conduit auditif humain, ainsi qu'un piston cylindrique rigide qui transfère la force radiale exercée par le bouchon d'oreille sur la paroi de la cavité du support d'échantillon à une sonde de force optique. Cette sonde optique est un capteur de contrainte à fibres optiques (modèle FOS-NS-1264) fabriqué par « FISO Technologies », fixé sur un support de sonde en face du point où la pression sera mesurée. Le tout est monté sur une table coulissante sur laquelle le support d'échantillon est fixé à l'aide d'un étau d'établi.

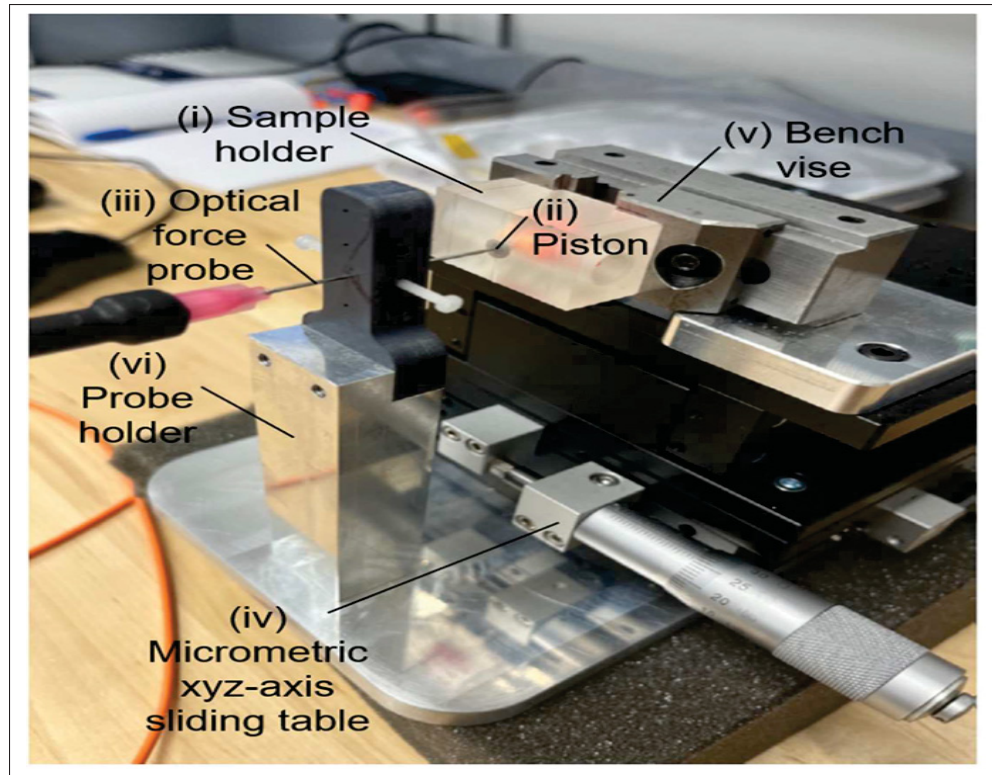


Figure 1.10 Le montage expérimental du testeur OPT tiré de (Melo *et al.*, 2024).

Les conduits auditifs ont été fabriqués en résine photopolymère à l'aide d'une imprimante 3D stéréolithographique. La première conception était un conduit cylindrique avec une section transversale uniforme, comme présenté dans la figure 1.11. La position de l'ouverture pour le piston a été choisie arbitrairement au centre du porte-échantillon, bien qu'elle puisse être positionnée à n'importe quel point du conduit. Le piston, de forme cylindrique, est fabriqué à partir du même matériau que le conduit, avec une extrémité concave correspondant au conduit pour permettre une insertion d'environ 150 μm dans le conduit jusqu'au bouchon d'oreille. L'autre extrémité du piston a une surface plate qui sert de butée pour un contrôle précis de la position initiale du piston. Dans cette étude, trois types de conduits auditifs cylindriques ont été réalisés, mesurant 6 mm, 7 mm et 8 mm de diamètre.

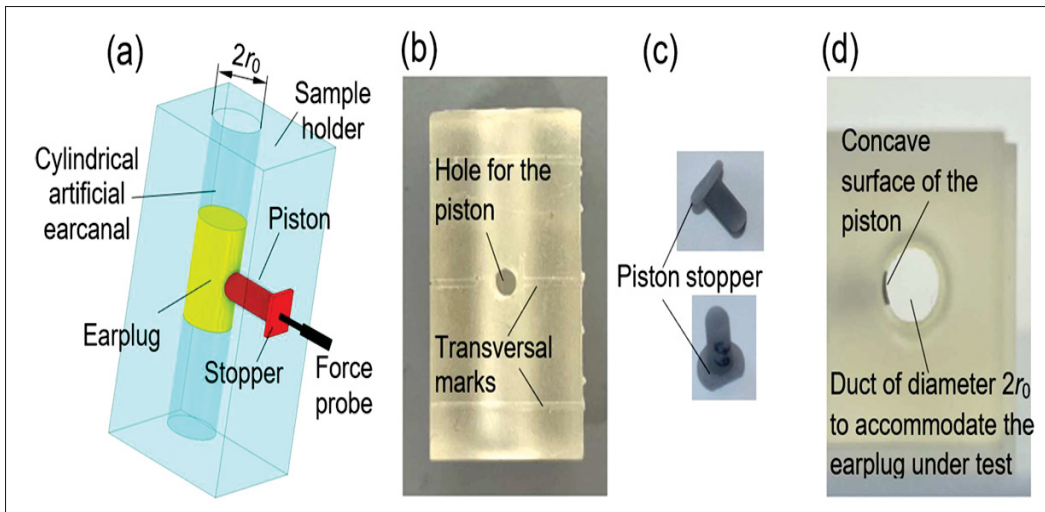


Figure 1.11 Détails du conduit cylindrique tiré de (Melo *et al.*, 2024)

Ce dispositif cylindrique a été conçu pour permettre la comparaison et la validation des résultats expérimentaux entre la configuration avec un testeur optique OPT et le système avec un testeur de force radiale RFT. Ce dernier a été développé par l'entreprise « Blockwise Engineering » pour réaliser et mesurer une compression radiale globale uniforme tout en contrôlant le diamètre de compression, comme présenté dans la figure 1.12.

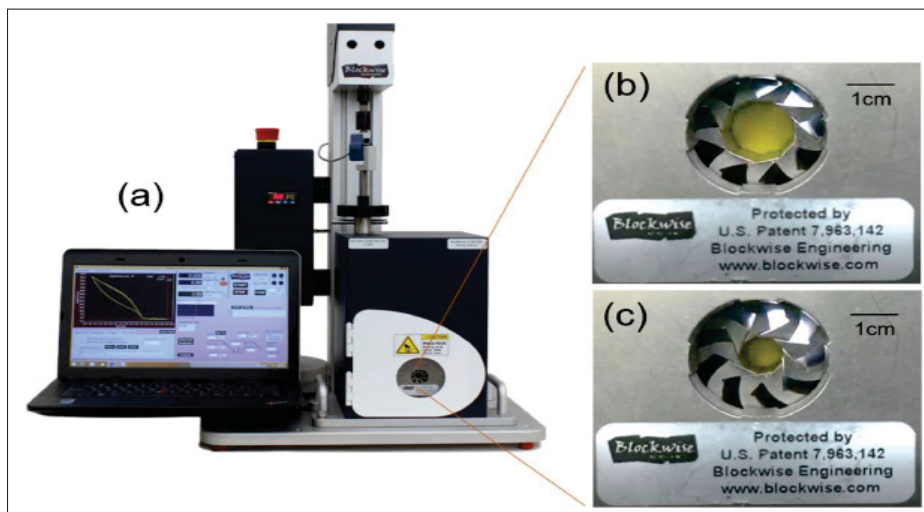


Figure 1.12 Machine de test de force radiale (RFT) tiré de (Melo *et al.*, 2024)

Les bouchons d'oreille en mousse cylindrique ont été choisis pour la comparaison des valeurs de pression obtenues à partir de la configuration OPT et celles du système RFT. Ce choix a été basé sur la forme symétrique de ces bouchons, réduisant ainsi l'incertitude dans le calcul de la pression à partir de la force radiale. Pour assurer une compression radiale uniforme et minimiser les erreurs, un outil de compression radiale manuel appelé « Squeeze Buddy », illustré dans la figure 1.13, a été utilisé.

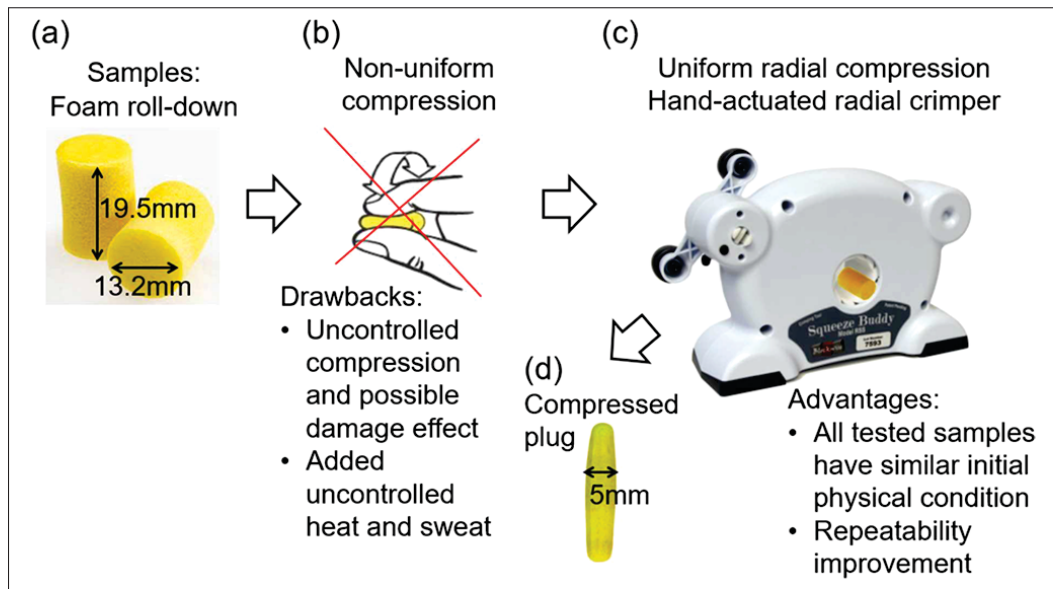


Figure 1.13 Squeeze Buddy utilisé tiré de (Melo *et al.*, 2024)

Pour mesurer la PMS dans une situation plus réaliste, un conduit auditif réaliste a été fabriqué à partir d'un modèle CAO 3D du conduit auditif, construit à partir d'images par résonance magnétique haute résolution (IRM) d'un sujet humain en bonne santé, comme illustré dans la figure 1.14. Ensuite, il a été monté sur le dispositif optique (OPT) afin de mesurer la pression en différents points choisis.

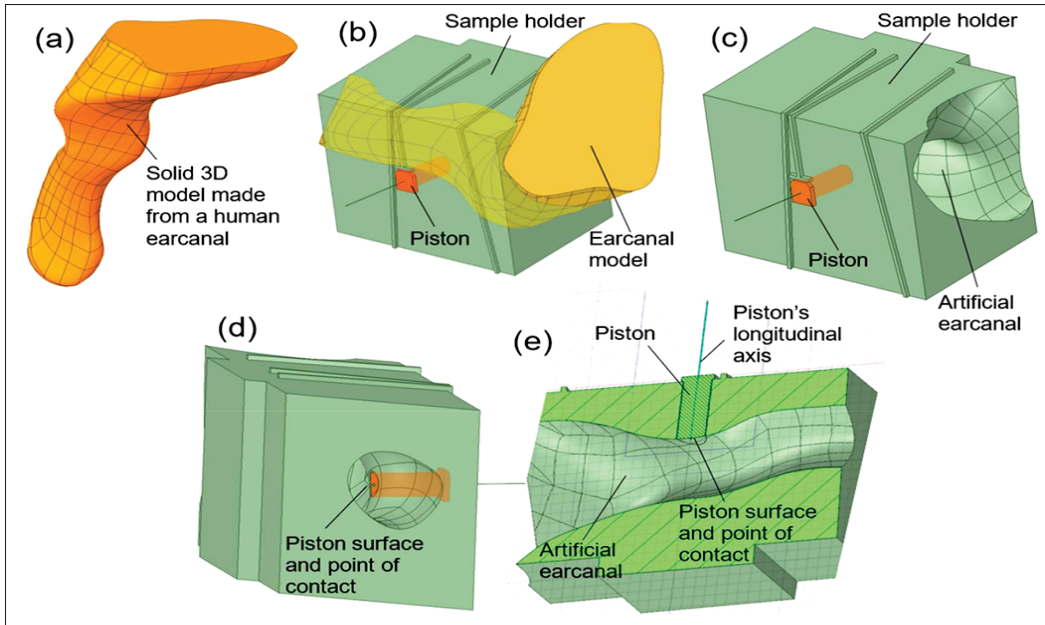


Figure 1.14 Détails de réalisation conduit auditif réaliste tiré de (Melo *et al.*, 2024)

Les résultats de la pression mesurée aux deux points avec l'OPT réaliste sont comparés avec la modélisation réalisée en EF par Dalaq *et al.* (2023), comme illustré dans la figure 1.15.

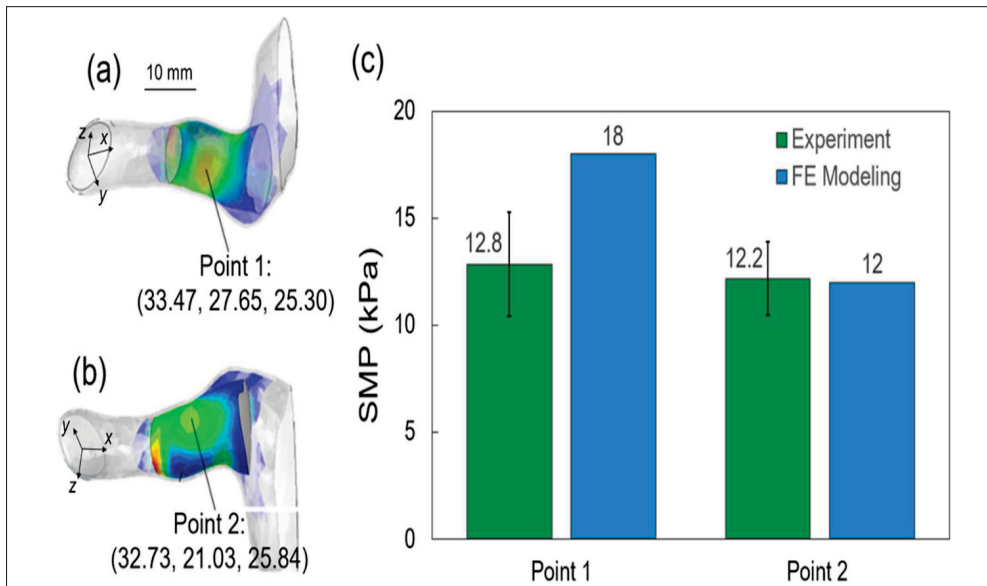


Figure 1.15 Résultat de PMS locale mesurée par le dispositif expérimental et le modèle EF tiré de (Melo *et al.*, 2024)

Finalement, grâce au système OPT, la pression statique de six différents types de bouchons a été mesurée en utilisant le système OPT à un seul point dans un conduit auditif cylindrique de 8 mm, comme illustré dans la figure 1.16. Avant la mesure, chaque échantillon a été comprimé à l'aide du Squeeze Buddy puis inséré manuellement. Les barres d'erreur ont été calculées en tenant compte de la répétabilité de la mesure de force et de l'incertitude sur la surface du piston.

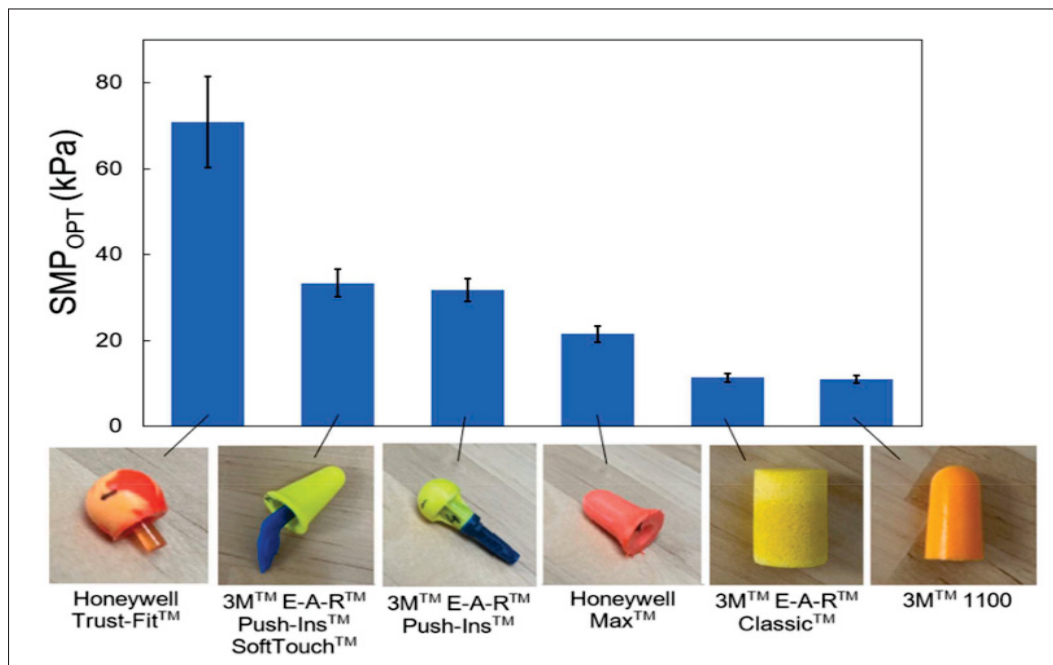


Figure 1.16 Pression appliquée par différents de bouchon d'oreille mesurée dans un point tiré de (Melo *et al.*, 2024)

1.4 Limitations des travaux actuels

Ces recherches reposent essentiellement sur l'absence d'un dispositif adéquat permettant la mesure précise de la PMS exercée par différents types de bouchons d'oreille sur toute la surface de contact dans un conduit auditif flexible, qu'il soit sous une forme cylindrique simplifiée ou une forme plus complexe. Cette lacune limite considérablement l'exploitation des recherches liées au confort de port des protections auditives.

Les méthodes présentées dans la revue de littérature (1), à la section (1.3), se basent principalement sur des modélisations numériques ou analytiques du conduit auditif, utilisant souvent un seul type

de bouchon d'oreille comme le « Classic E-A-RMC 3MC »¹, ou sur des mesures expérimentales ponctuelles de pression. Ces approches simplifient le comportement mécanique du conduit auditif et du bouchon d'oreille, ne reflétant pas fidèlement leurs comportements mécaniques réels. Des éléments tels que la complexité de l'ergonomie de l'oreille et les caractéristiques mécaniques des bouchons d'oreille sont encore mal représentés pour permettre une modélisation précise, compromettant ainsi la précision des mesures de PMS obtenues (Poissenot-Arrigoni *et al.*, 2023).

Par exemple, l'étude de Dalaq *et al.* (2023) repose essentiellement sur des modélisations numériques et analytiques simplifiées du conduit auditif et de la peau humaine. Ces approches ne reflètent pas la complexité biomécanique de l'oreille et ne prennent pas en compte les caractéristiques clés du conduit auditif, telles que son comportement viscoélastique et sa structure multicouche (peau, cartilage et os). Bien que ces simplifications visent à réduire la complexité et le temps de calcul, elles diminuent la précision du modèle. De plus, la simulation se base sur un seul type de bouchon d'oreille, ce qui limite la capacité à caractériser et extraire les paramètres nécessaires pour modéliser d'autres types de bouchons. Il est probablement nécessaire d'utiliser différents bancs d'essai pour les bouchons autres que ceux en mousse. Par conséquent, la simulation d'un seul type de bouchon en mousse ne permet pas de prédire la PMS appliquée par les autres types de bouchons également utilisés par les travailleurs, ni de généraliser les solutions proposées pour améliorer le confort de leur port.

De même, pour le travail de Baker *et al.* (2010), la création d'un ensemble de modèles numériques de l'oreille humaine a nécessité l'application d'hypothèses de simplification pour le comportement des bouchons d'oreille afin de réduire la complexité et le temps de calcul. Ces modèles nécessitent encore de la validation. De plus, l'utilisation de technologies de numérisation 3D pour créer les géométries de l'oreille interne, de l'oreille externe et des bouchons d'oreille peut être coûteuse. Il est également important d'étudier l'influence de l'angle d'insertion sur la pression exercée par les bouchons, ainsi que de déterminer l'impact et l'ampleur de la friction entre les bouchons d'oreille et le conduit auditif.

¹ https://www.3mcanada.ca/3M/fr_CA/p/d/v000057699/

Dans la recherche de Melo *et al.* (2024), une sonde de contact ponctuel a été utilisée pour mesurer la pression statique. Ce système permet d'obtenir une mesure locale et précise de la pression au point de contact entre la sonde et le conduit auditif. Ce dernier est un conduit rigide qui n'inclut pas de couche de peau humaine ; de plus, ce banc de mesure est coûteux en raison des matériaux utilisés. Ce dispositif peut également être sensible aux vibrations mécaniques externes, étant donné que la surface irrégulière du conduit auditif peut disperser la force perpendiculaire au point de mesure de la PMS et créer de la friction. Par ailleurs, la PMS exercée par le bouchon d'oreille en mousse dépend du degré de compression initiale du bouchon : plus l'échantillon est comprimé, moins la force radiale exercée lors de la dilatation est importante. Ce comportement peut être attribué aux mécanismes de dégradation ou de ramollissement du matériau sous contrainte en raison d'une compression excessive. Ainsi, une étude expérimentale ou théorique de cet effet sur des bouchons d'oreille fabriqués à partir de différents matériaux est nécessaire pour fournir une compréhension plus approfondie de la PMS induite par les bouchons d'oreilles dans divers scénarios.

En résumé, les méthodes utilisées reposent sur des modélisations numériques ou des dispositifs expérimentaux rigides qui ne simulent pas la peau humaine et réalisent des mesures locales et ponctuelles de la PMS. Ces outils sont souvent complexes et difficiles à reproduire. Il existe donc un besoin de développer un dispositif permettant de mesurer et de cartographier la distribution de la PMS sur toute la surface de contact entre le bouchon et le conduit auditif, de manière plus accessible et moins coûteuse, sans recourir à des instruments de mesure avancés ni à des modèles analytiques ou numériques complexes.

1.5 Méthodes de transduction des capteurs de pression

Les capteurs de pression flexibles sont des dispositifs capables de mesurer les pressions en convertissant les déformations résultantes des forces appliquées en signaux électriques. Ils offrent plus d'avantages par rapport aux capteurs de pression rigides, notamment leur capacité à s'adapter à des formes complexes grâce à leur flexibilité, leur taille réduite et leur faible épaisseur. Pour le développement des capteurs de pression flexibles, plusieurs méthodes de

transduction peuvent être utilisées, telles que les techniques piézoélectrique, piézorésistive, optique et capacitive, chacune présentant des avantages et des inconvénients.

La figure 1.17 montre différents capteurs de pression flexibles réalisés à l'aide de diverses technologies de détection.

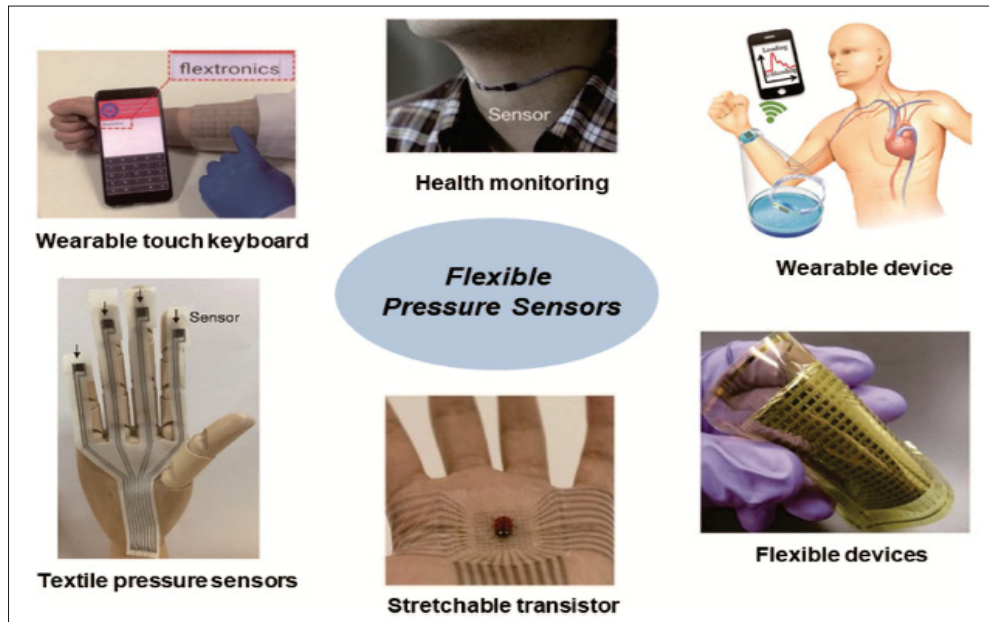


Figure 1.17 Exemple de capteurs de pression flexibles tiré de (Chen & Yan, 2020)

1.5.1 Méthode piézorésistive

Le principe de fonctionnement d'un capteur de pression flexible piézorésistif repose sur la variation de la résistance électrique en fonction de la pression appliquée sur le matériau piézorésistif (Chen & Yan, 2020). Ces capteurs présentent une haute sensibilité, une grande extensibilité, une bonne flexibilité et une excellente stabilité, ce qui les rend adaptés à la détection de faibles pressions dans différents scénarios d'application (Hu *et al.*, 2023).

Plusieurs recherches sont menées pour améliorer les performances des capteurs de pression piézorésistifs. Les chercheurs utilisent généralement deux méthodes : optimiser le matériau actif ou améliorer la structure du dispositif (Wang, Yu, Cui & Li, 2021). L'utilisation d'un matériau

souple et l'ajout de micro ou nano-structures spéciales aux matériaux de détection sont deux paramètres clés influençant l'effet piézorésistif des capteurs (Wang, Liu & Zhang, 2017). Une variété de nanostructures telles que les nanoparticules métalliques, les nanotubes de carbone (CNT), les nanofils métalliques, le MXène et l'oxyde de graphène réduit peuvent être introduites dans les matériaux conducteurs, comme présenté dans l'étude de Qu *et al.* (2023).

Par exemple, Gilanizadehdizaj *et al.* (2022) ont présenté la fabrication d'un capteur de pression piézorésistif flexible basé sur un film composé d'un réseau 3D d'oxyde de graphène réduit encapsulé dans un silicone Ecoflex 00-30, déposé sur un circuit imprimé flexible, comme illustré dans la figure 1.18. Ce capteur permet de détecter la position et l'amplitude de la pression, offrant une excellente stabilité mécanique, une sensibilité élevée, un faible hystérésis et une large plage de fonctionnement. Il mesure des pressions faibles allant de 0 à 30 kPa et fournit des informations tactiles sur la pression exercée. Le capteur présente deux régions linéaires de sensibilité, définie comme le changement relatif de résistance par unité de pression : une sensibilité de $0,13 \text{ kPa}^{-1}$ dans la plage de pression inférieure à 10 kPa, et une sensibilité de $0,05 \text{ kPa}^{-1}$ dans la plage de pression supérieure à 10 kPa, couvrant ainsi un large spectre de conditions de test.

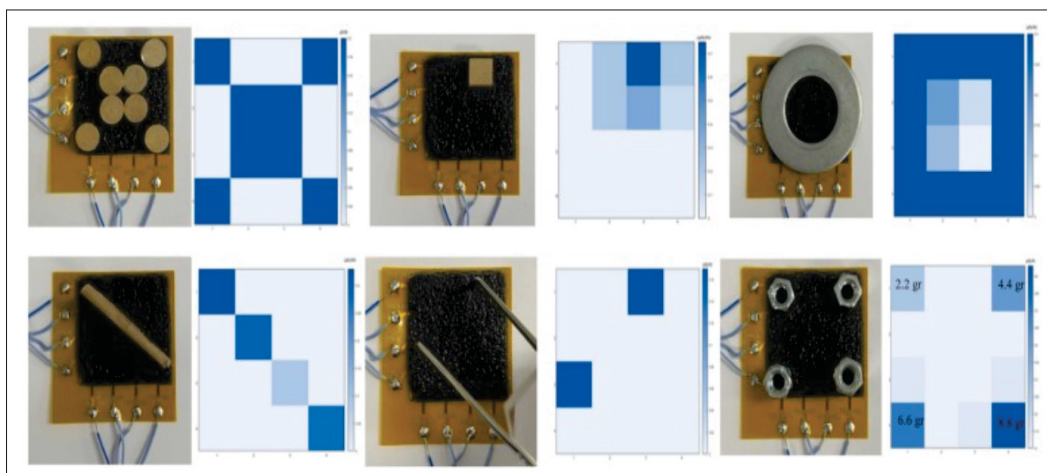


Figure 1.18 Capteur piézorésistif réalisé à base d'oxyde de graphène réduit tiré de (Gilanizadehdizaj *et al.*, 2022)

Un capteur piézorésistif développé par Park *et al.* (2014) est basé sur une couche de polydiméthylsiloxane (PDMS) mélangée avec des nanotubes de carbone (CNT) et un agent de durcissement, utilisant un moule en silicium comportant des micro-trous, formant une matrice de microdômes, comme présenté dans la figure 1.19. Ce capteur permet d'obtenir une sensibilité élevée à la pression de $15,1 \text{ kPa}^{-1}$, avec une détection minimale de $0,2 \text{ Pa}$ et un temps de réponse de $0,04 \text{ s}$.

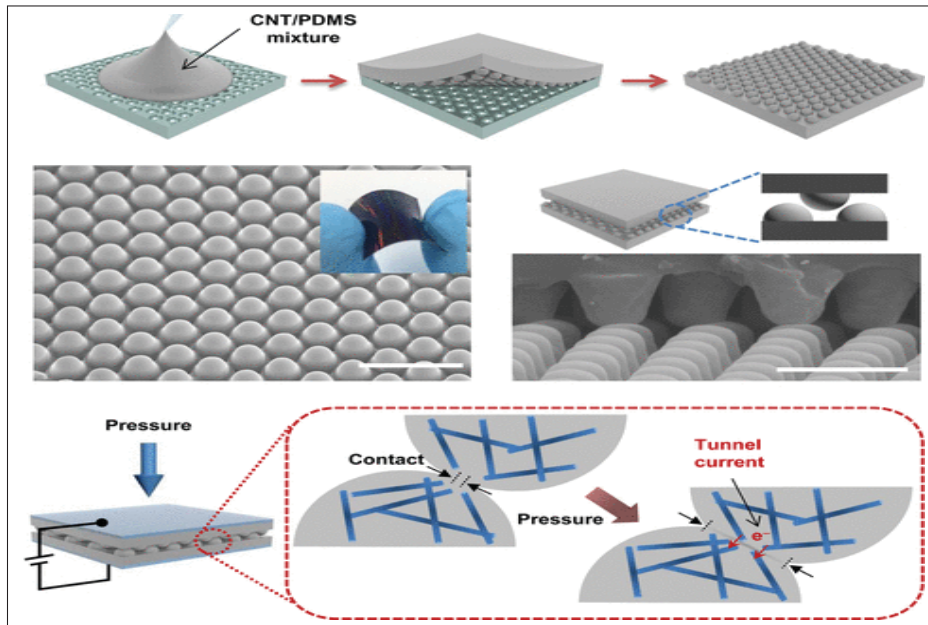


Figure 1.19 Capteur piezorésistif en microdômes à base de PDMS et CNT tiré de (Park *et al.*, 2014)

Yao *et al.* (2013) ont développé un capteur de pression microstructuré basé sur une éponge de polyuréthane (PU) immergée dans une solution d'iodure d'hydrogène chaude pour obtenir du graphène oxyde réduit (rGO) comme fine couche conductrice, comme présenté dans la figure 1.20. Ce capteur de pression flexible a montré une sensibilité de $0,26 \text{ kPa}^{-1}$ dans une plage de basse pression inférieure à 2 kPa et une limite de détection minimale de 9 Pa .

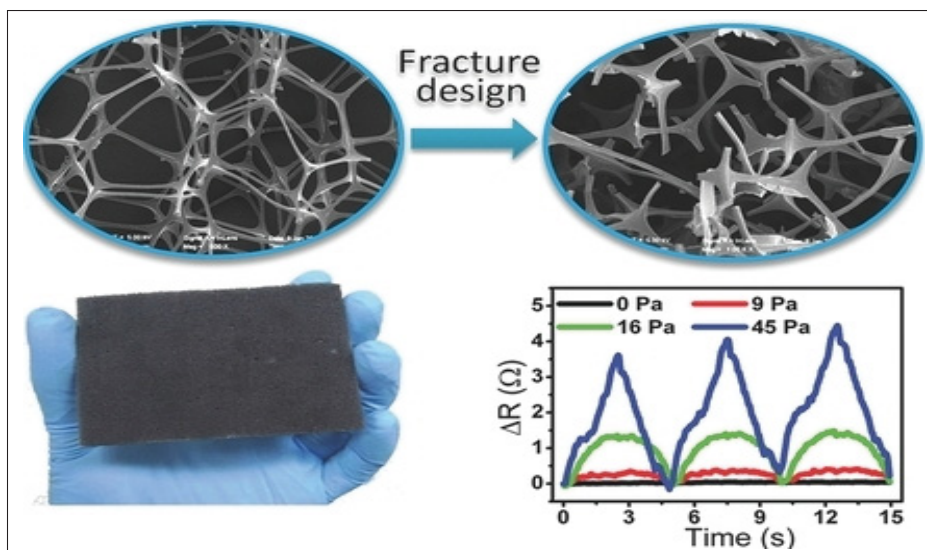


Figure 1.20 Capteur piézorésistif en éponge de polyuréthane tiré de (Yao *et al.*, 2013)

Les chercheurs Zhan *et al.* (2017) ont développé un capteur de pression flexible piézorésistif basé sur du papier mélangé avec des nanotubes de carbone à simple paroi (SWNT) à travers un processus de trempage et un traitement thermique, puis posé sur une électrode en argent et des substrats en polyamide (PI) et encapsulé entre deux couches de polydiméthylsiloxane (PDMS), comme indiqué dans la figure 1.21. En raison de la structure unique d'interconnexion des SWNT dans le papier tissé, le capteur a montré des performances supérieures avec plusieurs avantages, notamment une sensibilité élevée de $2,2 \text{ kPa}^{-1}$ dans une plage de pression de 35 Pa à 2,5 kPa et de $1,3 \text{ kPa}^{-1}$ dans une plage de pression de 2,5 à 11,7 kPa.

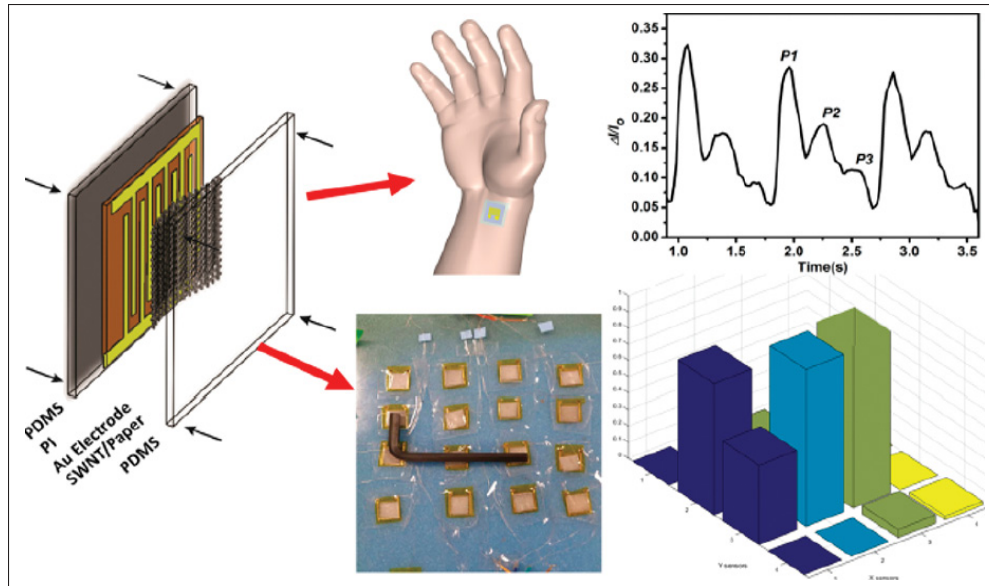


Figure 1.21 Capteur de pression piézorésistif à base de SWNT
tiré de (Zhan *et al.*, 2017)

Un capteur de pression piézorésistif entièrement constitué de papier a été développé par Gao *et al.* (2019) grâce à une méthode simple, économique et écologique. Ce capteur est composé d'un papier aéré piézorésistif (APBP) revêtu de nanofils d'argent (AgNWs) agissant comme élément de détection, encapsulé entre deux papiers de nanocellulose (NCP), comme illustré dans la figure 1.22. Le capteur de pression présente une sensibilité élevée de $1,5 \text{ kPa}^{-1}$ dans la plage de 0,03 à 30,2 kPa et maintient d'excellentes performances même lorsqu'il est plié, ce qui permet de surveiller les signaux physiologiques sur la peau humaine.

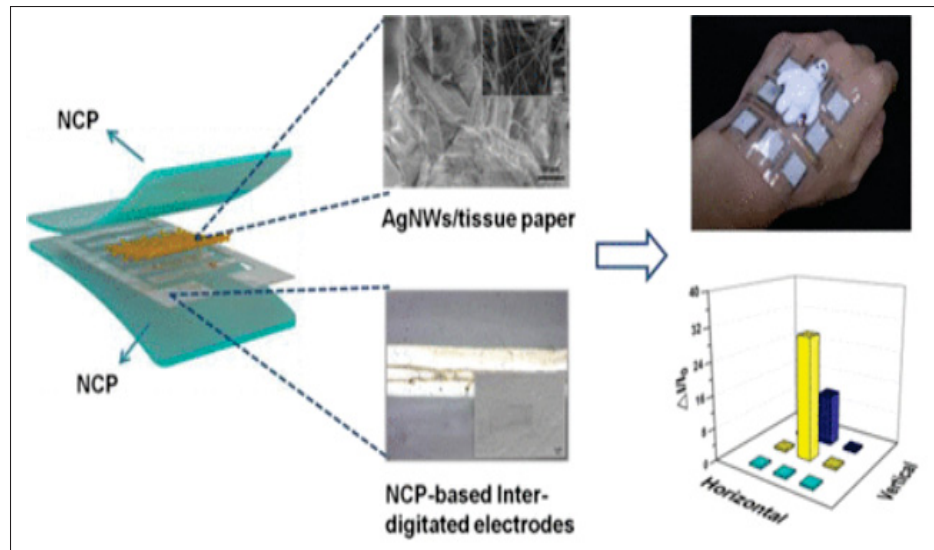


Figure 1.22 Capteur piézorésistif en papier tiré de (Gao *et al.*, 2019)

En conclusion, les capteurs de pression flexible piézorésistifs offrent de nombreux avantages pour la détection de faibles pressions, notamment une haute sensibilité, une grande extensibilité, une bonne flexibilité et une excellente stabilité, comme le soulignent les travaux présentés. Toutefois, leur application pour mesurer la pression statique d'un bouchon dans un conduit auditif cylindrique présente des défis notables. D'abord, leur performance peut varier significativement en fonction des matériaux utilisés et des structures adoptées, comme le montrent les exemples présentés. De plus, l'intégration de nanostructures et de matériaux conducteurs innovants, tels que les nanotubes de carbone ou le graphène, peut être coûteuse et complexe. En outre, l'adaptation de ces capteurs à la forme cylindrique et la garantie d'une stabilité mécanique dans cet environnement étroit et délicat n'ont pas été suffisamment abordées.

Bien que les capteurs flexibles piézorésistifs soient prometteurs, ils nécessitent des méthodes de fabrication plus développées et des validations supplémentaires pour répondre aux exigences spécifiques de la mesure de la pression statique dans un conduit auditif.

1.5.2 Méthode piézoélectrique

Le principe de fonctionnement des capteurs de pression piézoélectriques repose sur la génération de charges électriques lorsqu'une pression externe est appliquée (Wang *et al.*, 2017). Pour améliorer leurs performances, Xu *et al.* (2018) ont présenté l'intégration de nouveaux matériaux piézoélectriques, tels que le Poly (fluorure de vinylidène-trifluoroéthylène - P(VDF-TrFE)), le titanate de baryum (BaTiO_3), le titanate de zircone de plomb (PZT) et l'oxyde de zinc (ZnO). Ces matériaux ont marqué un tournant dans le développement des capteurs piézoélectriques, remplaçant les céramiques conventionnelles et le quartz.

Un capteur piézoélectrique avec une hétérostructure de nanofils et de graphène a été développé par Chen *et al.* (2017), comme présenté dans la figure 1.23, permettant de mesurer la pression statique appliquée. Comparé aux capteurs de pression traditionnels utilisant uniquement des nanofils piézoélectriques ou du graphène, ce capteur peut mesurer la pression statique avec une sensibilité, définie comme la charge électrique générée par unité de pression appliquée, allant jusqu'à $9,4 \times 10^{-3} \text{ C/kPa}$ et un temps de réponse de 57 ms.

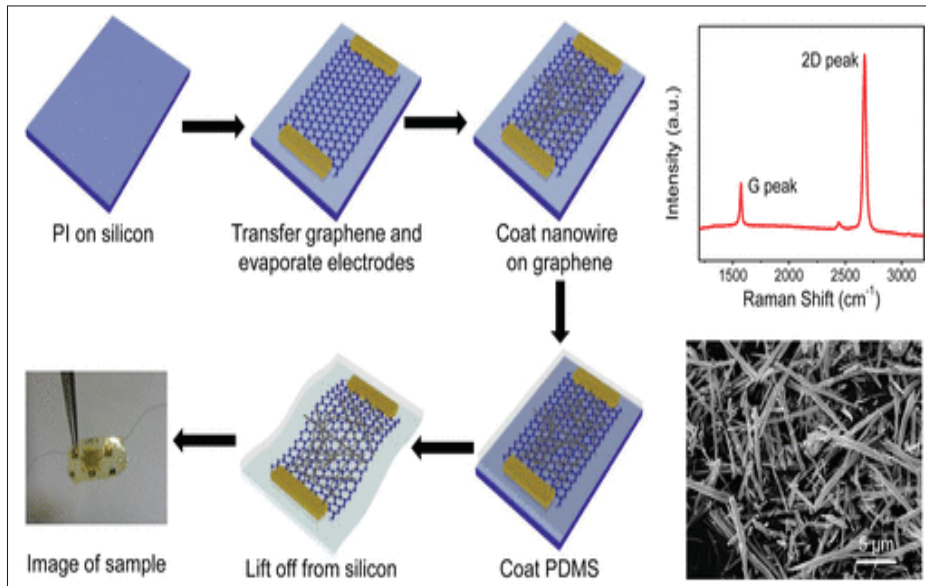


Figure 1.23 Capteur de pression piézoélectrique flexible en hétérostructures de nanofils et de graphène tiré de (Chen *et al.*, 2017)

Un capteur de pression piézoélectrique flexible développé par Hou *et al.* (2020), composé d'un film mince piézoélectrique en polydiméthylsiloxane (PDMS) chargé de nanofibres de titanate de zirconate de plomb (PZT), comme illustré dans la figure 1.24. Ce capteur est utilisé pour la détection en temps réel du mouvement humain. En raison de la grande constante diélectrique du PZT et des excellentes propriétés élastiques du PDMS, il fonctionne dans une large plage linéaire entre 1,25 kPa et 250 kPa, et présente une bonne reproductibilité sur plus de 2000 cycles.

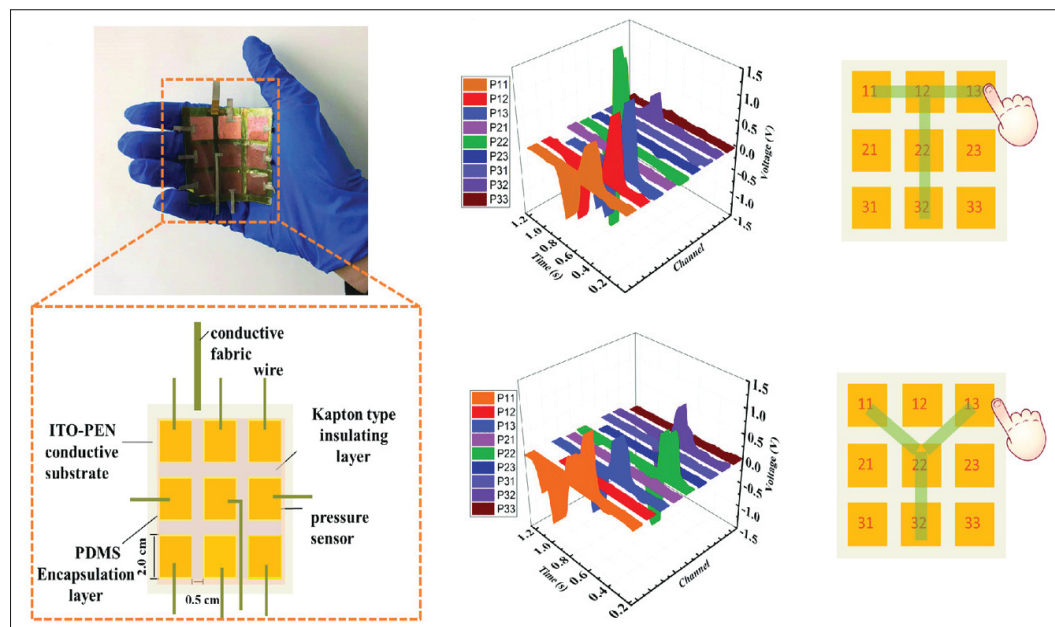


Figure 1.24 Capteur de pression en nanofibres piézoélectriques et polydiméthylsiloxane tiré de (Hou *et al.*, 2020)

Un capteur développé par Xie *et al.* (2018), reposant sur une structure stratifiée céramique-polymère à base de titanate de zirconate de plomb (PZT), est illustré dans la figure 1.25. Cette structure est obtenue par lyophilisation et forme un composite piézoélectrique en imprégnant la matrice de polydiméthylsiloxane (PDMS), présentant un coefficient piézoélectrique longitudinal effectif de 750 pC/N, supérieur à celui de la céramique seule.

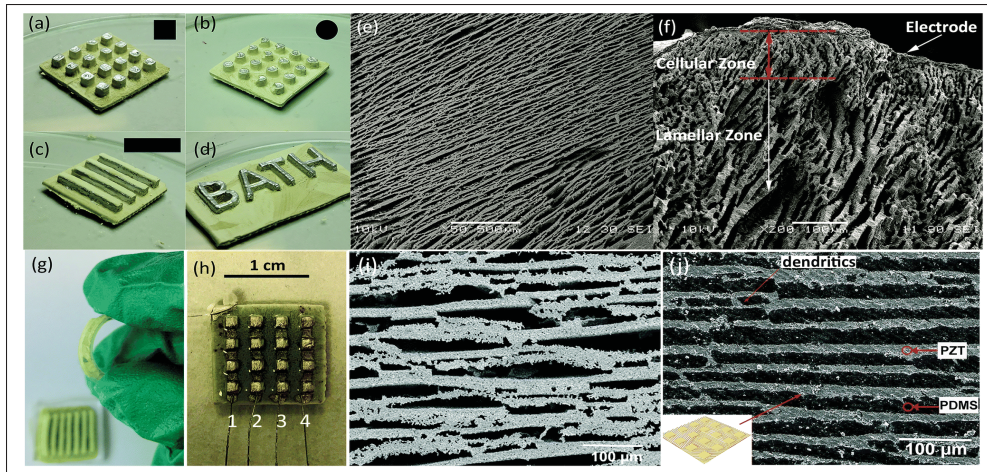


Figure 1.25 Capteur de pression en composites
céramique-polymère tiré de (Xie *et al.*, 2018)

Un capteur de pression piézoélectrique réalisé à partir de membranes de fibres nanocomposites de polyfluorure de vinyle et de nanofibres de titanate de sodium (PVDF/NaTiO₃ NWs) en trifluoroéthylène (TrFE), présenté dans la figure 1.26, développé par Guo *et al.* (2018). Il se caractérise par une bonne linéarité et une sensibilité sur une plage de pression allant de 1 kPa à 40 kPa, ainsi qu'une durabilité de 1750 cycles, permettant de mesurer les pressions appliquées par des mouvements musculaires humains.

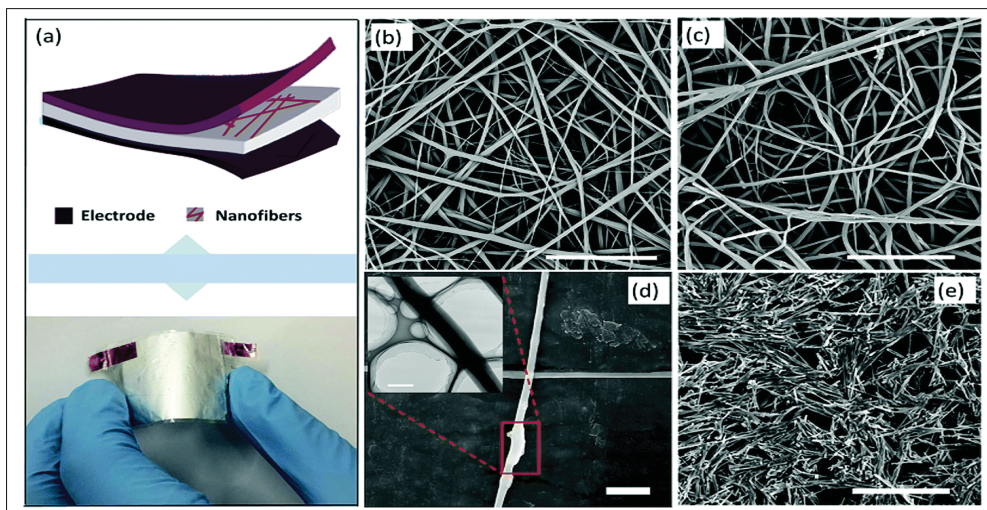


Figure 1.26 Capteur piézoélectrique en fibres nanocomposites tiré
de (Guo *et al.*, 2018)

Un capteur piézoélectrique de pression hautement sensible et portable, constitué d'une membrane composite de nanofils d'oxyde de zinc (ZnO) et de polyfluorure de vinylidène (PVDF), développé par Shin *et al.* (2016). Il est utilisé pour surveiller la fréquence cardiaque en temps réel, comme illustré dans la figure 1.27, permettant de détecter de faibles pressions de l'ordre de 4 Pa.

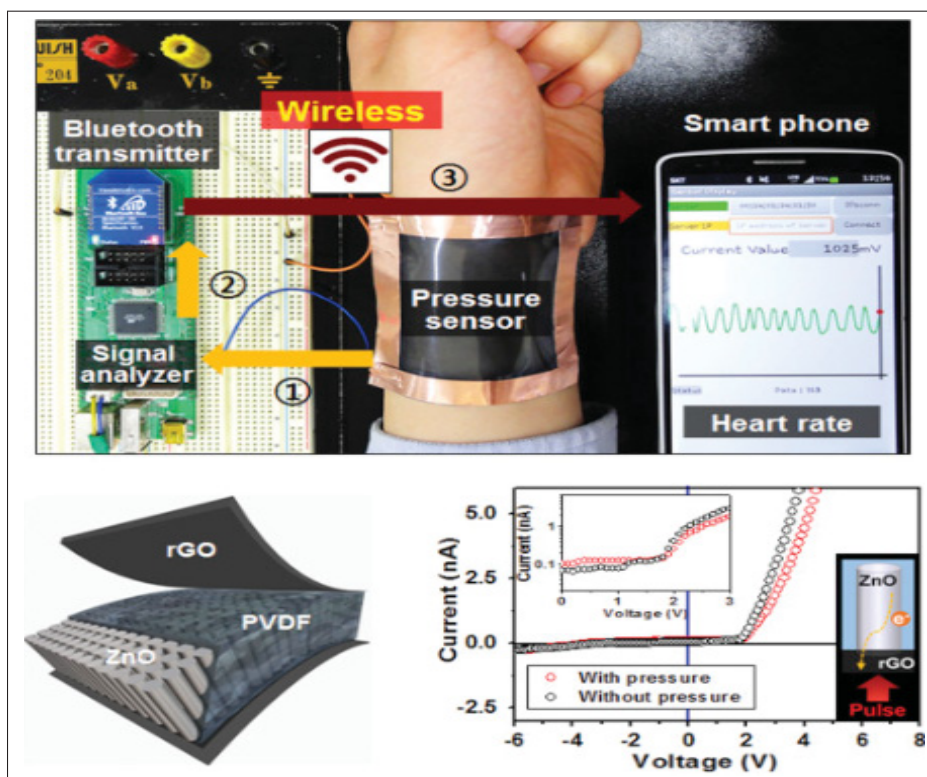


Figure 1.27 Capteur de pression piézoélectrique en film mince hybride ZnO et PVDF tiré de (Shin *et al.*, 2016)

Enfin, les capteurs de pression piézoélectriques présentent plusieurs avantages grâce à l'intégration de nouveaux matériaux, ce qui améliore leurs performances par rapport aux matériaux classiques utilisés. Cependant, leur utilisation pour mesurer la pression statique d'un bouchon dans un conduit auditif poserait certains problèmes, tels que leur adaptation à la forme cylindrique du conduit sans compromettre la structure mécanique et électrique des matériaux utilisés. De plus, ces capteurs nécessitent des technologies avancées et une expertise considérable pour garantir une compatibilité optimale et des performances fiables dans l'application spécifique de la mesure de la pression statique dans le conduit auditif.

1.5.3 Méthode optique

Les capteurs de pression flexibles optiques sont principalement composés d'une ou plusieurs caméras, de sources lumineuses émettrices (LED) et d'une membrane souple en polymère qui se déforme en présence d'une pression appliquée. L'amplitude de la pression est mesurée à partir des variations d'intensité ou de direction de la lumière lors de son passage à travers le matériau déformé. Ces capteurs optiques sont connus pour leur haute résolution, leur flexibilité, leur capacité à détecter les forces de cisaillement et de glissement, ainsi que leur aptitude à reconstruire des surfaces en 3D. Il existe principalement trois méthodes de détection : l'utilisation d'une plaque conductrice de lumière, la mesure du déplacement des points marqueurs et l'emploi d'une membrane réfléchissante (Lee, Hyunjin & Inkyu, 2023).

Premièrement, pour la méthode de transduction optique par une plaque conductrice de lumière, des matériaux tels que le plexiglas, le verre ou une plaque en acrylique sont utilisés. La surface de détection du capteur peut être déformable suite à un revêtement en élastomère. Comme illustré dans la figure 1.28, la lumière émise par les diodes électroluminescentes (LED) est introduite dans la plaque conductrice. Lorsqu'un objet entre en contact avec la surface, cette lumière est réfléchiée selon la forme de l'objet (Shimonomura, 2019).

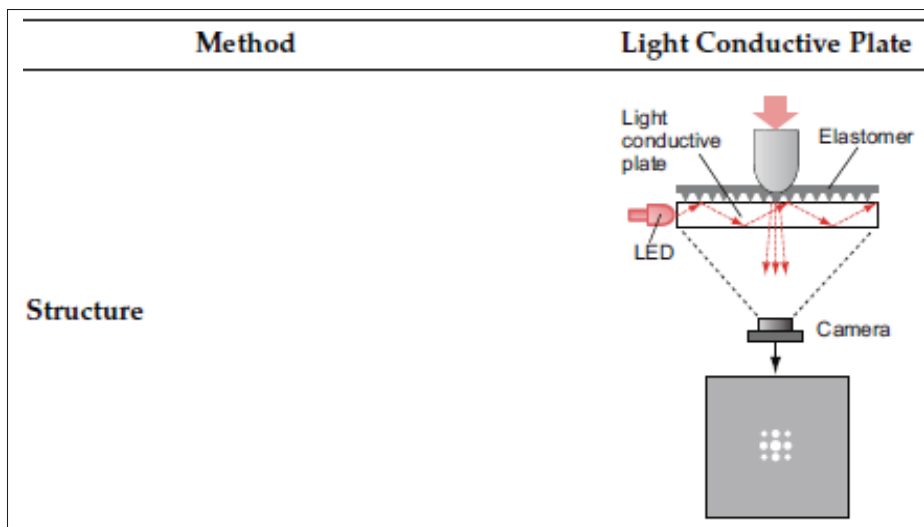


Figure 1.28 Méthode de transduction optique par plaque conductrice de lumière tiré de (Shimonomura, 2019)

Par exemple, Shimonomura *et al.* (2016) ont proposé un capteur optique composé d'une plaque en acrylique, des caméras à œil et quatre LED infrarouges, permettant d'obtenir des informations tactiles sous forme d'image infrarouge de haute résolution. Les informations de proximité et la forme tridimensionnelle de l'objet sont détectées sur la base de la déformation des rayons lumineux dans une paire d'images stéréo obtenues par deux caméras composées appelées « TOMBO - Thin Observation Module by Bound Optics ». Ce dispositif compact a été conçu pour être monté sur un robot, offrant des informations tactiles et de proximité avec une haute résolution spatiale dans le même système de coordonnées, comme indiqué dans la figure 1.29. Toutes les informations des capteurs sont obtenues par traitement d'image à l'aide de technologies de vision par ordinateur.

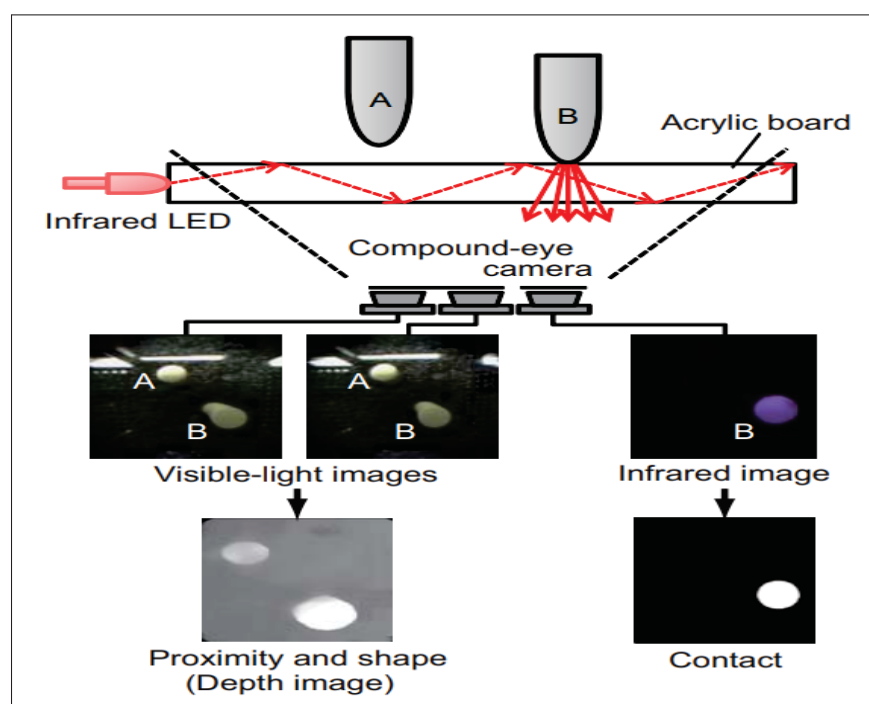


Figure 1.29 Capteur optique composé d'une plaque en acrylique tiré de (Shimonomura *et al.*, 2016)

Deuxièmement, la méthode de détection optique basée sur le déplacement de marqueurs repose généralement sur un corps élastique transparent placé devant une ou plusieurs caméras, sur lequel plusieurs marqueurs sont disposés, comme illustré dans la figure 1.30. Le déplacement des

marqueurs reflète la déformation du corps élastomère, permettant ainsi de corrélérer ce déplacement avec les forces de contact ou les formes des objets posés sur la membrane (Shimonomura, 2019).

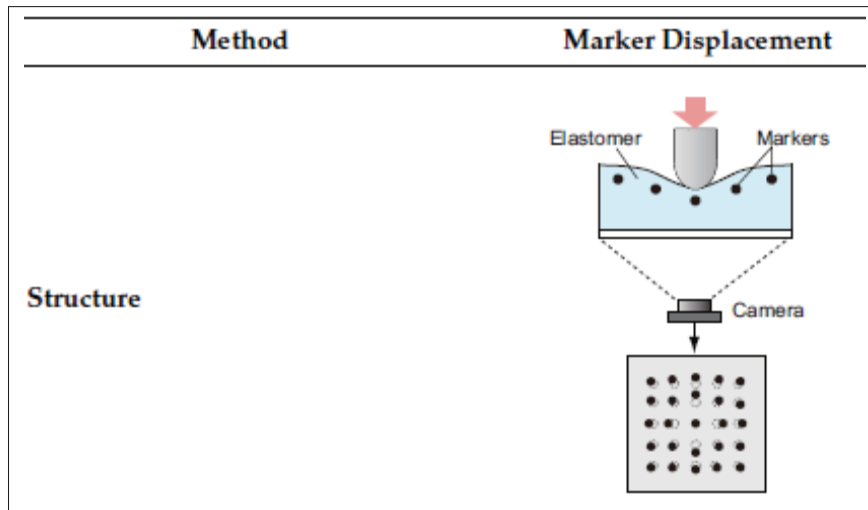


Figure 1.30 Méthode de détection par déplacement de points marqueurs tiré de (Shimonomura, 2019)

Comme exemple, le travail de Yamaguchi & Atkeson (2016) présente un capteur optique développé pour fournir un champ de force de contact et des informations visuelles sur les objets saisis, obtenus à partir de marqueurs placés sur une couche de silicone transparent. Ces marqueurs sont capturés par des caméras « USBFHD01M-L180 » permettant d’observer la scène externe à travers le silicone, comme illustré dans la figure 1.31. Afin d’estimer l’amplitude et la direction de la force de contact, les positions et les formes initiales des points marqueurs sont enregistrées, puis comparées à chaque déformation.

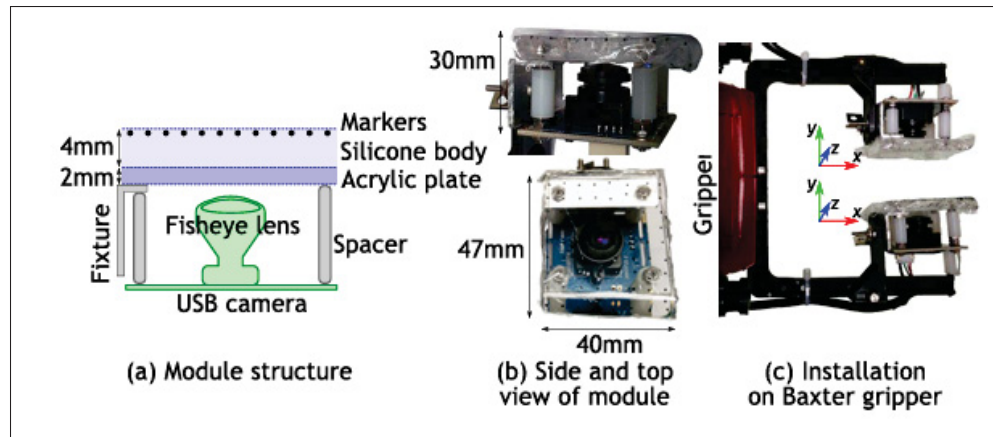


Figure 1.31 (a, b) Prototype du capteur optique à détection multimodale (c) Installation sur la pince Baxter tiré de (Yamaguchi & Atkeson, 2016)

Guo *et al.* (2016) propose un capteur optique composé d'une fine couche de silicone transparent, d'une matrice de 64 points marqueurs et d'une caméra, comme présenté dans la figure 1.32. Pour estimer l'amplitude et la direction de la force appliquée, un algorithme a été développé permettant la reconstruction 3D en temps réel de l'objet.

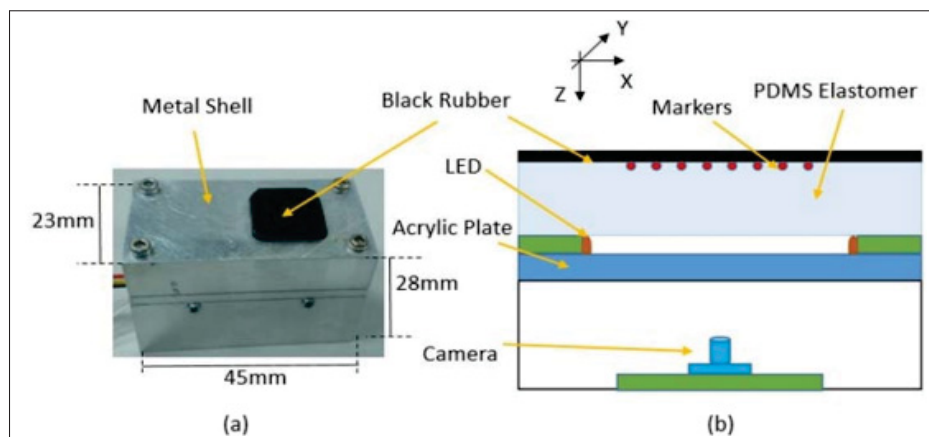


Figure 1.32 (a) Modèle du capteur (b) Configuration du prototype tiré de (Guo *et al.*, 2016)

Finalement, la méthode de détection par membrane réfléchissante se base sur une source lumineuse (LED) et une surface d'élastomère transparent revêtue d'un pigment réfléchissant, comme illustré dans la figure 1.33. Lorsqu'un objet entre en contact avec la surface de l'élastomère

du capteur, cette lumière réfléchiée est capturée par une caméra (Shimonomura, 2019). Cette méthode peut être combinée avec la méthode des points marqueurs.

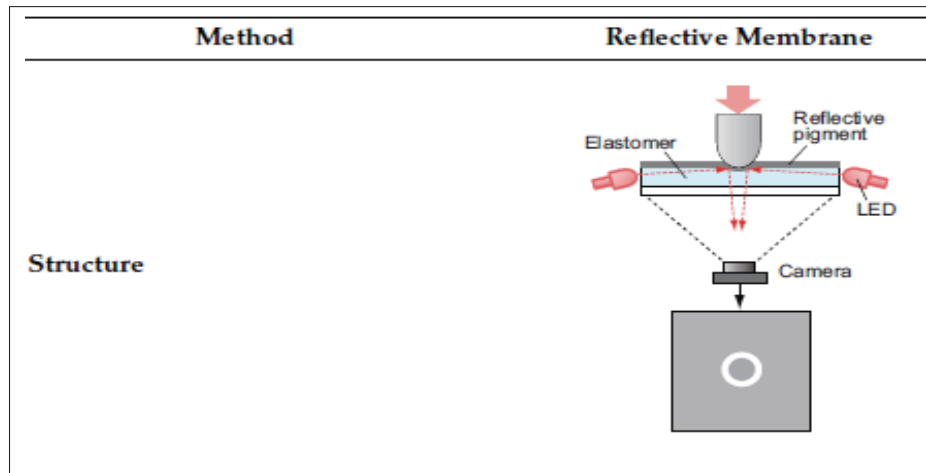


Figure 1.33 Méthode de détection par membrane réfléchissante tiré de (Shimonomura, 2019)

Dans le travail de Yuan *et al.* (2017), le capteur tactile GelSight est présenté. Il est composé d'un élastomère revêtu d'une fine couche de pigment afin d'améliorer la sensibilité et la résolution, de caméras et de sources de lumière, comme expliqué dans la figure 1.34. Lorsque la surface du capteur est déformée par le contact avec un objet, des images de ces déformations sont capturées par la caméra, reflétant ainsi les informations tactiles.

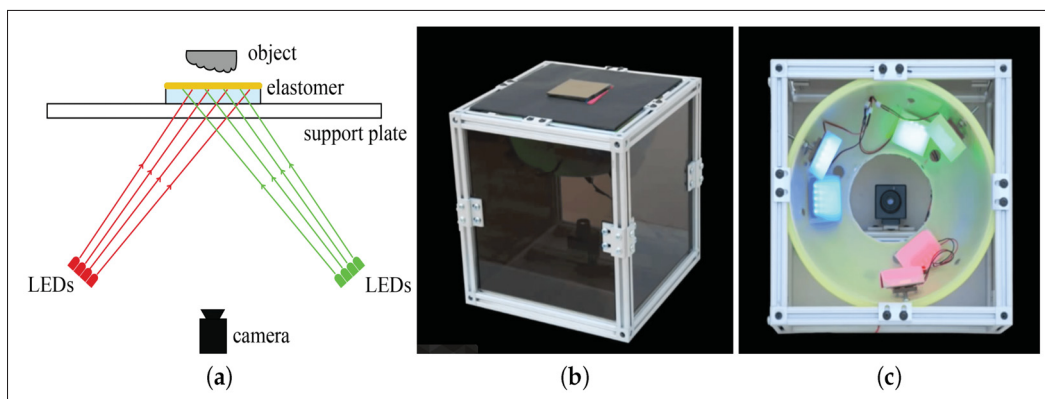


Figure 1.34 (a) conception du Gelsight, (b), (c) Capteur Gelsight tiré de (Yuan *et al.*, 2017)

Différents types de pigments ont été testés, comme présenté dans la figure 1.35, ayant des propriétés réfléchissantes variées, tels qu'un revêtement semi-spéculaire en bronze et en aluminium, sensible aux petites variations de la normale de surface, un revêtement mat adapté à une mesure précise des différentes formes, et un pigment constitué d'une couche mince de particules fines pour révéler les détails fins de l'objet.

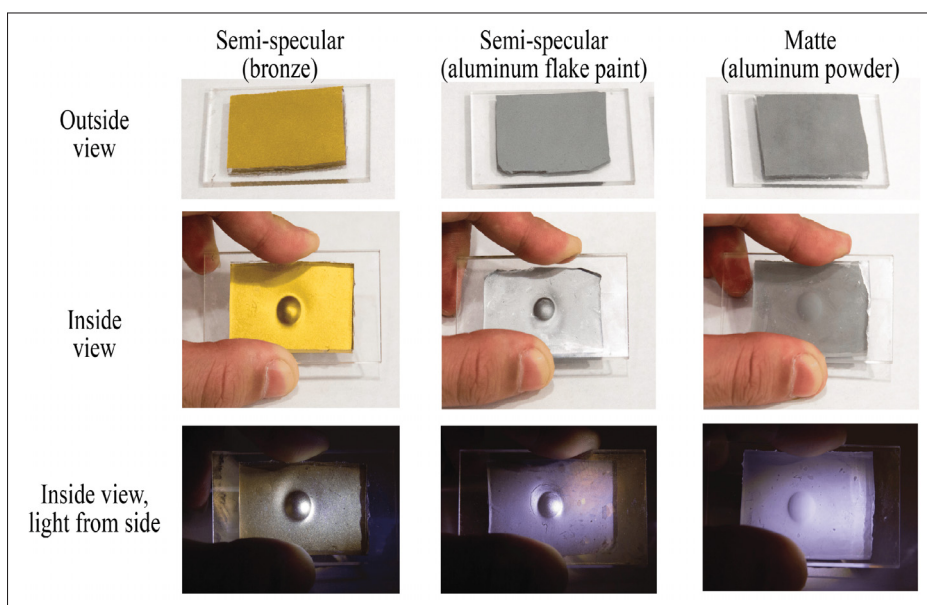


Figure 1.35 Trois types de revêtements de l'élastomère tiré de (Yuan *et al.*, 2017)

Sun *et al.* (2022) ont présenté un capteur optique haptique robuste, souple et économique, appelé Insight. Ce capteur permet de fournir en continu une carte de distribution des forces sur toute la surface de détection conique. Il est construit autour d'une caméra monoculaire interne, avec une seule couche d'élastomère surmoulée sur un cadre rigide pour garantir la sensibilité, comme illustré dans la figure 1.36.

Afin de détecter les forces normales et de cisaillement, la stéréophotométrie et la lumière structurée ont été utilisées à partir de la déformation de la coque extérieure flexible. Les informations sur les forces appliquées sont déduites par un réseau de neurones qui cartographie les images sur la distribution 3D de la force de contact. Insight est caractérisé par une résolution

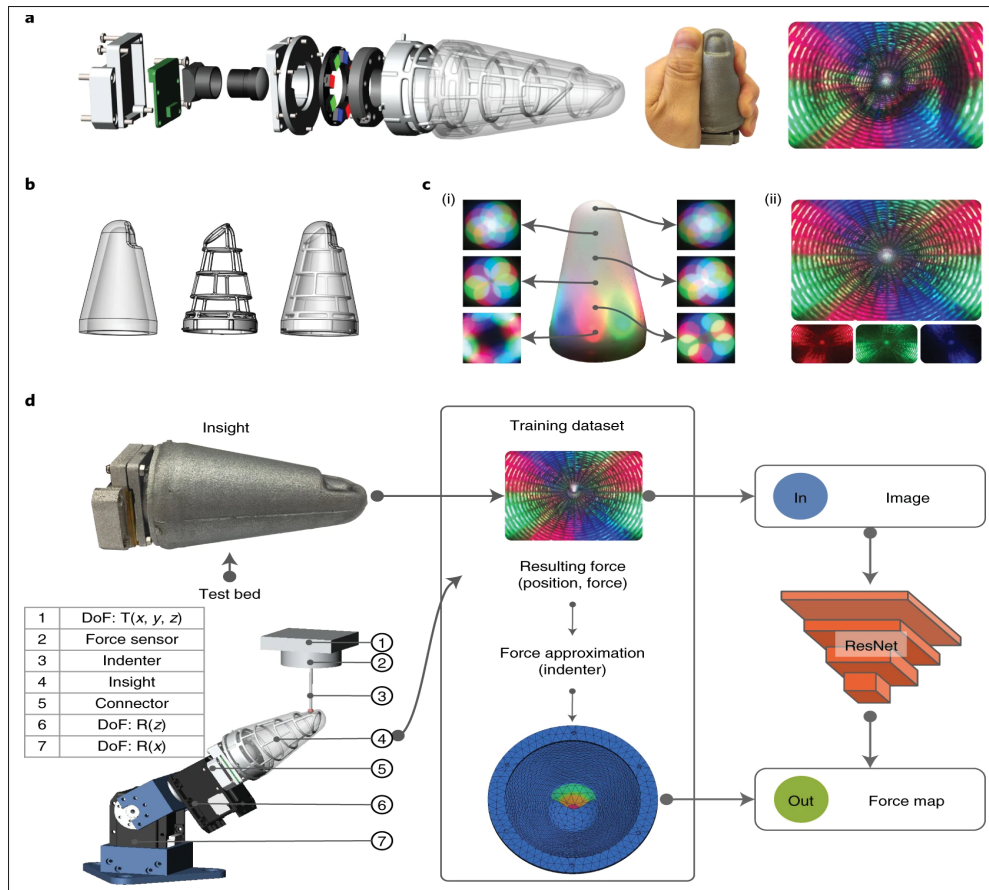


Figure 1.36 (a),(b),(c) La structure du capteur Insight, (d) Le pipeline de traitement des données tiré de (Sun *et al.*, 2022)

spatiale globale de 0,4 mm, une précision de mesure de la force d'environ 0,03 N et une précision de la direction de la force d'environ 5° sur une plage de 0,03 N à 2 N.

Roberge *et al.* (2023) ont présenté le développement de StereoTac, un capteur tactile permettant de combiner la vision 3D avec la détection tactile, utilisé pour la manipulation des objets par les robots. Le capteur est composé d'un élastomère transparent recouvert d'une fine couche de peinture, de deux caméras, et de LED rouges et bleues, comme présenté dans la figure 1.37. La vision stéréoscopique est utilisée pour capturer une représentation 3D de l'environnement avant le contact et la photométrie-stéréo est employée pour reconstruire l'empreinte tactile générée par un objet pendant le contact.

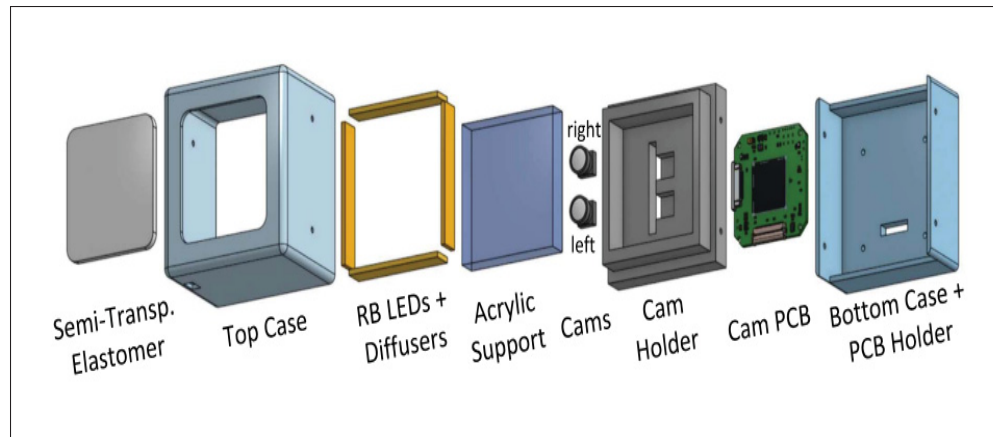


Figure 1.37 Vue éclatée du capteur StereoTac tiré de (Roberge *et al.*, 2023)

Pour conclure, les capteurs de pression flexibles optiques présentent certaines limitations lorsqu'il s'agit de concevoir un capteur cylindrique pour mesurer la pression statique d'un bouchon dans un conduit auditif. Leur complexité et leur encombrement posent des défis significatifs. En particulier, l'intégration de plusieurs composants, tels que des caméras et des sources lumineuses, dans un espace restreint comme celui d'un conduit auditif peut être difficile. La forme conique est idéale pour la méthode de transduction optique, comme démontré dans le travail de Sun *et al.* (2022). Cependant, des formes complexes, telles que celle du conduit auditif, qui peut être de type « S » ou même cylindrique simplifié, n'ont pas encore été traitées ou explorées dans les méthodes de transduction optique.

1.5.4 Méthode capacitive

Les capteurs de pression capacitifs flexibles sont constitués d'un condensateur composé d'électrodes recouvertes par une couche de diélectrique, permettant de mesurer la pression appliquée en fonction de la variation de capacitance. Ils se caractérisent par leur temps de réponse rapide et leur faible consommation d'énergie (Wang *et al.*, 2017). Ces capteurs ont été largement étudiés en raison de leur large plage de détection, de leur sensibilité élevée, de leur réponse rapide et de leur structure simple.

La capacitance C d'un condensateur à plaques parallèles en farads (F) peut être exprimée par la formule suivante :

$$C = (\epsilon A)/d$$

avec

- ϵ, A, d : La permittivité du milieu entre les plaques est exprimée en farads par mètre (F/m), la surface d'une des plaques est en mètres carrés (m²), et la distance entre les plaques est en mètres (m), respectivement.

Par conséquent, pour améliorer les performances des capteurs de pression capacitifs, les chercheurs se concentrent généralement sur l'amélioration des matériaux conducteurs souples tels que le graphène, les nanotubes de carbone (CNT), l'oxyde d'indium et d'étain (ITO), ainsi que sur les nanomatériaux métalliques, et sur les structures de la couche diélectrique, telles que des bandes rectangulaires, des structures pyramidales, des sphères et des piliers (Qu *et al.*, 2023).

Dans l'étude de Maslyczyk *et al.* (2017), un diélectrique microstructuré en carbone a été fabriqué, comme illustré dans la figure 1.38, afin d'améliorer la sensibilité du capteur capacitif développé. La forme tronconique du diélectrique a été découpée à l'aide d'un découpeur laser standard « Trotec Speedy 300 ».

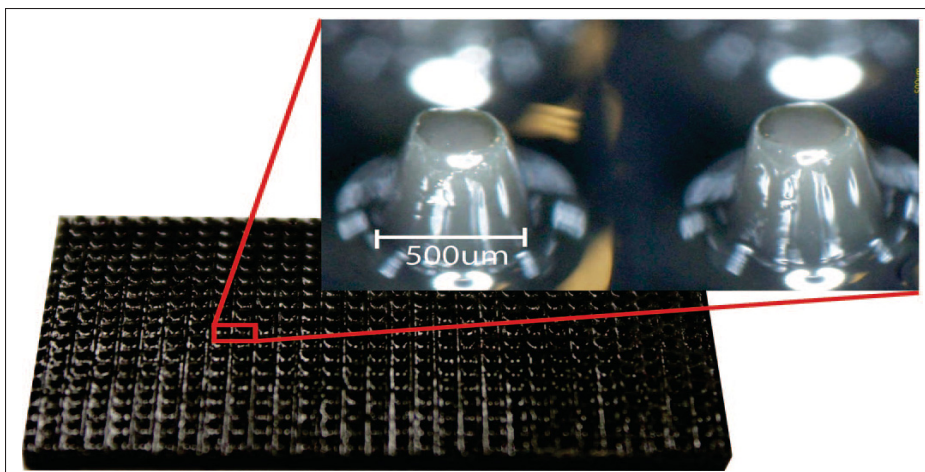


Figure 1.38 Diélectrique en carbone microstructuré tiré de (Maslyczyk *et al.*, 2017)

Dans l'étude de Lee *et al.* (2016), un capteur de pression capacitif flexible a été développé avec une fine couche diélectrique en élastomère de polymère de siloxane et des gouttelettes d'eau, créant des micropores uniformément répartis, comme illustré dans la figure 1.39. Le capteur a démontré une sensibilité élevée de 1,18 F/kPa, définie comme sa capacité à détecter des variations de pression, pour les faibles pressions (inférieures à 0,02 kPa), avec un temps de réponse rapide d'environ 150 ms.

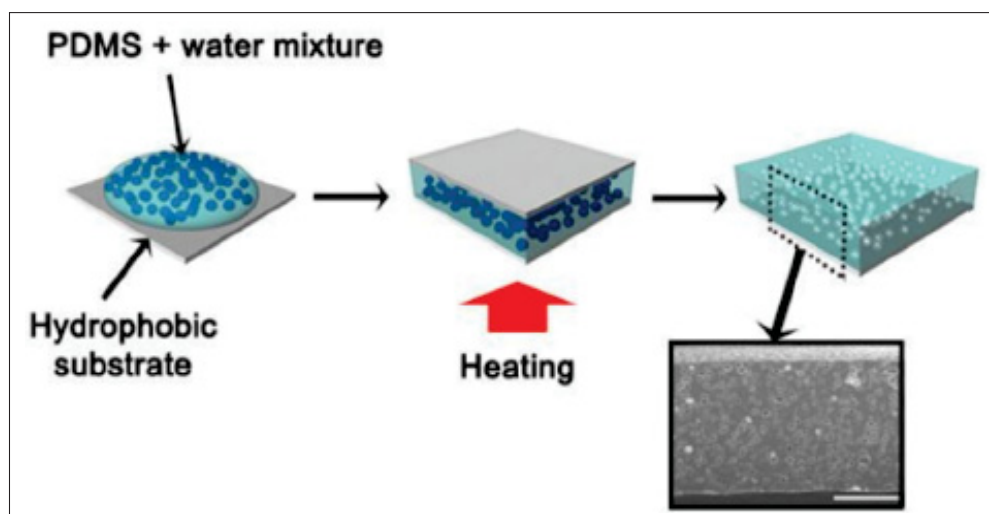


Figure 1.39 Diélectrique microporeux tiré de (Lee *et al.*, 2016)

Wan *et al.* (2018) ont proposé un capteur de pression capacitif flexible à haute sensibilité de 1,2 F/kPa, en utilisant une feuille de lotus comme moule pour obtenir un diélectrique en polydiméthylsiloxane (PDMS) microstructuré, comme présenté dans la figure 1.40, et en ajoutant une couche ultra-mince de nano-argent pour améliorer les propriétés électriques du diélectrique.

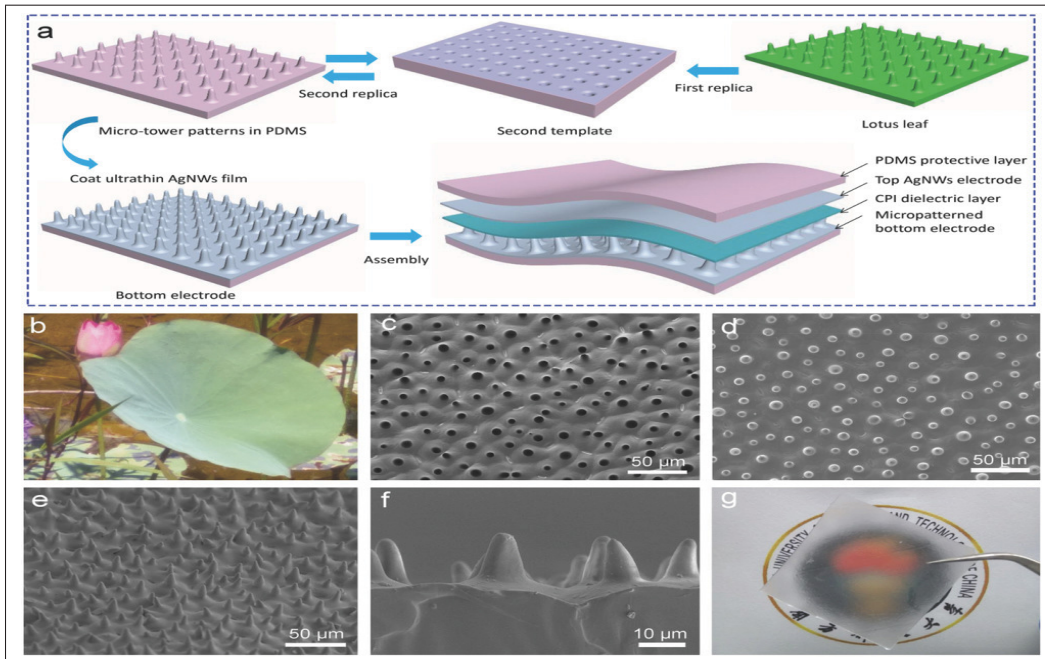


Figure 1.40 Diélectrique en PDMS avec une feuille de lotus tiré de (Wan *et al.*, 2018).

Yang *et al.* (2019) expliquent le procédé d'électrofilage où des nanotubes de carbone (CNT) ont été ajoutés à la solution de filage de polyfluorure de vinyle (PVDF) pour fabriquer une couche diélectrique sous forme de film de nanofibres composites poreux, comme présenté dans la figure 1.41. Le capteur capacitif a été obtenu en recouvrant des couches d'électrodes d'oxyde d'indium-étain (ITO) et de polyéthylène téréphtalate (PET) sur les côtés supérieur et inférieur de la couche diélectrique. La sensibilité du capteur a été mesurée à 0,99 F/kPa, comparée à celle d'un capteur sans CNT mesurée à 0,09 F/kPa.

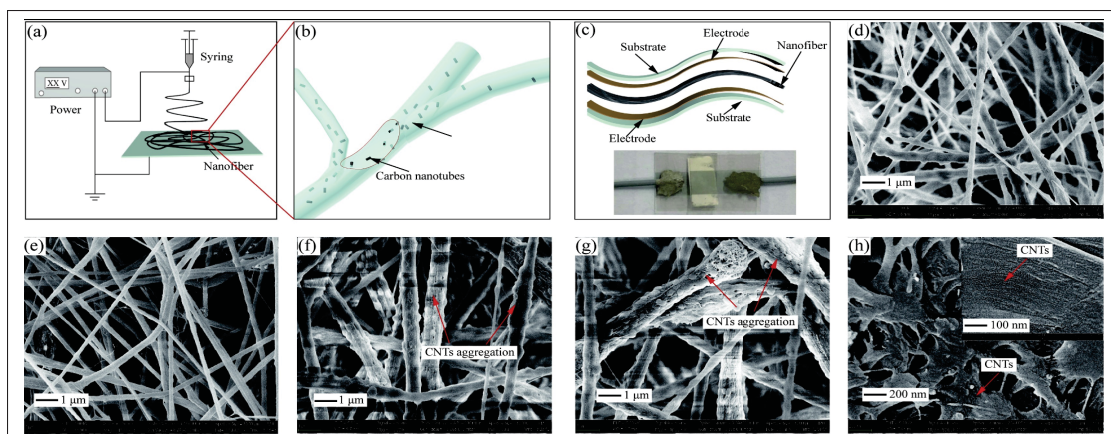


Figure 1.41 Capteur de pression capacitif flexible en nanofibre tiré de (Yang *et al.*, 2019)

Atalay *et al.* (2018) ont montré la fabrication facile d'un capteur avec des électrodes en tissu conducteur et une fine couche diélectrique en silicone microporeuse, comme illustré dans la figure 1.42. Le diélectrique microporeux est fabriqué en intégrant des granules de sucre ou des cristaux de sel, ce qui permet d'améliorer la sensibilité. Le tissu conducteur assure un réseau conducteur sécurisé et permet la création de connexions électriques robustes et flexibles.

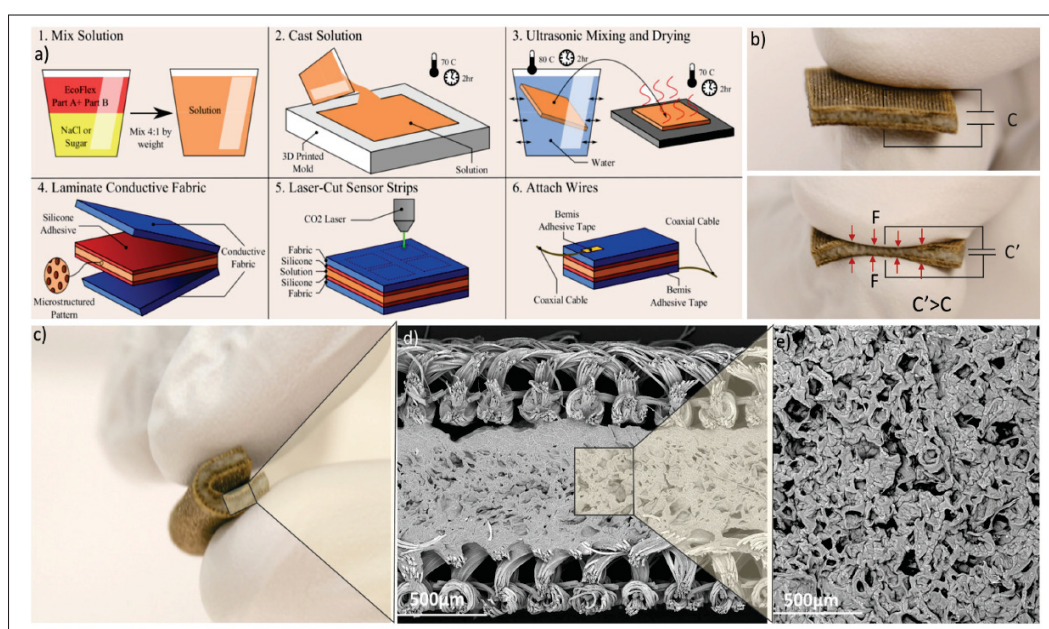


Figure 1.42 Capteur de pression capacitif composé d'une couche diélectrique microporeuse tiré de (Atalay *et al.*, 2018)

Les capteurs de pression capacitifs flexibles présentent des avantages significatifs en termes de sensibilité, de réponse rapide et de faible consommation d’énergie. Cependant, ils sont principalement conçus pour des structures plates ou légèrement courbées. De plus, l’incorporation de matériaux spécifiques et la fabrication complexe du diélectrique peuvent altérer le comportement mécanique souhaité, simulant ainsi les conditions de la peau humaine pour la mesure de pression dans un conduit auditif. Par conséquent, il serait crucial de revoir les choix de matériaux et les structures pour une adaptation optimale à l’application de mesure de pression dans un conduit auditif.

1.6 Comparaison des différentes technologies

Dans cette section, une comparaison entre les différentes techniques de transduction est menée afin de déterminer la méthode optimale pour la réalisation du capteur de pression cylindrique. Cette méthode de transduction doit garantir une excellente flexibilité et sensibilité, ainsi qu’une stabilité mécanique et électronique significative pour mesurer les pressions exercées par les bouchons d’oreille dans le conduit auditif simplifié.

Les principaux avantages et inconvénients de chaque méthode de transduction, cités dans la revue de littérature au chapitre 1, sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Tableau 1.1 Tableau comparatif des différentes méthodes de transduction

Méthode de transduction	Avantages	Inconvénients
Méthode piézorésistive	haute sensibilité et résolution	faible durabilité
Méthode piézoélectrique	large plage dynamique	facilement affecté par le bruit
Méthode optique	haute sensibilité et résolution	Structure complexe
Méthode capacitive	haute sensibilité et résolution	susceptible à l’hystérésis

Les capteurs piézorésistifs se distinguent par leur sensibilité élevée, leur structure simple et leur processus de fabrication facile, nécessitant moins de composants électroniques, ce qui les rend plus simples à fabriquer et à intégrer dans des formes complexes (Lee *et al.*, 2023). Cependant, ils sont sensibles aux facteurs externes en raison de leur dépendance à la résistivité, ce qui peut

entraîner des problèmes d'hystérésis relativement élevés et une durée de vie moins optimale par rapport à d'autres méthodes de transduction, surtout dans une configuration cylindrique.

Ensuite, les capteurs piézoélectriques sont généralement utilisés pour détecter les contraintes dynamiques telles que les vibrations acoustiques, la détection de glissements et les pressions dynamiques. Ils offrent une sensibilité élevée et une faible consommation d'énergie, mais ils ne sont pas adaptés à la mesure des pressions statiques en raison de leur grande résistance interne et de leur sensibilité aux bruits. Par conséquent, ils ne peuvent être utilisés que pour des mesures dynamiques avec une résolution spatiale limitée (Qu *et al.*, 2023).

Les capteurs optiques sont connus pour leur haute résolution spatiale, leur sensibilité élevée, ainsi qu'une large plage de détection dynamique et une réponse à haute fréquence. Cependant, cette méthode nécessite une ou plusieurs sources de lumière et une ou plusieurs caméras. En raison de leur forme généralement conique, l'intégration et la calibration de ces capteurs dans une forme cylindrique est complexe.

Enfin, les capteurs capacitifs se caractérisent par une excellente réponse aux forces statiques et dynamiques, une bonne résolution spatiale et une haute sensibilité malgré leur vulnérabilité aux interférences électromagnétiques (Qu *et al.*, 2023). Les capteurs capacitifs flexibles sont caractérisés par leur faible épaisseur et leur grande flexibilité, ce qui permet leur intégration dans une forme cylindrique compacte. Ils sont faciles à concevoir, avec des composants et des kits de développement disponibles sur le marché à faible coût et à faible consommation d'énergie. De plus, ils sont plus faciles à calibrer par rapport à d'autres technologies de transduction et moins sensibles à l'usure, à la température et à l'humidité.

En conclusion, la méthode de transduction capacitive a été choisie car elle représente la meilleure option, offrant un compromis entre une excellente flexibilité pour l'intégration sous forme cylindrique et une sensibilité élevée pour la détection des faibles pressions statiques susceptibles d'être appliquées par les bouchons d'oreille.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS ET MÉTHODOLOGIE

2.1 Objectifs du projet

L'objectif principal de cette recherche est de concevoir un capteur cylindrique capable de mesurer et de visualiser la distribution de la Pression Mécanique Statique (PMS) appliquée par différents types de bouchons d'oreille couramment utilisés par les travailleurs. Ce capteur simule le comportement mécanique d'un conduit auditif cylindrique, simplifiant ainsi la complexité géométrique de l'oreille humaine. Cette mesure permettra de mieux comprendre la distribution de la PMS après l'expansion des bouchons dans le conduit auditif, d'évaluer le confort et l'efficacité des bouchons d'oreilles, et de développer un dispositif expérimental plus réaliste.

De plus, ce capteur permet de comparer les résultats obtenus par les simulations numériques avec ceux obtenus par des dispositifs expérimentaux, offrant ainsi une nouvelle approche pour mesurer les PMS induites par les bouchons d'oreilles.

Un autre avantage significatif de ce capteur réside dans son coût réduit, la facilité de sa fabrication. Ces qualités le rendent accessible pour une utilisation pratique dans divers contextes de recherche et de développement en santé auditive. Le caractère simplifié du capteur facilite sa mise en oeuvre, permettant ainsi une adoption plus large pour des études et applications variées.

Enfin, cette recherche ouvre la voie à de futures améliorations et innovations dans les méthodes de mesure de PMS de bouchons, contribuant ainsi à une meilleure compréhension et à une amélioration continue des dispositifs de protection auditive.

2.2 Méthodologie du projet

La méthodologie employée pour la conception et le développement du capteur cylindrique de pression flexible repose sur plusieurs étapes clés, intégrant la technique de transduction du capteur ainsi que le choix des matériaux et des composants pour concevoir à la fois le capteur et

le conduit auditif simplifié, tout en assurant une sensibilité et une flexibilité optimales. Les étapes peuvent être résumées comme suit : le choix de la méthode de transduction, la sélection des composants du capteur, la fabrication du capteur dans une configuration plate, la caractérisation de la réponse statique du capteur, le développement du capteur cylindrique simplifié, et enfin, la calibration et la visualisation en 3D de la distribution de la PMS.

La première étape consiste à sélectionner la méthode de transduction la plus appropriée pour ce projet. Le choix final s'est porté sur la technologie capacitive en raison de sa haute sensibilité, de sa compatibilité avec les matériaux flexibles, et de son adaptabilité à la forme cylindrique demandée.

Ensuite, il est nécessaire d'identifier et de choisir les principales composantes pour la réalisation du capteur, y compris les matériaux pour les différentes couches du capteur. Ce prototype est composé de trois couches principales : une couche de tissu conducteur, une couche de silicone, et un capteur flexible intégrant des taxels de différentes formes et dimensions, afin de caractériser la réponse statique du capteur en fonction des taxels utilisés. Pour la réalisation des tests, le paramétrage, la programmation et la visualisation des variations de capacitance se font via la technologie « CapSense » à l'aide d'un kit de programmation PSoC6. Des applicateurs imprimés en 3D sont adaptés aux différentes dimensions des taxels.

Une fois la configuration optimale des taxels déterminée, le capteur cylindrique est réalisé, permettant de mesurer la PMS sur toute la surface de contact que les bouchons d'oreilles induisent dans le conduit cylindrique en silicone. La réalisation du capteur cylindrique a inclus l'utilisation des matériaux déjà sélectionnés pour la configuration plate du capteur, ainsi que la conception et la fabrication des capteurs rigides (PCB) et flexibles (Flex PCB) pour assurer les connexions entre les deux parties. Ensuite, la calibration du capteur a été effectuée afin de convertir les variations de capacitance mesurées en valeurs de PMS. Enfin, une interface de visualisation de la pression a été développée pour afficher la distribution de la PMS dans le conduit en fonction des différents bouchons d'oreilles.

CHAPITRE 3

MODALITÉ STATIQUE DANS UNE CONFIGURATION À PLAT

Ce chapitre introduit la première phase de la méthodologie abordée pour la réalisation du capteur cylindrique, elle consiste à concevoir, configurer et caractériser la modalité statique du capteur dans une configuration plate. Cette approche permet de sélectionner divers composants, tels que le plan de masse, le diélectrique, ainsi que les taxels dans différentes dimensions et formes, en prévision de la future configuration cylindrique.

3.1 Composantes du capteur

Pour la conception du capteur, il est essentiel de choisir les composants les mieux adaptés à l'application, capables de s'adapter à la forme cylindrique finale du capteur sans subir de dommages, tout en garantissant une bonne sensibilité. Il est également important que les composantes soient économiques et disponibles sur le marché afin d'assurer le faible coût et la répétabilité facile du dispositif.

La sélection du plan de masse représente la première étape de la fabrication du capteur, qui doit combiner une excellente conductivité et flexibilité, remplissant ainsi le rôle d'électrode de référence pour les mesures de capacitance. Ensuite, le choix du diélectrique est réalisé en se basant sur sa constante diélectrique qui impacte directement la sensibilité du capteur et son comportement mécanique, visant à simuler la peau humaine. Enfin, les taxels des capteurs, agissant en tant que condensateurs individuels dont la valeur de capacitance varie en fonction de la pression appliquée, sont présentés dans la figure 3.1 ci-dessous.

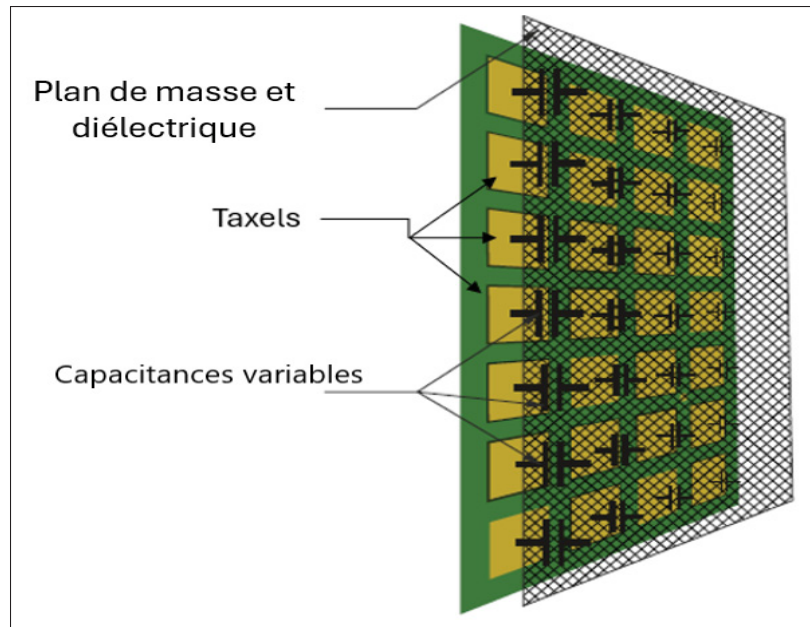


Figure 3.1 Composantes du capteur capacitif -
Image concept inspiré de (Maslyczyk, 2016)

3.1.1 Plan de masse

Pour le choix du plan de masse, quatre propositions ont été examinées pour identifier la meilleure option : le métal liquide, le métal en aérosol, le ruban adhésif conducteur en cuivre et le tissu conducteur.

3.1.1.1 Métal liquide et en aérosol

Le métal liquide ¹, composé d'une laque acrylique mono-composant à base de solvant, pigmentée avec des flocons de nickel hautement conducteurs, permet d'obtenir une surface lisse, une grande dureté et une résistance élevée à l'abrasion. Le nickel conducteur présente une conductance de surface pour une couche de 0,04 mm. L'application du métal liquide, que ce soit au pinceau ou en aérosol, est relativement simple et bénéficie d'un séchage rapide sans traitement thermique.

¹ <https://www.farnell.com/datasheets/2614606.pdf>

Toutefois, cette méthode présente plusieurs inconvénients. Après le séchage, la couche métallique devient fragile, cassante et se détériore après quelques manipulations, comme illustré dans la figure 3.2. Cette solution n'est pas appropriée pour l'application, car si le bouchon entre en contact direct avec la couche de métal liquide, l'état du plan de masse ne sera pas préservé, même après une seule utilisation. Et aussi, la couche de métal liquide ne peut être pliée ou mise en forme cylindrique sans se fissurer. En conséquence, cette proposition ne sera pas gardée.

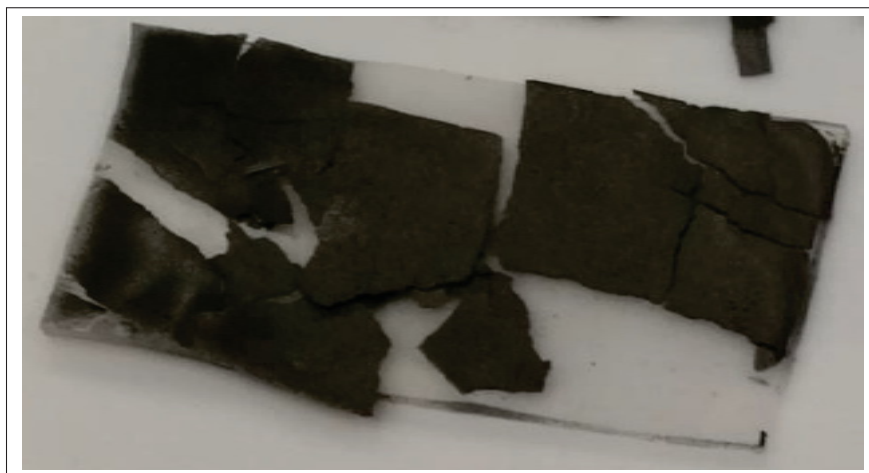


Figure 3.2 Plan de masse en métal liquide après séchage, manipulations et essais de pliage

Il existe d'autres méthodes d'application du métal liquide qui pourraient être utiles pour cette recherche, telles que le frittage mécanique « sintering », la lithographie et la gravure, ainsi que l'impression 3D de métaux liquides, comme présenté dans le travail de Dickey (2017). Cependant, ces méthodes n'ont pas été explorées en raison de leur complexité de réalisation et du manque d'équipements nécessaires pour les mettre en oeuvre. Ces méthodes pourraient permettre de rouler le capteur tout en préservant ses propriétés mécaniques et électriques.

3.1.1.2 Ruban adhésif en cuivre

Le ruban adhésif conducteur en cuivre ², a une épaisseur de 0,04 mm, une résistance électrique de $0,005 \Omega/\text{in}^2$, mesurée par la méthode MIL-STD-202- Méthode 307 ³ maintenue à 5psi (3,4N/cm²) mesurée sur une surface de 1po^2 . Initialement considérée comme une solution prometteuse, elle s'est cependant révélée peu fiable après une série de tests et de multiples utilisations. La couche de cuivre se dégradait rapidement, perdant ainsi sa texture lisse, et se décollait de la couche de silicone, impactant ainsi la conductivité électrique, comme illustré sur la figure 3.3.



Figure 3.3 Plan de masse utilisant du ruban adhésif en cuivre après quelques manipulations et essais de pliage

De plus, le matériau manque significativement d'extensibilité dans les directions horizontales et verticales, ce qui représente un obstacle probable pour la mesure de la PMS radiale de l'expansion du bouchon d'oreille dans le conduit et pour la capacité de plier le silicone et de former une structure cylindrique. Par conséquent, cette méthode est éliminée.

² https://www.3mcanada.ca/3M/en_CA/p/d/v000157647/

³ <https://multimedia.3m.com/mws/media/645373O/3mtm-scr-conn-bm-r-a-plug-36110-2220-xx.pdf>

3.1.1.3 Tissu conducteur

Le tissu conducteur testé ⁴, illustré dans la figure 3.4, est un textile composé d'un revêtement métallique en argent sur une base en nylon, présentant une faible résistance de surface de $\leq 0,05 \Omega/\text{sq}$, évaluée conformément à la norme ASTM F390 ⁵, pour une épaisseur de 0,1 mm. Il assure également une atténuation élevée des ondes électromagnétiques, supérieure ou égale à 60 dB, de 10 MHz à 3 GHz.

Cette solution offre une conductivité électrique élevée et une réflectivité électromagnétique stable et fiable, réduisant ainsi les interférences et le bruit. Elle permet également l'enroulement du diélectrique afin d'atteindre la forme cylindrique désirée, garantissant flexibilité et extensibilité dans les deux directions lors de l'expansion du bouchon dans le conduit auditif. Par conséquent, cette approche sera adoptée pour la poursuite du projet.

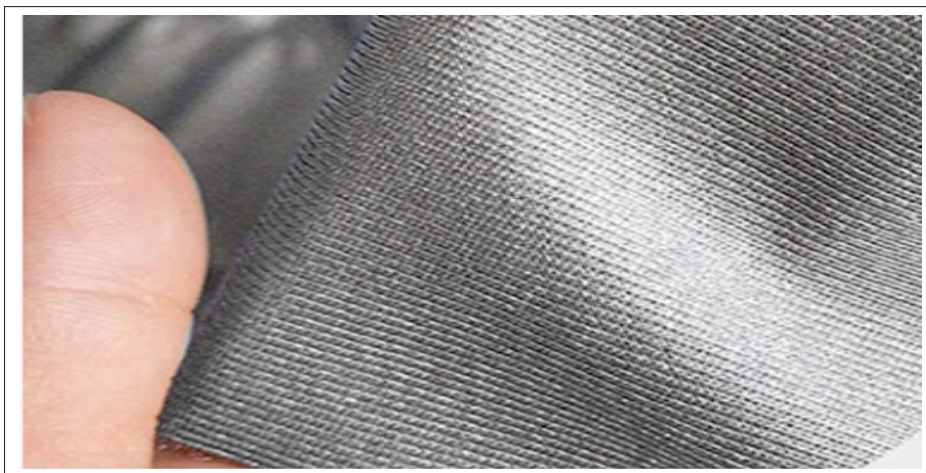


Figure 3.4 Plan de masse en tissu conducteur

⁴ <https://nano3dsystems.com/product/silver-conductive-fabric-stretchable-washable/>

⁵ <https://www.astm.org/f0390-98.html>

3.1.2 Confection du diélectrique

Pour la fabrication du diélectrique, il est essentiel de choisir le silicone, en fonction de sa capacité à reproduire le plus fidèlement possible le comportement mécanique de la peau humaine, tout en assurant une excellente flexibilité et une sensibilité élevées.

Selon la norme ASTM S12.42 :2010 « 6.7 Flesh simulation ⁶ » : Pour que le matériau du conduit auditif artificiel reproduise le comportement de la peau, sa dureté (Shore-00) doit être comprise entre 30 Shore-00 et 60 Shore-00 lorsqu'elle est mesurée à 37 ± 2 °C.

Par exemple, le modèle d'oreille humaine réalisé par « True Phantom ⁷ » reproduit fidèlement l'oreille adulte, tout en tenant compte de son anatomie complexe. Il est composé de l'os temporal, de cartilage en silicone de dureté 65 Shore-A et de peau en silicone de dureté 35 Shore-00, comme indiqué dans la figure 3.5. Ce modèle peut être utilisé dans la recherche et le développement d'équipements auditifs, ainsi que pour tester et calibrer les équipements d'aide auditive.



Figure 3.5 Modélisation réaliste d'une oreille humaine tiré de <https://truephantom.com/product/adult-ear-for-rd/>

⁶ [https://webstore.ansi.org/preview-pages/ASA/preview_ANSI+ASA+S12.42-2010+\(R2020\).pdf](https://webstore.ansi.org/preview-pages/ASA/preview_ANSI+ASA+S12.42-2010+(R2020).pdf)

⁷ <https://truephantom.com/product/adult-ear-for-rd/>

Pour la fabrication du conduit auditif du projet, le silicone 30 Shore-00 a été choisi pour reproduire de manière satisfaisante le comportement mécanique de la peau humaine, car ce matériau conserve flexibilité et souplesse, même avec le roulage en forme cylindrique et l'ajout du plan de masse. Ce dernier peut toutefois limiter l'expansion du silicone dans la direction radiale une fois enroulé, ce qui pourrait augmenter la dureté du silicone. Il est également important de prendre en compte la constante diélectrique, comme mentionné précédemment dans la section 3.1. Pour le silicone 30 Shore-00 ⁸, la constante diélectrique est supérieure à 350 volts/mil, mesurée selon la norme ASTM D-149-97a ⁹.

Pour modéliser l'oreille humaine, l'épaisseur de la couche de silicone a été fixée à 8 mm afin de reproduire la structure du conduit auditif, composée de plusieurs couches comme la peau, le cartilage et une fine couche de graisse, avec une longueur de 25 mm. Ces spécifications ont guidé la conception du moule du diélectrique, réalisée par impression 3D. Ensuite, des quantités égales des composants A et B des silicones EcoFlex-00-30A et EcoFlex-00-30B ont été mélangées, puis dégazées dans une chambre à vide pour en retirer les bulles d'air. Après cela, une couche fine de silicone a été étalée sur le tissu conducteur pour le fixer fermement au fond du moule. La quantité restante de silicone a ensuite été coulée dans le moule. Après séchage, le diélectrique a été extrait du moule, révélant ainsi une structure souple et flexible, comme illustré sur la figure 3.6.

Une proposition pour augmenter la sensibilité a été aussi discutée, comme l'intégration de nanoparticules de céramique ferroélectrique, méthode déjà faite par Rana, Roberge & Duchaine (2016), visant à amplifier la permittivité relative statique du matériau diélectrique et par suite la sensibilité du capteur capacitif tactile développé. Cependant, cette approche n'a pas été retenue, car l'ajout de ces particules pourrait accroître la rigidité et altérer les propriétés mécaniques du diélectrique, affectant ainsi sa capacité à simuler le comportement mécanique de la peau.

⁸ <https://www.smooth-on.com/products/ecoflex-00-30/>

⁹ <https://www.astm.org/d0149-97a.html>

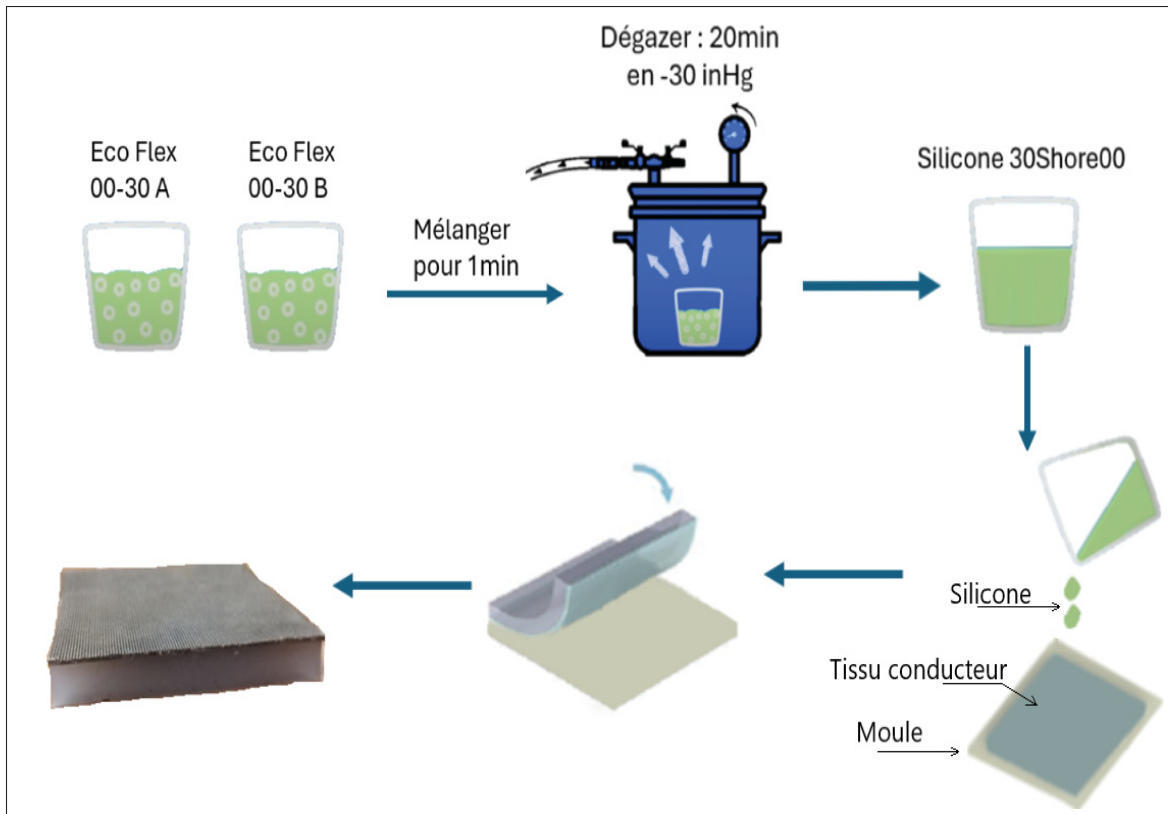


Figure 3.6 Processus de fabrication du diélectrique plate

3.1.3 Taxels capacitifs flexibles

Cette section détaille les trois configurations de taxels avec des formes et dimensions variées, élaborées et réalisées pour mesurer la réponse à la pression statique du capteur. Cette étape s'inspire du travail de Maslyczyk *et al.* (2017), dans lequel deux formes de taxels ont été conçues et testées pour des applications de préhension.

L'objectif de cette étape est de déterminer expérimentalement la configuration des taxels la plus sensible et optimale, permettant de mesurer la pression minimale détectable par le capteur tout en s'adaptant à la configuration cylindrique du capteur. Cette mesure est essentielle pour évaluer la précision avec laquelle le capteur peut détecter les variations de pression. Les deux premières configurations (taxels rectangulaires et taxels en serpent) sont illustrées dans la figure 3.7.

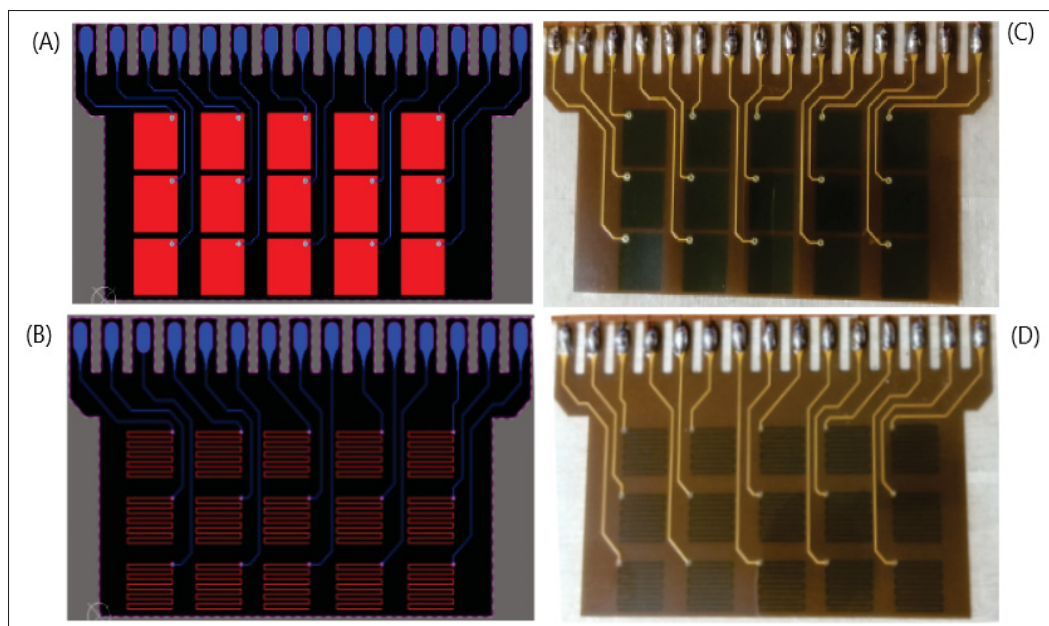


Figure 3.7 (A), (B) Conception des taxels rectangulaires de dimensions (4,25 mm x 5,25 mm) et serpentins de dimensions (4,5 mm x 5,25 mm) réalisée avec Altium Designer. (C), (D) Photos réelles des taxels

Ensuite, la configuration illustrée dans la figure 3.8 présente un capteur flexible intégrant deux formes de taxels, carrés et en serpent, avec des dimensions variant de 1,5 mm à 3,5 mm. Cette configuration a été conçue dans le but de quantifier expérimentalement l'impact des dimensions des taxels sur la variation des capacitances en fonction des forces statiques appliquées. Ces résultats seront ensuite exploités pour choisir les dimensions et la forme des taxels adéquates pour la fabrication du capteur flexible cylindrique.

3.2 Caractérisation de la modalité statique

Cette section détaille en premier lieu le montage expérimental du capteur capacitif flexible à plat, conçu pour mesurer la variation de capacitance en réponse à l'application de forces statiques variant de 0 N à 5 N. Ensuite, les tests effectués sont présentés, suivis des résultats de la variation de capacitance des différentes configurations de taxels obtenus en fonction des forces statiques appliquées.

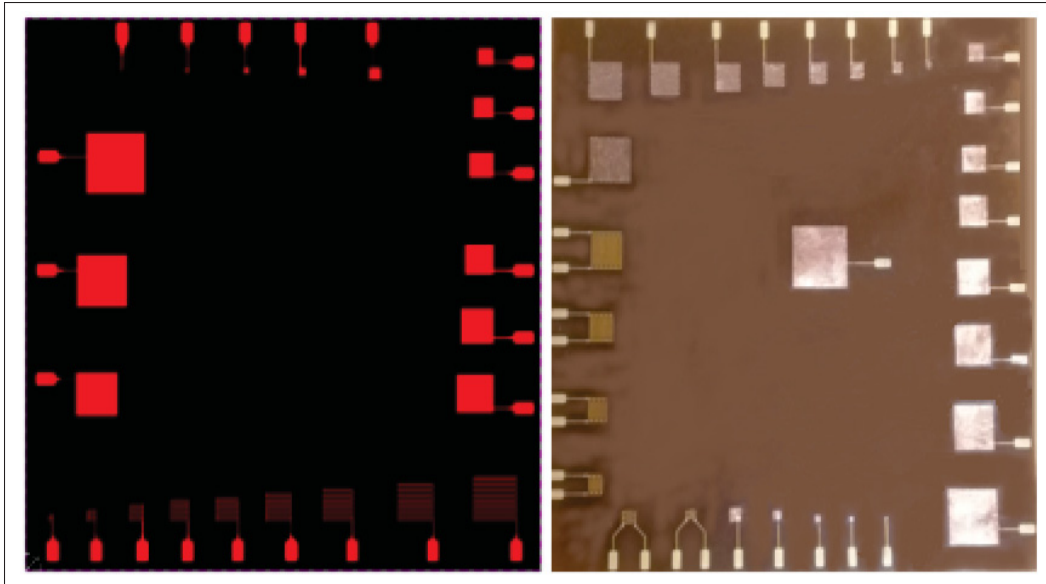


Figure 3.8 Taxels flexibles, carrés et serpentins, aux dimensions allant de 1,5 mm à 3,5 mm

3.2.1 Capteur capacitif plat

Après avoir fixé les diverses composantes du capteur, le montage expérimental du capteur en configuration plate a été élaboré. Le dispositif repose sur l'utilisation d'un kit de développement CY8CKIT-062-WIFI-BT ¹⁰, équipé d'un microcontrôleur PSoC6 de Cypress Semiconductor. Ce kit offre une solution complète pour l'intégration de la technologie Capsense, permettant de détecter les variations de capacitance tout en maintenant une faible consommation électrique. Programmable via le logiciel PSoC Creator, il permet de configurer et de visualiser les variations de plusieurs taxels capacitifs simultanément. La figure 3.9 présente le montage expérimental permettant la collecte des données, mettant en évidence les connexions entre les broches du kit et les taxels du capteur, ainsi que le plan de masse.

¹⁰ <https://www.infineon.com/cms/en/product/evaluation-boards/cy8ckit-062-wifi-bt/>

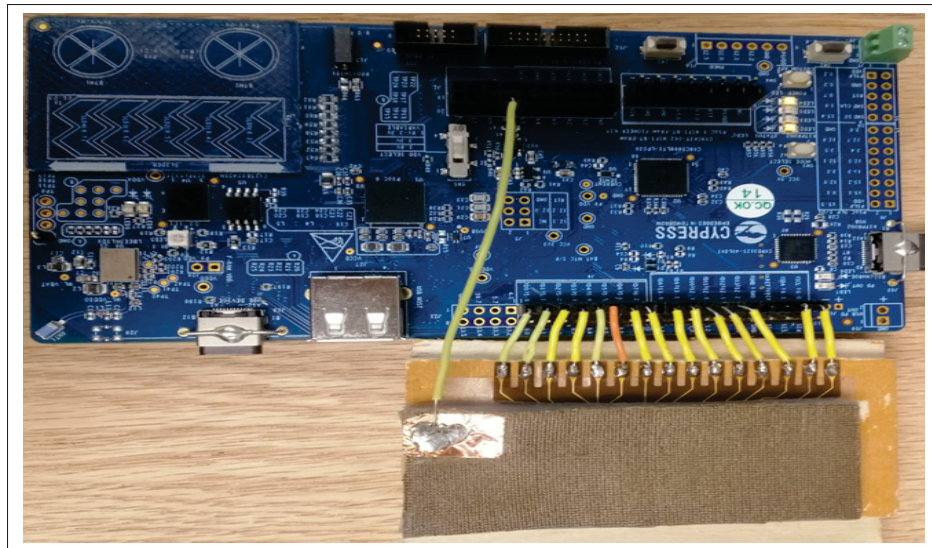


Figure 3.9 Montage du capteur flexible composé du diélectrique, du plan de masse, et connecté au kit PSoC6

La technologie CapSense permet de choisir entre deux méthodes de détection : l'auto-capacitance (CSD), aussi appelée capacitance propre ou simple, et la capacitance mutuelle (CSX). La figure 3.10 illustre la différence entre ces deux méthodes. La détection par auto-capacitance implique que chaque taxel maintient une charge électrique par rapport à une référence fixe, telle qu'un plan de masse. Elle est mesurée en considérant le conducteur isolé et en déterminant la quantité de charge électrique nécessaire pour élever le potentiel électrique d'une unité. L'auto-capacitance dépend de la géométrie du conducteur ainsi que de son environnement, y compris la proximité d'autres conducteurs et la permittivité du milieu environnant. En revanche, la détection par capacitance mutuelle mesure l'interaction électrique entre deux taxels électriquement chargés l'un par rapport à l'autre. Elle se réfère à la capacitance entre deux ou plusieurs conducteurs distincts suffisamment proches pour que la charge accumulée sur l'un influence le potentiel de l'autre. Cela signifie que lorsqu'une charge est ajoutée à un conducteur, elle induit une charge de signe opposé sur l'autre conducteur, modifiant ainsi le potentiel électrique du capteur.

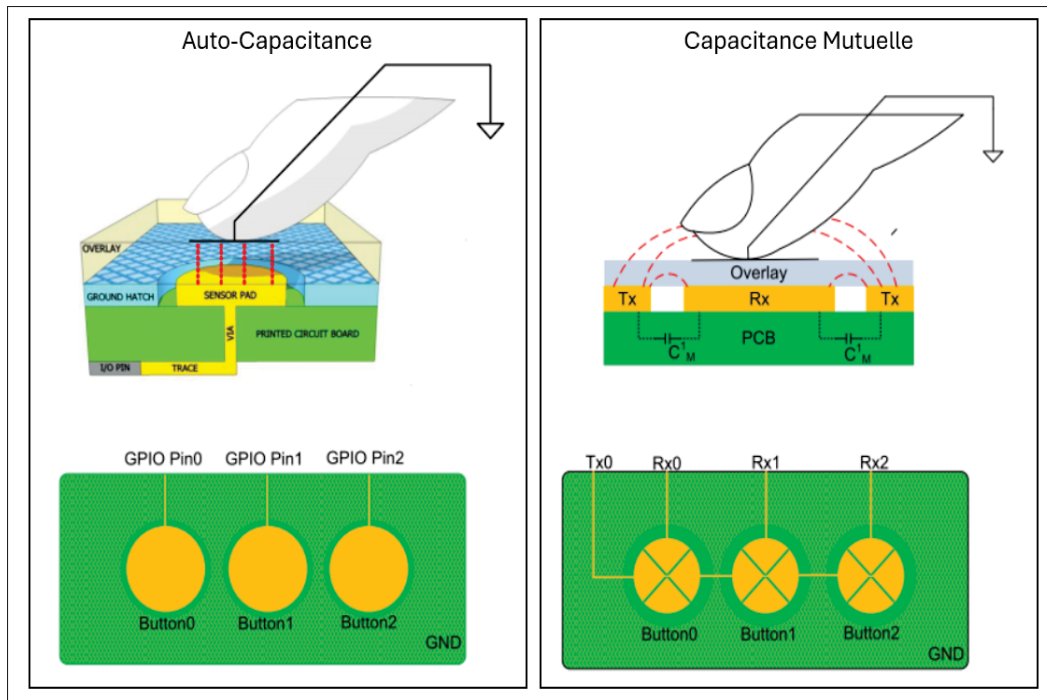


Figure 3.10 Capacitance CSD et capacitance CSX tiré de <https://documentation.infineon.com/html/psoc6/epf1667481159393.html>

Pour cette recherche, la méthode de détection retenue pour caractériser la détection statique est l'auto-capacitance (CSD), car elle permet de réduire le bruit, les interférences entre les taxels et les perturbations externes liées aux connexions. L'utilisation du kit PSoC6 permet d'accéder directement à la technologie CapSense, comme expliqué dans la figure 3.11, qui détaille les différentes technologies employées pour la détection et le transfert des données en variation de capacitance utilisées dans la méthode CSD. Cypress a développé une Interface de Programmation d'Applications (API) permettant de simplifier le choix et la programmation des parties nécessaires pour la configuration du capteur, donnant un accès direct aux programmes et aux algorithmes prédéfinis du logiciel.

L'utilisation de la technologie CapSense permet d'accéder à deux outils, le « CapSense Configurator » et le « CapSense Tuner ». Ce dernier permet la visualisation en temps réel de la variation de capacitance de tous les taxels sélectionnés. Ces valeurs de capacitance, appelées « raw counts », reflètent la modification de la capacitance induite par la force appliquée,

permettant ainsi d'évaluer la réponse du capteur à la pression. Le « CapSense Configurator » est utilisé pour la création et la configuration des « widgets », qui sont des unités fonctionnelles pouvant être composées d'un ou de plusieurs taxels similaires, mettant en œuvre une fonctionnalité spécifique telle qu'un bouton, un capteur de proximité, un curseur linéaire, un curseur radial ou un pavé tactile. Après compilation, des fichiers sont générés permettant la modification simple et rapide de la configuration du capteur. Le « Middleware CapSense » comprend une bibliothèque de tests de validation de fonctionnement interne ainsi qu'une configuration du « middleware ». Il contient également des fonctions de sécurité visant à réduire les risques, à valider les configurations, à effectuer des tests, ainsi qu'à déboguer et ajuster les paramètres en temps réel, ainsi que le convertisseur analogique-numérique (ADC) et le convertisseur numérique-analogique (IDAC), permettant la communication tout en assurant un excellent rapport signal/bruit entre les différents Entrée/sortie à usage général (GPIO), qui permettent la connexion de la carte électronique avec d'autres circuits électroniques.

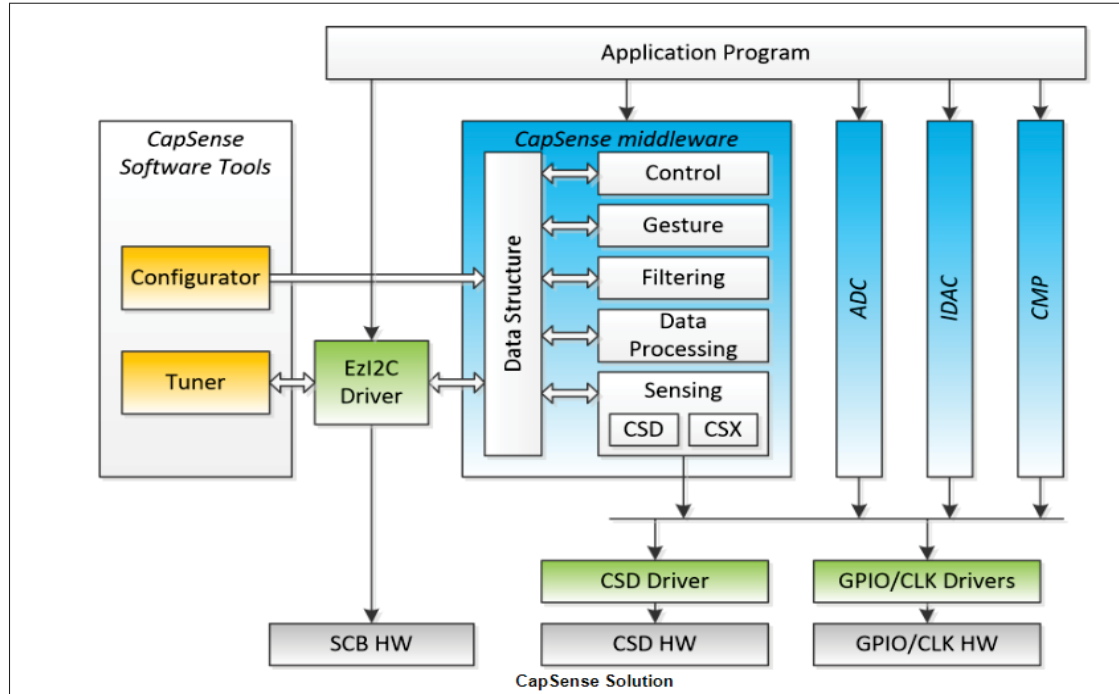


Figure 3.11 Schéma de principe du système de mesure de la capacitance CSD tiré de https://infineon.github.io/capsense/capsense_api_reference_manual/html/index.html

Pour finaliser le montage du dispositif de test du capteur capacitif flexible en configuration plate et pouvoir caractériser la modalité statique du capteur, une jauge de force Mark-10 modèle M4-10¹¹ a été utilisée, permettant de mesurer des forces allant de 0 N à 50 N. Un indenteur imprimé en 3D, couvrant précisément l'aire occupée par le taxel, a également été réalisé pour appliquer une force statique individuellement sur chaque taxel. De plus, un dispositif de mesure de pénétration de l'indenteur dans le diélectrique, modèle ID S112T de Mitutoyo¹², a été installé pour mesurer un déplacement allant jusqu'à 12 mm avec une précision de l'ordre de 0,001 mm, comme présenté dans la figure 3.12.

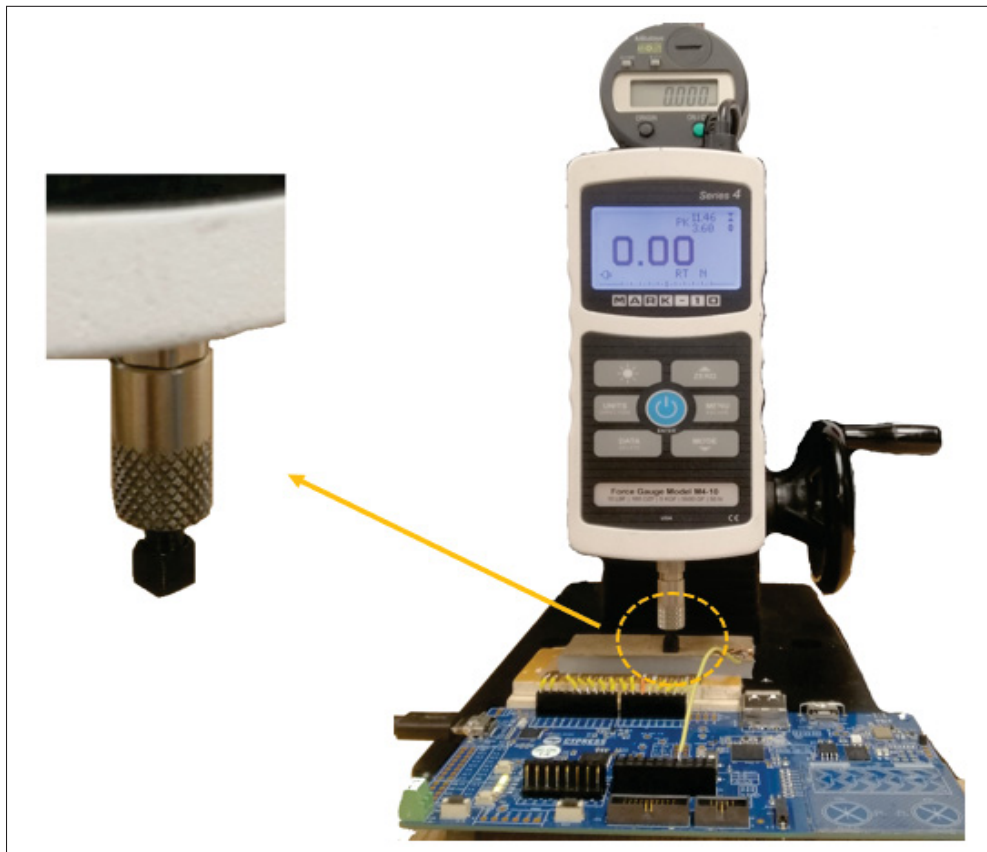


Figure 3.12 Montage de test avec le capteur flexible en configuration à plat

¹¹ <https://www.itm.com/fr/produit/mark-10-m4-10-digital-force-gauge-10lbf>

¹² <https://www.msi-viking.com/Mitutoyo-543-793-10-ID-S112TX-Indicator-0001001mm-Res-Lug-Back>

3.2.2 Modalité statique du capteur

Pour réaliser le test de caractérisation de la modalité statique du capteur, des forces statiques variant de 0 N à 5 N ont été appliquées, avec une augmentation graduelle de 0,2 N, tout en mesurant également la pénétration de l'indenteur dans le diélectrique. Une fois la force statique appliquée, l'acquisition de mesure est effectuée via le « CapSense Tuner » sur une durée de 30 secondes. La moyenne des valeurs obtenues est ensuite calculée et considérée comme la valeur représentative de la variation de capacitance, également appelée « taxel counts », correspondant à cette force statique appliquée. Les résultats obtenus sont illustrés dans les graphiques en annexe, exprimant la variation des « taxel counts » et la pénétration de l'indenteur dans le diélectrique en fonction des forces statiques appliquées pour les deux configurations avec des taxels rectangulaires et en serpentins des capteurs flexibles. La figure 3.13 montre la variation des « taxel counts » d'un taxel rectangulaire et la pénétration de l'indenteur dans le diélectrique en fonction de la force appliquée.

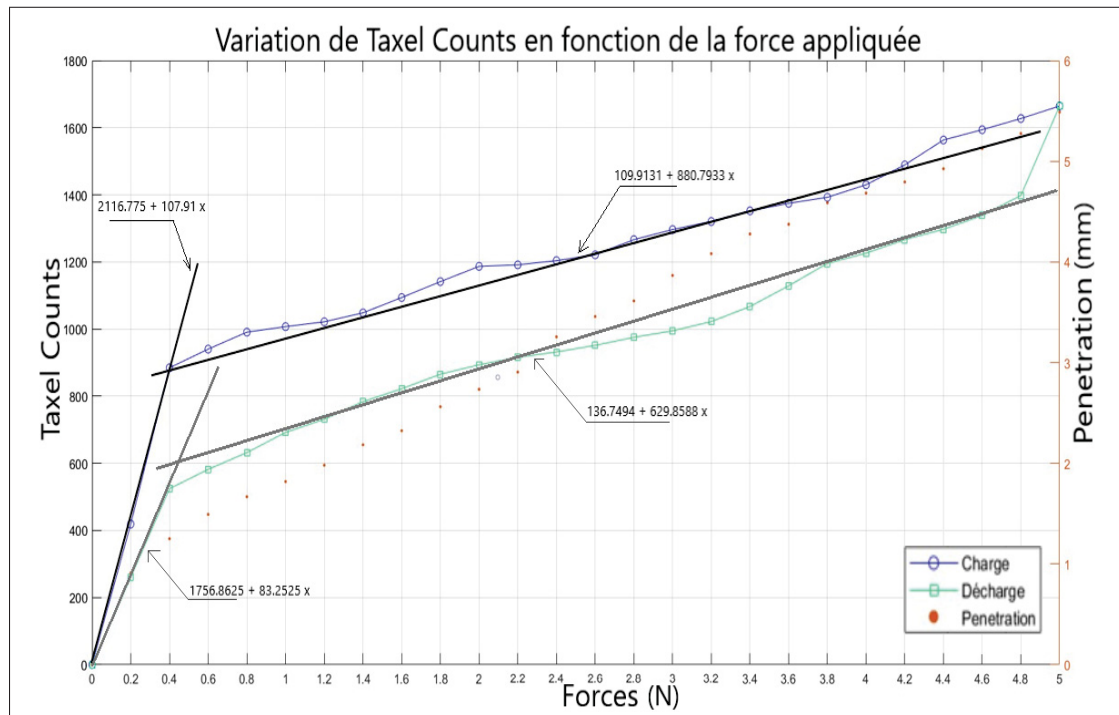


Figure 3.13 Hystérésis du capteur : Charge et décharge des forces statiques appliquées sur un taxel rectangulaire du capteur capacitif flexible

La courbe est divisée en deux segments linéaires. Le premier segment correspond à la phase de compression du silicone et à la réponse du capteur aux faibles forces appliquées, allant de 0 N à 0,8 N. Durant cette phase, le capteur répond de manière significative aux petites forces appliquées, entraînant une variation notable dans la distance entre les taxels et le diélectrique. Cela indique que même de petites déformations appliquées sur le diélectrique peuvent entraîner des variations proportionnellement plus grandes de capacité, démontrant ainsi la sensibilité du capteur capacitif aux changements de distance dans cette plage de forces statiques appliquées. De plus, le diélectrique possède des propriétés élastiques importantes qui permettent une déformation facile sous de faibles forces, se traduisant par des variations de capacité, et une permittivité élevée qui détermine sa capacité à stocker des charges électriques, réagissant de manière sensible aux compressions initiales et augmentant ainsi les variations de capacité détectées par le capteur.

Le deuxième segment linéaire illustre le comportement du taxel lorsque la couche de silicone de 8 mm d'épaisseur approche de sa compression maximale, entraînant une diminution progressive de la distance entre le capteur flexible et le diélectrique. À ce stade (pour une pénétration de 3,5 à 5,5 mm), le matériau devient de moins en moins sensible à la force appliquée et ne se déforme plus de manière significative, se comportant presque comme un matériau difficilement compressible. La distance entre le capteur et le diélectrique devient alors de plus en plus minimale. Cette distance reste ensuite relativement stable malgré l'augmentation de la force appliquée. En conséquence, la variation de capacitance devient directement proportionnelle à l'augmentation de la force appliquée, ce qui se traduit par un segment linéaire sur le graphe où chaque augmentation de force entraîne une variation correspondante de la capacitance.

Lors de la phase de la décharge des forces, le diélectrique peut prendre plusieurs secondes pour retrouver sa forme initiale. Ce comportement est dû à la nature viscoélastique du silicone, qui relâche l'énergie stockée lentement. En conséquence, lorsqu'on relâche la force, le matériau ne reprend pas immédiatement sa forme initiale. Cette caractéristique peut entraîner un décalage temporel dans la réponse du capteur, affectant la précision des mesures immédiates après la diminution de la force.

Les résultats des tests effectués avec les taxels rectangulaires et serpentins, illustrés dans le graphe I-1, sont présentés dans les figures I-1 et I-3 de l'annexe. La performance statique du capteur dépend non seulement de la forme des taxels, mais également de leur position. En premier lieu, l'impact de la position des taxels est analysé. Par exemple, la variation de capacitance du taxel central (T8) du capteur avec taxels rectangulaires est plus importante que celle des autres taxels pour les faibles forces appliquées, comme le montrent les graphiques en annexe. Sur le graphique 3.14, une variation de 770 unités de « Taxel Counts » est observée pour une force de 0,2 N. La position centrale du taxel (T8) le rend plus susceptible de subir des variations de capacitance plus importantes lors de l'application de faibles pressions, car il est le plus exposé aux effets de proximité et d'interférence avec les taxels adjacents. Cela illustre la complexité de la modalité statique du capteur en fonction de sa configuration et de son environnement.

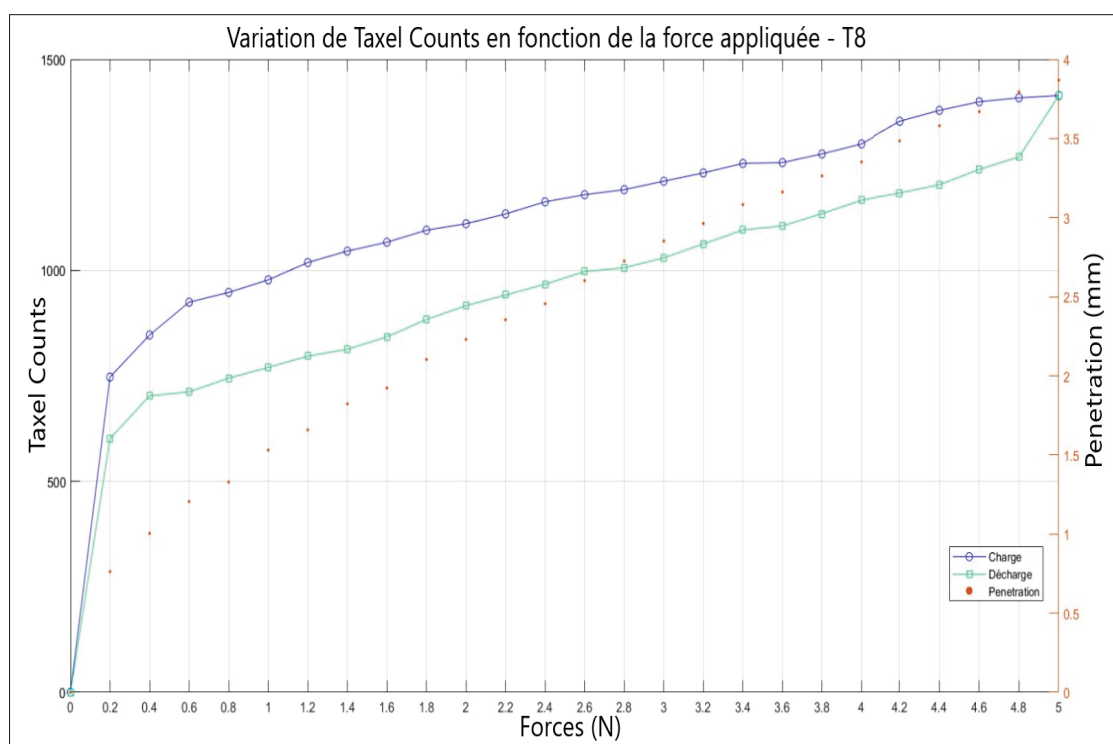


Figure 3.14 Variation de la capacitance du taxel T8

De plus, les taxels les plus proches du kit PSoC6, avec les pistes de connexion les plus courtes, ainsi que les taxels situés en bordure, présentent une variation de « Taxel Counts » plus importante pour des forces statiques appliquées, comme illustré dans les graphiques des annexes I-1 et I-3.

Cela peut s'expliquer par les courtes connexions entre les taxels et le kit de développement, qui sont moins exposées aux bruits et aux interférences électromagnétiques, et par leur exposition réduite aux effets de bord, améliorant ainsi la précision et la fiabilité des mesures de « taxel counts », augmentant ainsi leur sensibilité et leur précision. Par exemple, le graphe 3.15 montre que la variation de capacitance en fonction de la force statique appliquée la plus importante est obtenue par le taxel (T15) pour une force de 5N, une variation de 2062 d'unité de « Taxel Counts », cela est dû aux connexions courtes, réduisant la résistance électrique et l'exposition aux interférences électromagnétiques, ainsi qu'à sa position au bord du capteur et du diélectrique, le rendant facilement déformable même sous l'application de faibles forces.

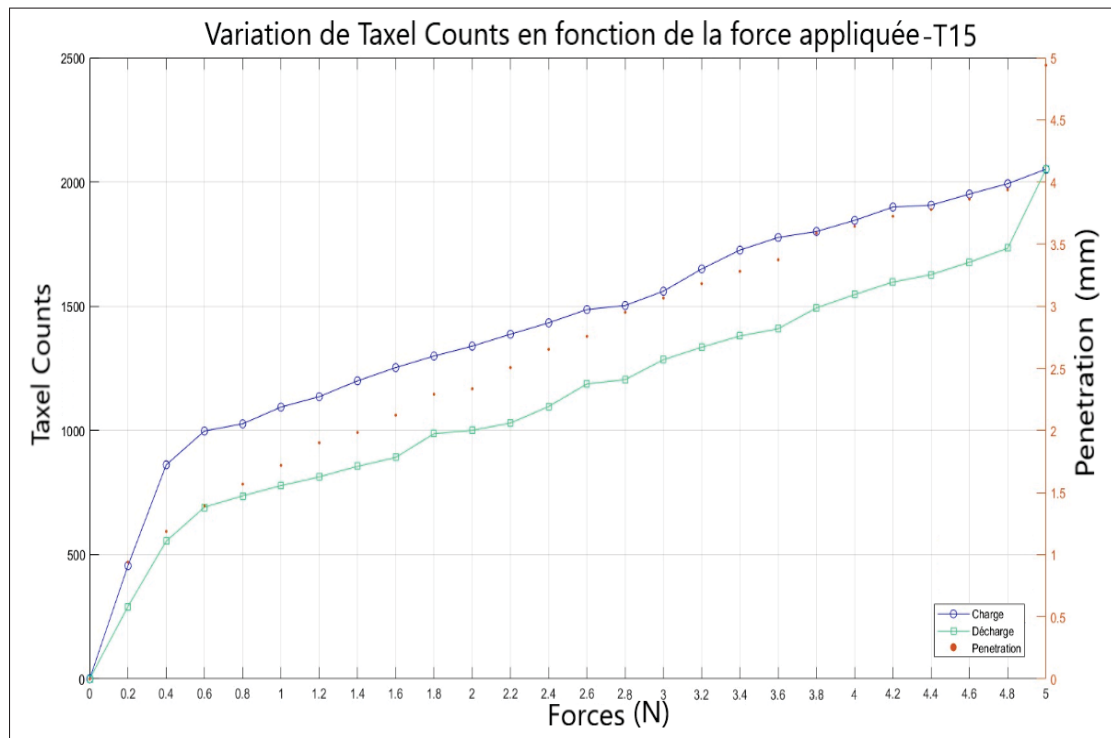


Figure 3.15 Variation de capacitance du taxel T15

Les mêmes démarches de tests expérimentaux ont été réalisées sur la deuxième configuration des taxels carrés et serpentins, dont les dimensions varient de 1,5 mm à 3,5 mm. Les graphiques 3.16 et 3.17 illustrent les variations des « taxel counts » en fonction de la force statique appliquée sur les différents taxels illustrés dans la figure. Dans cette partie, deux graphes sont présentés.

Le premier graphe 3.16 illustre la comparaison entre les taxels de même forme carrée mais de différentes dimensions. Ces taxels présentent des comportements statiques assez distincts, car pour une même force statique appliquée, les variations des « taxel counts » diffèrent en fonction de la taille des taxels et de leur surface de contact. Le taxel de dimension 3,5 mm, étant plus grand, présente une surface de contact plus étendue avec le diélectrique, ce qui peut entraîner une variation de capacitance plus importante pour la même force appliquée que celle du taxel carré de dimension 1,5 mm. La répartition de la force appliquée n'est pas identique pour les taxels de tailles différentes puisque les taxels plus grands peuvent répartir la force sur une surface plus large, réduisant ainsi la déformation locale comparée aux taxels plus petits, qui concentrent la force sur une surface réduite. Ces effets peuvent influencer la distribution du champ électrique autour des taxels, modifiant ainsi les variations de capacitance enregistrées pour une même force appliquée.

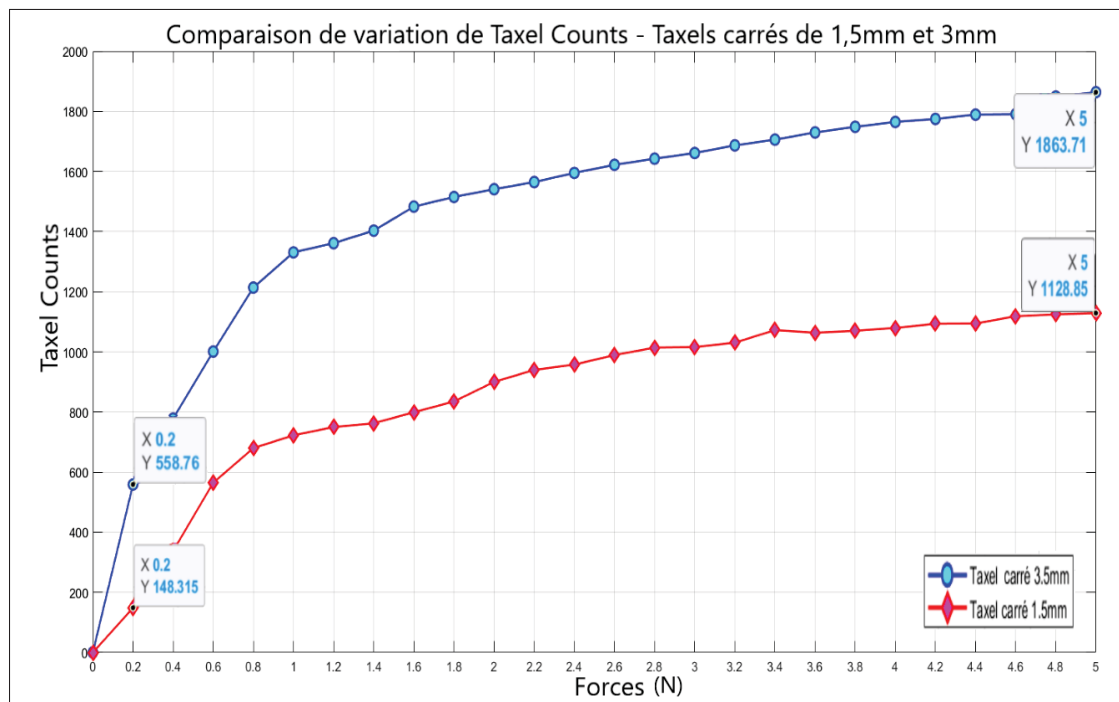


Figure 3.16 Variation du taxel counts en fonction des forces statiques appliquées - Taxels carrés de 1,5 mm et de 3,5 mm

Le deuxième graphe 3.17 montre la variation des « taxel counts » pour les taxels de même dimension (3,5 mm) mais de formes différentes : carrés et en serpents. La variation est plus

marquée pour les taxels carrés que pour les taxels en serpentins, ce qui s'explique par une surface de contact plus importante chez les taxels carrés, favorisant une interaction plus significative avec le diélectrique lorsqu'une force est appliquée. Cela conduit à des variations de capacitance plus prononcées. En revanche, les taxels en serpentins, en raison de leur configuration géométrique plus complexe et de leur surface de contact potentiellement réduite, peuvent présenter des variations de capacitance moins marquées pour une même force appliquée. Ainsi, la différence observée dans les variations des « taxel counts » entre les deux types de taxels est cohérente avec leurs configurations géométriques respectives et leurs surfaces de contact avec le diélectrique. Les taxels carrés, par leur forme régulière et leur couverture uniforme de la surface de contact, offrent une distribution de force plus homogène. En revanche, les taxels en forme de serpentins, avec leurs courbes et angles variés, concentrent la force appliquée sur des zones plus restreintes du diélectrique. Cette concentration de la force peut provoquer une déformation moins notable sous une même force, se traduisant par des variations de capacitance moins marquées comparativement aux taxels carrés de même taille.

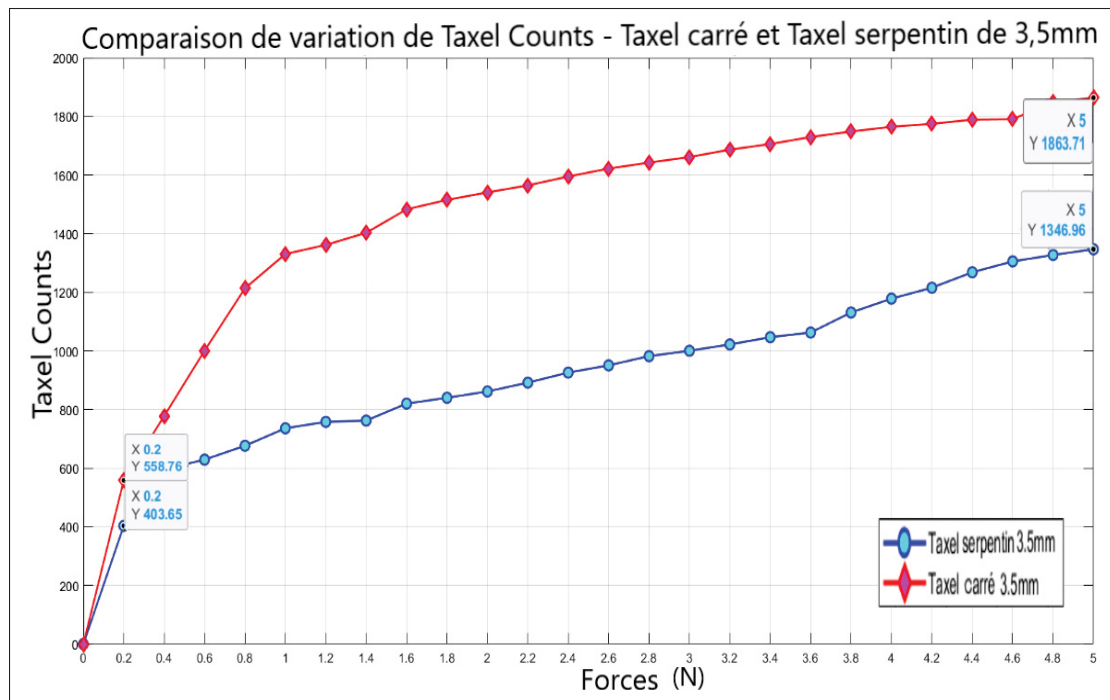


Figure 3.17 Variation du taxel counts en fonction des forces statiques appliquées - Taxels carrés et serpentins de 3,5 mm

En conclusion, le comportement du capteur capacitif aux forces appliquées dépend de la permittivité du diélectrique, de la taille et de la forme de la surface de contact du taxel, ainsi que de la force appliquée. De plus, la position du taxel sur le capteur et la longueur de la piste de connexion jouent également un rôle crucial. Les taxels situés au centre ou près des bords du capteur peuvent avoir des comportements différents en raison de leur exposition moindre aux bruits électromagnétiques et aux interférences provenant d'autres taxels et de l'environnement externe.

L'étude de la modalité statique du capteur flexible en configuration plate a été cruciale pour déterminer les facteurs à prendre en compte lors de la conception et de la réalisation du capteur cylindrique, afin d'obtenir des mesures précises et fiables des forces appliquées. Il est essentiel de considérer les propriétés électriques et mécaniques du diélectrique, la taille de la surface de contact du taxel, la position sur le capteur et les longueurs des pistes de connexion.

Pour la mesure de la PMS des bouchons auditifs dans le conduit auditif simplifié, et en tenant compte des facteurs déjà abordés précédemment, la forme carrée des taxels a été adoptée pour le développement du capteur cylindrique. Les taxels carrés de 4 mm offrent une meilleure réponse aux forces statiques, une surface de contact plus importante, ce qui se traduit par une variation de capacitance plus significative et une résolution spatiale améliorée.

CHAPITRE 4

RÉALISATION DU CAPTEUR FLEXIBLE CYLINDRIQUE

Ce chapitre décrit le processus de développement du capteur cylindrique, en détaillant les conceptions du capteur, la configuration des taxels, les étapes de fabrication du diélectrique cylindrique et le montage final du capteur, afin d'assurer une meilleure compréhension et reproductibilité.

4.1 Conception de PCB rigide et flexible pour le capteur cylindrique

Cette partie présente la conception du capteur flexible assurant une excellente performance et un rendement optimal.

4.1.1 PCB flexible du capteur cylindrique

Le capteur cylindrique flexible est composé de 48 taxels carrés de 4 mm. Cette taille a été choisie pour augmenter la surface de contact entre le bouchon d'oreille et le conduit auditif, améliorant ainsi la résolution spatiale du capteur et la détection de la PMS. De plus, la distance entre les taxels et leurs pistes de connexion a également été optimisée pour obtenir un capteur flexible compact et réduire les interférences électromagnétiques ainsi que les pertes de signal dues au bruit externe.

Le design du capteur flexible a été élaboré pour optimiser le branchement entre les deux parties du capteur (PCB rigide et PCB flexible). Deux configurations sont envisagées : l'une avec des bandes de connexion larges et l'autre avec des bandes de connexion fines, comme illustré dans la figure 4.1, dans le but d'évaluer expérimentalement l'impact de la distance entre les pistes de connexion sur la modalité statique du capteur.

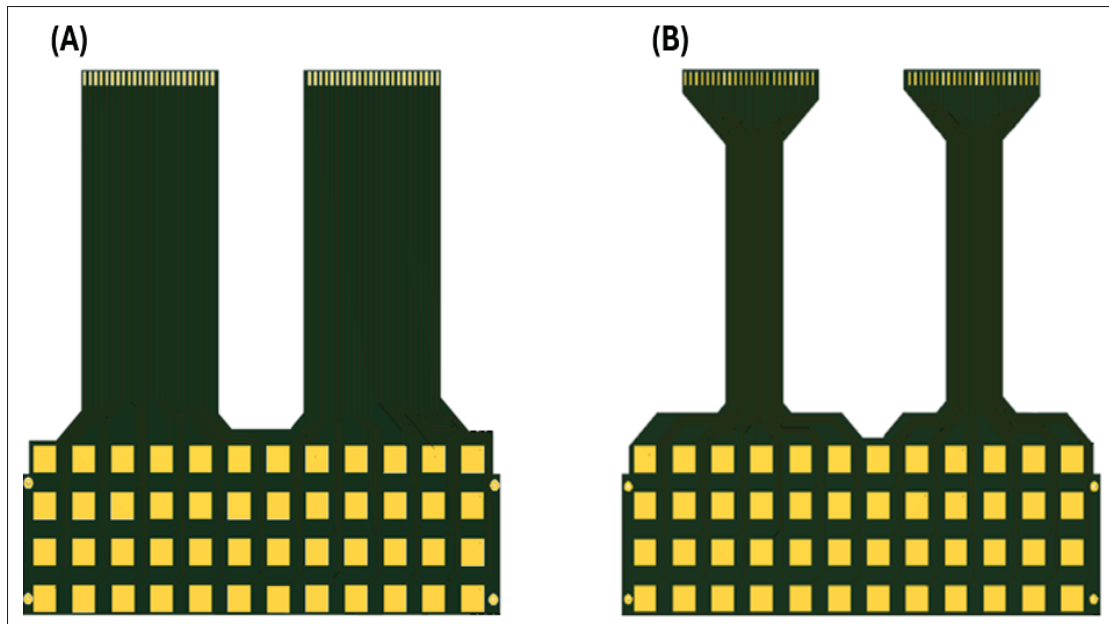


Figure 4.1 Conception du capteur flexible : (A) Capteur avec bandes larges : pistes espacées de 0,85 mm sur une distance de 54,5 mm, (B) : Capteur avec bandes fines : pistes espacées de 0,25 mm sur une distance de 41 mm

Dans les deux configurations, les pistes de connexion sont parallèles à la direction de roulage du capteur afin d'améliorer la flexibilité du capteur tout en préservant l'intégrité des connexions entre les taxels et les pins sans endommager les pistes de connexion, pour faciliter son enroulement en forme cylindrique, permettant ainsi une adaptation aisée à la forme du conduit auditif et assurant un contact homogène et constant lors de l'enroulement autour du conduit auditif.

De plus, les deux configurations envisagées intègrent des pistes avec un pin non connecté entre elles, ce qui permet d'augmenter l'espacement entre les pistes de connexion, réduisant ainsi les risques d'interférences électromagnétiques et de bruit pour garantir des mesures fiables.

Enfin, deux « vias », qui sont des surfaces recouvertes de cuivre, ont été ajoutées de chaque côté pour maintenir la forme cylindrique du capteur par soudure, garantissant une structure stable et durable. Ces « vias » assurent que le capteur conserve sa forme cylindrique une fois en place, ce qui est crucial pour éviter les distorsions et les déplacements pouvant affecter la précision des

mesures. La stabilité structurelle offerte par ces « vias » contribue à la fiabilité à long terme du capteur.

Il est également important de noter que la configuration du capteur flexible avec des bandes de connexion larges offre une meilleure robustesse mécanique, réduisant ainsi le risque de rupture des connexions lors du pliage du capteur et garantissant sa durabilité à long terme. En revanche, la configuration avec des bandes de connexion fines présente l'avantage d'occuper moins d'espace, mais elle est plus fragile et délicate à manipuler, ce qui peut accroître les risques d'interférences en raison de la proximité des pistes de connexion.

4.1.2 PCB rigide du capteur cylindrique

La conception du PCB rigide du capteur, présentée dans la figure 4.2, s'inspire principalement du kit PSoC6 utilisé dans la configuration plate du capteur. Une puce PSoC4 - CY8C4149AZI-S598¹ a été choisie pour la programmation des 48 taxels, en raison de ses capacités de traitement simultané de l'ensemble des taxels et de sa compatibilité avec la technologie « CapSense » via le logiciel « Modustoolbox-Eclipse », permettant de configurer la méthode de détection du capteur et de suivre la variation des « taxel counts » en temps réel via l'outil « CapSense Tuner ». L'intégration de ces technologies garantit une communication fiable et précise entre le capteur flexible et le microcontrôleur, assurant ainsi des mesures cohérentes et précises des variations de capacitance en fonction de la pression appliquée. Cette approche optimise la performance globale du capteur, facilitant la reproduction du dispositif et rendant la programmation ainsi que le paramétrage plus accessibles et simples.

¹ <https://www.infineon.com/cms/en/product/microcontroller/32-bit-psoc-arm-cortex-microcontroller/psoc-4-32-bit-arm-cortex-m0-mcu/psoc-4100/psoc-4100s-max/cy8c4149azi-s598/>

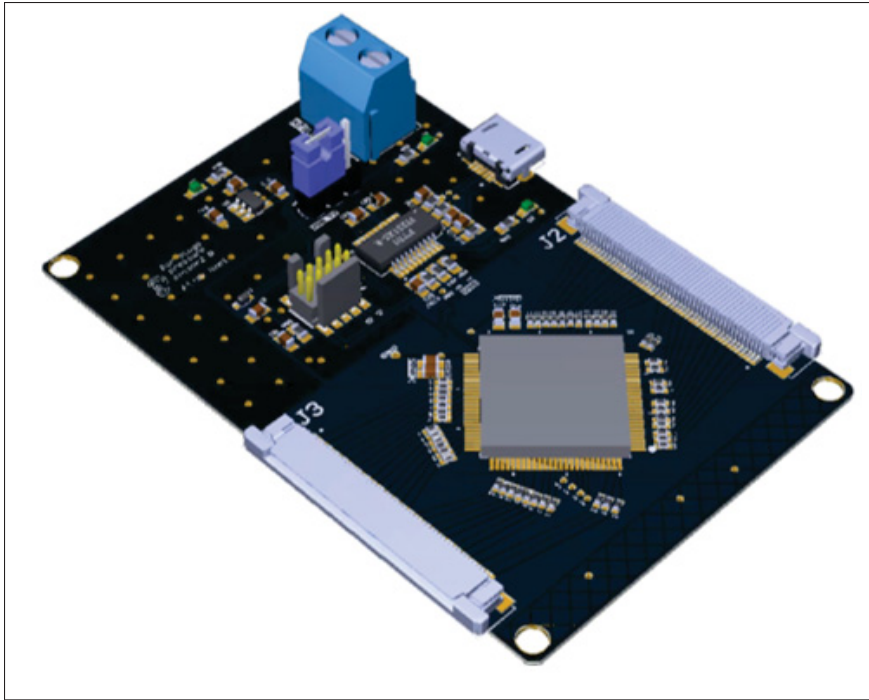


Figure 4.2 Conception du PCB rigide sur Altium Designer

L'alimentation du capteur peut être assurée via la connexion « USB-UART », réalisée par le circuit d'interface USB avec la puce « FT231XS-R² ». Cette puce permet une connexion directe entre le capteur et un ordinateur, facilitant ainsi l'acquisition des données de variation de capacitance des 48 taxels par la connexion « USB-UART », sans nécessiter l'utilisation du kit de programmation et de débogage MiniProg4³, qui sert à programmer la puce PSoC4 du capteur rigide via le logiciel « Modustoolbox-Eclipse ». De plus, elle permet de fournir l'alimentation nécessaire au circuit et de paramétrer le PCB.

Pour assurer le transfert de données entre les parties flexible et rigide du capteur, le protocole de communication « I2C » est utilisé. Il est simple à configurer et fiable à utiliser, adapté aux applications où la vitesse de transmission n'est pas critique. Dans cette configuration, un

² <https://www.digikey.ca/en/products/detail/ftdi-future-technology-devices-international-ltd/FT231XS-R/3029139>

³ <https://www.infineon.com/cms/en/product/evaluation-boards/cy8ckit-005-a/>

débit de 400 kbps (kilobits par seconde) a été configuré, offrant une vitesse suffisante pour la transmission des variations de capacitance des taxels tout en conservant une consommation d'énergie minimale et en réduisant les interférences électromagnétiques, afin d'optimiser la performance et de répondre aux exigences de précision et de robustesse des mesures de PMS.

Deux connecteurs de 48 broches ont été utilisés pour connecter le PCB flexible au PCB rigide. Chaque connecteur est configuré pour relier 24 broches de chaque côté, assurant ainsi une répartition symétrique et uniforme des connexions des 48 taxels du capteur flexible. Cette configuration vise à optimiser la connexion avec les capteurs flexibles en permettant de connecter 24 taxels de chaque côté du capteur. Elle inclut un pin non connecté entre chaque paire de taxels, offrant ainsi plusieurs avantages, tels que l'augmentation de l'espacement entre les points de soudure, la facilitation du processus de soudage, tout en réduisant les risques de courts-circuits ou de connexions incorrectes lors du montage. Cette disposition offre également une meilleure répartition des contraintes mécaniques entre la connexion du capteur flexible et le PCB rigide, améliorant ainsi sa durabilité et réduisant les risques de dommages lors de manipulations répétées.

4.2 Réalisation du diélectrique cylindrique

Dans cette recherche, le diélectrique cylindrique simule le comportement mécanique de la peau humaine dans le conduit auditif sous sa forme et structure simplifiées. Pour sa fabrication, un moule cylindrique est réalisé par impression 3D selon les dimensions du conduit auditif, comme illustré dans la figure 4.3.

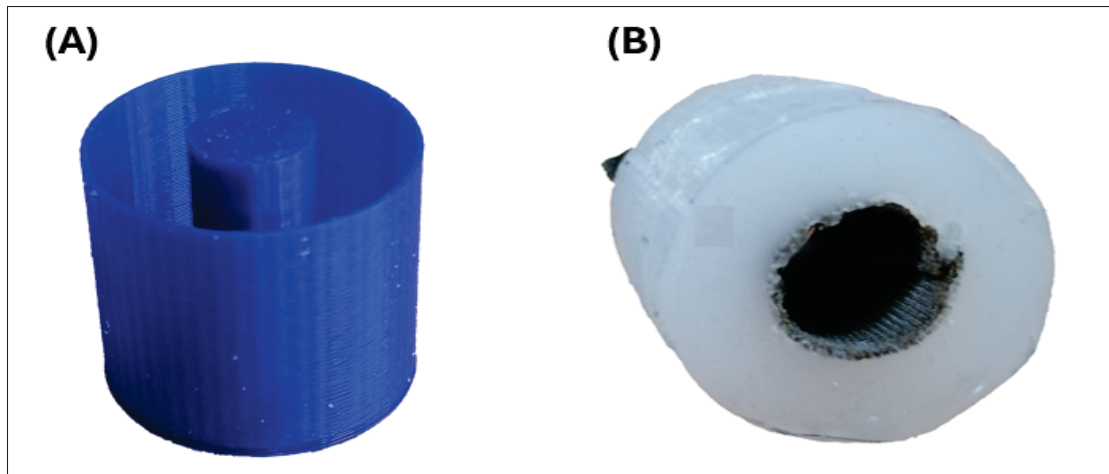


Figure 4.3 Fabrication du moule cylindrique - (A) : Moule cylindrique, (B) : Diélectrique cylindrique avec un diamètre interne de 10 mm, une épaisseur de 8 mm et une hauteur de 25 mm

Le diélectrique réalisé est une structure bi-couche constituée d'une couche de tissu conducteur simulant la masse et d'une couche de silicone représentant la peau humaine, ce qui se rapproche davantage de la structure anatomique de l'oreille composée de plusieurs couches. Pour sa fabrication, un moule cylindrique est créé par impression 3D, suivant la même procédure décrite dans le chapitre sur la caractérisation de la PMS dans une configuration à plat (Section 3), sous-section sur la fabrication du diélectrique (Section 3.1.2).

Le tissu conducteur, déjà utilisé dans la réalisation du capteur à configuration plate, est découpé aux dimensions du diamètre interne du moule, puis collé sur cette surface avec une fine couche de silicone obtenue en mélangeant deux composants (30 Shore 00A et 30 Shore 00B) dans des proportions égales. Une fois cette couche de tissu sèche, le mélange de silicone est ensuite dégazé dans une chambre à vide avant d'être coulé dans le moule cylindrique et laissé à sécher.

Il est important de noter qu'en raison de la réalisation manuelle et donc imprécise de la procédure de collage du tissu conducteur sur le diamètre interne du moule lors du coulage du silicone, des ajustements du tissu conducteur sont nécessaires. Pour garantir que le tissu ne bouge pas pendant le coulage, un dépassement a été prévu, visible sur la figure 4.3, où le tissu conducteur chevauche légèrement le côté. Ce chevauchement peut influencer le comportement du diélectrique

cylindrique obtenu, car il peut augmenter les contraintes mécaniques lors de la dilatation du conduit.

4.3 Montage du capteur capacitif flexible cylindrique

Pour réaliser le capteur cylindrique, les deux PCB, rigide et flexible, sont montés sur un support en plastique fabriqué par impression 3D. Les deux parties sont solidement reliées grâce à des connecteurs de 48 broches de chaque côté, assurant ainsi une configuration stable et robuste du capteur, comme illustré dans la figure 4.4. De plus, le plan de masse du PCB rigide et du diélectrique est connecté par un fil conducteur afin d'assurer une mise à la terre efficace, réduisant ainsi les interférences électromagnétiques et garantissant des mesures précises et fiables de la variation de la capacitance des taxels en réponse à la pression appliquée, ce qui améliore les performances du capteur cylindrique.

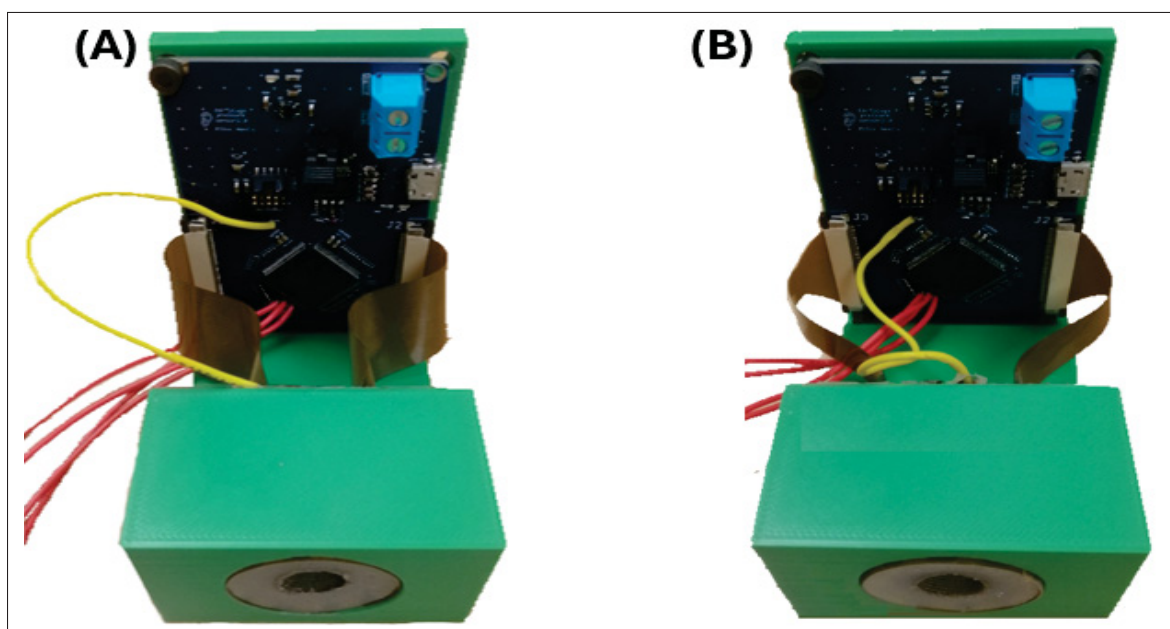


Figure 4.4 (A) : Montage du capteur avec des bandes de connexion larges, (B) : Montage du capteur avec des bandes de connexion fines

La configuration et le paramétrage des 48 taxels du capteur cylindrique sont réalisés via le logiciel ModusToolbox. Le MiniProg4 ⁴ est utilisé dans un premier temps. Ce dispositif est connecté au PCB rigide via le connecteur ⁵, permettant d'accéder en temps réel à la variation de capacitance grâce à la technologie « CapSense ».

Pour tester et configurer la modalité statique du capteur cylindrique, la même configuration et paramétrage du capteur utilisée pour la configuration du capteur à plat, expliquée dans le chapitre de caractérisation de la PMS en configuration à plat (Section 3), dans la section sur le capteur capacitif plat (Section 3.2.1), est appliquée. La méthode de détection utilisée est la méthode CSD pour les 48 taxels, permettant d'utiliser la technologie CapSense et de configurer la méthode de détection en CSD pour les 48 taxels afin de détecter les variations de capacitance de chaque taxel. Une fois configurés, les taxels du capteur flexible sont connectés via une communication « I2C » avec le microcontrôleur du PCB rigide. Cette connexion assure une transmission efficace et robuste des données captées par les taxels vers le microcontrôleur, avec un débit de 400 kbps pour la transmission des données de capacitance. Enfin, la connexion « USB-UART » établie entre le capteur et l'ordinateur est essentielle pour l'acquisition des données permettant de visualiser en temps réel les variations de capacitance mesurées par les taxels sur l'interface de visualisation de PMS.

4.4 Calibration du capteur cylindrique

Dans cette section, la méthode de calibration est présentée en détail. Cette procédure comprend plusieurs étapes clés, telles que la vérification du bon fonctionnement des taxels, l'application de pressions statiques, et l'étalonnage du capteur pour obtenir des valeurs de PMS précises en réponse aux variations de pression.

⁴ <https://www.infineon.com/cms/en/product/evaluation-boards/cy8ckit-005-a/>

⁵ <https://www.digikey.ca/en/products/detail/samtec-inc/FTSH-105-01-F-DV-K-TR/6693262>

4.4.1 Procédure de calibration du capteur cylindrique

Pour la calibration du capteur, un mini-ballon est utilisé pour appliquer une pression statique uniforme sur les 48 taxels du conduit auditif simultanément, garantissant ainsi que chaque taxel est soumis aux mêmes conditions de pression. Ce ballon est relié à une pompe permettant de le gonfler et de maintenir les pressions statiques souhaitées, comme illustré dans la figure 4.5, assurant une application constante et répétable de la pression. Cette méthode vise à garantir que toutes les variations de capacitance observées sont directement liées aux changements de pression dans le conduit auditif.

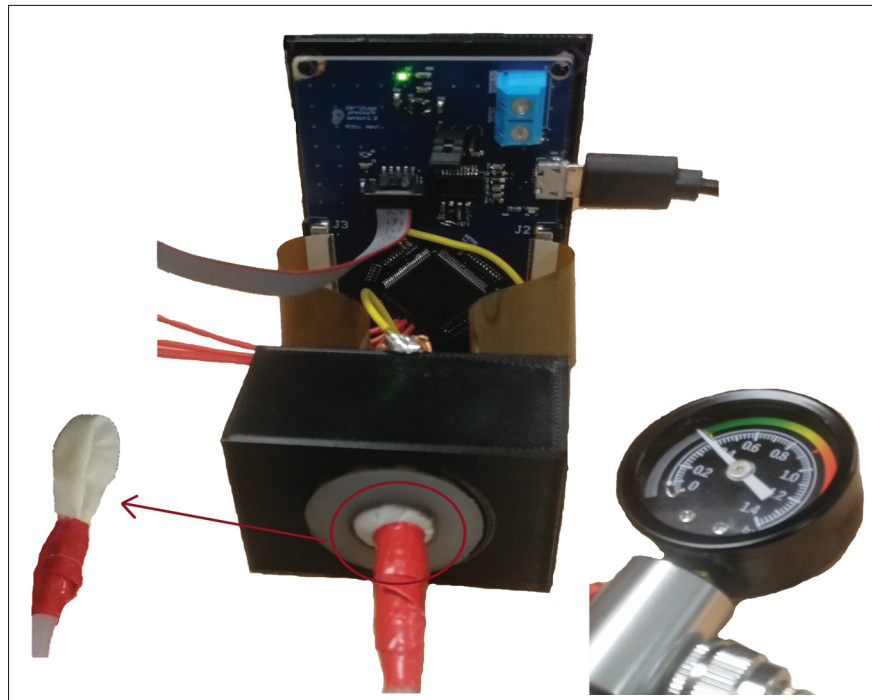


Figure 4.5 Outils de calibration du capteur cylindrique

Pour réaliser la calibration, une série de pressions statiques a été testée. Des pressions de 0 kPa, 10 kPa, 20 kPa, 30 kPa, 40 kPa, et 50 kPa ont été appliquées. Chaque pression statique est maintenue de manière stable à l'intérieur du mini-ballon, assurant ainsi des conditions de calibration uniformes. Une fois la pression statique établie dans le mini-ballon, les données de variations de capacitance des 48 taxels sont acquises pendant une période de 30 secondes via le logiciel « CapSense Tuner » de « ModusToolbox-Eclipse ». Ces données sont ensuite transmises via la connexion « USB-UART » vers l'interface graphique de visualisation 3D en temps réel de la distribution de la PMS lors de l'insertion d'un bouchon d'oreille dans le conduit auditif.

Une fois les variations de capacitance de chaque taxel en fonction de la PMS dans le conduit auditif enregistrées, il est nécessaire de modéliser mathématiquement ces variations. Cette modélisation permet d'étalonner le capteur en fonction de la PMS appliquée, à partir des données expérimentales collectées lors de la calibration avec le mini-ballon. Dans cette recherche, la méthode de modélisation choisie est l'interpolation linéaire par parties. Ces équations établissent la relation linéaire utilisée pour estimer la PMS appliquée en fonction de la variation de capacitance observée dans chaque plage de pression.

Pour chaque taxel, les mesures de « taxel counts » en fonction de la pression statique appliquée sont divisées en cinq plages distinctes : de 0 kPa à 10 kPa, de 10 kPa à 20 kPa, de 20 kPa à 30 kPa, de 30 kPa à 40 kPa, et de 40 kPa à 50 kPa. Cette segmentation par parties garantit une discrétisation entre les pressions aux deux points de chaque zone, permettant ainsi la modélisation de l'ensemble des pressions testées.

La modélisation linéaire de la PMS estimée de chaque zone est réalisée sous la forme suivante :

$$P(x) = ax + b$$

avec

- a, b , sont les coefficients des droites calculées depuis la calibration avec le mini-ballon.
- x est les « taxels counts » acquises via la connexion UART.

Pour le calcul de la PMS, chaque valeur de « taxel counts » envoyée depuis le « CapSense Tuner » est comparée aux valeurs de capacitance de chaque plage de pression. Selon la plage de pression correspondante, l'équation linéaire appropriée est utilisée pour estimer la PMS.

4.4.2 Validation de calibration du capteur cylindrique

Avant de commencer les tests de mesure de la PMS avec les bouchons d'oreille, il est crucial de valider le bon fonctionnement du capteur et de garantir que les taxels ne sont pas couplés entre eux. Chaque taxel doit réagir proportionnellement à la pression appliquée, sans que la réponse statique ne soit contaminée par les taxels adjacents. Dans un premier temps, une pression statique uniforme est appliquée à l'aide d'un outil cylindrique imprimé en 3D, aux dimensions d'une rangée de taxels et avec un diamètre de 11 mm, afin d'exercer une pression simultanée sur un groupe de taxels. Ensuite, un outil en bois est utilisé pour appliquer manuellement une pression statique non contrôlée sur chaque taxel individuellement.

Dans les deux essais, les mêmes résultats ont été obtenus : tous les taxels ont montré une réponse caractérisée par une variation maximale de la capacitance sur le taxel actif, tandis que les taxels adjacents ont présenté une réponse moins marquée à la pression appliquée. Cependant, lorsqu'une pression est appliquée sur le dernier taxel (le plus proche des pistes de connexion), il a été observé que ce taxel est couplé avec l'ensemble de la ligne. En conséquence, tous les taxels de la même ligne s'activent avec la même amplitude, suggérant qu'ils subissent tous une pression similaire, comme illustré dans la figure 4.6. Cette observation peut être expliquée par le design du PCB flexible, où les pistes de connexion sont très proches les unes des autres dans cette colonne, ce qui peut influencer la variation de capacitance et entraîner des interférences entre les taxels, affectant ainsi les mesures de tous les taxels de la même ligne.

Pour remédier à ce problème, la calibration a été effectuée en excluant la quatrième rangée du capteur. Ainsi, le capteur comptera 36 taxels au lieu de 48, et la quatrième rangée ne sera pas prise en compte lors de la calibration. Cette approche vise à atténuer les effets de couplage observés et à garantir des mesures plus précises. En appliquant uniquement une pression statique

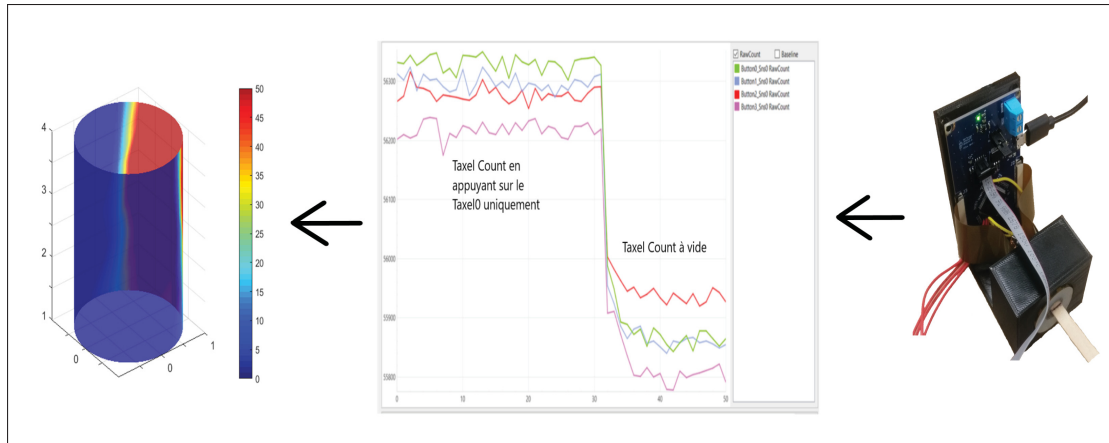


Figure 4.6 Couplage des taxels du capteur cylindrique

via le mini-ballon sur les trois premières rangées du capteur, où les interférences semblent moins prononcées, l'objectif est d'obtenir des données de pression plus fiables et plus représentatives.

Une validation de la méthode de calibration est réalisée pour vérifier la fiabilité des valeurs de PMS obtenues. Une comparaison est effectuée entre les pressions appliquées par le mini-ballon à l'aide de la pompe et les pressions obtenues à partir du modèle linéaire du code Matlab après calibration, pour les pressions statiques de 0 kPa, 10 kPa, 20 kPa, 30 kPa, 40 kPa et 50 kPa.

Les figures 4.7 et 4.8 montrent l'écart type calculé pour les 48 taxels des capteurs avec bandes larges et avec bandes fines, respectivement. Les écarts types calculés indiquent une précision et une exactitude assez significatives, confirmant ainsi la fiabilité de la calibration ainsi que du modèle mathématique adapté.

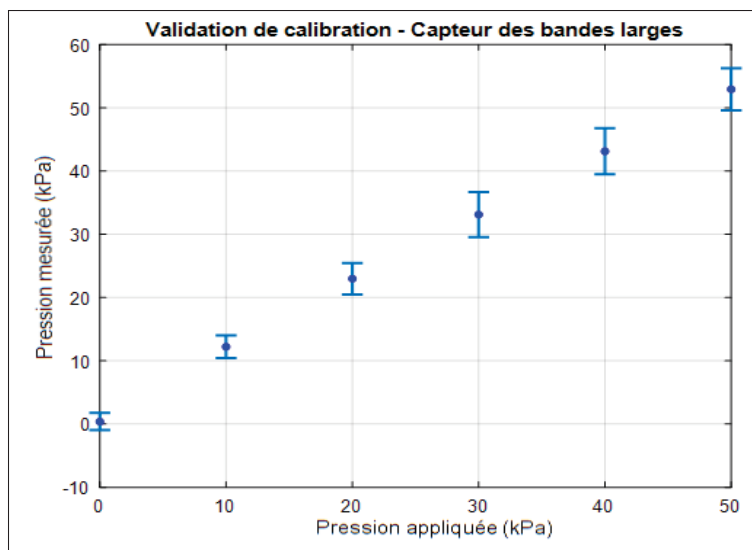


Figure 4.7 Validation de calibration - Capteur à bandes larges

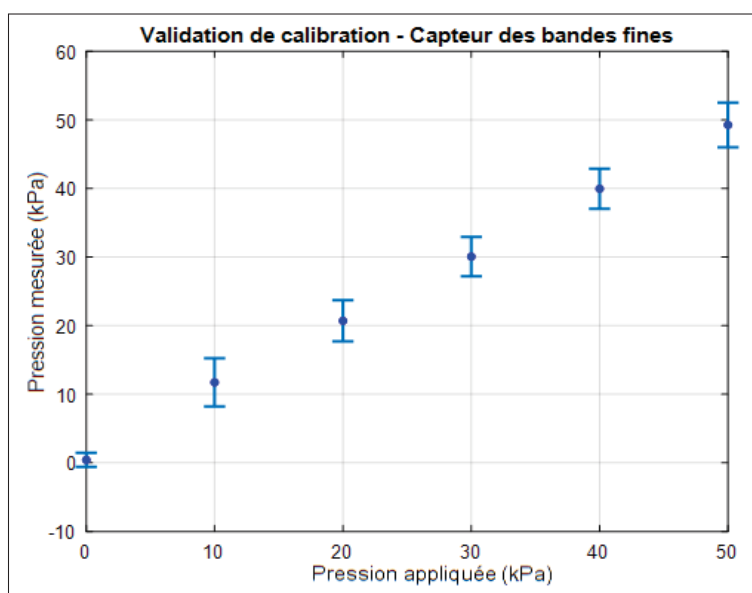


Figure 4.8 Validation de calibration - Capteur à bandes fines

L'estimation de la pression obtenue sur le capteur est considérée comme fiable, bien que l'erreur puisse varier de ± 10 kPa. Cette variabilité peut être expliquée par plusieurs facteurs, tels que la nature des matériaux utilisés, le comportement du capteur capacitif, y compris l'hystérésis des

matériaux des composants de calibration et du diélectrique. De plus, la méthode de calibration employée peut introduire des erreurs en raison du montage et du positionnement du mini-ballon dans le conduit auditif cylindrique, ce qui peut ne pas toujours reproduire avec précision le comportement réel du capteur. Cette observation peut être observée à partir des graphes 4.7 et 4.8, qui montrent que le capteur à bandes fines a révélé une précision supérieure à celle du capteur à bandes larges, malgré une exposition plus importante aux interférences électromagnétiques et aux bruits en raison de la proximité accrue des pistes de connexion. Cela souligne l'importance cruciale d'une manipulation précise du dispositif de calibration et d'une procédure de test standardisée pour garantir la reproductibilité des résultats. Enfin, le modèle mathématique linéaire par parties utilisé peut également entraîner des inexactitudes dans le calcul de la PMS.

La validation de la méthode de calibration permet de comprendre les limites de la méthode de calibration adaptée, de détecter et de quantifier les inexactitudes introduites par la modélisation linéaire, offrant ainsi des perspectives pour améliorer les modèles de calibration afin de mieux capturer les comportements non linéaires des composants du capteur.

4.5 Visualisation 3D de la PMS des bouchons à oreilles

Dans cette partie, la visualisation et le calcul de la PMS sont abordés à partir de la calibration dans le conduit auditif pour chaque type de bouchon d'oreille couramment utilisé par les travailleurs. Deux types de bouchons sont distingués : les bouchons en mousse qui nécessitent une compression avant insertion, et les bouchons en mousse préformés, pouvant être insérés directement sans compression préalable.

La figure 4.9 présente les bouchons à comprimer avant l'insertion, généralement fabriqués en mousse. Ils sont choisis pour leurs conceptions et leurs matériaux, tels que la mousse à mémoire de forme et le polyuréthane hypoallergénique, qui assurent une isolation efficace du bruit tout en garantissant le confort de l'utilisateur. Trois types de ces bouchons sont testés : deux de la marque 3M. Le premier est le 3M-EAR ⁶, un modèle classique largement utilisé par

⁶ https://www.3mcanada.ca/3M/en_CA/p/d/v000206922/

les travailleurs, caractérisé par sa forme cylindrique et sa mousse à mémoire de forme lente qui se décompresse progressivement. Le deuxième modèle est le bouchon 3M-1100 ⁷, fabriqué en mousse de polyuréthane souple et hypoallergénique. Le troisième modèle est de la marque Honeywell, nommé Honeywell Howard Leight ⁸, composé de polyuréthane souple et caractérisé par sa forme en cloche.



Earplug family	Roll-down-foam		
			
Earplug model manufacturer's name	3M™ E-A-R™ Classic uncorded regular and small	3M™ 1100 Earplug	Honeywell Howard Leight Max Regular and small

Figure 4.9 Les bouchons à oreilles à comprimer tiré de (Poissenot-Arrigoni *et al.*, 2023)

Les quatre bouchons à insérer sans compression sont caractérisés par une conception qui leur permet une insertion directe sans nécessité de compression préalable. Ils sont présentés dans la figure 4.10. Le premier est le bouchon 3M-EAR Ultrafit ⁹, connu pour sa forme en sapin avec des triple brides pré-moulées en polymère élastomère. Ensuite, le bouchon 3M-EAR Push-in ¹⁰, caractérisé par sa forme sphérique en un mélange de mousse et de matière thermoplastique. Le troisième est le bouchon Honeywell Trustfit Pod ¹¹, qui a une forme en pointe nervurée réalisée en mousse souple. Enfin, le bouchon 3M-EAR Push-in with grip rings ¹², distingué par sa forme conique réalisée en mélange de mousse et de matière thermoplastique.

⁷ https://www.3mcanada.ca/3M/en_CA/p/d/v000264630/

⁸ <https://www.honeywellstore.com/store/products/honeywell-howard-leight-super-leight-earplugs-orange-r-01110.htm>

⁹ https://www.3mcanada.ca/3M/en_CA/p/d/v000153079/

¹⁰ https://www.3mcanada.ca/3M/en_CA/p/d/v000094186/

¹¹ <https://sps.honeywell.com/ca/en/products/safety/hearing-protection/earplugs/trustfit-pod>

¹² https://www.3mcanada.ca/3M/en_CA/p/d/v000153041/





Earplug family	Multi-flange elastomeric polymer		Push-to-fit	
				
Earplug model manufacturer's name	3M™ E-A-R™ UltraFit™	3M™ E-A-R™ Push-Ins	Honeywell TrustFit® Pod	3M™ E-A-R™ Push- Ins with grip rings

Figure 4.10 Les bouchons à oreilles à insérer tiré de (Poissenot-Arrigoni *et al.*, 2023)

Pour l’insertion des bouchons en mousse à rouler, un dispositif de compression, illustré dans la figure 4.11 ci-dessous et appelé « Squeeze Buddy - Model RSS », fabriqué par Blockwise ¹³, a été utilisé, comme décrit dans les travaux de (Melo *et al.*, 2024). Cette opération permet de comprimer radialement les bouchons en mousse avec une pression uniforme sur toute la surface avant leur insertion dans le conduit auditif. Cela garantit que tous les bouchons sont testés dans des conditions initiales similaires, améliorant ainsi la répétabilité des tests et évitant la compression manuelle. La compression manuelle peut introduire une pression non uniforme sur la surface du bouchon, ce qui pourrait affecter son expansion et son adaptation dans le conduit auditif. De plus, elle peut introduire des variables supplémentaires, telles que la chaleur et la sueur des mains, qui peuvent modifier les propriétés mécaniques des bouchons et par conséquent la PMS induite, comme expliqué dans (Melo *et al.*, 2024).

¹³ <https://blockwise.com/low-cost-crimpers/model-rss/>



Figure 4.11 Outil de compression pour bouchons d'oreille en mousse - Squeeze Buddy

Pour garantir la répétabilité des tests, le bouchon est d'abord comprimé à l'aide du « Squeeze Buddy - Model RSS », puis inséré dans le conduit auditif cylindrique à l'aide d'une pince. Pour chaque nouveau test, un bouchon neuf doit être utilisé. Lors du positionnement du bouchon dans le conduit auditif, il est crucial de veiller à ce qu'il n'active pas la dernière rangée du capteur, afin d'assurer la conformité du test avec la calibration effectuée. Une fois insérés, les bouchons sont laissés se décompresser pendant 30 secondes afin qu'ils reprennent leur forme initiale et s'ajustent aux parois du conduit auditif, appliquant ainsi une pression sur l'interface de contact. En revanche, les bouchons qui ne nécessitent pas de compression avant l'insertion ne requièrent pas de temps de décompression. Les données sont ensuite acquises et communiquées à l'interface de visualisation via la connexion « USB-UART », permettant d'effectuer le calcul et la visualisation en 3D de la distribution de la PMS.

Les graphes 4.12 et 4.13 illustrent les variations 3D de la PMS pour les deux types de bouchons testés, obtenues avec le capteur à bandes larges et le capteur à bandes fines, respectivement. Ces graphes permettent de comparer les résolutions et les performances des différents capteurs, et par conséquent, d'évaluer l'impact des différentes conceptions des capteurs flexibles.

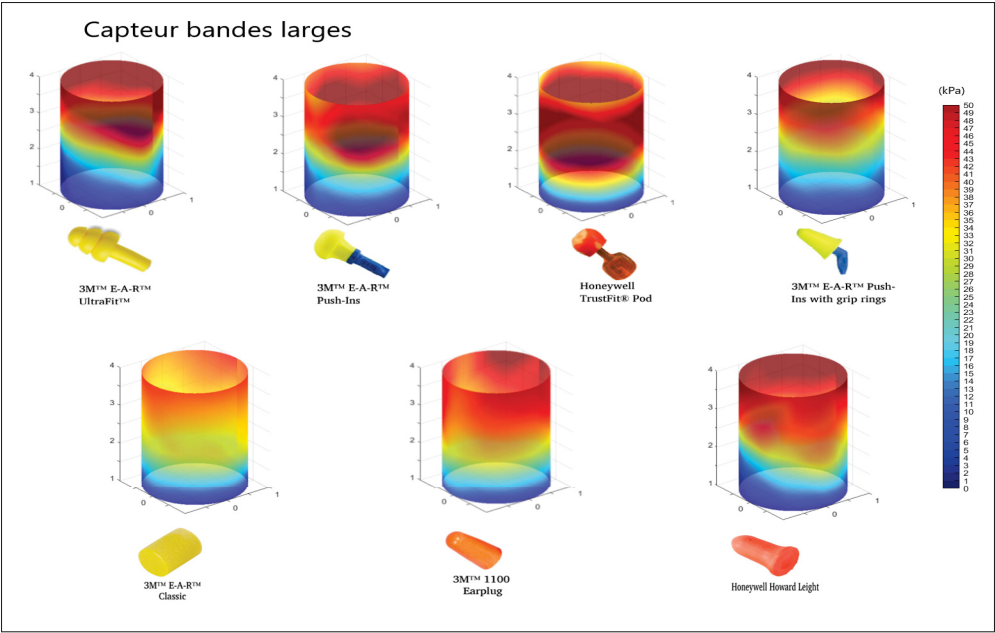


Figure 4.12 Cartographies de PMS des bouchons - Capteur avec bandes larges

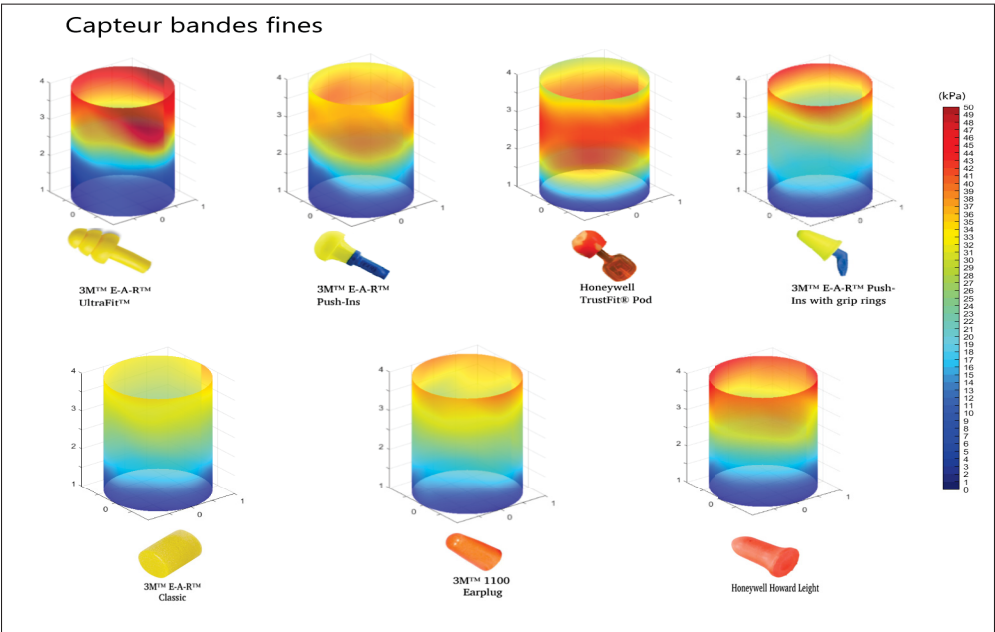


Figure 4.13 Cartographies de PMS des bouchons - Capteur avec bandes fines

Étant donné que le bouchon n'est pas entièrement inséré dans le conduit auditif lors de son insertion, une partie de celui-ci reste à l'extérieur afin de faciliter la manipulation et d'assurer la conformité avec la calibration, tout en évitant d'activer la dernière rangée du capteur.

Dans le conduit auditif cylindrique, la PMS se répartit principalement en trois zones distinctes. Les taxels situés à l'entrée du conduit enregistrent généralement des valeurs de pression plus élevées que celles des autres zones, à l'exception des bouchons de forme cylindrique tels que le « 3M Ear Push-In » et le « Honeywell TrustFit ». Ces bouchons présentent une forme irrégulière, avec un diamètre légèrement plus large que le diamètre interne du conduit auditif et une longueur plus courte par rapport aux autres bouchons, ce qui peut influencer la répartition de la PMS. La pression maximale observée peut être expliquée par le fait que le bouchon n'est pas complètement inséré dans le conduit, et que, lors de sa décompression, il exerce une pression supplémentaire sur les taxels situés à l'entrée.

Deuxièmement, la zone au centre du conduit auditif présente une valeur de PMS inférieure à celle de la première zone, à l'exception des bouchons de forme cylindrique tels que le « 3M Ear Push-In » et le « Honeywell TrustFit ». Pour les autres types de bouchons testés, il est possible que les bouchons soient moins décompressés dans le conduit par rapport à leur état à l'entrée, en raison de leur positionnement. Par conséquent, les taxels situés au centre peuvent entraîner des valeurs de pression moins significatives par rapport aux valeurs de pression de la zone d'entrée. Cela peut être dû à leur emplacement dans le conduit auditif car le silicone est pris entre deux couches : une en tissu conducteur et une en PCB flexible, ce qui peut induire une résistance à la dilatation du silicone du conduit. De plus, le support rigide du conduit peut également contribuer à ces contraintes mécaniques.

Finalement, la zone à l'extrémité du conduit auditif présente des valeurs de pression faibles, voire nulles, car cette partie est exclue du capteur durant les tests. Étant donné que le bouchon d'oreille ne recouvre pas entièrement la longueur du conduit cylindrique, une dilatation à l'entrée du capteur peut parfois provoquer un rétrécissement à l'extrémité opposée du conduit, ce qui

peut entraîner des valeurs négatives de PMS dans cette zone. Ces valeurs négatives sont ajustées à zéro dans le code Matlab, car elles se situent en dehors de la plage de calibration.

Les mesures de PMS pour tous les bouchons d'oreilles sont présentées dans les figures 4.14 et 4.15. Ces valeurs, résultant de la moyenne de trois tests de pression pour chaque taxel et chaque type de bouchon, permettent d'évaluer et de comparer les niveaux de PMS mesurés pour les bouchons d'oreille utilisés dans les conditions de test. Elles contribuent ainsi à une meilleure compréhension de leur efficacité et de leur adaptation dans le conduit auditif.

À partir de ces valeurs de pression obtenues, une comparaison entre les deux types de capteurs a été réalisée en termes de résolution de pression. Les observations montrent des différences entre les capteurs à bandes larges et à bandes fines. Le capteur à bandes larges offre une visualisation étendue des variations de PMS entre différents types de bouchons d'oreille, facilitant ainsi la détection des faibles pressions et offrant une meilleure résolution de pression. En revanche, le capteur à bandes fines, moins précis pour les faibles pressions, présente une résolution de pression inférieure par rapport à celle du capteur à bandes larges. Ce phénomène peut être expliqué par une interférence accrue, influençant directement la mesure de la PMS. En termes de sensibilité, le capteur à bandes larges est plus sensible comparé au capteur à bandes fines. Cette différence peut s'expliquer par l'espacement réduit entre les pistes de connexion du capteur à bandes fines, induisant davantage d'interférences influençant la variation de la capacitance et, par conséquent, l'estimation de la PMS.

Les valeurs de PMS reflètent que les bouchons d'oreille de taille, de forme et de matériaux similaires affichent des valeurs de PMS relativement proches. En revanche, les bouchons de forme sphérique et en mousse plus rigide appliquent une PMS plus élevée. Cette observation souligne l'influence de la géométrie et du matériau des bouchons sur la PMS qu'ils exercent.

Cette mesure de valeurs de PMS et cette visualisation de PMS permet de mieux représenter la distribution de la PMS des bouchons d'oreille, facilitant ainsi une analyse et une compréhension plus approfondie de leur efficacité et de leur confort dans le conduit auditif.



Figure 4.14 Valeurs de PMS (en kPa) - Capteur à bandes larges

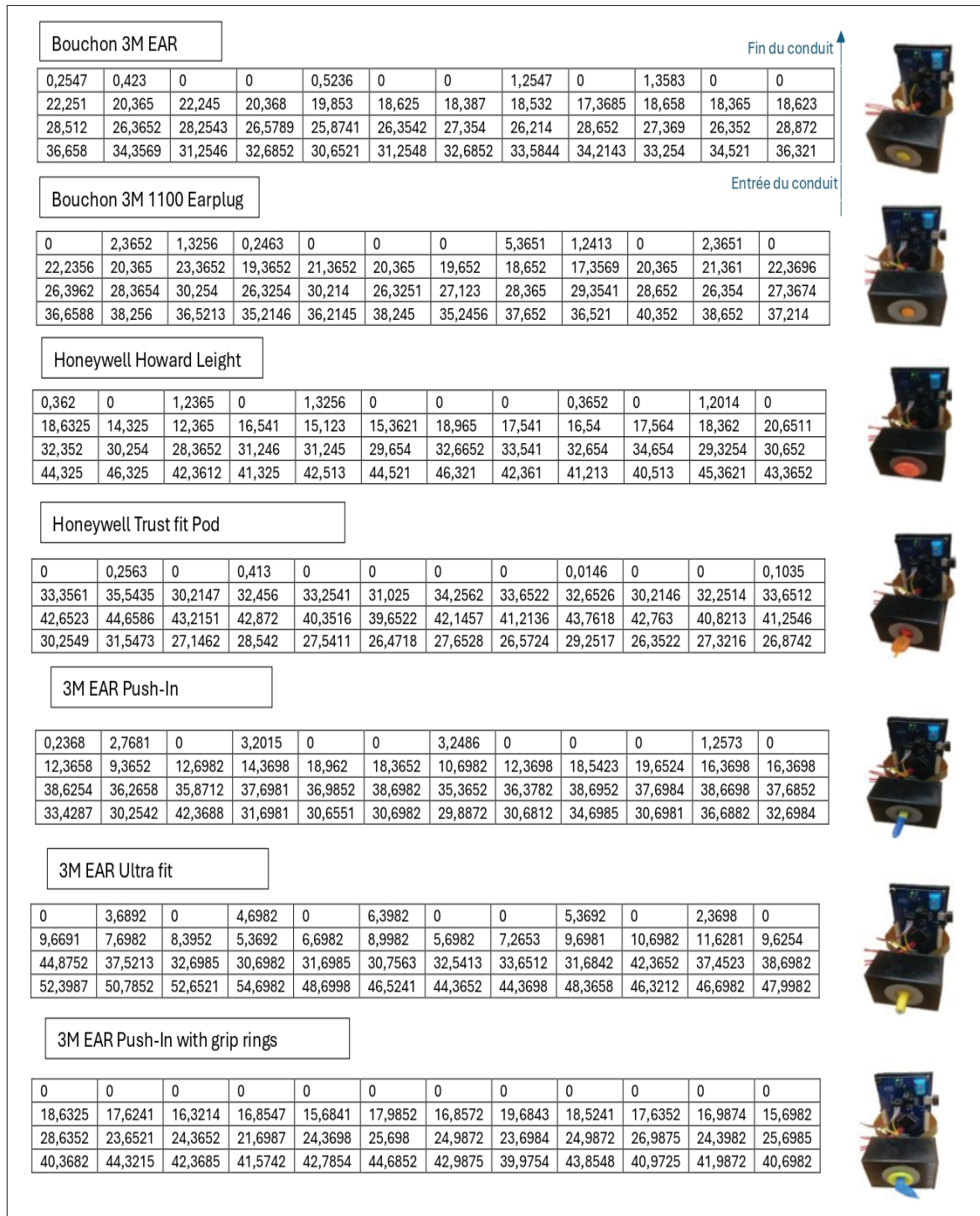


Figure 4.15 Valeurs de PMS (en kPa) - Capteur à bandes fines

Dans une première analyse, une comparaison entre les résultats obtenus dans cette recherche et ceux obtenus dans l'étude de Melo *et al.* (2024) est réalisée, dans le but de comparer les valeurs de PMS.

Les résultats présentés sur la figure 4.16 correspondent aux valeurs moyennes de PMS de la deuxième rangée de taxels du conduit auditif, sélectionnée pour comparer les valeurs de PMS ponctuelles. Cette rangée a été choisie comme référence pour la comparaison avec les travaux de Melo *et al.* (2024), présentés sur la figure 1.16, car elle est la plus représentative de la PMS en raison de la position d'insertion du bouchon dans cette recherche, ainsi que de la position choisie dans les études de Melo *et al.* (2024) pour la mesure de PMS.

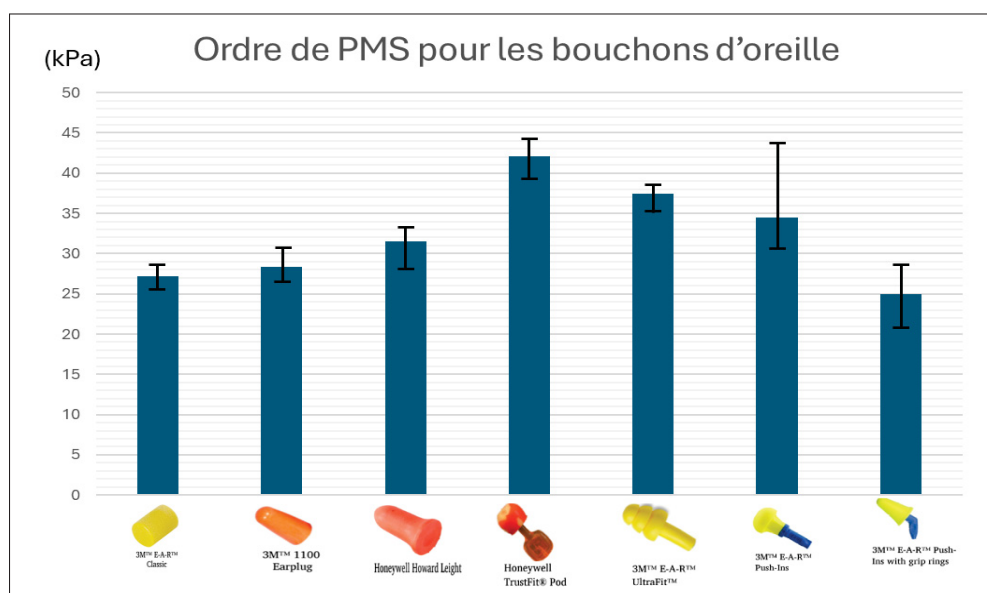


Figure 4.16 Comparaison des moyennes de PMS appliquées par les différents bouchons d'oreille

La comparaison entre les deux études révèle que l'ordre de valeurs de PMS mesurées des bouchons est le même, à l'exception du bouchon « 3M Ear Push-In ». Cette différence peut être expliquée par le positionnement de ce dernier dans le conduit auditif dans les tests réalisés, car il a été inséré à moitié afin de ne pas affecter la dernière rangée du capteur.

Il est également important de noter que la recherche de Melo *et al.* (2024) est basée sur un dispositif utilisant un conduit auditif rigide, contrairement à celui utilisé dans cette étude, qui est flexible et bi-couche. De plus, il est difficile de localiser précisément l'endroit de PMS mesurée dans le travail de Melo *et al.* (2024) dans le conduit auditif développé ici.

Dans une deuxième analyse, une comparaison entre deux types de bouchons est réalisée, permettant d'étudier les différentes distributions de pression et d'identifier les zones de l'oreille les plus sollicitées. Par exemple, la figure ci-dessous 4.17 illustre une comparaison entre deux types de bouchons : le bouchon « 3M Push In » et le « Honeywell TrustFit » dans un capteur de type à bandes larges.

Pour résumer, cette comparaison alternative avec le travail de Melo *et al.* (2024) est réalisée pour évaluer les similitudes et les différences dans les ordres de PMS, bien que certaines divergences soient notées, notamment pour le bouchon 3M Ear Push-In. Plusieurs paramètres distinguent les deux études. D'abord, les valeurs de PMS : cette étude calcule la moyenne de PMS de la deuxième rangée de taxels pour différents bouchons, alors que Melo *et al.* (2024) mesurent la PMS à un point précis. Ensuite, le type de conduit : Melo *et al.* (2024) utilisent un conduit rigide de 8 mm, tandis que cette étude emploie un conduit flexible à deux couches de 10 mm. Enfin, la distance d'insertion et le point de mesure dans le conduit diffèrent également entre les deux études, influençant les résultats obtenus.

Dans ce cas, la zone au milieu du conduit présente une pression négative, puisque le bouchon « Honeywell Trustfit Pod » applique une pression maximale au centre, contrairement au bouchon « 3M Ear Push-In with Grip Rings », qui applique une pression maximale à l'entrée du conduit. Par ailleurs, la différence de pression à l'entrée du conduit est maximale. Cela montre que les deux bouchons exercent des pressions d'amplitudes différentes dans les diverses zones du conduit auditif. Cet écart souligne les zones de pression les plus sollicitées, permettant ainsi de mieux comprendre les performances et le niveau de confort des différents bouchons.

Cette observation met en évidence la différences entre les valeurs de pression induites par les formes et les matériaux des bouchons. Cela permet ensuite d'identifier les bouchons qui offrent

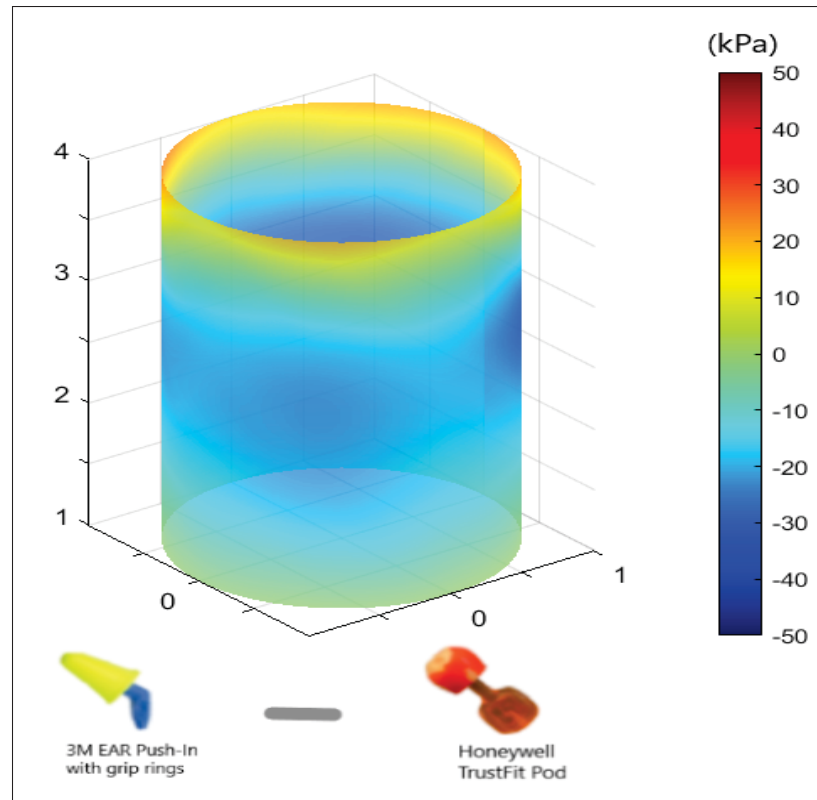


Figure 4.17 Différence de PMS (en kPa) - 3M EAR Push In et le bouchon Honeywell TrustFit Pod

non seulement une meilleure protection auditive, mais aussi un confort physique optimal. Une telle évaluation contribue à réduire les risques d'inconfort ou de blessure lors d'une utilisation prolongée, en comprenant mieux les variations de la PMS en fonction de la forme et du matériau des bouchons.

4.6 Limitations du capteur cylindrique

Dans cette section, les limitations du capteur cylindrique réalisé, susceptibles d'affecter la mesure de la PMS dans le conduit auditif, sont présentées.

Ces faiblesses incluent le couplage observé lors de l'utilisation de la dernière rangée du capteur en raison de la proximité des pistes, ce qui entraîne une réponse disproportionnée des taxels sous une même pression appliquée et une contamination de la réponse statique du capteur pour chaque

taxel. Ce phénomène peut fausser l'estimation de la pression appliquée, mettant en évidence un problème de couplage causé par le design du PCB flexible plutôt que par la configuration cylindrique du capteur. Pour résoudre ce problème, un nouveau design pourrait être développé avec des taxels plus petits et un espacement plus important entre les pistes pour réduire ces interférences.

De plus, une méthode de calibration plus avancée doit être mise en place afin de tenir compte de la réalisation manuelle du mini-ballon et d'améliorer le maintien de la pression dans celui-ci. Ensuite, la modélisation mathématique linéaire par zone ne reflète toujours pas le comportement réel du capteur capacitif cylindrique.

Aussi, le processus de validation de la calibration doit être amélioré pour plus de précision et d'exactitude, car les résultats obtenus dans notre essai reflètent que les capteurs à bandes fines se sont révélés plus justes que ceux à bandes larges. Cependant, cela ne devrait pas être le cas, car les capteurs à bandes fines sont plus exposés aux bruits et aux interférences comparés aux capteurs à bandes larges. Cela souligne l'importance cruciale d'une manipulation précise du dispositif de calibration et d'une procédure de validation standardisée pour garantir la l'exactitude des résultats.

Il est important de noter que les propriétés électriques et mécaniques du diélectrique peuvent influencer la réponse du capteur. Étant donné que le diélectrique est constitué d'un matériau bi-couche avec une couche de tissu conducteur, l'effet de cette couche et de son chevauchement n'a pas été pleinement étudié. Cela peut affecter la distribution de la pression dans le conduit auditif, la dilatation du silicone et augmenter le niveau de friction entre les bouchons d'oreille et le tissu, ce qui, à son tour, peut influencer l'estimation de la PMS. De plus, les simplifications structurelles du conduit cylindrique ne reflètent pas toujours fidèlement la géométrie et l'anatomie complexes du conduit auditif humain. Une étude comparative avec différents plans de masse peut être réalisée afin de déterminer la méthode la plus adéquate pour cette application.

L'hystérésis des matériaux des composants du capteur, tels que le mini-ballon de calibration, le diélectrique et le tissu conducteur, joue un rôle crucial dans la modalité statique du capteur.

Le mini-ballon subit des déformations cycliques dues à la compression et à la décompression répétées lors des tests, ce qui peut affecter la précision de la mesure de pression. De même, le diélectrique peut présenter un comportement viscoélastique, se déformant de manière non linéaire sous l'effet de charges appliquées pendant des périodes prolongées. Le tissu conducteur utilisé pour fabriquer le conduit auditif artificiel peut introduire des contraintes mécaniques supplémentaires, limitant la capacité du diélectrique à se dilater uniformément sous pression et affectant ainsi la précision de la mesure de la pression. Ces effets combinés peuvent introduire des variations temporaires dans la mesure de la pression.

Finalement, il convient de noter que la calibration a été réalisée avec le branchement du câble USB. Cependant, il a été observé lors des manipulations que les valeurs de « Taxel Counts » affichées sur le « Capsense Tuner » diminuent lors du branchement de la connexion USB sur l'ordinateur. Cela peut être dû à un phénomène d'antenne entre la connexion USB et la masse du diélectrique, où la présence du câble USB pourrait créer des interférences électromagnétiques ou affecter le champ électrique autour du capteur, perturbant ainsi les mesures de variation de capacitance. Cependant, la quantification de cet effet n'a pas été réalisée, car toute la procédure a été effectuée avec le branchement USB. Il serait néanmoins intéressant d'étudier dans quelle mesure ce phénomène peut impacter la modalité statique du capteur et la calibration, ce qui doit être pris en compte lors de l'analyse des résultats pour garantir leur exactitude.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

par ex comment améliorer le plan de masse (recouvrement, autre matériau, comment évaluer quel est le meilleur plan de masse),

comment résoudre les problèmes liés aux capteur bandes larges ou fines (4e rangée de taxels) ?

perspectives sur l'inclusion d'un système de chauffage, augmenter le réalisme du canal, mesurer la pression mais aussi la contrainte de cisaillement.

Le développement d'un capteur flexible cylindrique pour la mesure de la Pression Mécanique Statique (PMS) marque une avancée significative dans l'étude de l'inconfort physique causé par les pressions appliquées lors du port des bouchons d'oreilles. Cette recherche innovante utilise la méthode de transduction capacitive pour détecter la PMS, tout en intégrant la flexibilité nécessaire pour créer un capteur cylindrique en silicone. Cette étude permet d'améliorer la compréhension des interactions entre les bouchons d'oreilles et le conduit auditif, ouvrant la voie à des améliorations substantielles du confort physique des protections auditives utilisées.

L'étude s'est déroulée en trois étapes distinctes. La première étape a consisté à développer un capteur capacitif à plat et à analyser sa réponse statique dans cette configuration, afin de sélectionner les composants nécessaires pour la future configuration cylindrique. La deuxième étape a porté sur la conception et la fabrication du capteur cylindrique. Enfin, la troisième étape a impliqué la calibration du capteur et la visualisation de la Pression Mécanique Statique (PMS) appliquée par différents types de bouchons.

Les résultats obtenus ouvrent la voie à de nouvelles recherches prometteuses dans le domaine de la protection auditive. Ils permettront d'étudier la distribution de la pression appliquée par les bouchons d'oreilles et de les classer en fonction de leur niveau de pression. Cependant, il est important de noter que la simplification du conduit auditif en cylindre ne reflète pas parfaitement la complexité de l'oreille humaine. De plus, certaines faiblesses liées à la calibration ont été

identifiées, nécessitant le développement d'une méthode de calibration plus avancée pour obtenir une estimation plus précise de la PMS dans un conduit cylindrique.

Malgré ces limitations, cette recherche apporte une contribution significative à la compréhension de la distribution des pressions dans un conduit auditif simplifié. Poursuivre ces travaux permettra d'améliorer les faiblesses identifiées et de développer une forme et une structure de conduit plus représentatives de l'oreille humaine. Par exemple, plusieurs tissus conducteurs peuvent être testés, ainsi que d'autres plans de masse existants sur le marché, qui pourraient être injectés directement dans le diélectrique. De plus, un autre design du PCB flexible pourrait potentiellement permettre l'utilisation de l'ensemble du capteur et, par conséquent, l'insertion complète du bouchon dans le conduit. Enfin, modifier le design du taxel pourrait permettre de mesurer la contrainte de cisaillement appliquée par le bouchon dans le conduit. Enfin, des recherches plus avancées peuvent également être menées dans un environnement chauffé, simulant ainsi la température réelle dans le conduit auditif.

ANNEXE I

RÉSULTATS DU CAPTEUR EN CONFIGURATION PLATE

1. Tests du capteur à plat

Les figures en annexe représentent les résultats des tests réalisés.

1.1 Partie des taxels serpentins et rectangulaires de T1 à T15

Représentation des résultats des taxels serpentins et rectangulaires de T1 au T15.

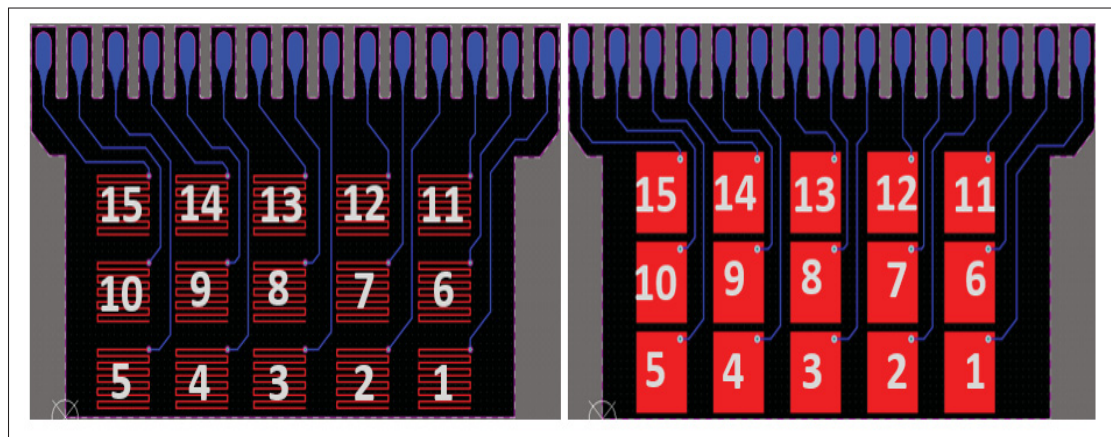


Figure-A I-1 Représentation des taxels serpentins et rectangulaires de T1 à T15

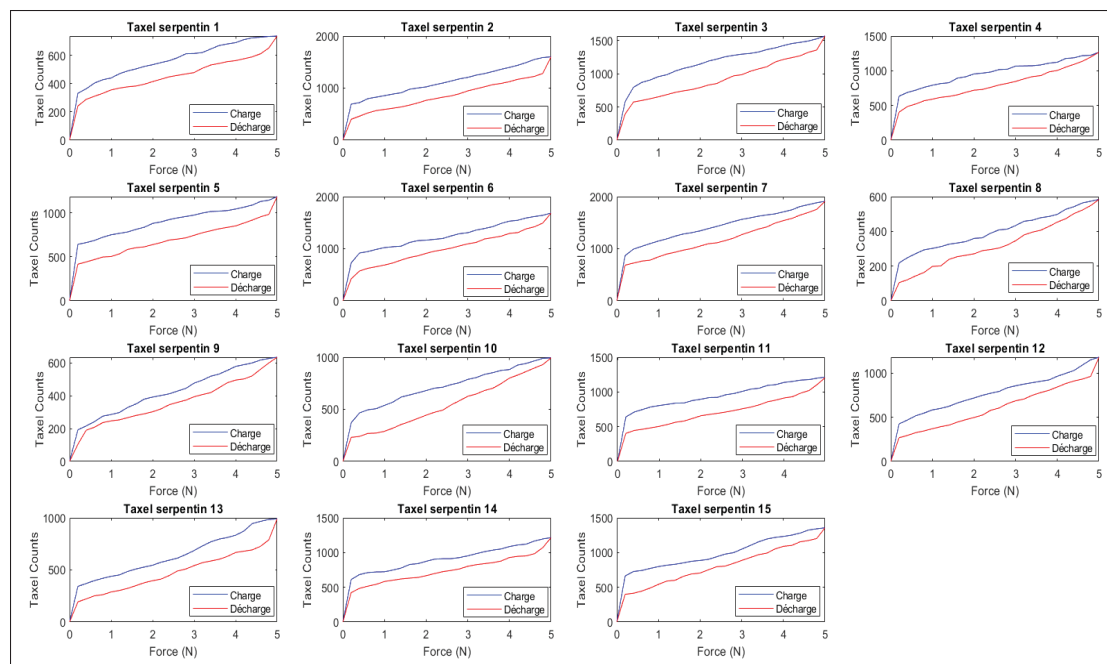


Figure-A I-2 Résultat des taxels serpentinaux de T1 à T15

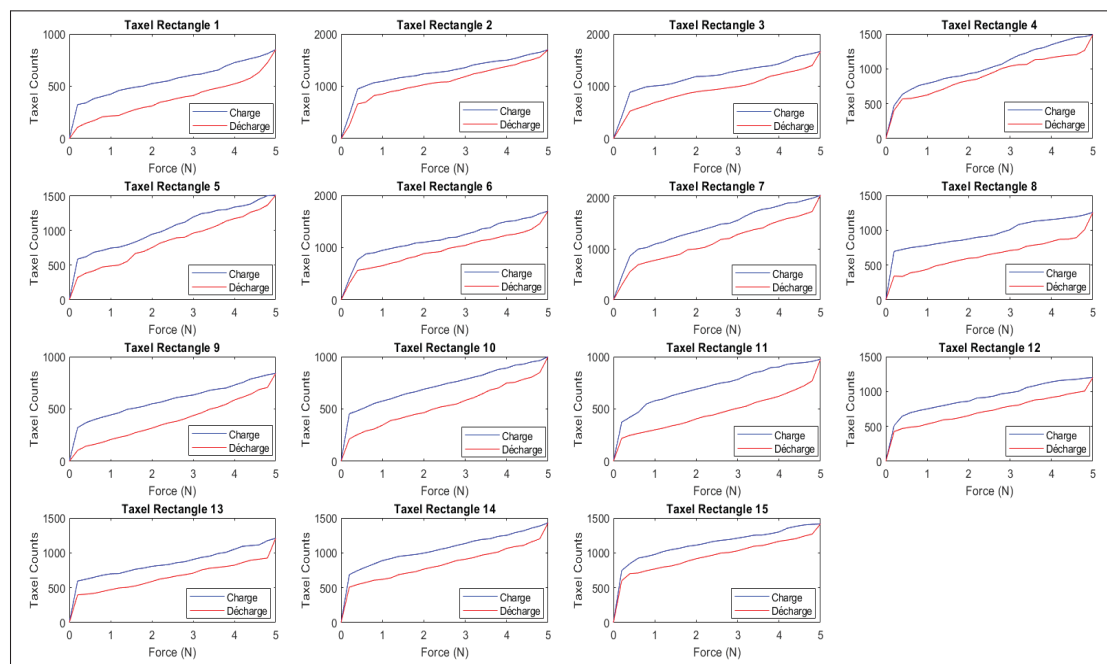


Figure-A I-3 Représentation des taxels rectangulaires de T1 à T15

1.2 Partie des taxels carrés et serpentins de 1mm à 3.5mm

Les figures des taxels carrés et serpentins de dimensions de 1 mm à 3,5 mm.

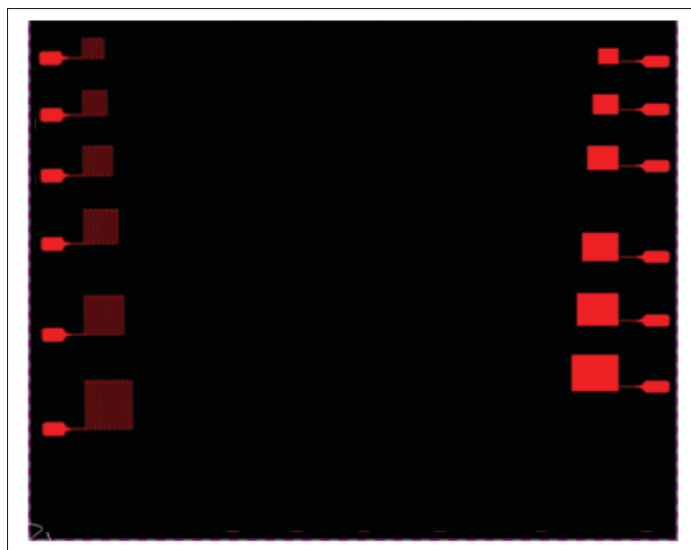


Figure-A I-4 Capteur des taxels carrés et serpentins de 1mm à 3,5mm

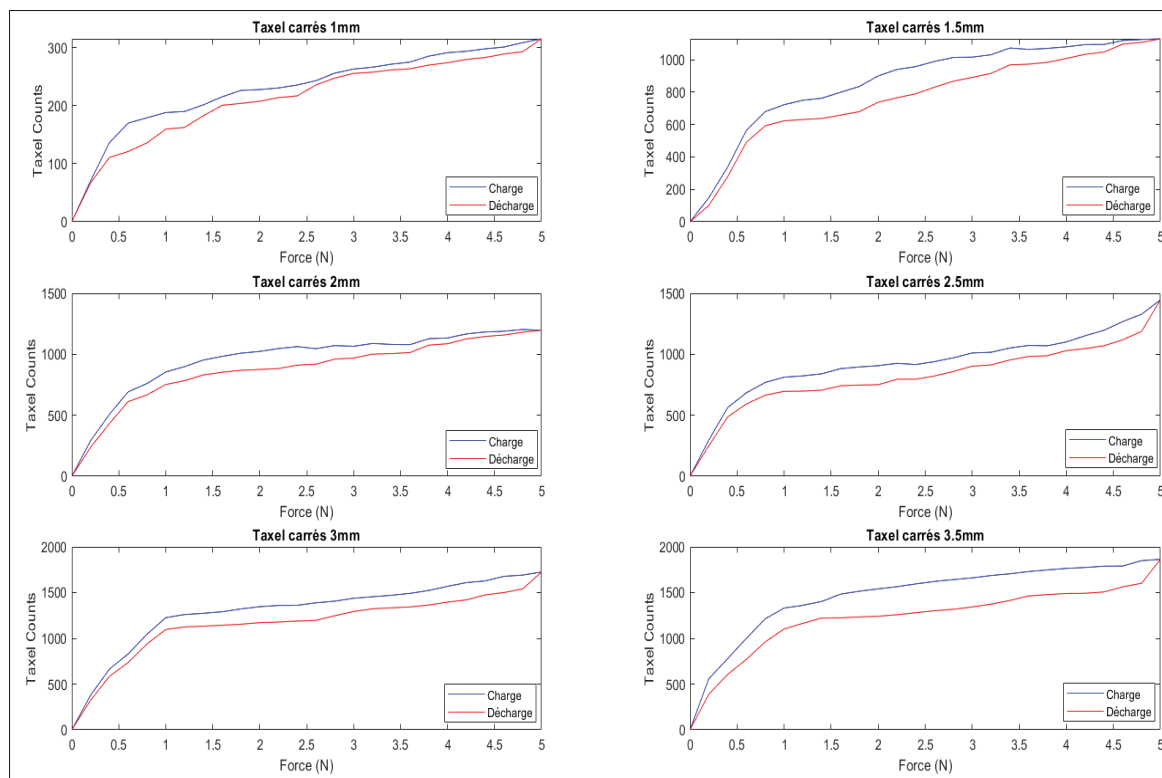


Figure-A I-5 Résultat des taxels carrés de 1mm à 3,5mm

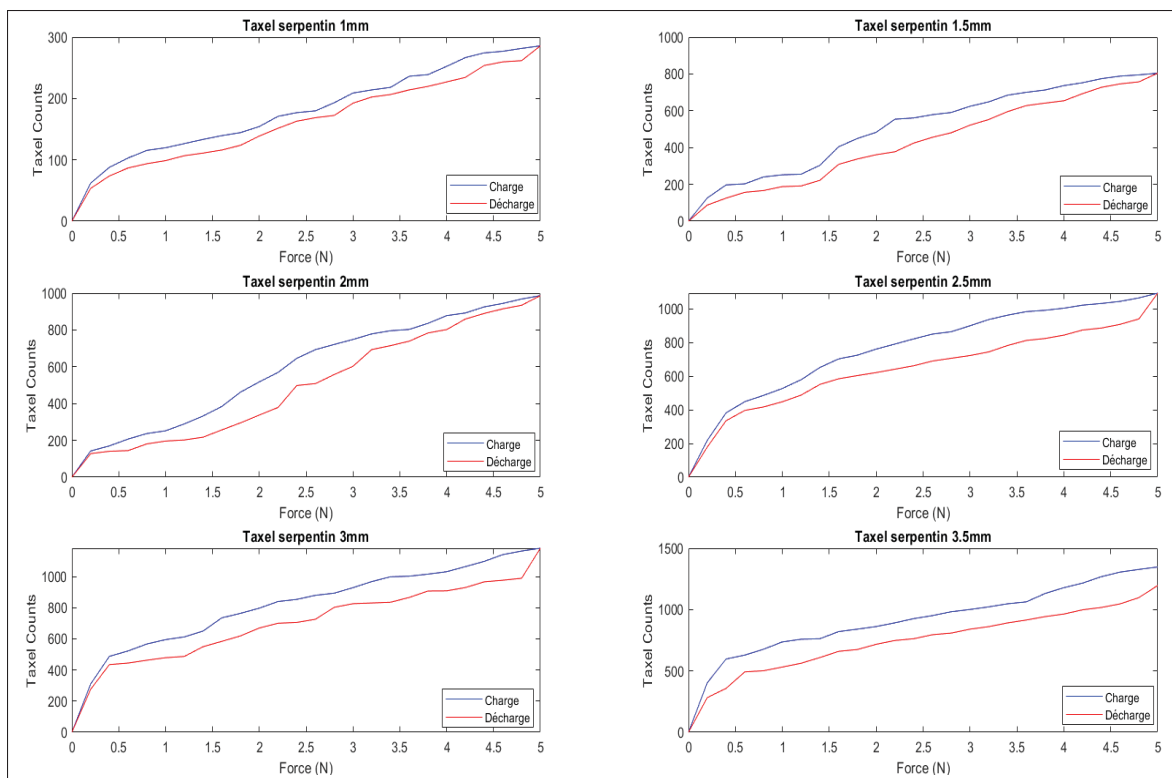


Figure-A I-6 Représentation des taxels serpents de 1mm à 3,5mm

BIBLIOGRAPHIE

- Atalay, O., Atalay, A., Gafford, J. & Walsh, C. (2018). A highly sensitive capacitive-based soft pressure sensor based on a conductive fabric and a microporous dielectric layer. *Advanced materials technologies*, 3(1), 1700237.
- Baker, A. T., Lee, S. & Mayfield, F. (2010). Evaluating hearing protection comfort through computer modeling. *2010 SIMULIA Customer Conference*.
- Benacchio, S., Doutres, O., Le Troter, A., Varoquaux, A., Wagnac, E., Callot, V. & Sgard, F. (2018). Estimation of the ear canal displacement field due to in-ear device insertion using a registration method on a human-like artificial ear. *Hearing research*, 365, 16–27.
- Blaeser, S. B. & Schomer, P. D. (2010). Acoustical standards news. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 128(1), 497–505.
- Chen, W. & Yan, X. (2020). Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors : A review. *Journal of Materials Science & Technology*, 43, 175–188.
- Chen, Z., Wang, Z., Li, X., Lin, Y., Luo, N., Long, M., Zhao, N. & Xu, J.-B. (2017). Flexible piezoelectric-induced pressure sensors for static measurements based on nanowires/graphene heterostructures. *Acs Nano*, 11(5), 4507–4513.
- Dalaq, A. S., Melo, L. G., Sgard, F., Doutres, O. & Wagnac, E. (2023). Pressure induced by roll-down foam-earplugs on earcanal. *International Journal of Mechanical Sciences*, 241, 107970.
- Dickey, M. D. (2017). Stretchable and soft electronics using liquid metals. *Advanced materials*, 29(27), 1606425.
- Dong, W., Xiao, L., Hu, W., Zhu, C., Huang, Y. & Yin, Z. (2017). Wearable human-machine interface based on PVDF piezoelectric sensor. *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, 39(4), 398–403.
- Gao, L., Zhu, C., Li, L., Zhang, C., Liu, J., Yu, H.-D. & Huang, W. (2019). All paper-based flexible and wearable piezoresistive pressure sensor. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 11(28), 25034–25042.
- Gerges, S. N. & Casali, J. G. (2007). Hearing protectors. *Handbook of noise and vibration control*, 364–376.

- Gilanizadehdizaj, G., Aw, K. C., Stringer, J. & Bhattacharyya, D. (2022). Facile fabrication of flexible piezo-resistive pressure sensor array using reduced graphene oxide foam and silicone elastomer. *Sensors and Actuators A : Physical*, 340, 113549.
- Gilanizadehdizaj, G., Bhattacharyya, D., Stringer, J. & Aw, K. (2023). Elucidating the Conducting Mechanisms in a Flexible Piezoresistive Pressure Sensor Using Reduced Graphene Oxide Film in Silicone Elastomer. *Sensors*, 23(5), 2443.
- Guo, F., Zhang, C., Yan, Y., Li, P. & Wang, Z. (2016). Measurement of three-dimensional deformation and load using vision-based tactile sensor. *2016 IEEE 25th International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, pp. 1252–1257.
- Guo, W., Tan, C., Shi, K., Li, J., Wang, X.-X., Sun, B., Huang, X., Long, Y.-Z. & Jiang, P. (2018). Wireless piezoelectric devices based on electrospun PVDF/BaTiO₃ NW nanocomposite fibers for human motion monitoring. *Nanoscale*, 10(37), 17751–17760.
- Hou, X., Zhang, S., Yu, J., Cui, M., He, J., Li, L., Wang, X. & Chou, X. (2020). Flexible piezoelectric nanofibers/polydimethylsiloxane-based pressure sensor for self-powered human motion monitoring. *Energy Technology*, 8(3), 1901242.
- Hu, J., Dun, G., Geng, X., Chen, J., Wu, X.-M. & Ren, T.-L. (2023). Recent progress in the flexible micro-pressure sensors for wearable health monitoring. *Nanoscale Advances*.
- Johnson, M. K., Cole, F., Raj, A. & Adelson, E. H. (2011). Microgeometry capture using an elastomeric sensor. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 30(4), 1–8.
- Lee, B.-Y., Kim, J., Kim, H., Kim, C. & Lee, S.-D. (2016). Low-cost flexible pressure sensor based on dielectric elastomer film with micro-pores. *Sensors and Actuators A : Physical*, 240, 103–109.
- Lee, G., Hyunjin, K. & Inkyu, P. (2023). A mini review of recent advances in optical pressure sensor. *J. Sens. Sci. Technol.*, 32, 22–30.
- Maroonroge, S., Emanuel, D. C. & Letowski, T. R. (2000). Basic anatomy of the hearing system. *Helmet-Mounted Displays : Sensation, Perception and Cognition Issues. Fort Rucker, Alabama : US Army Aeromedical Research Laboratory*, 279–306.
- Maslyczyk, A. (2016). *Développement d'un capteur tactile multimodal*. (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure).
- Maslyczyk, A., Roberge, J.-P., Duchaine, V. et al. (2017). A highly sensitive multimodal capacitive tactile sensor. *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 407–412.

- Melo, L. G., Dalaq, A. S., Sgard, F., Doutres, O., Legroux, L. & Wagnac, E. (2024). Measurement of the local static mechanical pressure of earplugs. *International Journal of Mechanical Sciences*, 109327.
- Park, D. Y., Joe, D. J., Kim, D. H., Park, H., Han, J. H., Jeong, C. K., Park, H., Park, J. G., Joung, B. & Lee, K. J. (2017). Self-powered real-time arterial pulse monitoring using ultrathin epidermal piezoelectric sensors. *Advanced Materials*, 29(37), 1702308.
- Park, J., Lee, Y., Hong, J., Ha, M., Jung, Y.-D., Lim, H., Kim, S. Y. & Ko, H. (2014). Giant tunneling piezoresistance of composite elastomers with interlocked microdome arrays for ultrasensitive and multimodal electronic skins. *ACS nano*, 8(5), 4689–4697.
- Poissenot-Arrigoni, B., Negrini, A., Berbiche, D., Sgard, F. & Doutres, O. (2023). Analysis of the physical discomfort of earplugs experienced by a group of workers in Canadian companies and identification of the influencing variables. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 98, 103508.
- Qu, J., Mao, B., Li, Z., Xu, Y., Zhou, K., Cao, X., Fan, Q., Xu, M., Liang, B., Liu, H. et al. (2023). Recent progress in advanced tactile sensing technologies for soft grippers. *Advanced Functional Materials*, 33(41), 2306249.
- Rana, A., Roberge, J.-P. & Duchaine, V. (2016). An improved soft dielectric for a highly sensitive capacitive tactile sensor. *Ieee sensors journal*, 16(22), 7853–7863.
- Roberge, E., Fornes, G. & Roberge, J.-P. (2023). StereoTac : A Novel Visuotactile Sensor That Combines Tactile Sensing With 3D Vision. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 8(10), 6291-6298. doi : 10.1109/LRA.2023.3304560.
- Shi, J., Wang, L., Dai, Z., Zhao, L., Du, M., Li, H. & Fang, Y. (2018). Multiscale hierarchical design of a flexible piezoresistive pressure sensor with high sensitivity and wide linearity range. *Small*, 14(27), 1800819.
- Shimonomura, K. (2019). Tactile image sensors employing camera : A review. *Sensors*, 19(18), 3933.
- Shimonomura, K., Nakashima, H. & Nozu, K. (2016). Robotic grasp control with high-resolution combined tactile and proximity sensing. *2016 IEEE International Conference on Robotics and automation (ICRA)*, pp. 138–143.
- Shin, K.-Y., Lee, J. S. & Jang, J. (2016). Highly sensitive, wearable and wireless pressure sensor using free-standing ZnO nanoneedle/PVDF hybrid thin film for heart rate monitoring. *Nano Energy*, 22, 95–104.

- Sun, H., Kuchenbecker, K. J. & Martius, G. (2022). A soft thumb-sized vision-based sensor with accurate all-round force perception. *Nature Machine Intelligence*, 4(2), 135–145.
- Tran, H., Charleux, F., Rachik, M., Ehrlacher, A. & Tho, M. H. B. (2008). In Vivo Characterization Of The Mechanical Properties Of Human Skin And Passive Muscle. *16th Congress of the European Society of Biomechanics*.
- Wan, Y., Qiu, Z., Hong, Y., Wang, Y., Zhang, J., Liu, Q., Wu, Z. & Guo, C. F. (2018). A highly sensitive flexible capacitive tactile sensor with sparse and high-aspect-ratio microstructures. *Advanced Electronic Materials*, 4(4), 1700586.
- Wang, X., Yu, J., Cui, Y. & Li, W. (2021). Research progress of flexible wearable pressure sensors. *Sensors and Actuators A : Physical*, 330, 112838.
- Wang, X., Liu, Z. & Zhang, T. (2017). Flexible sensing electronics for wearable/attachable health monitoring. *Small*, 13(25), 1602790.
- Xie, M., Zhang, Y., Krasny, M. J., Bowen, C., Khanbareh, H. & Gathercole, N. (2018). Flexible and active self-powered pressure, shear sensors based on freeze casting ceramic–polymer composites. *Energy & environmental science*, 11(10), 2919–2927.
- Xu, F., Li, X., Shi, Y., Li, L., Wang, W., He, L. & Liu, R. (2018). Recent developments for flexible pressure sensors : A review. *Micromachines*, 9(11), 580.
- Xu, S., Xu, Z., Li, D., Cui, T., Li, X., Yang, Y., Liu, H. & Ren, T. (2023). Recent Advances in Flexible Piezoresistive Arrays : Materials, Design, and Applications. *Polymers*, 15(12), 2699.
- Yamaguchi, A. & Atkeson, C. G. (2016). Combining finger vision and optical tactile sensing : Reducing and handling errors while cutting vegetables. In 2016 IEEE-RAS 16th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids). IEEE.
- Yang, X., Wang, Y. & Qing, X. (2019). A flexible capacitive sensor based on the electrospun PVDF nanofiber membrane with carbon nanotubes. *Sensors and Actuators A : Physical*, 299, 111579.
- Yao, H.-B., Ge, J., Wang, C.-F., Wang, X., Hu, W., Zheng, Z.-J., Ni, Y. & Yu, S.-H. (2013). A flexible and highly pressure-sensitive graphene–polyurethane sponge based on fractured microstructure design. *Advanced Materials*, 25(46), 6692–6698.
- Yuan, W., Dong, S. & Adelson, E. H. (2017). Gelsight : High-resolution robot tactile sensors for estimating geometry and force. *Sensors*, 17(12), 2762.

- Zhan, Z., Lin, R., Tran, V.-T., An, J., Wei, Y., Du, H., Tran, T. & Lu, W. (2017). Paper/carbon nanotube-based wearable pressure sensor for physiological signal acquisition and soft robotic skin. *ACS applied materials & interfaces*, 9(43), 37921–37928.
- Zwislocki, J., Maire, F., Feldman, A. & Rubin, H. (1958). On the effect of practice and motivation on the threshold of audibility. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 30(4), 254–262.