

Cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain :
caractérisations mécaniques préalables au développement d'un
bouchon sonde (Phase II)

par

Sébastien DE BAERMAKER

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

MONTRÉAL, LE 2 OCTOBRE 2020

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Sébastien De Baermaker, 2020



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. Jérémie Voix, Directeur de Mémoire
Génie Mécanique, École de technologie supérieure

M. Olivier Doutres, Co-directeur
Génie Mécanique, École de technologie supérieure

Mme. Nicola Hagemeister, Présidente du Jury
Génie Mécanique, École de technologie supérieure

M. Franck Sgard, Examineur Externe
Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail

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

LE 22 SEPTEMBRE 2020

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens en premier à remercier Jérémie Voix, mon directeur de recherche, pour m'avoir proposé ce projet et pour ces nombreux conseils et idées. Je remercie également Olivier Doutres et Franck Sgard de m'avoir également accompagné et de m'avoir accordé du temps pour mener à bien ce projet. Enfin merci à Nicola Hagemeister d'avoir accepté la présidence de ce jury.

J'adresse un remerciement particulier à Guilhem Viallet qui m'a accompagné dans ce projet pendant près d'un an et demi. Son expertise et sa vision m'ont permis d'avancer grandement dans ce projet.

Merci au Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG), à Mitacs et à l'Institut de Recherche Robert Saint Sauvé pour les financements apportés à ce projet.

Merci également aux membres de la Chaire CRITIAS pour leur accueil et pour tous les moments passés au laboratoire, mais aussi à tous ceux passés à l'extérieur de celui-ci. Cela a rendu mon séjour au Québec unique, enrichissant et agréable.

Ce séjour m'a également permis de rencontrer de nouvelles personnes qui sont devenues des amis avec qui j'ai pu passer d'excellents instants au cours de ces deux dernières années. Je remercie également mes deux colocataires; Coco et Simon pour leurs soutiens, leur bonne-humeur et leur conseil et pour m'avoir supporté tout ce temps.

Enfin je remercie mes parents et ma famille qui m'ont aidé et soutenu sur tous les plans dans ce projet d'étude malgré la distance depuis la France.

Cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain : caractérisations mécaniques préalables au développement d'un bouchon sonde (Phase II)

Sébastien DE BAERMAKER

RÉSUMÉ

Le bruit présent dans le milieu du travail est responsable de la perte auditive de nombreux travailleurs. En effet, la surdité est la maladie professionnelle la plus recensée au Québec, et ce malgré l'utilisation de protections auditives. Ces dernières sont peu ou mal portées par les travailleurs à cause de l'inconfort subi.

Cet inconfort peut être multiple, mais ce projet se concentre sur sa composante mécanique. Les protections intra-auriculaires exercent une pression mécanique sur les parois du conduit qui cause cette sensation d'inconfort. Peu de travaux traitent de cette pression et de son influence sur la sensation de confort. C'est pourquoi un premier projet a été mené dans le but de mesurer la sensibilité cutanée du conduit qui semble jouer un rôle dans l'appréciation du confort. Les travaux réalisés dans ce mémoire prennent la suite de ce projet.

Pour pouvoir mesurer et cartographier la sensibilité cutanée du conduit, un système existant d'injection relié à un bouchon sonde a été amélioré. Ce bouchon sonde permet d'appliquer des points de pression en plusieurs points du conduit auditif à l'aide de ballons médicaux. Un système de mesure permet de connaître la pression interne de ces ballons. Afin d'avoir une mesure précise de la pression réellement appliquée sur le conduit, une caractérisation de ce bouchon sonde est menée. Une simulation par éléments finis combinée à une mesure optique permet de réaliser cette caractérisation.

Les résultats obtenus montrent qu'il est possible de modéliser le comportement des ballons utilisés pour le bouchon sonde en utilisant cette méthode de caractérisation. Cela permettra d'avoir une meilleure connaissance du système développé pour permettre par la suite une mesure précise de la sensibilité cutanée du conduit, et ainsi mieux comprendre l'apport de cette sensibilité dans la sensation d'inconfort des protections auditives.

Mots-clés: sensibilité cutanée, confort, protections auditives, modélisation par éléments finis, modèle hyperélastique

Mapping the cutaneous sensitivity of the human auditory canal (phase II)

Sébastien DE BAERMAKER

ABSTRACT

Noise in the workplace is responsible for the hearing loss of many workers. In fact, deafness is the most common occupational disease in Quebec, despite the use of hearing protection. These are worn little or poorly by workers because of the discomfort they experience.

This discomfort can be multiple, but this project focuses on its mechanical component. In-ear protection exerts mechanical pressure on the walls of the ear canal, which causes this sensation of discomfort. Few works deal with this pressure and its influence on the sensation of comfort. This is why a first project was conducted with the aim of measuring the skin sensitivity of the canal, which seems to play a role in the appreciation of comfort. The work carried out in this thesis follows on from that project.

In order to be able to measure and map the cutaneous sensitivity of the ear canal, an existing injection system connected to an instrumented probe earplug was improved. This probe earplug allows pressure points to be applied at several points in the ear canal using medical balloons. A measuring system allows to know the internal pressure of these balloons. In order to have a precise measurement of the pressure actually applied to the ear canal, a characterization of this probe earplug is carried out. A finite element simulation combined with an optical measurement is used.

The results obtained show that it is possible to model the behaviour of the balloons used for the probe cap using this characterization method and a hyperelastic model. This will allow a better knowledge of the system developed to allow later a precise measurement of the skin sensitivity of the canal, and thus better understand the contribution of this sensitivity in the sensation of discomfort of hearing protection.

Keywords: skin sensitivity, comfort, hearing protection, finite element modeling, hyperelastic modeling

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 La notion de confort lié au port de protections intra-auriculaires	5
1.1.1 Différent type de protecteurs intra-auriculaires	6
1.1.2 L'inconfort mécanique des protections auditives	9
1.1.3 Méthodes de mesure du confort	10
1.1.4 Mesure de la sensibilité cutanée	13
1.1.5 Système développé par Paris (2018)	15
1.1.5.1 Concept de bouchon sonde	16
1.1.5.2 Système d'injection et d'acquisition	18
1.1.5.3 Problèmes rencontrés et recommandations	20
1.2 Méthode de mesure de la pression mécanique statique	21
1.2.1 Méthodes directes	22
1.2.2 Méthodes indirectes	27
1.2.3 Autres méthodes	32
1.3 Limites et signification pour le projet	33
CHAPITRE 2 OBJECTIFS	35
2.1 Objectif principal	35
2.2 Sous-objectifs	35
CHAPITRE 3 MÉTHODE	37
3.1 Modification et améliorations du système existant	37
3.1.1 Nouveau bouchon sonde	37
3.1.2 Amélioration du système d'injection	40
3.1.2.1 Changement des électrovalves	40
3.1.2.2 Changement des capteurs de pression et calibration	41
3.2 Caractérisation des ballons médicaux	43
3.2.1 Mesure optique de la déformation à vide	45
3.2.2 Modélisation numérique du ballon d'uréthane et calibration des paramètres mécaniques	46
3.2.3 Mesure optique de la déformation sous contact	49
3.2.4 Modélisation du contact avec une paroi rigide	49
3.2.5 Estimation des sources d'erreurs	51
3.2.5.1 Erreur lors de la mesure expérimentale	51
3.2.5.2 Erreur de la simulation	53
CHAPITRE 4 RÉSULTATS ET DISCUSSION	55
4.1 Mesure de l'influence des tubes d'injection	55

4.2	Résultat de la calibration	56
4.3	Comparaison entre le modèle de contact et l'expérience	59
4.4	Lien entre la pression interne et la pression de contact	65
4.5	Analyse des résultats et discussion	66
4.5.1	Calibration du modèle	68
4.5.2	Prise en compte du contact	69
4.5.3	Lien entre la pression injectée et la pression de contact	71
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		73
5.1	Conclusion	73
5.2	Recommandations	74
5.3	Contributions et perspectives	75
ANNEXE I	SYSTÈME D'INJECTION COMPLET PHASE I	77
ANNEXE II	SYSTÈME D'INJECTION COMPLET PHASE II	79
ANNEXE III	RAPPORT D'AVANCEMENT	81
ANNEXE IV	CARTOGRAPHIE DE LA REVUE DE LITTÉRATURE	83
ANNEXE V	CONCEPT DE BOUCHON SONDE	85
BIBLIOGRAPHIE		86

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Différent type de protection auditive utilisé dans l'industrie 6
Figure 1.2	Échelle d'évaluation bipolaire du confort 11
Figure 1.3	Monofilament de Semmes Weinstein de la marque <i>Baseline</i> 14
Figure 1.4	Principe de la méthode par ajustement..... 15
Figure 1.5	Bouchon sonde développé pour mesurer la sensibilité cutanée du conduit auditif..... 16
Figure 1.6	Maillage surfacique du bouchon sonde avec le passage des tubes 17
Figure 1.7	Représentation symbolique du système d'injection initial 19
Figure 1.8	Système d'injection initial 20
Figure 1.9	Utilisation d'un capteur de pression pour mesurer la répartition de pression lors d'une assise dans le but d'améliorer le confort des sièges 23
Figure 1.10	Matrice de capteur de pression tactile 25
Figure 1.11	Capteur de pression Fiso 26
Figure 1.12	Déformation d'un motif utilisé pour la corrélation d'image numérique en deux dimensions 27
Figure 1.13	Dispositif utilisé pour réaliser une corrélation d'image en 3 dimensions 29
Figure 1.14	Dispositif utilisé pour réaliser une corrélation d'image en 360° à l'aide de 12 caméras 30
Figure 1.15	Pression de contact à la surface de bouchon d'oreille 33
Figure 3.1	Concept bouchon sonde "pieuvre" 38
Figure 3.2	Dessin de principe du concept du nouveau bouchon sonde..... 39
Figure 3.3	Exemple de ballon médical utilisé pour l'angioplastie 39

Figure 3.4	Comparaison entre une électrovalve usagée et neuve	40
Figure 3.5	Représentation symbolique du circuit de mesure de pression différentielle.....	41
Figure 3.6	Montage pour la calibration des capteurs différentiels	42
Figure 3.7	Montage permettant la comparaison entre les deux capteurs	44
Figure 3.8	Binarisation d'une image de ballon d'uréthane puis extraction de l'ellipse	45
Figure 3.9	Modèle utilisé pour la simulation par éléments finis pour le gonflement à vide	47
Figure 3.10	Processus d'optimisation	48
Figure 3.11	Photographie du contact entre le tube et le ballon.....	50
Figure 3.12	Comparaison de la même image avec une correction de la distorsion	52
Figure 4.1	Comparaison d'évolution de la pression entre deux capteurs.....	55
Figure 4.2	Convergence de la contrainte radiale sur le modèle à vide.....	57
Figure 4.3	Comparaison entre deux modèles hyperélastiques pour une calibration à 15 kPa	58
Figure 4.4	Variation des paramètres mécaniques C_{10} et C_{01}	59
Figure 4.5	Erreur obtenue après calibration	60
Figure 4.6	Erreur sur les deux demi-axes de l'ellipse après une calibration à 20 kPa.....	61
Figure 4.7	Profil de pression de contact pour différentes pressions interne	62
Figure 4.8	Comparaison de la largeur de la zone de contact entre la simulation et la mesure optique	63
Figure 4.9	Profil de pression de contact pour différents coefficients de frottement	64
Figure 4.10	Variation des paramètres C_{10} et C_{01} pour des calibrations à $\pm 1,25$ kPa	65

Figure 4.11	Comparaison de la largeur de la zone de contact entre la simulation et la mesure optique en prenant en compte l'erreur de calibration	66
Figure 4.12	Comparaison de la largeur de la zone de contact entre la simulation et la mesure optique en prenant en compte l'erreur de mesure des pixels	67
Figure 4.13	Lien entre pression injectée et pression de contact	68

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ÉTS	École de Technologie Supérieure
CT-scan	Tomodensitométrie
IRM	Imagerie à résonance magnétique
IRSST	Institut de Recherche Robert Saint-Sauvé en Santé et Sécurité au Travail
PMS	Pression Mécanique Statique
PVC	Polychlorure de Vinyle
PU	Polyuréthane
CRITIAS	Chaire de Recherche Industrielle CRSNG-EERS en Technologie Intra-auriculaires

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

kPa	kilo pascal
Pa	pascal
MPa	méga pascal
m	mètre
mm	millimètre
μm	micromètre
dB	décibel
V	volt

INTRODUCTION

La surdité est aujourd'hui au Québec la maladie professionnelle la plus recensée et le nombre de cas augmente (Statistiques de la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail 2016). Cette surdité est causée par une exposition au bruit durant une longue durée et à des niveaux trop importants. Cette exposition entraîne des dommages irréversibles sur l'oreille interne. Pour prévenir cette maladie, la solution la plus efficace est de réduire le bruit à sa source, mais cela se révèle souvent très complexe. C'est pourquoi l'utilisation de protecteur auditif est souvent privilégiée par l'employeur pour des raisons de coût et de facilité de mise en place. Ces protections sont choisies pour leur efficacité vis-à-vis de leur réduction de bruit, via l'indice NRR (Noise Reduction Rating). Cependant on constate sur le terrain que ces protections sont peu ou mal portées ce qui réduit grandement leur efficacité. L'inconfort causé par le port de ces protections est une des causes de ce manque d'efficacité, mais il n'existe pour l'instant pas de réels indices permettant de quantifier le confort des protections auditives.

Origine du projet et objectifs

Le travail réalisé lors de cette maîtrise s'intègre dans le projet de recherche IRSST2015-0014 intitulé «développement d'une panoplie d'indices de confort pour les bouchons d'oreille afin d'améliorer la protection auditive des travailleurs» et faisant collaborer plusieurs organismes tels que l'ÉTS, l'Institut de Recherche Robert Saint-Sauvé en Santé et Sécurité au Travail (IRSST), l'Université de Sherbrooke, l'Institut Nationale de Recherche Scientifique (INRS) en France ou encore l'Université de Sheffield au Royaume-Uni. Ce projet prend en compte plusieurs composantes du confort; physique (acoustique et mécanique), psychologique et fonctionnelle. Pour réaliser cela, divers travaux sont menés comme des mesures sur le terrain, la conception de testeur de confort virtuel ou expérimental. Nous nous intéressons ici uniquement à la composante mécanique du confort, plus particulièrement à la sensibilité du conduit auditif par rapport à la pression mécanique statique (PMS) exercée par le bouchon. Le but est

précisément d'objectiver un indice de confort à l'aide de la combinaison entre la PMS et la sensibilité cutanée du conduit. En effet, l'inconfort causé par la PMS semble être lié à la sensibilité cutanée du conduit.

Cette maîtrise s'inscrit dans la continuité du travail accompli par l'étudiante Manon Paris lors de son projet de Maîtrise, durant lequel un premier prototype de sonde pour mesurer la sensibilité cutanée du conduit auditif a été développé. Ce système comportait un dispositif d'injection, de mesure et un bouchon sonde et permettait d'appliquer des points de pression sur le conduit. Ce projet souffrait d'un certain nombre de limitations. L'objectif principal de ce projet est d'améliorer ce premier prototype. Pour cela un nouveau concept de bouchon sonde est exploré, permettant la mesure sur une plus grande variété de conduits. Ce nouveau concept utilise des ballons médicaux d'angioplastie qui sont caractérisés mécaniquement dans le but d'améliorer la précision de mesure du futur bouchon sonde.

Méthodologie

Le système développé précédemment consiste en trois parties ; un système d'injection, un système de mesure et un bouchon sonde. Le système d'injection permet de gonfler les différents points de pression du bouchon sonde par un déplacement d'eau. Le concept du nouveau bouchon sonde est un bouchon prémoulé à ailettes munies de ballons médicaux. La pression interne de ces ballons est mesurée à l'aide de capteurs de pression. Afin de connaître la pression de contact exercée sur le conduit par ces ballons une caractérisation est menée. Elle consiste en la combinaison d'un modèle par éléments finis et d'une mesure optique.

Limites de cette étude

Comme expliqué auparavant, cette recherche se concentre uniquement sur le conduit auditif humain et sa sensibilité. De plus, ce projet ne s'attarde que sur le confort des protections intra-auriculaires. De plus, aucune étude sur des sujets humains n'a pu être menée au cours de cette

étude. Enfin, la caractérisation du bouchon sonde ne porte que sur l'analyse du comportement d'un seul ballon.

Structure du document

Ce mémoire se compose d'une revue de littérature qui traitera de l'état actuel du traitement actuel de la mesure du confort des protections intra-auriculaires et de la sensibilité cutanée du conduit. De plus, une partie de cette revue de littérature s'attardera sur les méthodes de mesure de la PMS sur un conduit artificiel. Le deuxième chapitre explique les améliorations apportées au système existant et des méthodes utilisées pour caractériser le nouveau bouchon sonde. La troisième partie présente et analyse les résultats obtenus.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

Cette revue de littérature a pour objectif d'explorer la littérature existante sur la notion d'évaluation de la sensibilité cutanée dans le conduit auditif. Elle se décompose en trois parties. La sensibilité cutanée étant un des facteurs influençant le confort, la première partie porte sur le niveau de connaissance actuel de l'appréciation du confort mécanique des protections intra-auriculaires, et plus particulièrement de la mesure de la pression mécanique statique (PMS) exercée par ces dernières. De plus la mesure de la sensibilité cutanée est détaillée. La deuxième partie s'intéresse quant à elle aux méthodes permettant la mesure de cette pression mécanique sur des géométries similaires au conduit auditif. Cela permet de mettre en place une méthodologie afin de caractériser le dispositif expérimental. Enfin, la dernière partie résume la littérature présentée en montrant les manques et les limites de cette dernière dans le cadre du projet et de l'objectif principal.

1.1 La notion de confort lié au port de protections intra-auriculaires

Comme l'expliquent Arezes & Miguel (2002), Terroir *et al.* (2017) et Doutres *et al.* (2019), les protections intra-auriculaires (également nommées bouchon d'oreille) sont le plus souvent perçues plutôt comme un désagrément qu'une réelle protection de la part des travailleurs, ce qui peut entraîner une utilisation réduite voir inexistante des protections auditives. Selon les auteurs, le manque d'effet bénéfique instantané ressenti vis-à-vis de la gêne occasionnée par le port expliquerait le manque de discipline dans le port des protections auditives. Cela se révèle vite problématique, car si une protection auditive est peu ou mal portée cela réduit drastiquement son efficacité. Arezes & Miguel (2002) montrent qu'une utilisation à 90% d'une protection auditive durant 8 heures d'exposition fait passer son atténuation de 30dB à moins de 10dB. C'est pourquoi il est nécessaire d'améliorer l'utilisation de telles protections. On peut agir selon deux axes ; d'une part, éduquer et sensibiliser le porteur au danger du bruit, et d'autre part agir sur la perception des protections auditive en les rendant plus agréables à l'utilisation.

Ainsi il est important de s'intéresser à l'inconfort que peuvent causer les protections auditives car ce dernier a un impact important sur l'atténuation réelle d'une protection auditive. Comme l'indiquent Terroir *et al.* (2017) en citant une étude de Royster Holder de 1981 (cité dans Casali *et al.* (1987)), la moitié des utilisateurs de protection auditive parle d'un inconfort général ressenti lors de l'utilisation. Pour comprendre ce phénomène, cette section dressera un portrait des protections utilisées principalement dans l'industrie, en se limitant aux protections intra-auriculaires sur lesquelles porte ce projet. Enfin, la notion de confort et plus particulièrement de confort physique à travers la littérature sera étudiée, ainsi que des méthodes permettant de mesurer cette composante.

1.1.1 Différent type de protecteurs intra-auriculaires

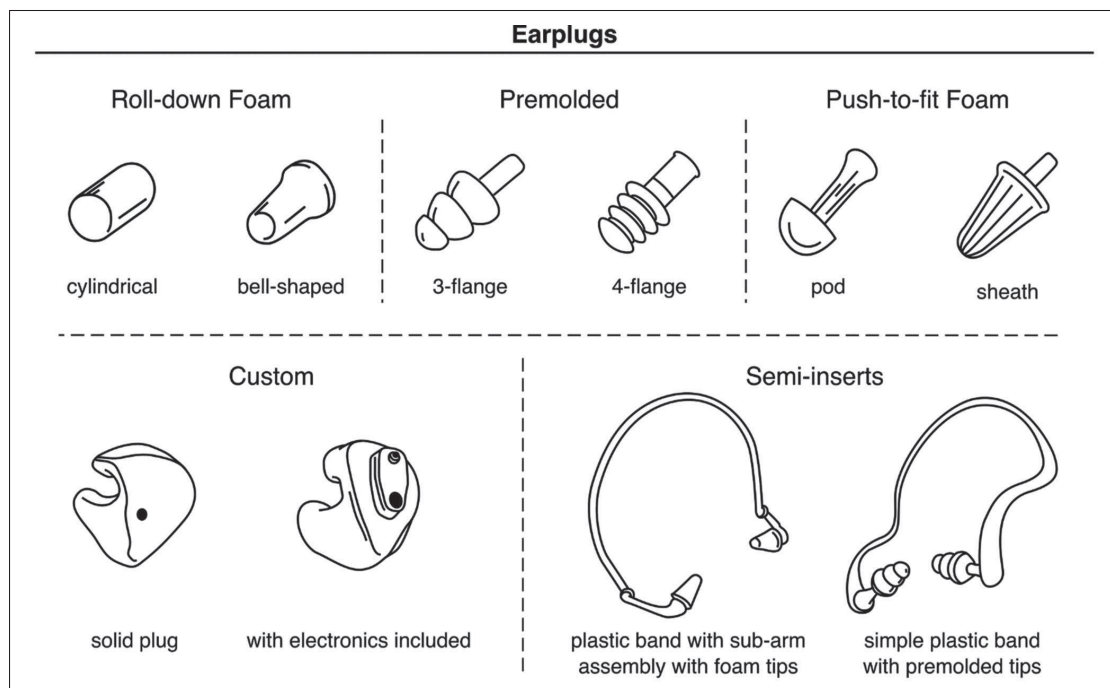


Figure 1.1 Différent type de protection auditive utilisé dans l'industrie, tirée de Elliott H. Berger & Jérémie Voix (2019)

Les protections auditives sont utiles pour contrer les effets nocifs d'une exposition trop importante au bruit. Elles offrent une solution efficace lorsque la réduction du bruit à la source

n'est pas possible. Les protections intra-auriculaires sont directement insérées plus ou moins profondément dans le conduit auditif pour l'occlure. Chacune de ces technologies présente des avantages et des inconvénients et est choisie en fonction de l'usage. Les différentes protections auditives couramment utilisées dans l'industrie sont représentées dans la figure 1.1.

Les dispositifs intra-auriculaires protègent l'utilisateur du bruit extérieur avec l'insertion dans l'oreille d'un bouchon venant occlure le conduit auditif. C'est la protection auditive la plus utilisée dans l'industrie (source 3M Europe, tirée de Doutres *et al.* (2017)). Les bouchons d'oreilles existent en plusieurs concepts plus ou moins complexes passant du cylindre de mousse au bouchon personnalisé à l'utilisateur. Voici la description des formes les plus présentes dans l'industrie.

Mousse à comprimer (Roll-Down Foam)

Les mousses à comprimer (nommées Roll-Down Foam sur la figure 1.1) sont les bouchons d'oreille les plus simples existants. Ces protections auditives sont des cylindres en mousse de polychlorure de vinyle (PVC) ou polyuréthane (PU). L'utilisateur roule le bouchon avant l'insertion dans le conduit auditif. La mousse comprimée s'expand jusqu'à épouser les parois du conduit auditif et ainsi assurer l'isolation avec l'extérieur. Selon Elliott H. Berger & Jérémie Voix (2019), ces bouchons sont les protecteurs auditifs les plus utilisés en raison de leur confort et à leur efficacité. Cependant du fait de la manipulation préalable à effectuer avant l'insertion, ces bouchons ne sont pas les plus adaptés s'ils doivent être retirés et réinsérer plusieurs fois par jour à cause des problèmes d'hygiène que cela peut entraîner. De plus, ces protections auditives nécessitent un certain apprentissage en amont pour pouvoir assurer que le bouchon est inséré correctement et que son utilisation soit optimale.

Bouchons prémoulés (Premolded)

Les bouchons prémoulés sont faits dans un matériau moins déformable que les bouchons présentés précédemment tout en restant flexibles. Ils consistent en une base d'une forme diverse (par exemple conique) munie de plusieurs éléments comme des ailettes servant à assurer l'étan-

chéité acoustique. Leur insertion dans l'oreille est facilitée grâce à une tige. Cette large variété de formes s'accompagne également avec plusieurs tailles disponibles afin de couvrir un large spectre d'utilisateurs. Le confort de ce type bouchon varie selon la forme des éléments assurant l'étanchéité acoustique et comment ces derniers entrent en contact avec le conduit auditif. Ce type de bouchons possède l'avantage d'être plus facile à l'utilisation en comparaison aux mousses présentées précédemment. Ils sont également plus hygiéniques, car le porteur n'a pas besoin de toucher le bouchon lors de l'insertion, cette dernière s'effectuant à l'aide de la tige. Cependant, leur atténuation est moindre que celle des bouchons précédents.

Mousse prémoulée à tige (Push-to-fit)

Ces bouchons sont la combinaison des deux bouchons précédents ; les mousses à comprimer et les bouchons moulés. Ils consistent en une tige comportant une mousse à son extrémité. Cette mousse peut être circulaire ou conique. Ces bouchons ont l'avantage d'être faciles d'utilisation grâce à l'insertion se faisant par l'intermédiaire d'une tige.

Bouchon semi-inséré (Semi-insert)

Les bouchons semi-insérés sont constitués de deux bouchons en mousse ou moulé maintenus en place grâce à un tour de cou en plastique ou en métal sous tension. Les bouchons sont positionnés à l'entrée du conduit, le maintien et l'étanchéité acoustique étant assurés par la tension présente dans le bandeau. Du fait de leurs conceptions, leur utilisation est préconisée lorsque le port de la protection auditive est intermittent . Cependant, la position des bouchons à l'entrée du conduit auditif entraîne un fort effet d'occlusion, inconfortable pour l'utilisateur.

Bouchons sur mesure (Custom Molded)

Ces bouchons sont fabriqués à l'aide d'une empreinte du conduit auditif réalisé sur le travailleur. Ces protections sont souvent assez coûteuses à mettre en place à cause de la complexité plus importante de fabrication. De plus, la qualité de leur atténuation acoustique dépend grandement de la qualité de l'empreinte réalisée. Il existe trois méthodes de conception différentes ; par prise d'empreinte, par formation "in-situ" et par fabrication rapide (par exemple par impres-

sion 3D) (Elliott H. Berger & Jérémie Voix (2019)). Leur caractère "sur mesure" encourage son utilisation par les travailleurs. Cependant, ils peuvent présenter des désavantages, comme une dégradation au cours du temps, une perte d'efficacité en cas de changement de géométrie du canal. Enfin, son efficacité est fortement dépendante du processus d'obtention d'empreinte du conduit.

1.1.2 L'inconfort mécanique des protections auditives

Comme l'explique Davis (2008) dans son article, la notion de confort n'est pas une chose aisée à définir. L'auteur cite Branson & Sweeney (1991) avec cette définition ; le confort est un «état de satisfaction indiquant un équilibre physiologique, psychologique et physique entre la personne, ses vêtements et son environnement». Le ressenti du confort est donc influencé par plusieurs aspects, mais aussi par l'environnement extérieur. De plus, l'appréciation personnelle que chaque personne peut avoir du confort entre également dans sa perception. Le confort est donc complexe à définir et aucun consensus réel ne se dégage de la littérature. Dans le domaine de la protection auditive, Doutres *et al.* (2019) nous rappellent que la notion de confort est souvent décrite par les aspects mécaniques uniquement (par exemple le contact des protecteurs auditifs avec le conduit auditif). Cette revue nous indique également que beaucoup d'études excluent certains aspects du confort sans en indiquer la réelle raison. Au-delà de l'aspect mécanique, l'aspect acoustique est important dans la perception du confort. Par exemple, la difficulté d'interagir entre les personnes portant des protections auditives ou encore l'effet d'occlusion ressenti peut gêner l'utilisateur de bouchons d'oreille. C'est pourquoi les auteurs de cet article proposent un nouveau construit de la définition de confort dans lequel le confort est décomposé en quatre dimensions : fonctionnelle qui comprend la facilité d'utilisation, acoustique décrite précédemment, psychologique prenant en compte le ressenti de l'utilisateur et enfin physique avec les interactions biomécaniques et thermiques entre le bouchon et l'oreille. Ce mémoire se concentre sur ce dernier aspect et plus particulièrement sur les questions de pression mécanique statique (PMS) exercée sur le conduit auditif par un bouchon. Concernant le traitement de cette pression, dès 1958, Zwislocki (1958) la considère comme la source principale d'inconfort, mais

également comme un critère de l'efficacité de la protection, conduisant ainsi à un équilibre à trouver entre confort et efficacité. Bien que cette vision soit caricaturale, Doutres *et al.* (2019) montrent que des études récentes mettent en avant la PMS comme un facteur important dans la sensation d'inconfort. Les méthodes utilisées pour quantifier le confort des protecteurs auditifs, mais aussi l'évaluation de cette PMS sont détaillées dans la section suivante.

1.1.3 Méthodes de mesure du confort

L'un des seuls moyens de mesurer le confort se base sur le ressenti de l'utilisateur. La plupart des études se portant sur le confort utilisent une approche qualitative et subjective pour la mesure du confort. Pour cela, la méthode utilisée repose sur l'utilisation de questionnaires que l'on fait remplir au participant à différents instants de l'expérience. Ces études peuvent se dérouler soit en laboratoire soit directement sur le terrain. Au travers de la littérature, la méthode de Casali *et al.* (1987) est régulièrement citée comme une référence dans la mesure du confort des protections (Behar & Segu (2016); Doutres *et al.* (2019); Baker *et al.* (2010)). Durant cette étude, deux groupes de 50 sujets, l'un utilisant des bouchons d'oreilles, répondent à une série de questions à l'aide d'une échelle de Likert bipolaire, visible à la figure 1.2. Cependant comme l'indique Doutres *et al.* (2019), cette étude ne s'intéresse qu'à l'inconfort d'origine mécanique.

Les études utilisant cette approche peuvent se dérouler en laboratoire ou sur le terrain. Park & Casali (1991) ont conduit une comparaison entre des mesures réalisées selon ces deux contextes différents. Cela permet de mettre en lumière un paramètre important dans la perception du confort qu'est l'expérience du sujet, en indiquant qu'il n'y a pas de corrélation entre les résultats obtenus en laboratoire et ceux obtenus sur le terrain. En effet, les sujets sur le terrain sont habitués au port journalier de telle protection alors que les porteurs en laboratoire sont dits naïfs. De plus, la conclusion de cet article nous indique que les études réalisées en laboratoire ne peuvent se suffire à elles-mêmes, et que le porteur sur le terrain donne finalement "le test ultime de l'acceptation de la protection".

HOW DOES THE HEARING PROTECTOR FEEL NOW?	
Painless	Painful
Uncomfortable	Comfortable
No Uncomfortable Pressure	Uncomfortable Pressure
Intolerable	Tolerable
Tight	Loose
Not Bothersome	Bothersome
Heavy	Light
Cumbersome	Not Cumbersome
Soft	Hard
Cold	Hot
Smooth	Rough
Feeling of Complete Isolation	No Feeling of Complete Isolation
Ear Open	Ear Blocked
Ear Empty	Ear Full

Figure 1.2 Échelle d'évaluation bipolaire du confort, tirée de Park & Casali (1991)

Arezes & Miguel (2002) utilisent un questionnaire similaire à celui développé par Casali sur 20 travailleurs afin d'étudier l'acceptabilité et le confort de certaines protections auditives. Il ressort de cette étude trois conclusions ; il n'y a pas de réel écart concernant le confort entre des protecteurs du même type, le confort d'un bouchon et son temps d'utilisation sont corrélés positivement et il y a une différence entre l'atténuation annoncée et l'atténuation réelle mesurée. Cependant, la première conclusion est à mettre en perspective avec le fait que l'expérience n'est faite que sur deux produits différents. Plus récemment, Byrne *et al.* (2011) établissent un lien entre l'atténuation offerte par un bouchon d'oreille et son confort. L'expérience menée

sur deux bouchons d'oreilles différents (de type mousse à comprimer) consiste en un questionnaire (adapté de Casali *et al.* (1987)) distribué à 23 sujets naïfs sans problèmes d'audition. Ce questionnaire est distribué à la suite du port de deux bouchons d'oreille pendant une heure. Par la suite, l'atténuation est mesurée par un test *FitCheck* consistant en la détection des seuils d'audition à plusieurs fréquences, une première fois les oreilles occluses puis avec les oreilles sans bouchons par la suite. Cette étude montre que l'augmentation du confort conduit à une diminution de l'atténuation. La plupart des études citées précédemment cherchent à comprendre la sensation de confort des protections auditives dans le domaine industriel principalement. Certaines études s'intéressent également à d'autres secteurs comme dans le domaine musical (Chesky *et al.* (2009)) ou encore du grand public avec le design des oreillettes Bluetooth (Hsiao-Ping *et al.* (2014)).

Afin d'avoir une vision plus large de cette notion de confort, le projet ETSPA3 (Doutres *et al.* (2017)) a pour objectif de développer de nouveaux indices de confort se basant sur toutes les composantes de celui-ci (physique, psychologique et fonctionnelle) afin d'aider lors du choix d'un protecteur auditif ou lors de la conception de celui-ci. Cette construction se base sur plusieurs mesures subjectives du confort de différents bouchon d'oreille mais aussi sur la détermination des variables physiques liés à la perception du confort à l'aide de testeurs de confort. Enfin, ce projet vise également à exprimer et objectiver le lien entre ces variables physiques à des niveaux de confort. Les avancées de ce projet permettront d'établir des indices de confort mesuré de manière objective en complément des indices de confort ne pouvant être mesuré que subjectivement.

Cette section nous montre que la mesure du confort à travers la littérature se fait presque uniquement de manière qualitative à l'aide de questionnaire. Ces derniers se concentrent sur plusieurs facteurs favorisant l'inconfort comme la difficulté de communication ou encore l'irritation que peut créer un bouchon. Cependant l'aspect mécanique est de loin celui le plus pris en compte dans cette mesure du confort. De plus, le lien entre la pression mécanique exercée et la sensation d'inconfort fait l'unanimité dans les différentes conclusions (Casali *et al.* (1987); Hsu *et al.* (2004); Park & Casali (1991)). Cette mesure reste cependant subjective et dépend énor-

mément du format de l'expérience, du questionnaire utilisé ou encore des participants choisis. Il est donc intéressant de lier cette valeur subjective de la PMS à une mesure quantitative. La mesure de la sensibilité cutanée semble être une variable intéressante pour objectiver cette pression. En ce sens, la prochaine section s'attarde sur la mesure de cette sensibilité d'une manière plus générale.

1.1.4 Mesure de la sensibilité cutanée

L'étude de la sensation de confort lié à la pression mécanique statique d'un bouchon s'intéresse naturellement à la sensibilité cutanée au niveau du conduit auditif. Cette sensibilité s'explique par la présence de récepteur sensoriel qui détecte une pression trop importante, ce qui se traduit par un inconfort. Ces récepteurs sont placés sur tout le corps de manière non homogène avec des zones plus denses comme la main. Cependant il n'y a dans la littérature pas de trace de la répartition de ces récepteurs au niveau du conduit auditif, mais Oliveira & Hoeker (2003) expliquent que les nerfs présents dans la zone osseuse sont plus facilement stimulés du à la finesse de la peau dans cette partie.

On peut caractériser et quantifier cette sensibilité cutanée en appliquant une zone ou un point de pression sur la peau pour déterminer à partir de quelle valeur de pression cette dernière est ressentie. Pour cela, on peut utiliser des monofilaments de Semmes Weinstein (voir figure 1.3) exerçant une force connue. Joris Hage *et al.* (1995) utilisent cet outil pour déterminer la pression détectable au niveau de l'index. Sur un panel de 130 participants (260 index au total), la pression moyenne détectable est en moyenne de 52,68 kPa. On peut supposer que la sensibilité cutanée du conduit auditif se situe dans le même ordre de grandeur. Il faut néanmoins mettre en lumière que cette pression d'inconfort varie selon les personnes, l'âge ou encore le genre.

On peut distinguer deux seuils différents de sensibilité; le seuil absolu (lorsque la pression est détectée) et le seuil différentiel. Ce dernier intervient lorsque l'on augmente l'intensité du stimulus et que cette différence est ressentie. Pour détecter ces seuils, on peut utiliser la

méthode dite d'ajustement qui consiste à augmenter ou diminuer l'intensité du stimulus en fonction du ressenti du sujet. Après plusieurs essais, la valeur du stimulus se stabilise autour de la valeur que l'on considère comme la valeur seuil. Un graphique (figure 1.4) présente le principe de cette méthode. De plus, seul le seuil différentiel n'est mesuré car le bouchon sonde utilisé dans ce projet est en contact avec le conduit auditif durant toute l'expérience.



Figure 1.3 Monofilament de Semmes Weinstein de la marque *Baseline*

Cependant, ce type de mesure par monofilaments semble difficilement réalisable au niveau du conduit auditif. Une nouvelle méthode a été imaginée pour mener à bien cette mesure. Paris (2018) a développé un système permettant d'appliquer des points de pression en divers lieux du conduit auditif à l'aide d'un bouchon d'oreille sur mesure. Ce dernier dispose de 3 "bulles" ou "vésicules" (voir figure 1.5) à sa surface gonflées grâce à de l'eau. L'expérience est menée sur 3 sujets qui contrôlent l'injection afin de déterminer un seuil de sensibilité différentiel. En parallèle de cette mesure, la sensibilité cutanée de l'index a été mesurée également. Des résultats intéressants se dégagent de cette première étude. Une sensibilité moyenne de 13,3 kPa

a pu être mesurée au niveau du premier coude du conduit, ce qui est du même ordre de grandeur que la sensibilité mesurée au niveau de l'index qui varie de 13,7 kPa à 209,7 kPa (Joris Hage *et al.* (1995)). La partie suivante explore en détail la méthodologie utilisée par Paris (2018) ainsi que les limitations rencontrées.

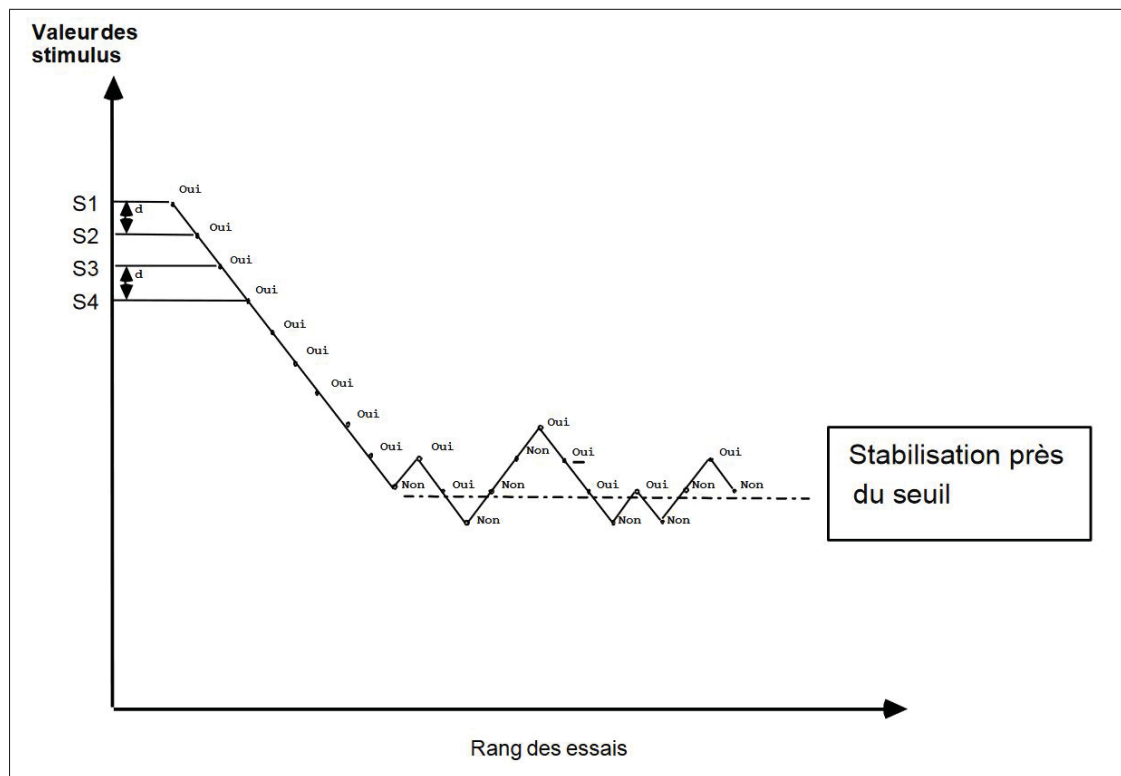


Figure 1.4 Principe de la méthode par ajustement, image tirée de Demeuse & Henry

1.1.5 Système développé par Paris (2018)

Cette section présente le système développé dans le cadre du projet de Paris (2018). Dans l'objectif de cartographier la sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif, il est nécessaire d'exercer plusieurs points de pression dans le conduit. Pour cela un bouchon sonde munie de trois points de pression a été conçu (figure 1.5). Un système hydraulique réalise l'injection d'eau dans ces points de pression, de manière indépendante. Enfin, un système de capteur mesure la pression injectée. Ce système est commandé à l'aide d'une carte d'acquisition et d'un

programme informatique. On peut donc décomposer le système en trois parties liées entre elles ; le bouchon sonde, le système d'injection et le système d'acquisition et de contrôle. Chacune de ces parties est décrite dans les sections suivantes. De plus, les limitations rencontrées par ce dispositif sont détaillées.

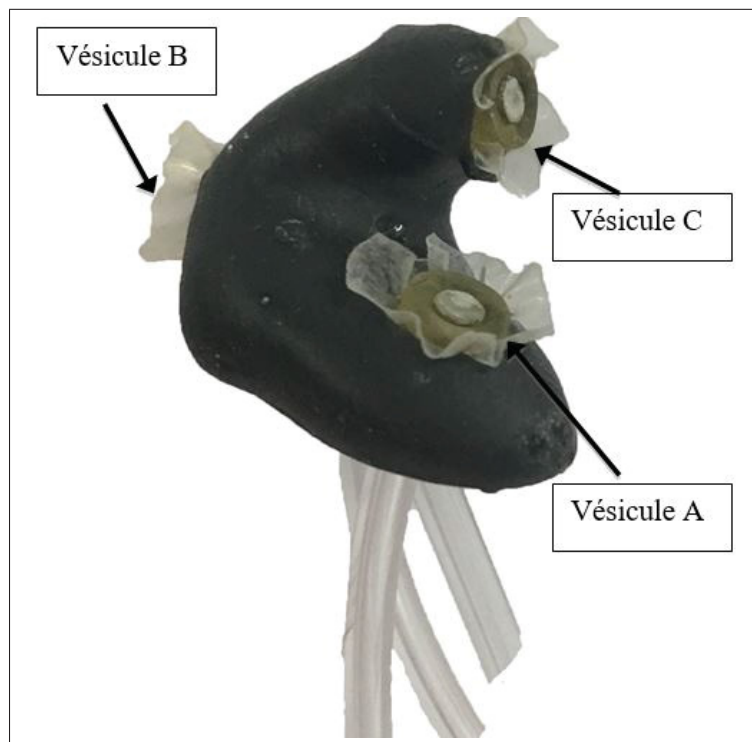


Figure 1.5 Bouchon sonde développé pour mesurer la sensibilité cutanée du conduit auditif, tirée de Paris (2018)

1.1.5.1 Concept de bouchon sonde

Le bouchon sonde est un bouchon sur mesure modifié pour y ajouter 3 vésicules. Ces vésicules sont créées grâce à des membranes de latex (provenant de condom non lubrifié) tendues au bout de tube en PVC. Un élastique assure le maintien de ces membranes. Pour cette étude, les empreintes en silicone de 3 participants (provenant de la Chaire CRITIAS) ont été numérisées en 3D à l'aide d'un scanner EinsScan-S (Shining 3D Tech. Co. Ltd., Hangzhou, Chine). Cette numérisation donne un nuage surfacique converti en maillage surfacique. Ce maillage est mo-

difié sur SolidWorks® (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA) afin d'insérer des passages pour les tubes qui serviront par la suite à l'injection de pression dans les vésicules. Ce maillage (figure 1.6) est par la suite importé sur PolyWorks® (InnovMetric Software Inc., Québec, QC, Canada).



Figure 1.6 Maillage surfacique du bouchon sonde avec le passage des tubes, tirée de Paris (2018)

Ce bouchon sonde est ensuite imprimé en 3D à l'aide d'une imprimante Formlabs (Formlabs Inc., Somerville, MA, USA). Cette imprimante utilise le procédé de stéréolithographie d'une résine à l'aide d'un laser. Ces imprimantes ont une précision de l'ordre de la centaine de microns (selon le fabricant, à nuancer selon les paramètres d'impression et la résine utilisée). Le matériau utilisé est flexible, mais non élastique, ce qui donne un objet assez rigide, mais relativement "neutre et inerte" (Paris (2018)). La taille du bouchon est également réduite de 5% afin de toujours pouvoir être insérée dans l'oreille malgré les vésicules. Ces vésicules sont placées à

l'entrée du conduit, au sommet du premier coude et du second coude afin d'avoir une première appréciation de la sensibilité cutanée.

1.1.5.2 Système d'injection et d'acquisition

Afin de gonfler, les vésicules du bouchon sonde, un système d'injection est conçu. Celui-ci permet de gonfler indépendamment chaque vésicule. Un raccord en inox fait le lien entre les tubes d'injection et ceux présents dans le bouchon sonde. Afin de pouvoir mesurer le volume injecté, ce système utilise de l'eau (supposée incompressible). Ce dispositif consiste en un circuit fermé rempli d'eau et le gonflement des vésicules est assuré par un déplacement de liquide. Ce dispositif est présenté figure 1.7. À l'aide d'un système d'électrovalves, chaque vésicule est gonflée l'une à la suite de l'autre. Ces électrovalves (EVO-3-12 de la marque Clippard Instrument Laboratory Inc, Cincinnati, OH, USA) sont dites trois-voies, car elles comportent une entrée et une sortie, mais également une purge. Cette purge évacue l'eau présente dans une vésicule lorsque la valve est fermée. Ces valves peuvent être commandées en deux positions ; ouvertes et fermées. Une seringue pilotée par un actionneur linéaire assure l'injection et le déplacement d'eau. Dans un souci de sécurité, une valve est également placée en aval de toutes les autres, celle-ci permettant de fermer tout le système lorsqu'une pression de 50 kPa dans une des vésicules est dépassée. Cette valeur limite de pression est issue de la littérature comme étant inconfortable et son dépassement peut causer des dommages sur le conduit. La fermeture de cette valve entraîne également la fermeture de toutes les valves du système dégonflant ainsi les vésicules.

Afin de mesurer la pression présente dans chaque vésicule, des capteurs de pressions sont placés en sortie de chaque valve (sauf la valve de sécurité). Ces capteurs (référence MPX5050GP de la marque NXP, Eindhoven, Pays-Bas) peuvent mesurer des pressions allant de 0 à 50 kPa. La carte d'acquisition utilisée impose une précision de $\pm 1,77 \cdot 10^{-3}$ kPa sachant que l'ordre de grandeur de mesure est du kPa. L'information provenant de ces capteurs étant une tension électrique, ces derniers ont été calibrés à l'aide d'un manomètre de référence OmegaTM (Omega Environmental, Saint-Eustache, QC, Canada) précis à $\pm 0,05\%$. Une régression linéaire per-

met d'extraire le lien entre tension mesurée et pression, montrant par la même occasion le comportement linéaire des capteurs.

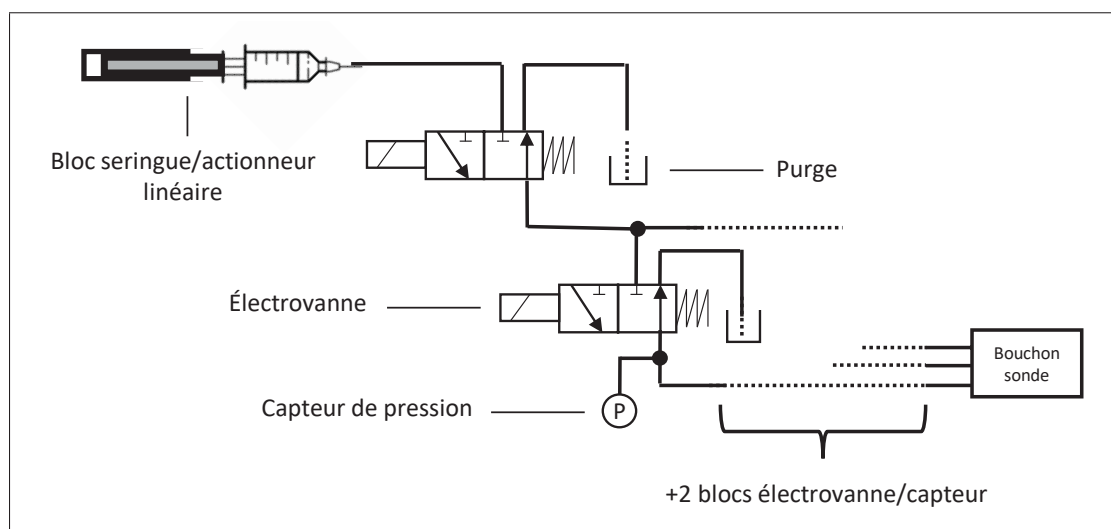


Figure 1.7 Représentation simplifiée du système d'injection initial, adaptée de Paris (2018)

Tout ce système est contrôlé à l'aide d'une carte d'acquisition NI-DAQ (National Instruments, Austin, TX, USA). D'un côté elle permet de contrôler l'actionneur linéaire en vitesse et l'ouverture des électrovannes. De plus un boîtier muni d'un bouton permet également un contrôle adapté à la méthode par ajustement, c'est-à-dire qu'à chaque pression du bouton, l'actionneur change de direction de déplacement; soit du liquide est injecté (gonflement du vésicule), soit du liquide est ponctionné (dégonflement du vésicule). D'un autre côté, cette carte permet de récolter les informations de chaque capteur de pression, mais également de connaître la position de l'actionneur sur son axe. Cette dernière information est utilisée pour estimer le volume d'eau injecté dans chaque vésicule. Un tableau de bord est créé dans LabVIEW comprenant toutes les informations importantes comme la pression, les valves ouvertes ou encore le volume injecté. Le système est présenté en photographie sur la figure 1.8.

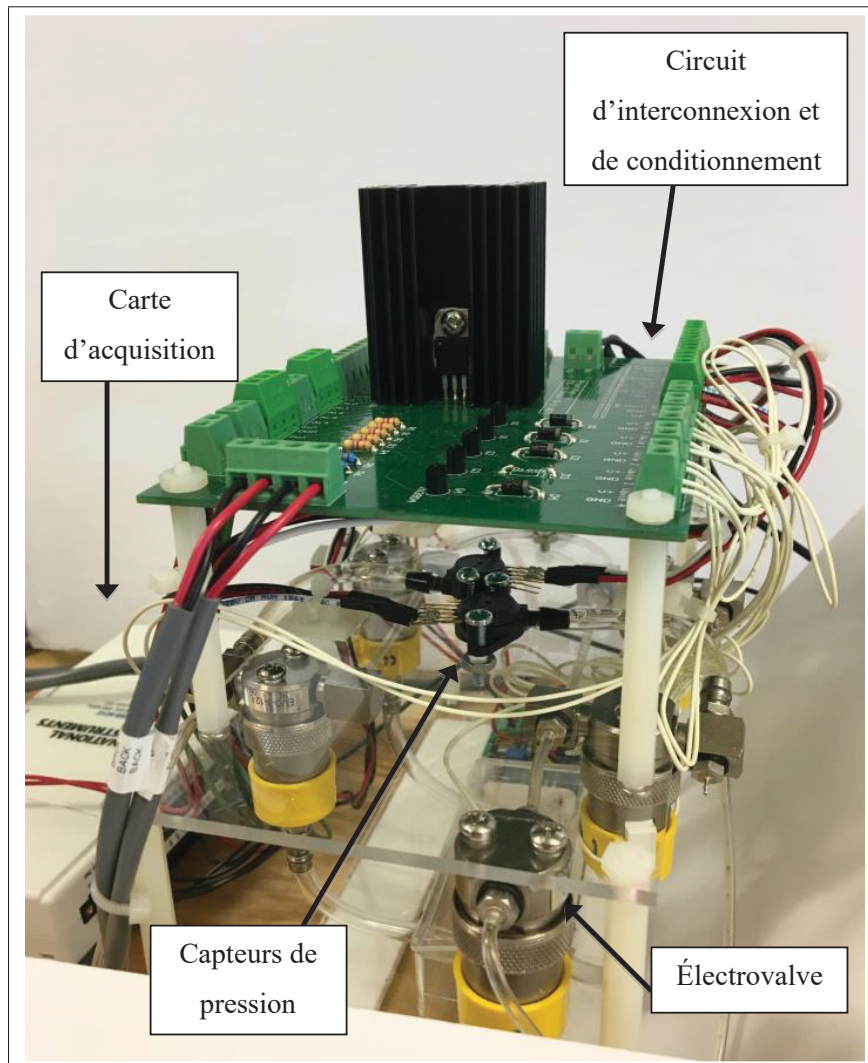


Figure 1.8 Système d'injection initial, tirée de Paris (2018)

1.1.5.3 Problèmes rencontrés et recommandations

Au cours de cette étude, plusieurs problèmes ont été relevés. Un résumé des avancées et des problèmes rencontrés lors de ce projet est fait dans le rapport de Voix (2019). Ce rapport est présent en annexe III. Le premier problème rencontré est le volume de gonflement maximal des vésicules qui est trop faible. Lors de l'expérimentation sur sujet humain, les participants n'ont pas senti de pression sur leur conduit auditif. De plus, la pression mesurée ne prend pas en compte la tension de la membrane.

Ainsi, la pression mesurée ne correspond pas à la pression appliquée, celle-ci semble moindre et c'est pour cela que la pression maximale de 50 kPa est à revoir. De plus le comportement des membranes ne semble pas être identique (tension à vide par exemple). Une autre interrogation est la position des capteurs de pression, située "loin" de l'oreille ce qui semble apporter une incertitude dans la mesure.

Le nombre de points de pression sur le bouchon sonde est également une limitation. Étant limité à trois, celui-ci doit être augmenté afin d'extraire le maximum d'information. En outre, le bouchon sonde ne permet pas encore d'exercer des points de pression dans la partie osseuse du conduit auditif, même si la conception d'un tel bouchon semble encore difficile. Aussi, la conception de ce bouchon demande beaucoup de ressources, ce dernier étant moulé sur mesure. Enfin en ce qui concerne le système d'injection, un nettoyage des électrovalves est nécessaire après chaque utilisation afin de retirer l'eau présente.

La présente section nous a montré que la notion de confort associée aux protections intra-auriculaires est influencée par la pression mécanique statique exercée par ceux-ci sur le canal auditif. Le confort mécanique étudié ici dépend à la fois de la sensibilité et de la pression mécanique statique comme noté dans le projet de recherche ETSPA3 (Doutres *et al.* (2017)) $\widetilde{NCS}_{press} = f(PMS, SENS_{xyz})$ avec $SENS_{xyz}$ la sensibilité cutanée. C'est pourquoi il semble également important de pouvoir mesurer cette pression mécanique directement ou indirectement à l'aide de méthodes décrites dans la prochaine section.

1.2 Méthode de mesure de la pression mécanique statique

Afin de pouvoir mesurer la sensibilité cutanée précisément, il est important de connaître l'intensité du stimulus appliqué, ici la PMS. C'est pourquoi il est nécessaire de s'intéresser aux méthodes de mesure de la PMS adaptées à la géométrie du conduit auditif, pour pouvoir par la suite les appliquer à un conduit artificiel. On peut distinguer deux approches pour mesurer cette PMS dans la littérature ; indirecte qui donne directement une mesure de la pression et indirecte qui utilise les informations de déformations ou de contraintes pour déterminer la pression appli-

quée. Pour chacune des méthodes décrites, les avantages et les inconvénients de ces dernières sont énumérés. Ces avantages et ces inconvénients sont basés sur les critères suivants :

1. **Non destructif** Le système doit réaliser une mesure continue sans avoir à détruire ou altérer l'échantillon pour accéder à l'information ;
2. **Adapté à un petit diamètre** Le diamètre moyen du conduit auditif est de 9.3 mm pour les hommes et $8,8\text{ mm}$ pour les femmes selon Stinson & Lawton (1989) et Davis (2008). Le diamètre du tube modélisant le conduit sera donc de cet ordre de grandeur. La méthode choisie devra donc être capable d'effectuer les mesures sur de tels diamètres ;
3. **Adapté à des microdéformations** Comme les seuils de sensibilité présents dans la littérature sont de l'ordre de la dizaine kPa , les déformations induites par le système existant sur le conduit auditif sont très faibles. De même, le tube simulant le conduit auditif subira lui aussi de faibles déformations (et de faibles contraintes également). La future méthode devra donc avoir une résolution suffisante et adaptée pour pouvoir quantifier avec précision et exactitude les déformations appliquées au tube ;
4. **Bon marché et simple de fabrication** Le dispositif devra au mieux réutiliser l'équipement existant afin de limiter les dépenses. De plus, il devra être relativement simple à être mis en place au vu du délai à disposition pour la réalisation du projet ;
5. **Robuste et répétable** La mesure devra autant que possible être indépendante des conditions extérieures comme la température. Les mesures répétées devront rester stables également.

1.2.1 Méthodes directes

Cette section se consacre aux capteurs donnant directement une information de pression en sortie. Ces capteurs consistent le plus souvent en une surface parfois souple qui permet d'observer à la fois l'amplitude de la pression, mais aussi leur distribution à leur surface. La construction de ces capteurs varie d'une application à l'autre. Certains d'entre eux utilisent une grille de capteurs résistifs liés à une membrane élastique. À l'aide de la mesure de la résistivité, on peut remonter à la déformation de la membrane, cette dernière peut ensuite être liée à la pression exercée à la surface. C'est ce que proposent plusieurs entreprises ; par exemple les entreprises

Tekscan (Boston, Massachusetts, États-Unis) et *Sensor Product Inc. (SPI)* (Madison, New Jersey, États-Unis). Ces capteurs ont plusieurs applications comme le montre cet article de Bloss (2011) où sont exposés les différents cas de figure d'utilisation des capteurs de la marque *SPI*. Les applications principales montrées ici sont diverses, avec par exemple la cartographie de la pression exercée lors d'une assise (voir figure 1.9) ou encore pour tester l'étanchéité d'une porte de voiture. Ces capteurs possèdent des points de mesures pouvant enregistrer une pression allant de 0,01 à 10 000 kPa avec une précision de $\pm 10\%$.

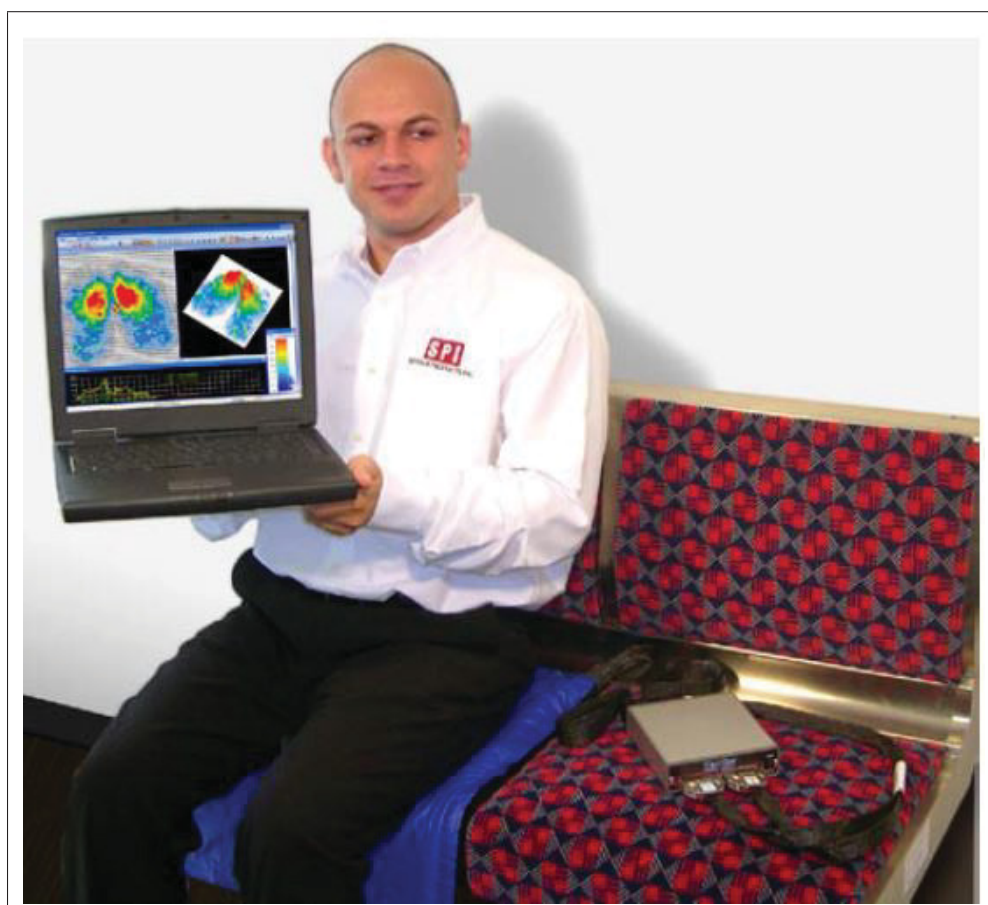


Figure 1.9 Utilisation d'un capteur de pression (modèle de la marque *SPI*) pour mesurer la répartition de pression lors d'une assise dans le but d'améliorer le confort des sièges, image tirée de Bloss (2011)

La marque *SPI* possède également d'autres types de capteurs dont l'échelle de mesure est plus réduite, semblable aux capteurs *Tekscan*. Ces derniers sont utilisés et conçus pour répondre

à des applications plus spécifiques, avec par exemple la cartographie de la pression exercée par les dents lors de l'occlusion de la mâchoire. Les capteurs *Tekscan* ont également été utilisés pour analyser la répartition de pression exercée par des coquilles servant de protection auditive afin d'en évaluer le confort mécanique (Gerges (2012)). Cette expérience propose de mesurer la pression exercée par les coussinets sur la peau par 10 coquilles différentes et de corrélérer ces mesures avec des questionnaires portant sur le confort. Les résultats de cette étude montrent une corrélation linéaire assez forte entre la pression exercée et le confort ressenti. Cependant, l'auteur précise que l'utilisation de tels capteurs est optimale sur une surface plane. Néanmoins, d'autres recherches utilisent un capteur *Tekscan* sur un profil cylindrique dans des applications différentes de la protection auditive. C'est le cas par exemple de l'étude de Nicholas *et al.* (2012) qui se concentre sur la répartition de pression exercée par une main sur une barre. On retrouve une approche similaire dans les travaux de Rakheja *et al.* qui utilise des capteurs *Flexiforce* pour étudier l'interface main-poignée sur des outils portatifs. Ces deux études constatent que la déformation du capteur lors de la disposition sur le profil cylindrique entraîne également des contraintes sur le capteur qui se font ressentir lors de la mesure. Ce problème est néanmoins résolu à l'aide d'un étalonnage réalisé en aval. Le fabricant justifie cela par la conception des capteurs répondant à "un usage tactile qualitatif" et ainsi peu répétable d'un capteur à l'autre (Rakheja *et al.*). Les travaux de Lee *et al.* (2016) tentent de résoudre ce problème grâce à un capteur insensible aux contraintes de flexion. Ce capteur mesure seulement la pression de contact grâce à une structure en nanotubes de carbone. La figure 1.10 montre que la mesure (à gauche) n'est pas influencée par la flexion de la nappe de capteur (à droite).

Avantages Les technologies présentées ici ont l'avantage de donner accès directement à l'information de pression de contact en traitant directement les déformations subies par le capteur. De plus, ces dernières sont accessibles et faciles d'utilisation (interface utilisateur fournie par le fabricant).

Limitations Ces capteurs ne sont pas adaptés aux profils cylindriques réduits de ce projet.

D'autres principes physiques peuvent être utilisés pour évaluer une pression de contact. Zang *et al.* (2015) Li *et al.* (2018) recensent les différentes technologies utilisées ainsi que les développements réalisés afin d'optimiser leur utilisation. Trois différents principes sont mentionnés pour mesurer cette pression ; la piézorésistance, la capacité et la piézo-électricité. Les capteurs ainsi présentés ont l'avantage d'être très sensibles et flexibles, mais Li *et al.* (2018) expliquent également que ceux-ci possèdent des plages de mesures très limitées, à cause de la conception du capteur qui est adapté à des applications précises. De plus, la plupart de ces capteurs sont pour l'instant limités à la mesure de la pression et ne prennent pas en compte d'autres quantités physiques qui peuvent avoir un impact sur la mesure, comme par exemple la température. Une étude récente (Sim *et al.* (2019)) tente de concevoir une peau électronique permettant la détection à la fois de la température, mais également de la pression de contact. Ils utilisent pour cela des éléments piézo-électriques dont le signal de sorties est traité afin de séparer les deux informations. Toutes ces études nous montrent néanmoins que le domaine des peaux électroniques et des capteurs de pression de contact est très actif et qu'il reste encore des progrès à réaliser. Zang *et al.* (2015) expliquent entre autres que les coûts de fabrication et la consommation sont encore importants sur de tels capteurs.

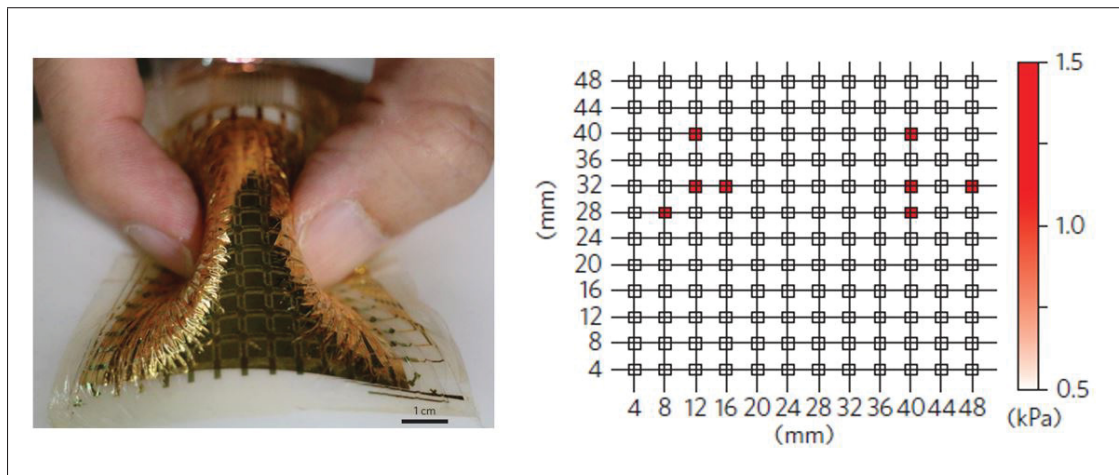


Figure 1.10 Matrice de capteur de pression tactile pincée (à gauche) et le résultat de la mesure (à droite). Seule la pression est mesurée, les contraintes liées à la flexion n'influent pas sur la mesure. Image tirée de Lee *et al.* (2016)

Avantages Ces capteurs sont adaptés à des profils cylindriques réduits et à des microdéformations. La résolution de mesure peut être importante.

Limitations La conception de ces capteurs est adaptée à des applications spécifiques et il n'y a pour l'instant pas d'application connue (dans la limite de cette revue) à la protection auditive. L'utilisation de telles solutions est complexe et coûteuse.

Enfin, l'utilisation d'une fibre optique semble être une solution intéressante pour la mesure d'une pression de manière ponctuelle. L'entreprise *Fiso* (Québec, Canada) utilise des fibres optiques pour mesurer une amplitude de pression ponctuelle à l'aide de capteur dont la taille est de l'ordre de la centaine de μm (voir figure 1.11). Afin de déterminer cette pression, ces capteurs utilisent une cavité (dite de Fabry-Pérot) qui comprend deux miroirs réfléchissants parallèles de part et d'autre d'un milieu transparent. Cette cavité comporte une membrane flexible du côté où la pression doit être mesurée. Une lumière est ensuite utilisée pour déterminer la longueur de la cavité. Après un étalonnage, la longueur de cette cavité est associée à une valeur de pression. Selon le fabricant, la mesure de pression est précise et répétable.

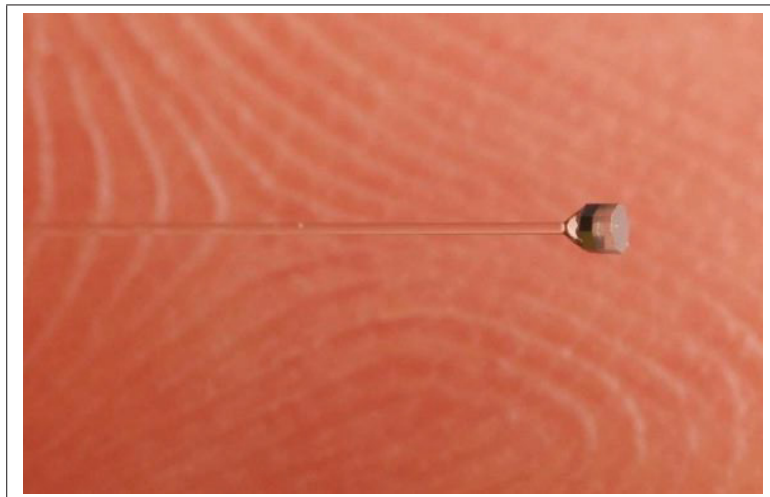


Figure 1.11 Capteur de pression Fiso de $550\ \mu\text{m}$ de diamètre extérieur

1.2.2 Méthodes indirectes

L'utilisation de capteur optique peut être utilisée pour analyser les déformations appliquées à un système. Plus précisément, cette technique permet d'obtenir le champ de déplacement en surface en 2 ou 3 dimensions. Le dispositif se compose d'une ou plusieurs caméras filmant le système. Le système analysé est peint de telle sorte à créer des motifs noir et blanc à sa surface. Sous l'effet d'un chargement, la pièce va se déformer et ainsi modifier les motifs présents en surface. À l'aide d'un traitement d'image et en connaissant les caractéristiques intrinsèques de la caméra, on peut retrouver le champ de déplacement à la surface de la pièce. Un exemple est montré figure 1.12 où l'on voit le motif pour deux états ; initial et déformé. Les caméras sont calibrées en amont à l'aide de mire, c'est-à-dire une grille de points dont les positions sont connues, permettant de déduire les paramètres de la caméra et ainsi lier le déplacement de pixels à une longueur.

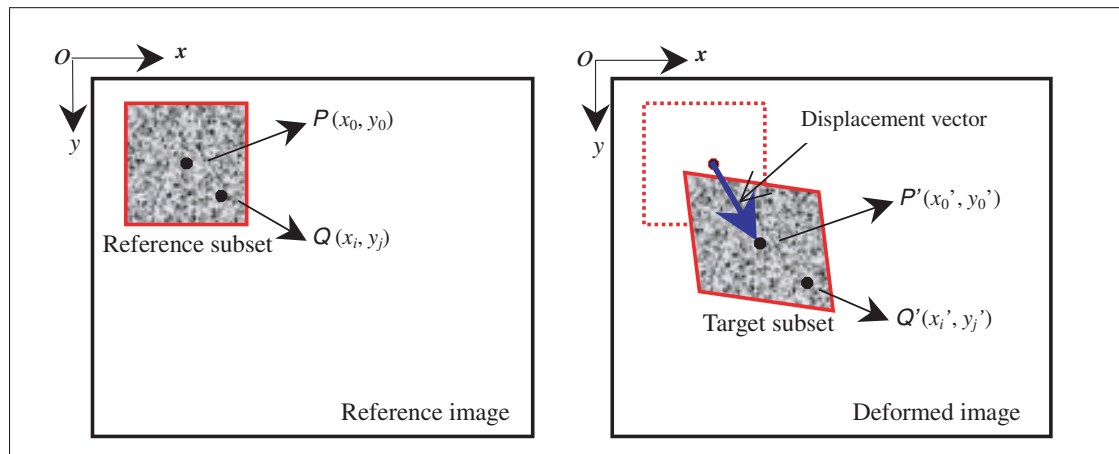


Figure 1.12 Déformation d'un motif utilisé pour la corrélation d'image numérique en deux dimensions, figure tirée de Pan *et al.* (2009)

Dans leurs recherches, Pan *et al.* (2009) nous rappellent que la corrélation d'image en 2 dimensions n'est efficace uniquement pour mesurer le champ de déplacement dans un plan et non sur des surfaces plus complexes ou curvilignes. En effet, l'information obtenue ne permet pas d'obtenir le déplacement « en dehors du plan » et donc la précision est moindre. Cet article nous détaille également les sources d'erreur possible lors du processus de prise d'image.

Ces erreurs peuvent provenir de l'algorithme de traitement, de la caméra avec par exemple la distorsion causée par la lentille ou encore du motif appliqué sur le système. Selon l'auteur, la corrélation d'image en 3 dimensions se révèle très vite plus intéressante grâce au large spectre de système qui peut être étudié.

Pour récolter une information en 3 dimensions, il faut utiliser au moins deux caméras et ainsi obtenir une vision stéréo. Un exemple de montage utilisé est montré figure 1.13. Dans son travail, Orteu (2009) nous décrit cette méthode ainsi que son traitement numérique. La calibration se fait encore une fois avec une mire orientée dans différentes directions permettant d'obtenir à la fois les paramètres des deux caméras, mais également leur positionnement dans l'espace. Le traitement numérique se fait ici sur des paires d'images qui ont été modifiées au préalable afin d'obtenir deux images virtuelles où les deux caméras sont parfaitement alignées. De plus, ces images sont également déformées pour s'affranchir de la distorsion causée par la caméra. L'auteur rejoint le constat établi précédemment sur la précision et les erreurs de mesure très dépendantes des caméras et algorithmes utilisés. Hu *et al.* (2010) proposent un algorithme permettant de réduire l'erreur liée au traitement d'image. Diverses méthodes de corrélations sont également comparées à l'aide d'une mesure sur un cylindre aux dimensions connues. Du côté du dispositif de prise d'image, Pan *et al.* (2012) augmente la précision de mesure à l'aide d'une lumière monochromatique et d'un filtre passe-bande optique. Cela est utilisé pour permettre la prise de mesure dans des milieux plus difficiles et dont les conditions d'illumination ne sont pas optimales. Lors d'un test sur un cylindre dans 3 cas d'illumination (sous-illuminé, condition normale et surilluminée), le système sous lumière monochromatique permet une erreur maximale relative de 0,39%, bien inférieure à celle observée avec un dispositif standard. Cela a permis par exemple de réaliser une mesure de déformation thermique, cas où le contrôle sur les conditions extérieures n'est pas possible.

Ces deux dernières études utilisent la corrélation d'image pour mesurer des profils de déplacement sur des cylindres, qui est le but premier de ce papier blanc. Des systèmes embarqués permettent de réaliser ces mesures. Le système Aramis (*GOM*, Braunschweig, Allemagne) utilise également une lumière monochromatique pour diverses applications telles que l'analyse

lors d'un essai de traction ou encore l'analyse du mouvement lors de la fermeture de porte de voiture. Cependant, ces systèmes sont souvent coûteux. L'équipe de Solav *et al.* (2018) a développé en ce sens un système avec un algorithme nommé Multi-DIC disponible sur Matlab (*Mathwork*, Natick, Massachusetts, États-Unis). Ils utilisent cet algorithme combiné à un dispositif composé de 12 caméras pour permettre une vision en 360° (présenté figure 1.14). Ce dispositif est vérifié dans un premier temps à l'aide d'un cylindre avec un motif régulier à sa surface avant d'être utilisé pour étudier les déplacements musculaires lors de la contraction du mollet. Lors de la mesure réalisée sur le cylindre, une erreur inférieure à 0,1% de l'ordre de 0,01 mm. Le principal avantage de ce système est le coût très bas en comparaison du système industriel, cependant cela entraîne une précision moindre due à la qualité des caméras utilisées. Ce compromis est justifié par l'utilisation portant sur l'analyse biomécanique, cette dernière ne nécessitant pas une précision supérieure.



Figure 1.13 Dispositif utilisé par Orteu (2009) pour réaliser une corrélation d'image en 3 dimensions

Une autre étude utilise ce programme Multi-DIC pour l'adapter à une caméra de smartphone et ainsi réduire davantage les coûts. Pour pouvoir exploiter la vision stéréo, un jeu de miroir est

employé afin d'avoir deux caméras virtuelles. Pour augmenter la précision de ce système, cette étude prend en compte la distorsion de l'image due aux contraintes thermiques imposées par le téléphone. La précision finalement obtenue est assez appropriée aux mesures réalisées dans l'étude c'est-à-dire des mesures sur un essai de traction, mais aussi sur le dégonflement d'un ballon.

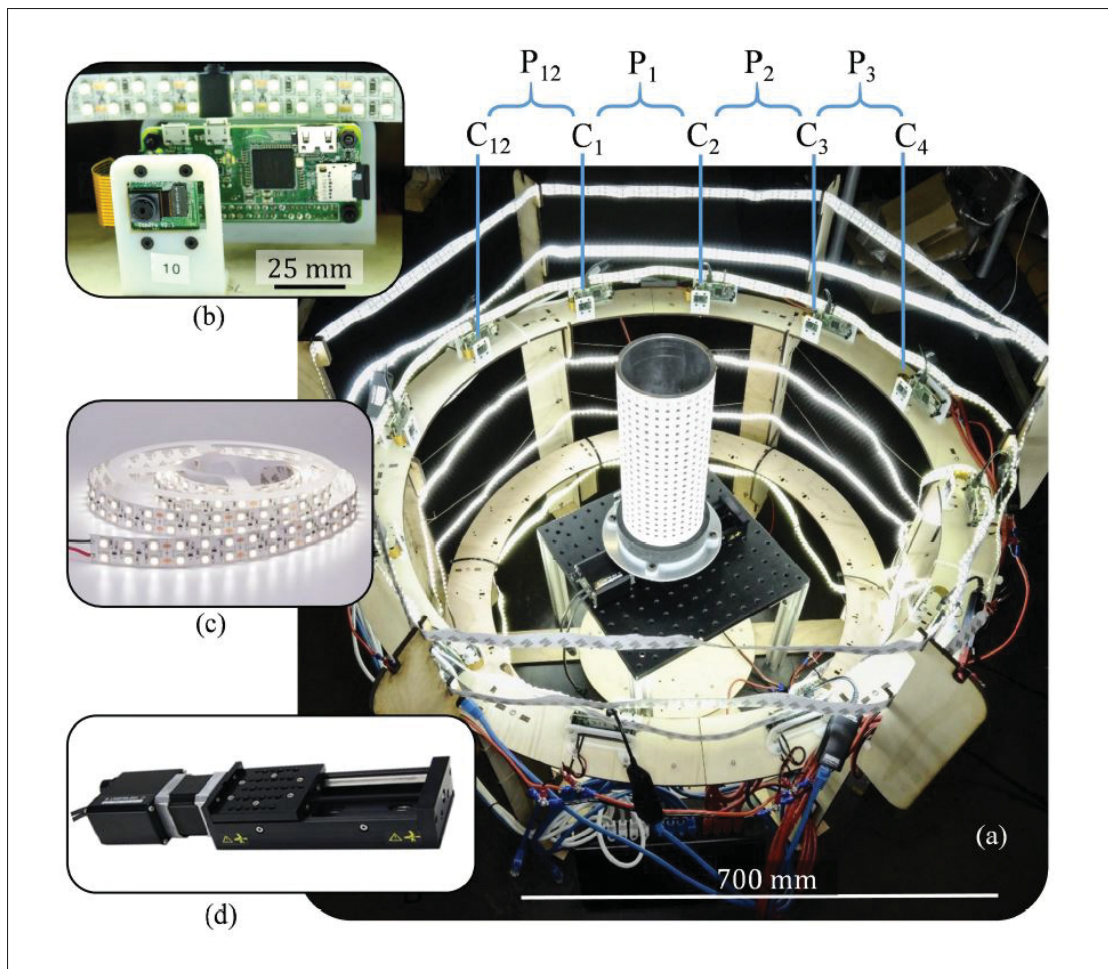


Figure 1.14 Dispositif utilisé par Solav *et al.* (2018) pour réaliser une corrélation d'image en 360° à l'aide de 12 caméras

Avantages L'utilisation est bon marché et la mesure est possible sur tout type de surface et sur un profil cylindrique.

Limitations Cette méthode ne donne accès qu'au champ de déplacement en surface de la pièce et non à l'interface ballon-conduit.

Enfin, l'utilisation d'image médicale est également un moyen intéressant d'obtenir les déplacements des tissus mous sur des profils plus complexes. En ce qui concerne le conduit auditif, l'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) est utilisée dans certaines études. Darkner *et al.* (2018) utilisent par exemple l'IRM combinée à un agent de contraste pour étudier la forme du conduit auditif sur plusieurs sujets afin de créer un conduit auditif "moyen". Lors d'une précédente étude, Darkner (2009) extrait indirectement la forme du conduit sous différentes conditions d'ouverture de mâchoire en scannant la surface d'empreinte en silicone du conduit. Cela lui permet d'obtenir le champ de déplacement d'une partie du conduit lors d'un mouvement de mâchoire, la profondeur de la prise d'empreinte étant limitée pour des questions de sécurité. C'est pourquoi l'utilisation de l'IRM permet d'obtenir une information plus complète. Deux autres études (Benacchio *et al.* (2018) & Benacchio *et al.* (2019)) utilisent la résonance magnétique afin d'estimer les champs de déplacements causés par des dispositifs intra-auriculaires. La première étude propose une méthode permettant d'extraire ce champ de déplacement à partir d'images médicales. Par la suite, cette méthode est vérifiée à l'aide d'une tomодensitométrie réalisée sur une oreille artificielle dans laquelle est inséré un bouchon d'oreille sur mesure dans un premier temps. Une seconde mesure est réalisée à l'aide d'un autre bouchon, similaire au précédent, mais muni de deux sphères à sa surface. Le champ de déplacement est obtenu en comparant les deux ensembles d'images obtenues. Cette méthode est enfin utilisée dans la seconde étude (Benacchio *et al.* (2019)) afin de réaliser cette fois-ci la mesure *in vivo* avec différents bouchons d'oreille. Les résultats obtenus permettent une meilleure compréhension de l'interaction entre le conduit auditif et la protection intra-auriculaire. Les champs de déplacement estimés sont pour l'instant limités à un seul participant, mais cela ouvre des perspectives de mesure sur un panel plus large de participant et de bouchon afin d'améliorer le confort des protections auditives. La pression mécanique statique n'est pas mesurée dans cette étude, mais l'utilisation d'une méthode inverse combinée à cette méthode peut permettre d'extraire cette pression à partir de l'information de déplacement.

1.2.3 Autres méthodes

Photoélasticimétrie La photoélasticimétrie est une méthode visuelle de mesures des états de contraintes sur un matériau. Elle nécessite l'utilisation d'un matériau transparent que l'on qualifie de photoélastique. Cette méthode est beaucoup utilisée pour déterminer les contraintes dans des géométries complexes ou des chargements particuliers, en particulier lorsque les méthodes classiques de calcul ne sont pas applicables. L'utilisation d'une lumière polarisée permet de mettre en évidence la distribution des contraintes dans le matériau. Ces contraintes apparaissent alors sous la forme de frange d'extinction lumineuse permettant une analyse optique. Plusieurs études tentent de déterminer l'état de contrainte tridimensionnel appliqué à un profil cylindrique (Matsushima *et al.* (2010) Shi *et al.* (2013)). Ces études cherchent à déterminer les contraintes lors de l'insertion de cathéter dans un vaisseau sanguin. Cependant, cette méthode ne permet pas d'accéder à la contrainte radiale recherchée ici. Pour pouvoir observer les contraintes radiales dans un tube, il faut que le rayon polarisé soit perpendiculaire à la direction radiale, c'est-à-dire parallèle à l'axe du tube. Cependant dans de telles conditions il est difficile d'isoler un plan particulier, car le rayon traverse l'intégralité du tube. Une des solutions est d'utiliser un matériau photoélastique particulier qui permet de « geler » l'état de contrainte en le gardant en mémoire. Il faudrait alors mettre sous contraintes ce matériau avec une pression interne donnée puis réaliser une coupe afin d'en extraire l'état de contraintes.

Par simulation numérique Baker *et al.* (2010) utilise une modélisation par éléments finis afin de prédire l'interaction entre le bouchon et le conduit auditif. Le modèle ainsi construit simule l'insertion et le temps de relaxation des contraintes. Les auteurs calculent la force et la pression de contact sur le conduit, mais également les zones de pression critique, c'est-à-dire supérieure à 25 kPa. L'intégration de ces bouchons au modèle montre une corrélation positive entre l'inconfort et la pression de contact, le bouchon le moins confortable montrant par exemple des zones où cette pression dépasse 50 kPa (voir figure 1.15). Cependant cette étude repose sur un modèle qui n'est pas validé expérimentalement et donc la précision des conclusions apportées est très approximative.

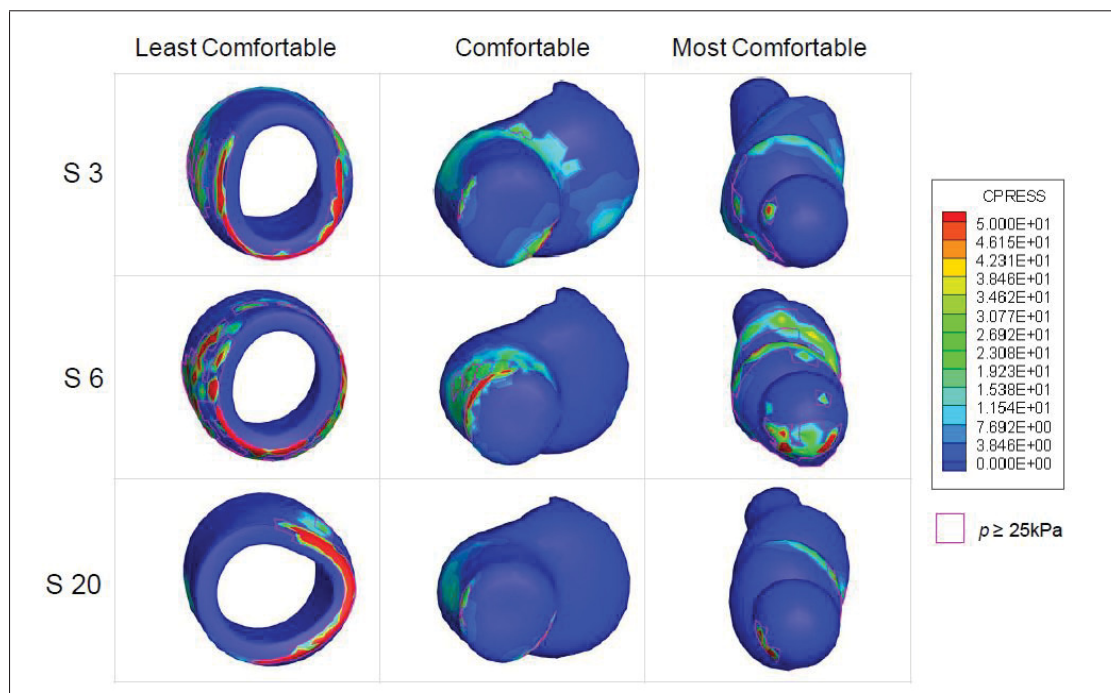


Figure 1.15 Pression de contact à la surface de bouchon d'oreille, tirée de Baker *et al.* (2010)

1.3 Limites et signification pour le projet

Cette revue de littérature a permis de mettre en lumière plusieurs aspects concernant la sensibilité cutanée du conduit auditif. Tout d'abord, la notion de confort des protections auditives et son construit ne sont pas encore définis consensuellement à travers la littérature même si une étude vise à combler ce vide (Doutres *et al.* (2019)). On peut néanmoins noter que la pression mécanique statique exercée par un protecteur auditif est reconnue comme un facteur important dans la sensation de confort. Cette pression est à l'heure actuelle uniquement quantifiée à l'aide d'une mesure subjective basée sur le ressenti de l'utilisateur. Cette mesure, faite grâce à des questionnaires, est très dépendante de plusieurs points ; format du questionnaire, population étudiée, déroulement de l'expérience... Pour objectiver le confort mécanique à l'aide de la pression mécanique statique, il est nécessaire de mesurer également la sensibilité cutanée, car le confort mécanique semble dépendre de ces deux variables. Plusieurs méthodes de mesure de la sensibilité existent, mais c'est la méthode par seuil (ou par ajustement) qui a été choisie

pour la seule étude recensée qui mesure la sensibilité cutanée du conduit auditif (Paris (2018)). Le présent projet prend la suite de cette première démarche afin d'améliorer la méthodologie adoptée. De plus, afin de caractériser au mieux le système qui sera utilisé afin d'exercer des points de pression, il est nécessaire de mesurer précisément cette pression. Plusieurs méthodes ont été présentées dans ce sens. Les méthodes directes sont encore peu adaptées à une géométrie similaire au conduit auditif, même si le domaine des peaux électroniques est prometteur. Les méthodes indirectes semblent quant à elles être une alternative, mais la mesure de la pression est moins évidente.

Si nous revenons à la question initiale de cette recherche qui est la cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif, aucune étude utilisant une mesure quantitative exceptée celle de Paris (2018) n'a été relevée lors de cette revue de littérature. Une tendance est néanmoins à noter parmi plusieurs auteurs, la partie osseuse du canal serait plus sensible que la partie cartilagineuse. Cela s'expliquerait par une épaisseur de peau plus fine. Ce projet essaye donc de combler ce vide existant afin d'améliorer les connaissances concernant la sensibilité du conduit auditif, et dans un même temps améliorer la compréhension de l'inconfort lors du port de protecteurs intra-auriculaires. Pour cela, les avancées du projet de Paris (2018) serviront de base afin de concevoir un système de mesure reprenant le principe de "bouchon sonde". De plus, ce système sera caractérisé à l'aide d'une méthode hybride utilisant la mesure optique et une simulation numérique. Le chapitre suivant détaille la méthodologie utilisée afin de répondre à cette problématique de recherche.

CHAPITRE 2

OBJECTIFS

2.1 Objectif principal

Ce projet prend la suite des travaux réalisés par Paris (2018). Comme le montre la partie précédente, ces travaux ont permis de développer un premier prototype pour la mesure de la sensibilité cutanée du conduit auditif. Cependant cette première approche présente des limitations qui ont posés des problèmes lors de la mesure. L'objectif principal de ce projet est d'améliorer le premier système proposé.

2.2 Sous-objectifs

Cet objectif principal peut être divisé en trois sous-objectifs :

1. Le premier est la recherche de faisabilité d'un concept de bouchon sonde plus complexe, comportant plus de points de pression que lors de la phase I, mais aussi possédant un caractère plus universel ;
2. Le second sous-objectif est la caractérisation des ballons médicaux utilisés pour le nouveau bouchon sonde. Cela permettra d'avoir une meilleure précision sur la pression exercée sur le conduit en la liant à la pression mesurée dans les ballons ;
3. Le dernier sous-objectif concerne les améliorations matérielles du système d'injection, comme les capteurs de pression et les électrovalves.

CHAPITRE 3

MÉTHODE

Ce chapitre détaille la méthodologie utilisée pour réaliser les objectifs du projet. Tout d'abord, les améliorations amenées à ce système sont présentées dans une première partie. De plus, le concept d'un nouveau bouchon sonde y est présenté. Enfin, les étapes permettant la caractérisation des ballons médicaux utilisés pour le nouveau bouchon sont développées dans une deuxième partie, ainsi que les sources d'erreurs potentielles apparaissant lors de ce processus.

3.1 Modification et améliorations du système existant

Les modifications apportées au système existant se concentrent sur deux axes ; la conception d'un nouveau bouchon sonde "universel" et l'amélioration du système d'injection.

3.1.1 Nouveau bouchon sonde

Les principales limitations du premier prototype de bouchon sonde sont le nombre de points de pressions, la diversité du comportement mécanique des vésicules et le caractère "sur mesure" du bouchon. Deux concepts ont été proposés et réalisés afin de résoudre ces difficultés.

Le premier développé est le concept "pieuvre". Ce bouchon est constitué de 3 faces comportant chacune 4 points de pression, portant ainsi le total à 12 points pression. L'impression (réalisée à l'aide de l'imprimante Form2 de l'entreprise Formlabs) est divisée en 4 parties ; 1 base prismatique et 3 plaques similaires. Cette division est nécessaire à cause de la résolution de l'imprimante, limitant le diamètre minimal pour les tuyaux d'injection. La base est composée des nervures guidant l'injection jusqu'aux points de pression. Les plaques sont collées sur chacune des faces de la base. Un rendu 3D est présent sur la figure 3.1. Une membrane en latex est ensuite collée sur chaque plaque. Des rainures à la surface de ces plaques permettent de diviser cette membrane en 4. Des tubes en inox relient le bouchon au tube en PVC du système d'injection. Le rendu final est également présenté sur la figure 3.1. Malheureusement, le col-

lage de chaque élément et la faible taille des éléments imprimés rendent la conception d'un tel bouchon complexe. En effet, la colle bouche parfois les circuits d'injection ou n'assure pas entièrement l'étanchéité du bouchon. De plus, le latex combiné à cette colle se dégrade fortement avec le temps le rendant trop rigide pour une déformation sous pression. Enfin, la caractérisation du comportement mécanique de telles membranes est encore une fois très variable d'une membrane à l'autre. C'est pourquoi un deuxième concept a été développé.

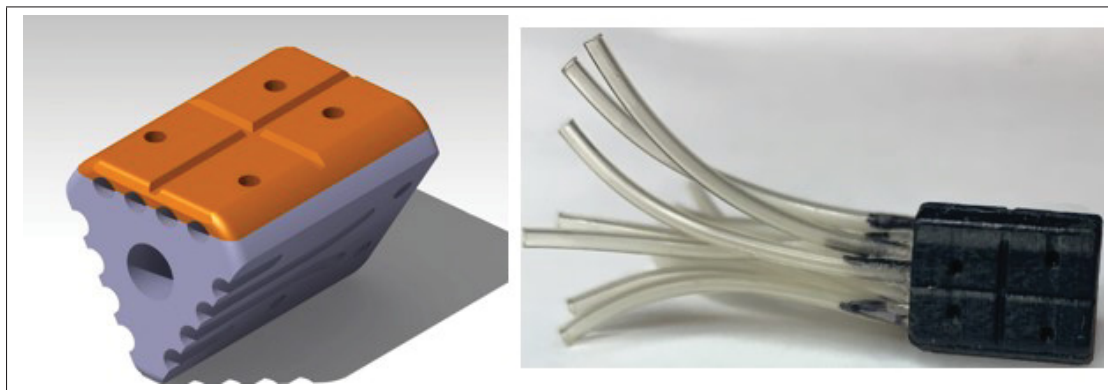


Figure 3.1 Concept bouchon sonde "pieuvre" avec une seule plaque, base en gris et plaque en orange (à gauche) et la réalisation finale (à droite)

Le deuxième concept développé porte le nom de "grappe". Il se base sur une des recommandations apportées dans Paris (2018). Cette solution combine l'utilisation d'un bouchon prémoulé et de ballon d'uréthane médical. Les ballons d'uréthane sont disposés sous les ailettes du bouchon prémoulé. La figure 3.2 présente un dessin de principe de ce bouchon.

Ce concept s'avère être similaire à celui du brevet de Keady & Staab (2012) qui propose l'utilisation d'un ballon inséré dans l'oreille pour mesurer les niveaux de pression de confort. Cette solution a l'avantage d'être universelle, mais surtout le comportement mécanique des ballons est supposé similaire (le fabricant indique que la géométrie peut légèrement varier). De plus la géométrie de ces derniers est similaire. Les ballons médicaux utilisés sont de la marque *Nordson Medical* (Malborough, MA, États-Unis) et sont composés d'uréthane. Un exemple est présenté sur la figure 3.3. Ces ballons sont constitués d'un ellipsoïde déformable comportant

deux tubes non déformables à ses extrémités. Le diamètre minimal des ballons utilisés pour ce concept est de 5 mm et peut s'expandre jusqu'à 7 mm selon les données du fabricant.

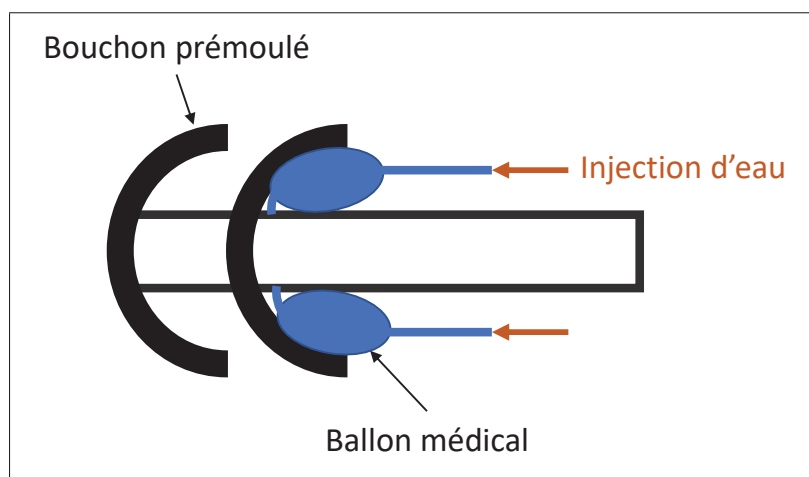


Figure 3.2 Dessin de principe du concept du nouveau bouchon sonde

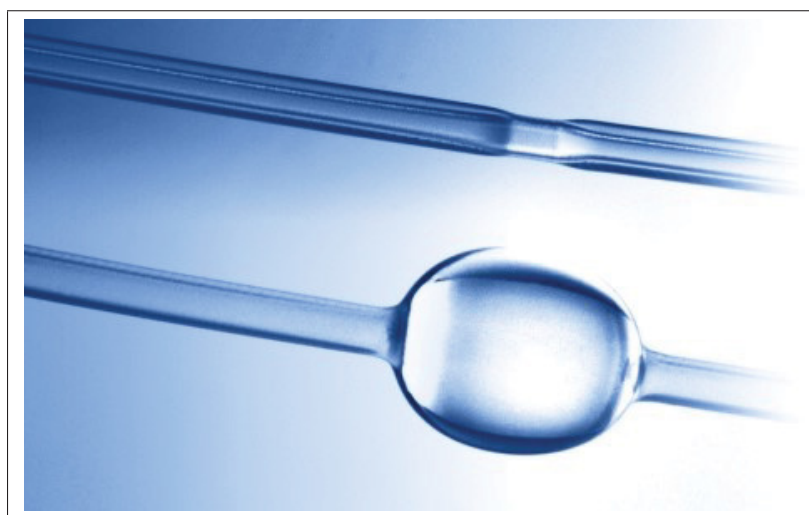


Figure 3.3 Exemple de ballon médical d'angioplastie, repérée à <https://www.mer-europe.com/medical-balloons/>

Les deux concepts de bouchon explicités ici n'ont pas été testés sur des sujets humains, pour des raisons de délai. Cependant, afin de permettre une utilisation future de ces bouchons et une mesure précise de la sensibilité cutanée, le présent projet se concentre sur la caractérisa-

tion mécanique du concept de "grappe". Plus particulièrement, cette caractérisation se porte uniquement sur l'étude des ballons médicaux utilisés et non sur le bouchon sonde complet.

3.1.2 Amélioration du système d'injection

Afin de surmonter les problèmes rencontrés avec le système d'injection existant, des changements ont été apportés à plusieurs composants.

3.1.2.1 Changement des électrovalves



Figure 3.4 Comparaison entre une électrovalve usagée et neuve

Tout d'abord, les électrovalves EVO-3-12 ont été remplacées par de nouvelles valves. Les nouvelles valves choisies sont également de la marque Clippard afin de permettre la réutilisation des connectiques précédentes. Le modèle choisi est une valve de 7 mm (référence SV-3C-12-10-V) à 3 voies afin de permettre une purge et un dégonflement des ballons dès la fermeture de la valve. Ces valves ont été sélectionnées pour leur utilisation avec de l'eau. En effet les électrovalves précédentes ne pouvaient normalement pas s'utiliser avec de l'eau selon le constructeur, ce qui explique les soucis rencontrés lors de l'utilisation précédente lors de l'étude de Paris. La figure 3.4 montre la corrosion présente à l'intérieur des électrovalves après une utilisation avec de l'eau en comparaison avec une électrovalve neuve. Cette corrosion perturbe le fonctionnement normal de ces valves en ouvrant toutes les voies dont la purge. L'eau est injectée à la fois dans le conduit et dans la purge.

3.1.2.2 Changement des capteurs de pression et calibration

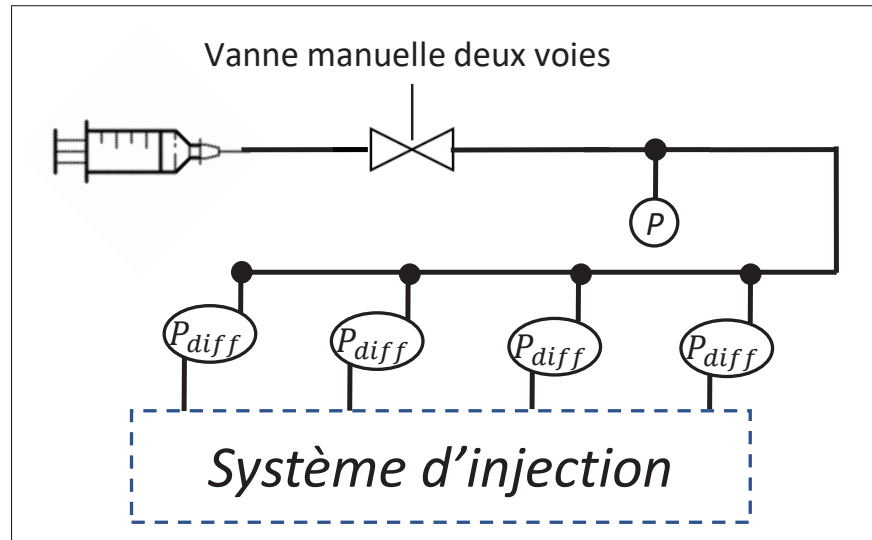


Figure 3.5 Représentation symbolique du circuit de mesure de pression différentielle, P_{diff} correspond aux capteurs différentiels, P pour le capteur absolu

L'autre problème rencontré est la mesure de la pression. Afin de garder la même sensibilité des capteurs précédents tout en augmentant la plage de mesure, des capteurs différentiels ont été sélectionnés. Contrairement aux précédents, ces capteurs sont munis de deux ports et donnent la différence de pression entre ces deux ports. Ce sont des capteurs du même fabricant, NXG, qui ont été choisis. Cela permet de ne pas modifier le système électronique en amont. Sur chacun des capteurs, un des ports est connecté comme précédemment à la sortie de l'électrovalve tandis que l'autre est connecté à un circuit fermé extérieur au circuit d'injection. Ce circuit se compose des 4 capteurs différentiels, d'un capteur absolu utilisé précédemment, d'une seringue et d'une valve manuelle 2 voies (voir figure 3.5). Le capteur absolu et les 4 capteurs différentiels ont été calibrés avec un manomètre de précision OmegaTM.

Pour réaliser cette calibration, un montage spécial a été réalisé. La première étape de calibration est de mettre chacun des ports au même niveau de pression. Pour cela, ces deux ports sont connectés ensemble avec une valve manuelle entre eux. La pression est injectée par une seringue. Le manomètre de précision est également connecté au port. Le montage est présenté

sur la figure 3.6. Les capteurs différentiels mesure la différence de pression entre ces deux ports. On note les pressions à chaque ports P_1 et P_2 . Comme expliqué auparavant, ces capteurs ont un comportement linéaire. On a donc la formule suivante pour la tension mesurée : $U = A.(P_2 - P_1) + B$. La première étape se fait avec la valve ouverte pour que $P_2 = P_1$ et ainsi $U = B$. On relève alors la pression au manomètre, notée P_{ref0} . On ferme la valve et on injecte de la pression graduellement à l'aide de la seringue, on relève ainsi P_{ref} et U . Avec les données obtenues, on peut trouver la régression linéaire telle que $U = A.(P_{ref} - P_{ref0}) + B$. Afin d'utiliser ces valeurs par la suite sur le logiciel LabVIEW et rester cohérent avec le formalisme adopté dans l'ancien projet, cette équation est modifiée comme ceci $P_2 = 1/c.(U - \gamma) + P_1$. Dans le montage P_1 est la valeur retournée par le capteur de pression absolue. La carte d'acquisition limite toujours la précision des capteurs à $\pm 1,77.10^{-3}$ kPa.

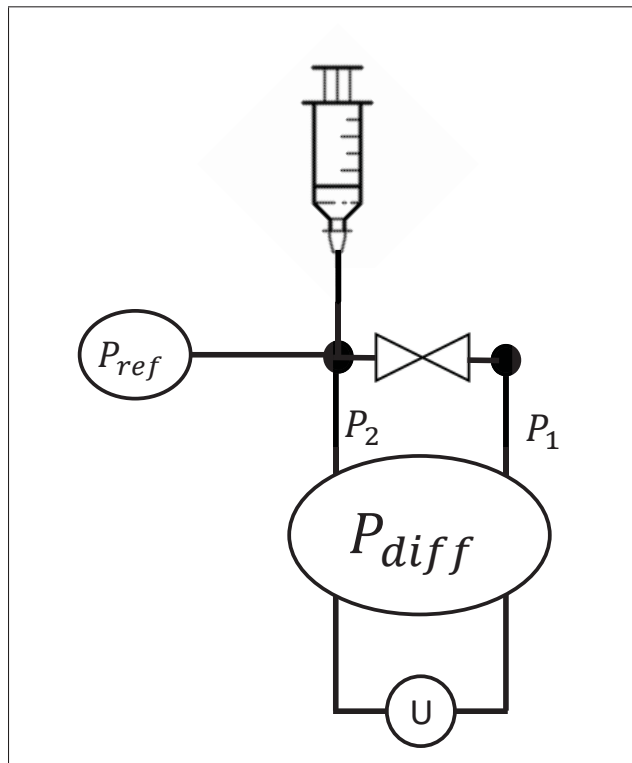


Figure 3.6 Montage pour la calibration des capteurs différentiels, ici on a
 $U = A.(P_2 - P_1) + B$

Enfin, la disposition des capteurs semblait poser problème quant à la distance par rapport à l'oreille. Une mesure a été effectuée avec l'ancien système pour vérifier si la longueur des tubes a une influence sur la mesure de pression. Pour cela, un ballon d'uréthane est gonflé entre deux capteurs de pression. Le premier étant situé à la sortie de l'électrovalve et le second juste à la sortie du ballon. La figure 3.7 montre le montage utilisé pour réaliser cette mesure. L'injection est effectuée avec diverses variations plus ou moins rapides.

3.2 Caractérisation des ballons médicaux

Le nouveau concept de bouchon sonde utilise des ballons médicaux pour appliquer des points de pression dans le conduit auditif. Afin d'avoir une mesure précise de la pression appliquée sur ce conduit, une caractérisation de ces bouchons est nécessaire. En effet, la pression interne des ballons est mesurée à l'aide des capteurs de pression reliés au conduit, mais cela ne correspond pas forcément à la pression réellement exercée sur la peau. Cette dernière est également influencée par le comportement mécanique du ballon, comme la tension exercée par la membrane. Cette partie présente une méthode permettant de modéliser le comportement mécanique de ce ballon pour permettre à terme d'exprimer le lien entre la pression mesurée à l'intérieur du ballon et celle réellement exercée sur le ballon. Cela se décompose en deux étapes. La première consistant en une calibration des paramètres mécaniques du ballon par optimisation. La deuxième étape utilisera ces paramètres pour mener une comparaison entre la mesure de la déformation du ballon en contact avec une paroi rigide et une simulation numérique. Pour réaliser ces étapes, une mesure optique de la déformation est réalisée lors de chacune des expériences.

Pour permettre une modélisation par éléments finis du gonflement des ballons médicaux, il est nécessaire de connaître les propriétés mécaniques des ballons d'uréthane utilisés. Ces ballons médicaux ont un comportement hyperélastique grâce à l'uréthane qui le compose. Ce comportement permet de larges déformations sans pour autant avoir de déformations plastiques. Pour mesurer la géométrie du ballon déformé, une caméra de smartphone (*Xiaomi Mi9T*) de 48 mégapixels est utilisée pour photographier le gonflement du ballon à différents stades de pression. L'injection et la mesure de pression sont réalisées à l'aide du système présenté plus

tôt. Ce système fournit deux informations ; la pression dans chacun des 4 conduits et le volume injecté dans le système. Les valves sont programmées pour autoriser l'injection dans un seul conduit à la fois. De plus, un système de sûreté permet de fermer automatiquement toutes les valves au-delà d'une certaine valeur de pression, permettant ainsi d'éviter d'endommager les ballons utilisés.

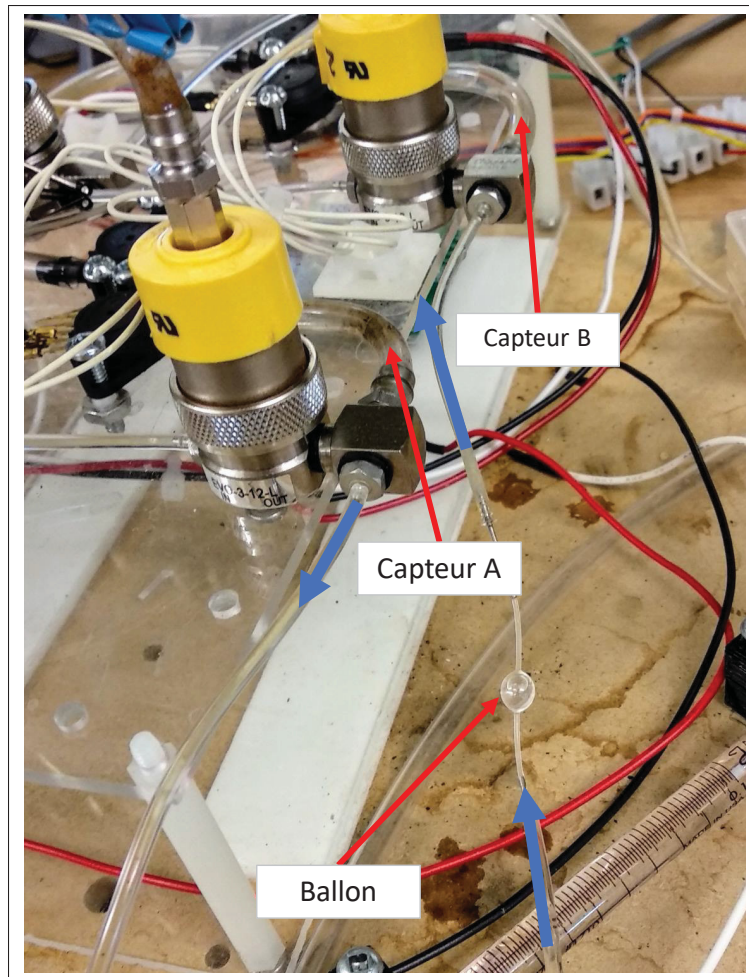


Figure 3.7 Montage permettant la comparaison entre les deux capteurs, les flèches bleues montrant le parcours du fluide

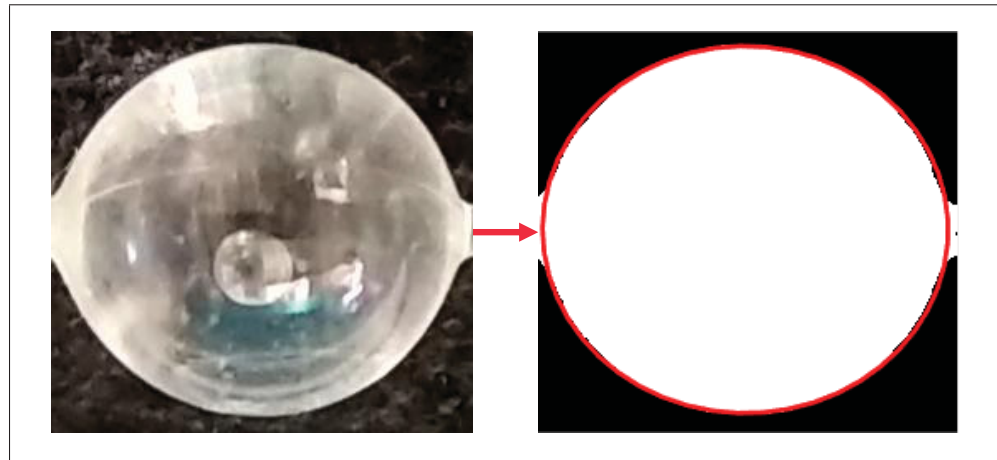


Figure 3.8 Binarisation d'une image de ballon d'uréthane puis extraction de l'ellipse (tracé rouge)

3.2.1 Mesure optique de la déformation à vide

La prise de mesure s'effectue avec un seul conduit d'injection. Le ballon est gonflé par incrément de pression puis une image de la déformation est prise. Lors de la prise d'image, un rectangle dont les dimensions ont été mesurées au pied à coulisse est également présent sur l'image permettant par la suite de convertir la mesure en pixel en mesure millimétrique. Ce rectangle est placé sur un plan horizontal similaire à celui du ballon, la mesure s'effectuant en deux dimensions. Une fois la série d'images prise, ces dernières sont traitées comme ceci :

1. Découpage de l'image en deux parties ; l'image du ballon d'un côté et l'image du rectangle de calibration de l'autre ;
2. Binarisation des deux images selon des seuils choisie au préalable. La binarisation permet de transformer une image en niveau de gris en binaire, c'est-à-dire que chaque pixel est soit noir, soit blanc en fonction d'un seuil. Cela permet d'extraire plus facilement les contours d'un objet sur une image ;
3. Amélioration de l'image et extraction des formes. La binarisation entraîne des petits artefacts formant des trous dans la zone de l'image correspondante au ballon. Ces trous sont remplis à l'aide de la fonction *imfill* intégrée dans le logiciel *Matlab*. Enfin, un algorithme

(intégré à la bibliothèque de traitement d'image de *Matlab*) extrait les propriétés géométriques des formes présentes dans les images. Cependant, des artefacts peuvent subsister lors de la binarisation. Quelques zones de pixels blancs très réduites peuvent apparaître dans le fond de l'image par exemple. Pour pallier ce problème, seul l'élément dont l'aire est la plus grande dans l'ensemble des formes comptabilisées est pris en compte (traitement présenté sur la figure 3.8). L'image du ballon nous fournit les propriétés géométriques de l'ellipse (aire, demi grand-axe, demi petit-axe, centre et rotation) formée par celui-ci ;

4. Conversion des valeurs mesurées en pixels en millimètre. La mesure du rectangle permet d'extraire un facteur de conversion d'un pixel en millimètre.

Le résultat obtenu comporte deux valeurs ; a le demi-grand axe et b le demi-petit axe. Ces valeurs permettent une comparaison avec les résultats d'une simulation numérique.

3.2.2 Modélisation numérique du ballon d'uréthane et calibration des paramètres mécaniques

Pour obtenir les paramètres mécaniques des ballons en uréthane, une modélisation par éléments finis est réalisée avec le logiciel *COMSOL Multiphysics* (Burlington, MA, États-Unis) avec les modules *Structural Mechanics (Non Linear Structural Materials)* et *LiveLink™ for MATLAB*. Les éléments utilisés sont des éléments 2D triangulaire d'ordre cubique. Ces éléments ont 3 degrés de liberté (translation selon \vec{y} et \vec{z} , rotation selon l'axe \vec{z}). Cette modélisation simule le gonflement du ballon sous une pression interne. Pour simplifier les calculs, ce modèle est en 2 dimensions et axisymétrique. Les conditions aux limites sont définies par le comportement observé lors du gonflement du ballon, c'est-à-dire la rigidité des tubes d'injections. Le modèle (présenté sur la figure 3.9) consiste donc en une demi-ellipse d'une épaisseur de 0.0254 mm (fournie par les données du constructeur) dont un des bords est en appui plan, ainsi seuls les déplacements suivants l'axe \vec{y} sont possibles. L'autre bord est quant à lui encastré. La pression est appliquée sur la surface interne de manière uniforme, la surface externe étant libre. La forme de l'ellipse initiale est définie à l'aide de la mesure de l'ellipse du ballon non déformé à pression ambiante.

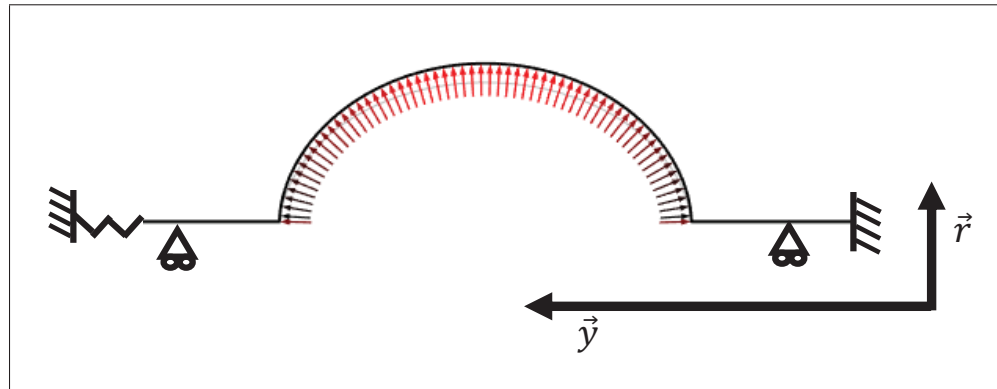


Figure 3.9 Modèle utilisé pour la simulation en éléments finis pour le gonflement à vide

On peut définir le comportement de ces ballons par la théorie hyperélastique. Cette théorie permet de décrire un comportement mécanique non-linéaire dans lequel le matériau peut subir de grandes déformations élastiques sans subir de déformation plastique. On observe par exemple ce comportement sur des matériaux tels que le caoutchouc, le latex et certains polymères. Il existe plusieurs modèles mathématiques permettant de mettre en équation ce comportement. Ces modèles sont définis à l'aide de plusieurs coefficients (Gil (2016)). Le modèle choisi pour notre étude est le modèle de Mooney-Rivlin qui permet de définir un matériau hyperélastique grâce à deux paramètres ; C_{10} et C_{01} . Cela permet de réduire l'optimisation à deux paramètres. De plus, après plusieurs essais avec d'autres modèles, comme celui de Neo-Hook, le modèle de Mooney-Rivlin a présenté les meilleurs résultats sur l'optimisation. Le modèle ainsi défini, pour un couple (C_{10}, C_{01}) et une pression interne P_i la simulation donne le déplacement de chacun des points du maillage. Le champ de déplacement ainsi obtenu est appelé $\mathbf{U}_{calc}^{P_i}$. Cependant, la mesure optique ne donne accès qu'aux paramètres géométriques de l'ellipse et non au déplacement de chacun des points de celle-ci. C'est pourquoi la comparaison est faite en calculant la somme des valeurs absolues des différences des demi-grands axes et demi-petits axes. Pour obtenir les paramètres de l'ellipse calculée, il est nécessaire d'approximer le nuage de points obtenu par une ellipse. Pour cela la fonction *fit ellipse* proposée par Gal (2020) sur *Matlab* permet de construire une ellipse à partir d'un ensemble de points, au sens des moindres

carrés. Les paramètres matériaux sont ensuite ajustés afin de minimiser la différence de surface entre la mesure et le modèle. La fonction coût de l'optimisation est donc la suivante :

$$\begin{aligned} \text{cout : } \min_{(C_{10}, C_{01})} \text{err} &= |a_{mes} - a_{calc}| + |b_{mes} - b_{calc}| \\ \text{avec } C_{10}, C_{01} &> 0 \end{aligned} \quad (3.1)$$

La fonction *fmincon* est utilisée pour réaliser l'optimisation. Cette dernière utilise la méthode du point-intérieur pour trouver la solution à ce problème. Si le modèle est représentatif de la réalité, l'optimisation converge vers un couple de paramètres mécanique. Cette optimisation est réalisée pour quelques valeurs de pressions. Les couples de paramètres obtenus sont également évalués sur des pressions différentes de la pression d'optimisation. Cela permet de quantifier la qualité du modèle sur la plage de pression qui est utilisée pour l'expérience (entre 0 et 50 kPa).

Le module LiveLink de Comsol permet d'effectuer le lien entre la simulation et le programme Matlab, et ainsi automatiser cette optimisation en lançant les boucles de calculs directement depuis Matlab. La figure 3.10 résume le processus mis en place pour réaliser cette optimisation.

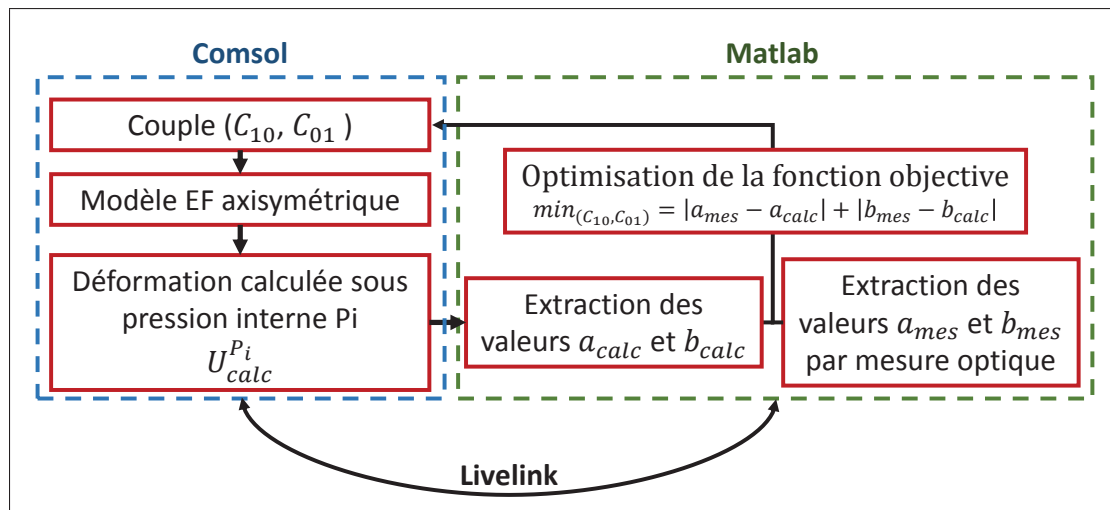


Figure 3.10 Processus mis en place pour l'optimisation des paramètres mécaniques avec l'utilisation couplée des logiciels Comsol et Matlab

3.2.3 Mesure optique de la déformation sous contact

Pour capter la déformation du ballon causée par le contact avec les parois d'un tube, le procédé utilisé pour la calibration est adapté. Pour cela, en plus du dispositif existant, un tube semi-transparent imprimé en 3D à l'aide de l'imprimant Form 2 est utilisé. Le diamètre de ce tube est équivalent au diamètre du ballon à vide c'est-à-dire 5mm. Afin de bien discerner la forme du ballon à travers le tube, l'eau utilisée dans le circuit est teintée en noir à l'aide d'une combinaison de colorant alimentaire. Lors du contact entre le ballon et le tube, on observe une zone plus foncée. Cela s'explique par l'interface eau/ballon/tube qui modifie les indices de réfractions de la lumière. La photographie figure 3.11 montre un exemple où l'on peut voir l'apparition d'une zone plus foncée au centre.

Pour chaque photographie, une mire rectangulaire est placée afin de réaliser la conversion entre la mesure en pixels et la mesure en mètre. Cette mire est placée dans le même plan que le ballon afin d'avoir la meilleure précision. De plus, cette mire et le ballon sont placés au centre de l'objectif afin de réduire les éventuels effets de distorsion causés par la lentille de l'appareil. Lors de cette étape, la largeur de la zone foncée est extraite. On suppose que cette largeur correspond à la largeur de la zone de contact. Cette longueur est mesurée directement en pixel sans réaliser de binarisation comme précédemment. En effet, le contraste de la zone plus foncée n'est pas assez important pour permettre de dissocier la zone de contact. Ainsi la longueur est mesurée à la main sur chaque photographie. L'expérience est réalisée à plusieurs pressions comprises entre 0 et 50 *kPa* par gonflement et dégonflement.

3.2.4 Modélisation du contact avec une paroi rigide

Après avoir calibré les paramètres mécaniques du ballon comme expliqué dans la section 3.2.2, ces derniers sont inclus dans une nouvelle simulation qui prend en compte un contact entre le ballon et les parois d'un tube rigide. Le ballon est simulé comme précédemment (modèle présenté figure 3.9) avec la mise en place d'une paroi rigide simulant l'intérieur d'un tube.

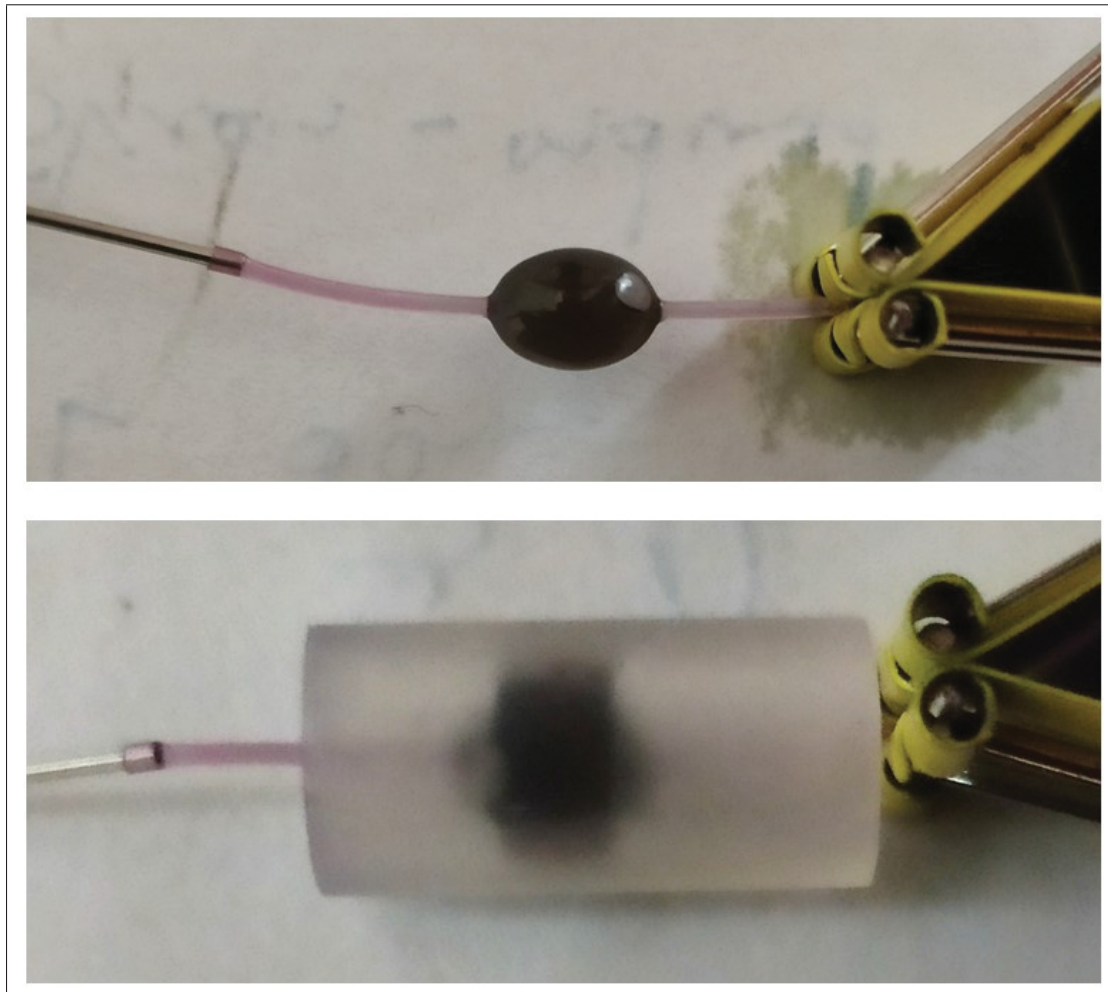


Figure 3.11 Photographie du ballon seul (en haut) et du contact entre le ballon et le tube (en bas) avec l'apparition d'une zone plus foncée indiquant la zone de contact

Ainsi, en plus de la physique implémentée précédemment (condition d'appui plan, encastrement, modèle hyperélastique), la physique d'un contact est introduite. Ce contact est modélisé à l'aide de plusieurs paramètres dont le coefficient de frottement. Ce coefficient étant inconnu, plusieurs simulations sont menées afin de quantifier l'impact de celui-ci sur les résultats obtenus. La distance initiale avant gonflement entre le ballon et la paroi rigide est fixée par rapport au diamètre interne du tube utilisé lors de la mesure optique. La simulation est lancée pour différentes valeurs de pression interne identiques à celles mesurées lors de la mesure optique. La donnée extraite de cette simulation pour permettre la comparaison est la longueur de paroi

ou le ballon est en contact. De plus, le profil de contact est aussi calculé afin d'en extraire les pressions moyennes et maximales au niveau du contact. Ces derniers résultats permettent d'estimer le lien entre la pression interne et la pression exercée par le bouchon au niveau du contact. De la même manière que précédemment, une étude de la convergence a été réalisée avec un résultat similaire que celui obtenu pour la simulation sans contact.

3.2.5 Estimation des sources d'erreurs

Afin de savoir à quel point le modèle construit est valable, il est nécessaire d'identifier les différentes sources d'erreurs qui peuvent au cours des différents processus. On peut séparer ces processus en deux parties ; la partie numérique et la partie expérimentale.

3.2.5.1 Erreur lors de la mesure expérimentale

On peut lister plusieurs sources d'erreur lors de la mesure expérimentale. Tout d'abord, la photographie donne une information spatiale limitée au nombre de pixels de l'image. La caméra utilisée permet d'enregistrer une image composée de 48 mégapixels ce qui réduit grandement ce phénomène. L'autre problème d'une telle caméra est la distorsion causée par la lentille. Cependant, cette distorsion est très faible au niveau du centre de la lentille. C'est pourquoi la zone d'intérêt lors de l'expérience est au centre de la photographie. Il est possible de mesurer cette distorsion à l'aide de la prise d'image d'un quadrillage sous plusieurs angles. Cela permet après traitement de connaître la distorsion et de la corriger numériquement. Pour la caméra utilisée lors de l'expérience, les paramètres ont été mesurés à l'aide du module *Camera Calibrator* de Matlab. De plus, la figure 3.12 montre l'image d'origine et cette même image dont la distorsion est corrigée. La différence entre les deux clichés est faible, la modification étant surtout présente sur les bords de l'image. Cela peut s'expliquer par le traitement interne du smartphone qui corrige cette distorsion. La calibration décrite précédemment a également été menée avec des images brutes et des images corrigées. Aucune différence n'a été notée entre les deux calibrations, la distorsion étant présente sur les bords de l'image. On peut donc négliger l'erreur causée par la distorsion de la caméra.

Une autre source d'erreur provient de la conversion de la mesure en pixel à la mesure en millimètre. Pour rappel, une mire est utilisée pour réaliser cette conversion. Cette dernière est mesurée à l'aide d'un pied à coulisse numérique de la marque *Mastercraft* de 150 mm. Ce pied à coulisse possède une résolution de 0,01 mm. L'incertitude liée à la lecture, celle-ci étant numérique est donc également de 0,01 mm. La précision est quant à elle de 0,03 mm selon le fabricant. La longueur de la mire a été mesurée à 24,02 mm de moyenne (écart-type de 0,008 mm) sur un ensemble de 10 mesures afin d'en vérifier la répétabilité. De même le diamètre du tube a été mesuré à 5,2 mm. Pour la mesure de pression, les capteurs de pression possèdent selon le fabricant une précision de $\pm 1,25$ kPa sur la plage de pression de mesure, à cause entre autres de l'influence de la température sur la mesure ou d'une déviation par rapport à la linéarité du capteur (selon les données de la fiche technique des capteurs).

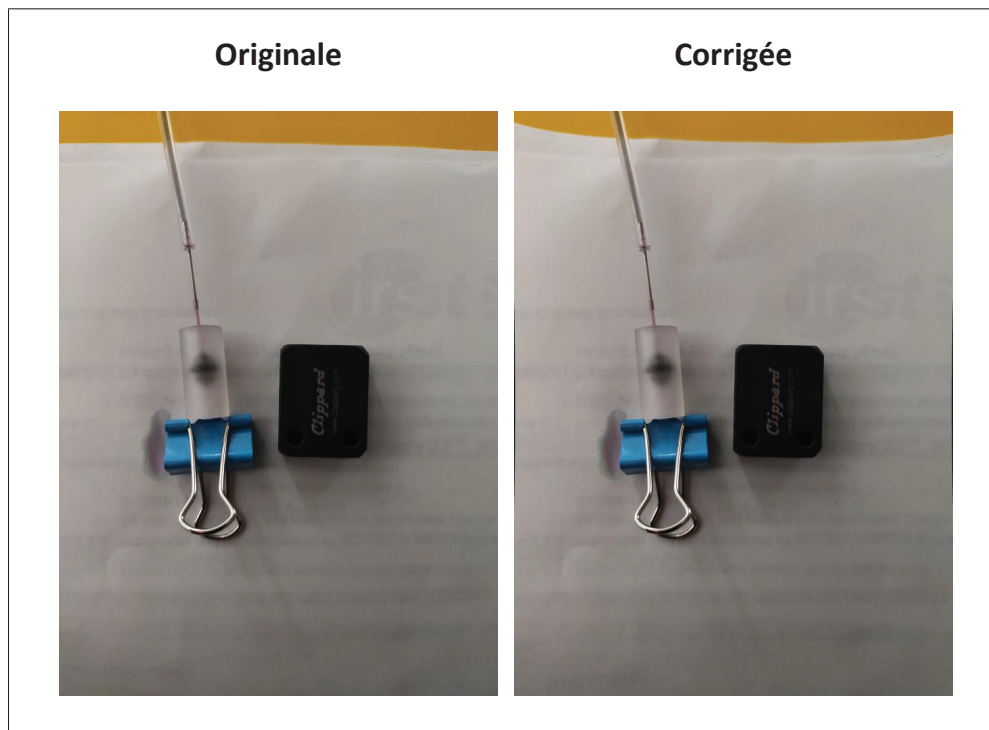


Figure 3.12 Comparaison de la même avec une correction de la distorsion. L'effet de la correction est visible au bord de l'image corrigée

Enfin, il existe également d'autres sources d'erreur moins importantes. Tout d'abord la mesure s'effectue à l'aide d'une seule image à l'inverse d'une mesure en stéréo à l'aide de plusieurs points de vue. On a donc uniquement une mesure en deux dimensions qui limite la précision de la mesure. L'appareil est supposé être positionné parallèlement au plan d'étude (c'est-à-dire le plan comprenant la mire et le ballon), de même que la mire est placée à la même hauteur que le plan médian du ballon. Cependant, ce positionnement n'est pas mesuré précisément et des erreurs peuvent alors survenir. On suppose néanmoins leur apport faible en comparaison à l'erreur apportée par la précision de mesure de la mire et des capteurs de pression. Une autre source d'erreur peut intervenir lors de la binarisation de l'image. Pour éviter au maximum l'apparition d'erreur lors de cette phase, plusieurs points ont été travaillés. Tout d'abord l'éclairage lors de la prise de cliché était double afin d'éliminer les ombres présentes et augmenter le contraste entre l'ensemble mire/ballon et le fond de l'image. De plus, comme expliqués précédemment, un colorant alimentaire noir ainsi qu'une mire noire ont été utilisés pour augmenter une nouvelle fois le contraste. Ce contraste augmenté permet lors de la binarisation de séparer facilement la mire ou le ballon du fond de l'image.

3.2.5.2 Erreur de la simulation

La simulation numérique possède également des sources d'erreur diverses. Plusieurs auteurs dans la littérature (Oberkampf & Roy (2010), Gendre *et al.*, Parret-Fréaud) traitent de ce sujet. Pour les éléments finis, ils existent plusieurs types d'erreurs. Le problème de convergence a déjà été traité auparavant et les deux modèles construits convergent vers la même solution. La première erreur est celle d'arrondi qui correspond au nombre de digits utilisé pour stocker un réel, cependant cette erreur est négligeable avec la puissance des machines actuelles. L'erreur de discrétisation elle provient du principe même de la simulation par éléments finis. En effet, ces simulations consistent au découpage d'un milieu continu en un milieu discret. Cette erreur peut être mesurée par deux approches ; une mesure à priori et une mesure a posteriori. La mesure à priori borne l'erreur de discrétisation avant que le calcul ne soit lancé, Oberkampf & Roy (2010) explique cependant que ce type d'approche est peu utilisée, notamment

car l'erreur mesurée est souvent largement surestimée. La méthode a posteriori utilise quant à elle les données du calcul. Le logiciel Comsol fournit des estimateurs d'erreur qui utilisent cette méthode. L'erreur maximale mesurée lors des simulations est de l'ordre de 10^{-18} m au niveau du déplacement selon les deux axes r et y . Cette erreur est localisée au niveau de la jonction entre l'ellipse et les tubes. Cette erreur est largement négligeable par rapport aux autres sources d'erreurs.

L'erreur de modélisation est la source la plus importante d'erreur possible. Cette erreur provient du décalage entre la réalité et les hypothèses et les simplifications utilisées pour la simulation. Plusieurs hypothèses ont été prises lors de la construction du modèle comme l'axisymétrie, les conditions limites, le modèle hyperélastique ou encore le type de contact. Cette erreur est difficile à mesurer compte tenu de la spécificité de chaque modèle. Pour estimer l'impact de cette erreur, on peut faire varier les paramètres utilisés pour la simulation. Cette variation permet d'estimer la sensibilité du modèle par rapport à ses paramètres. Dans le cas du modèle présenté ici, cela correspond à étudier l'influence des paramètres mécaniques (constante hyperélastique, conditions limites) et géométriques (géométrie initiale du ballon, épaisseur du ballon).

CHAPITRE 4

RÉSULTATS ET DISCUSSION

Les résultats de la méthode de caractérisation des ballons médicaux sont présentés ici, avec d'abord les résultats de la calibration puis la comparaison entre le modèle de contact et l'expérience. L'effet des erreurs sur ces résultats y est également présenté. Le lien entre la pression de contact et la pression interne des ballons est explicité dans une troisième partie. Enfin la dernière partie de ce chapitre analyse les résultats obtenus et amène une discussion.

4.1 Mesure de l'influence des tubes d'injection

Cette partie présente les résultats obtenus pour la mesure de l'influence des tubes d'injection sur la mesure de pression réalisé à l'aide du montage 3.7.

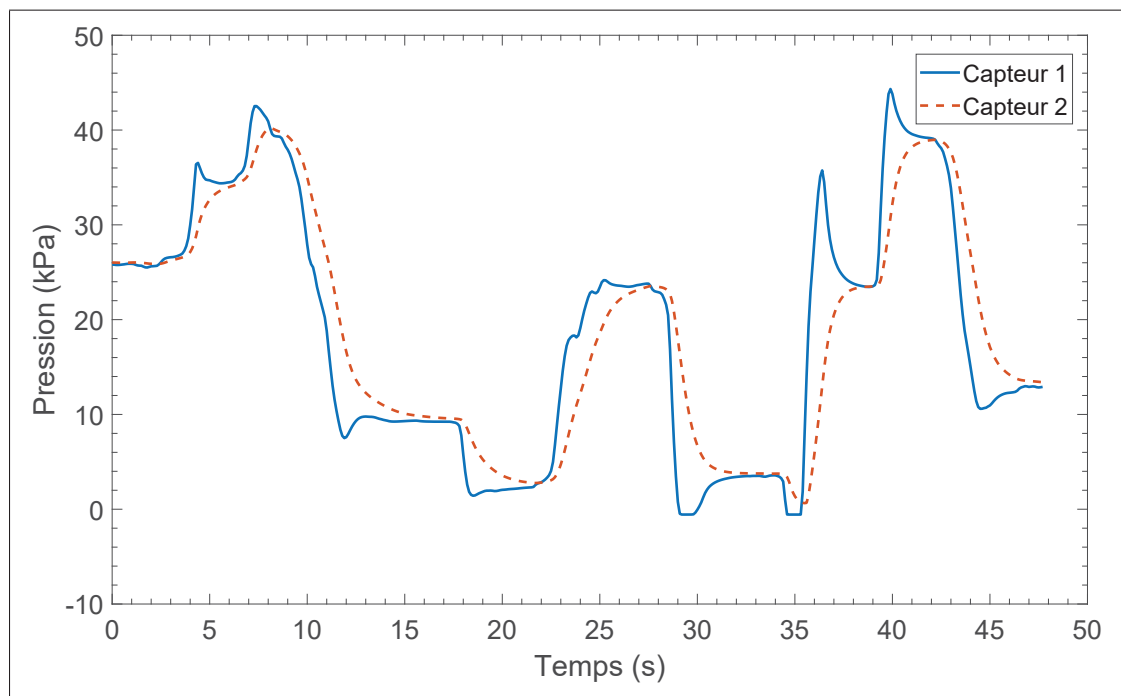


Figure 4.1 Comparaison d'évolution de la pression entre deux capteurs, le capteur 1 étant placé en amont du ballon et le capteur 2 placé en aval

On remarque un décalage temporel, un délai ou "lag" entre les deux capteurs situés entre 0,6 et 0,8 seconde. De plus les variations brusques sont lissées à la sortie du ballon. Cependant, en régime permanent les pressions mesurées expérimentalement sont égales. Pour l'explication du délai, De Saint Victor *et al.* (1981) expliquent que pour les fluides newtoniens, dans un cas similaire à celui mesuré ici, le facteur impactant ce délai est R^2/ν avec R le rayon interne du conduit et ν la viscosité cinématique du fluide.

Dans le cas présent nous avons $R = 0,79375$ mm et $\nu = 1,001.10^{-6}$ (valeur pour de l'eau à 20°C), ce qui nous donne un facteur d'environ 0,6216 s similaire au délai observé lors de l'expérimentation. On peut donc voir que la longueur n'a pas d'influence sur la mesure de pression, cependant un léger délai est présent. Ce délai peut être négligé, car la mesure de la sensibilité cutanée s'effectue par seuil jusqu'à une stabilisation à un palier et donc on peut supposer le fluide en régime permanent à ce palier. De plus l'injection se fait à une vitesse bien moindre que lors de la mesure de ce lag, ce qui réduit la différence de pression mesurée. il n'est donc pas nécessaire de rapprocher les capteurs de pression du bouchon sonde et du conduit.

4.2 Résultat de la calibration

Pour réaliser ce calcul, il est nécessaire d'avoir une solution qui converge, c'est-à-dire que les résultats obtenus se stabilisent avec l'augmentation du nombre d'éléments finis. Pour cela un maillage de N éléments est d'abord réalisé, puis la valeur de N est augmentée pour évaluer si la solution converge vers le même résultat et si celle-ci converge alors N est fixé. La figure 4.2 montre que la convergence vers une valeur stabilisée est rapide, c'est-à-dire vers 20 éléments. Ces éléments représentent le nombre de divisions sur l'ellipse. Pour les calculs, la valeur de 100 éléments est retenue, car cela permet de réaliser des calculs rapidement, ce qui est essentiel lors de l'optimisation qui effectue beaucoup d'itérations.

La calibration a été réalisée selon le processus d'optimisation décrit précédemment. Une série de 16 photographies a été réalisée pour des pressions allant de 10 à 40 kPa. Le modèle de Mooney-Rivlin a été choisi, car c'est le modèle à deux paramètres qui donne l'erreur la plus

basse. Une comparaison concernant le résultat d'une calibration à 15 kPa entre un modèle Néo Hookéen et un modèle de Mooney-Rivlin est présenté figure 4.3. L'erreur résultant de la calibration par le modèle de Néo Hook est de $1,23.10^{-4}$ m tandis qu'elle est de $3,43.10^{-6}$ m pour le modèle de Mooney-Rivlin.

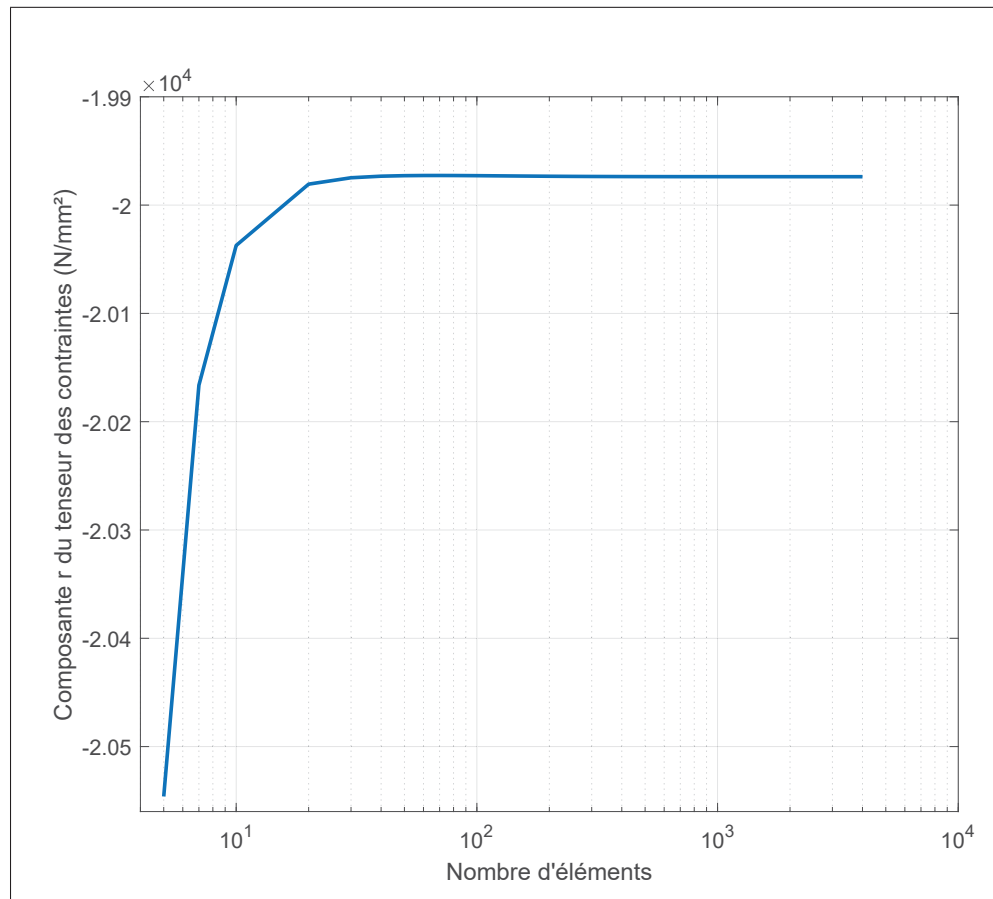


Figure 4.2 Convergence de la contrainte radiale sur le modèle à vide en fonction du nombre d'éléments

Pour chaque photographie, une optimisation a été réalisée pour contrôler la variation des paramètres mécaniques correspondant au modèle de Mooney-Rivlin. La figure 4.4 présente l'évolution des coefficients C_{10} et C_{01} en fonction de la pression. La valeur de C_{10} varie entre 11020 Pa à 17000 Pa avec une moyenne de 13320 Pa. La valeur de C_{01} quant à elle varie de 1,561 à 1,833 MPa avec une moyenne de 1,716 MPa. Il est également à noter que sur le modèle utilisé, une liaison ressort a été placée à la limite d'un des deux tubes. Lors de la calibration, la raideur

de ce ressort n'a pas eu d'influence et donc cette raideur a été fixée à 0 pour ne pas rigidifier l'ensemble du modèle.

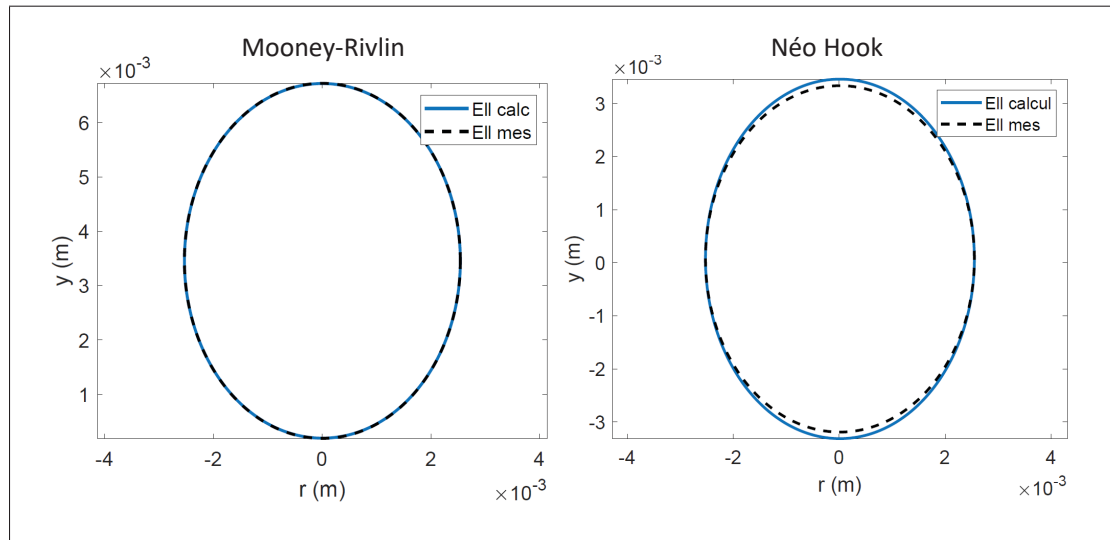


Figure 4.3 Comparaison entre deux modèles hyperélastiques pour une calibration à 15 kPa, le tracé bleu représente l'ellipse obtenue par le calcul et le tracé noir pointillé représente l'ellipse mesurée

En effectuant la calibration sur une plage de pression, on obtient autant de couples de paramètres que de pressions. Cependant, il faut restreindre ce choix à un seul choix de paramètre. Afin d'évaluer l'influence de ce choix, on mesure l'erreur obtenue avec ce couple de paramètres sur la plage de pression. Pour ce faire, un couple de paramètres est fixé et la pression varie de 10 à 40 kPa, les résultats sont ensuite comparés à la mesure optique. L'erreur calculée correspond à la fonction décrite par l'équation 3.1. La figure 4.5 présente les résultats obtenus pour une calibration à 25 kPa avec $C_{01} = 1,71.10^6$ Pa et $C_{10} = 1,46.10^4$ Pa. Les résultats pour des calibrations à 10 et 14 kPa sont aussi présentés. Il s'agit des deux pressions où la valeur de C_{01} est soit minimale, soit maximale. Ces pressions ont été choisies par rapport à C_{01} car c'est le paramètre qui influence le plus la réponse. L'erreur moyenne la plus basse est obtenue pour une calibration à 25 kPa, avec une valeur de 0,03255 mm et un maximum atteint à 0,05478 mm pour une pression de 10 kPa. Le couple (C_{10}, C_{01}) choisi pour le reste des mesures sera celui où l'erreur moyenne est la plus basse, c'est-à-dire avec $C_{10} = 1,46.10^4$ Pa et $C_{01} = 1,71.10^6$ Pa.

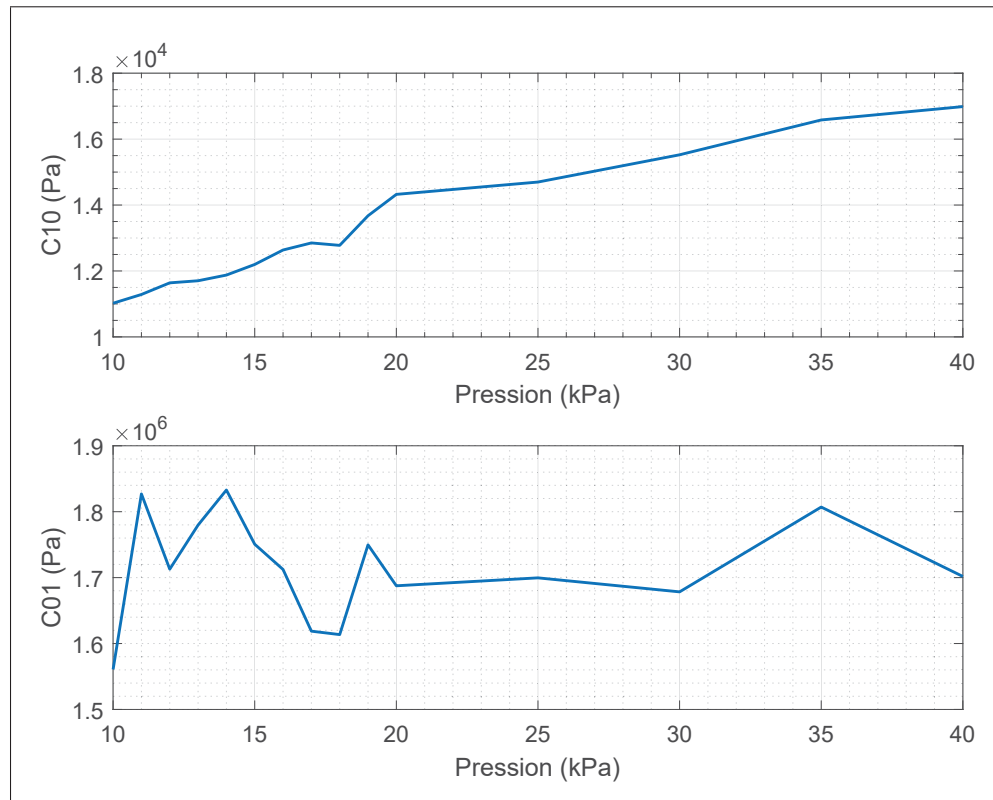


Figure 4.4 Variation des paramètres mécaniques C_{10} et C_{01} sur une plage de pression allant de 10 à 40 kPa

Il est intéressant de connaître la participation de chacun des demi-axes dans l'erreur totale. Pour les paramètres sélectionnés précédemment, la figure 4.6 présente la décomposition de l'erreur en deux ; l'erreur concernant le demi petit-axe a et l'erreur pour le demi grand-axe b . L'erreur est plus importante sur le demi-axe b (erreur moyenne de 0,0223 mm) que sur le demi-axe a (erreur moyenne de 0,01025 mm). La calibration a été répétée plusieurs fois pour donner des résultats similaires au niveau des valeurs des paramètres mécaniques.

4.3 Comparaison entre le modèle de contact et l'expérience

Les paramètres mécaniques du ballon obtenus par la calibration ont été utilisés comme entrées dans le modèle de contact du ballon gonflé à l'intérieur du tube creux. Le modèle ainsi construit donne accès à la pression de contact sur l'ensemble de la paroi du ballon.

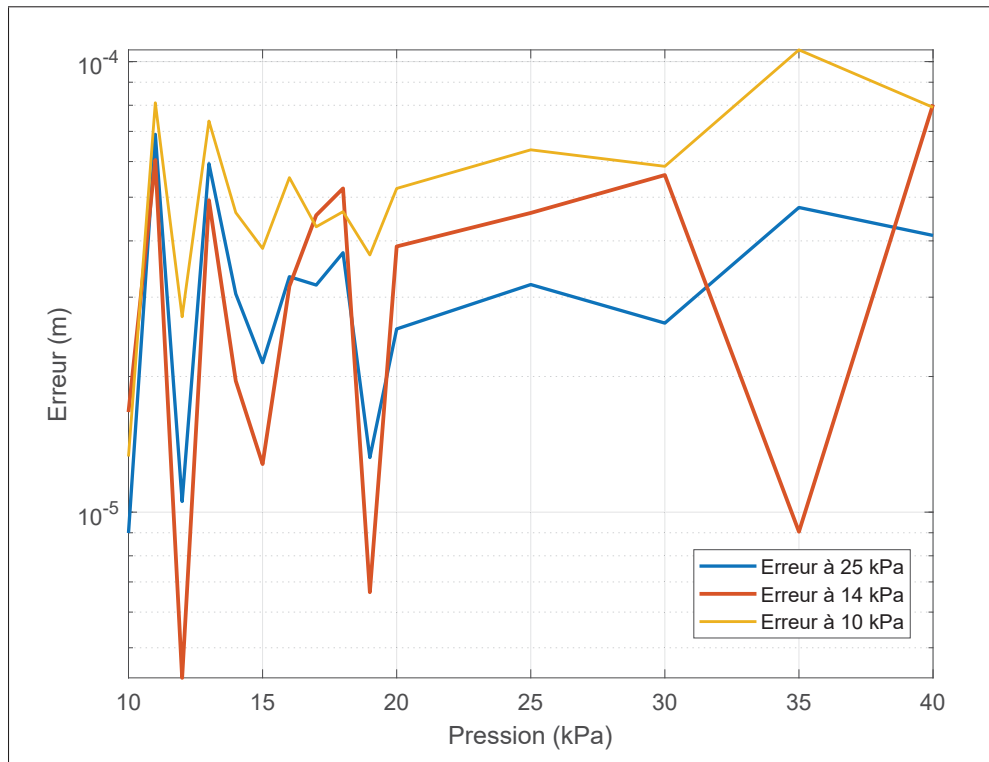


Figure 4.5 Erreur obtenue après calibration à 10, 20 et 14 kPa

La géométrie du ballon à vide est la même que celle utilisée pour la calibration, c'est-à-dire une ellipse de paramètre $a = 2,3415$ mm et $b = 3,28$ mm. La paroi rigide est à un rayon de $d = 2,6$ mm de l'axe de révolution du ballon après mesure du diamètre du tube de 5,2 mm. On suppose que l'axe de révolution du ballon et du tube sont confondus dès lors qu'il y a un contact, les forces s'équilibrant jusqu'à placer le ballon au centre du tube. Dans une première approche, le coefficient de friction est fixé à 0,5, une étude de sensibilité de ce paramètre est réalisée par la suite (voir figure 4.9). Les pressions internes sont les mêmes que celles mesurées lors de l'expérience pour un total de 8 pressions. La simulation est réalisée pour les valeurs suivantes : $P_i \in [17800; 21500; 27000; 32500; 32820; 33200; 45100; 45500]$ en Pa. La figure 4.7 présente les profils de pression de contact pour chacune des pressions internes. Cette pression est mesurée sur la paroi externe du ballon. Seuls les points où la pression de contact est positive non nulle sont tracés.

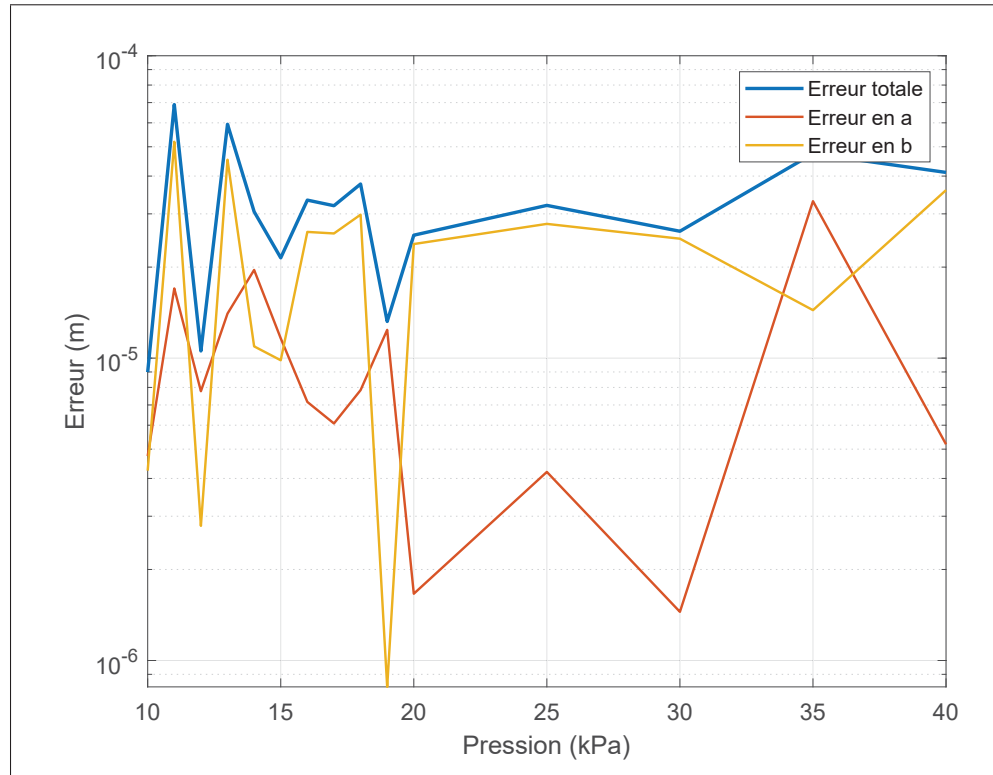


Figure 4.6 Erreur sur les deux demi-axes a et b de l'ellipse après une calibration à 20 kPa

À partir de ces données, la largeur de la zone de pression de contact a été extraite. Cette largeur est comparée avec celle mesurée optiquement. Pour rappel, la mesure s'effectue de la même manière que lors de la calibration avec l'utilisation d'une mire permettant la conversion de pixel en mm. La figure 4.8 présente le résultat de cette comparaison. L'erreur moyenne, c'est-à-dire la différence absolue entre les deux courbes, est de $5,0271 \cdot 10^{-5}$ m. Cette erreur est localisée aux basses et hautes valeurs de pressions, où l'on atteint $1,218 \cdot 10^{-4}$ m au maximum pour $p=45,1$ kPa. Si on calcule le ratio de cette erreur par rapport à la mesure optique c'est-à-dire $err_{ratio} = |l_{opt} - l_{cal}| / l_{opt}$, on obtient un ratio moyen de 2,56% et un ratio maximal de 6,68% pour $p=17,8$ kPa.

Pour pouvoir exploiter ces résultats, l'influence des incertitudes et des erreurs sur les résultats est quantifiée dans les figures suivantes.

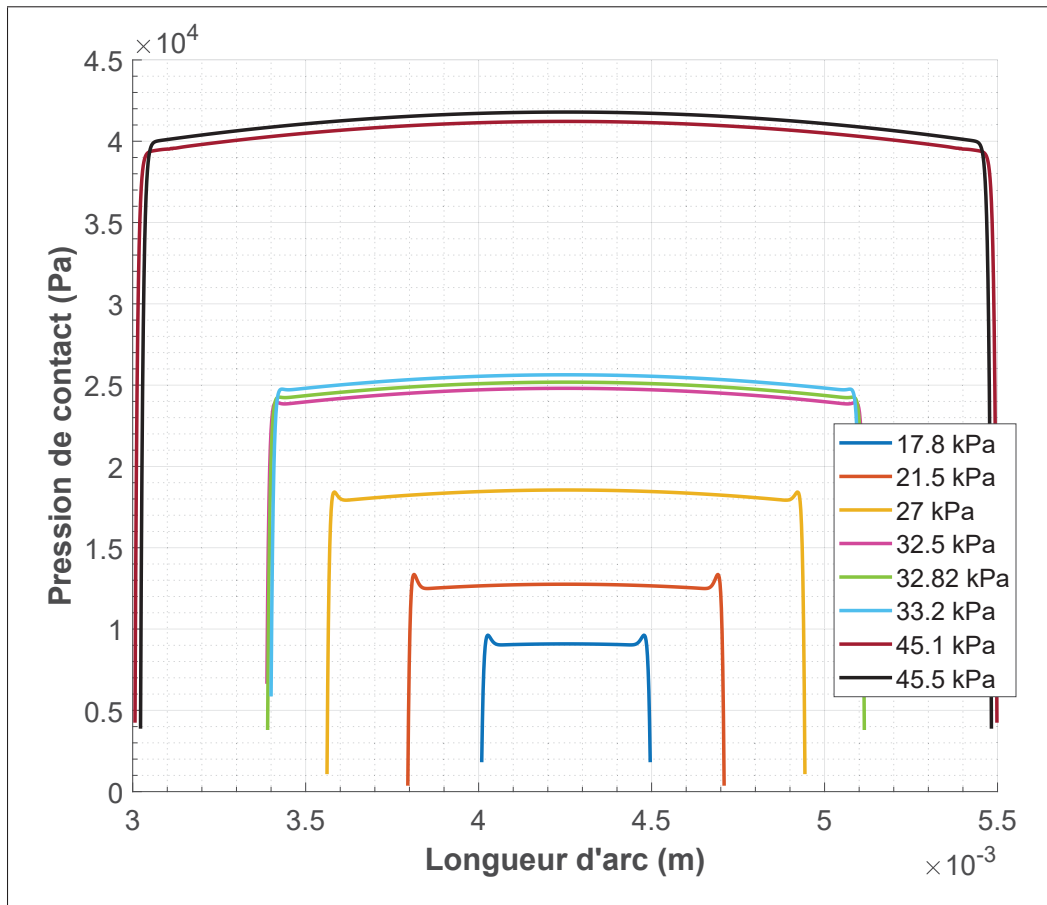


Figure 4.7 Profil de pression de contact pour différentes pressions interne

Afin d'évaluer la contribution du coefficient de friction dans les résultats, une simulation est réalisée pour une pression unique, mais en faisant varier le coefficient de friction sur sa plage de valeur comprise entre 0 et 1. La figure montre le résultat de cette simulation pour une pression de 12 kPa. L'influence du facteur de friction sur la largeur de la zone de contact reste très faible, de l'ordre de 1.10^{-5} m au maximum. Des écarts comparables ont été observés pour des pressions plus élevées.

L'erreur liée à la mesure de la pression interne des ballons intervient aux deux stades de l'expérience, la calibration et lors de la mesure du contact. La figure 4.10 montre l'impact de cette erreur sur la calibration des paramètres mécanique.

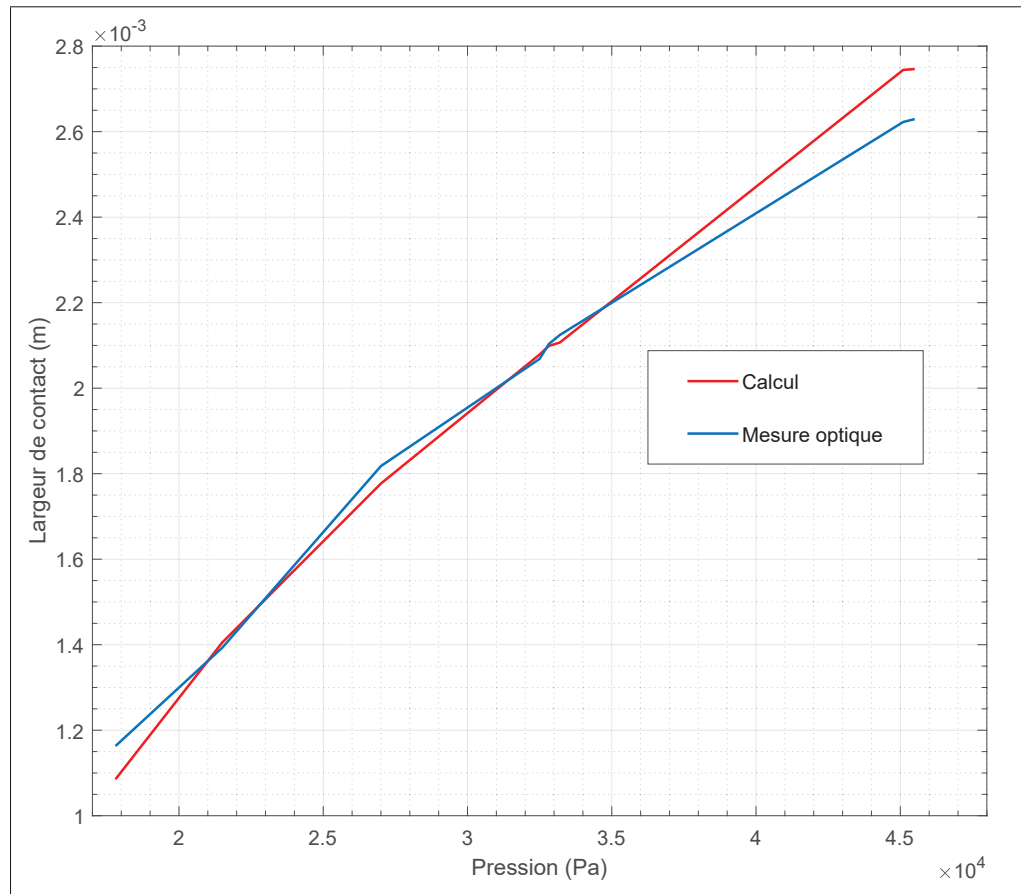


Figure 4.8 Comparaison de la largeur de la zone de contact entre la simulation et la mesure optique

Pour réaliser cette figure, la calibration a été réalisée sur le même set de données utilisé pour la figure 4.4, mais en ajoutant ou en retirant 1,25 kPa à chaque pression. Les valeurs de C_{10} varient très peu par rapport aux valeurs obtenues lors de la calibration initiale, d'autant plus que l'influence de ce facteur est très faible sur le modèle. La variation de C_{01} est distribuée de symétriquement autour de la calibration d'origine. Le couple de paramètres de référence choisis pour la simulation du contact provient des valeurs calibrées pour 25 kPa. Si on regarde l'évolution de ce couple face à cette erreur, la valeur de C_{01} pour cette pression passe de $1,71 \cdot 10^6$ Pa à $1,785 \cdot 10^6$ Pa pour une calibration à +1,25 kPa et $1,612 \cdot 10^6$ Pa pour une calibration à -1,25 kPa.

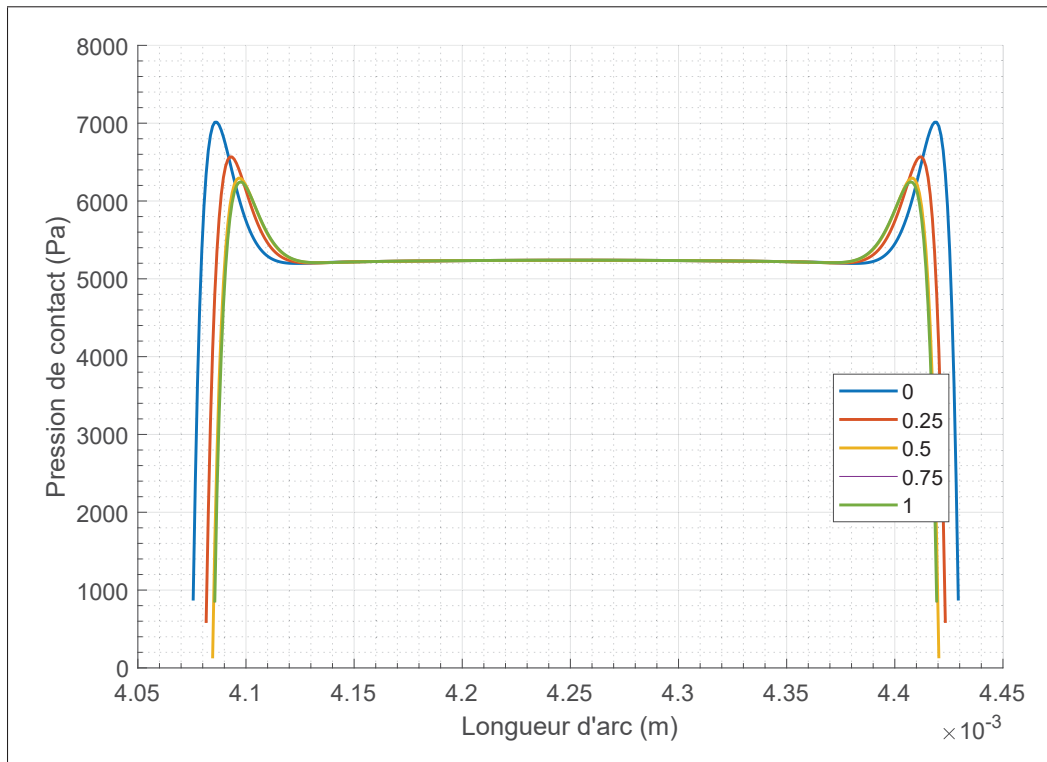


Figure 4.9 Profil de pression de contact pour différents coefficients de frottement

Ce changement de paramètre a été intégré à la simulation et la figure 4.11 présente le résultat. Les traits pointillés correspondent aux résultats obtenus en injectant les nouveaux couples de paramètres.

On peut également prendre en compte l'erreur possible lors de la mesure de la largeur de la bulle. En effet, la largeur de cette zone peut être sous ou surestimée compte tenu de la déformation optique causée par le tube utilisé. De plus, le tube n'est pas totalement transparent, ce qui provoque un effet de flou autour de la zone de contact. La mesure de la largeur en pixel est donc sujette à des erreurs, d'autant plus qu'elle se fait manuellement. Afin de quantifier cette erreur, la mesure de la largeur a été répétée une dizaine de fois et à différents endroits de la zone d'intérêt. Pour chaque image, on relève les valeurs minimales et maximales obtenues, ainsi que la valeur moyenne. La figure 4.12 montre l'écart qu'il y a entre la mesure optique et ces valeurs extrêmes.

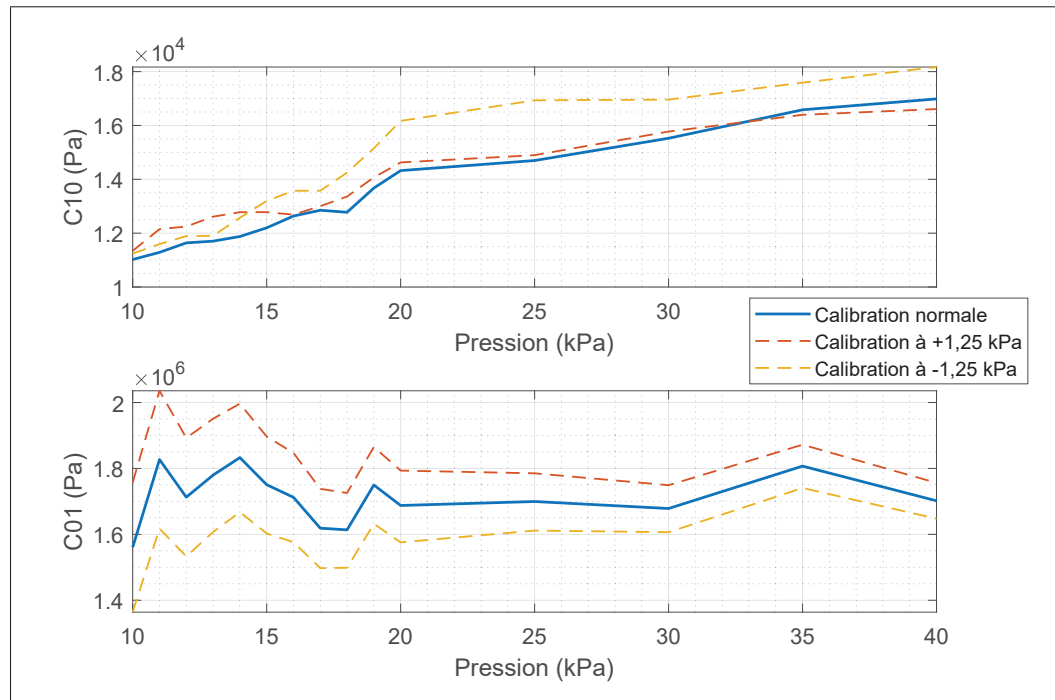


Figure 4.10 Variation des paramètres C_{10} et C_{01} pour des calibrations à $\pm 1,25$ kPa

4.4 Lien entre la pression interne et la pression de contact

L'objectif de base de ce modèle est de déterminer le lien entre la pression injectée dans le ballon et la pression de contact qu'il applique sur une paroi. Pour parvenir à cela, le modèle a été simulé sur une plage de pression allant de 10 à 40 kPa.

La force de contact totale sur la surface externe de l'ellipsoïde est calculée en sommant les forces nodales. Cette force correspond à la pression de contact intégrée sur la surface de contact. Pour revenir à une pression de contact, cette force est divisée par la surface de contact, la pression de contact étant nulle sur le reste de l'ellipse. Le résultat de ce calcul est tracé sur la figure 4.13. Une régression a permis de déduire un comportement très faiblement quadratique voir même linéaire ($1,7 \cdot 10^{-6} \ll 0,82$) de ce lien avec un coefficient de corrélation $R^2 = 1$. L'équation de cette courbe est visible sur le graphique. Cependant, cette fonction n'est valable que pour des pressions où le contact a lieu, c'est-à-dire au-delà de 10,4 kPa.

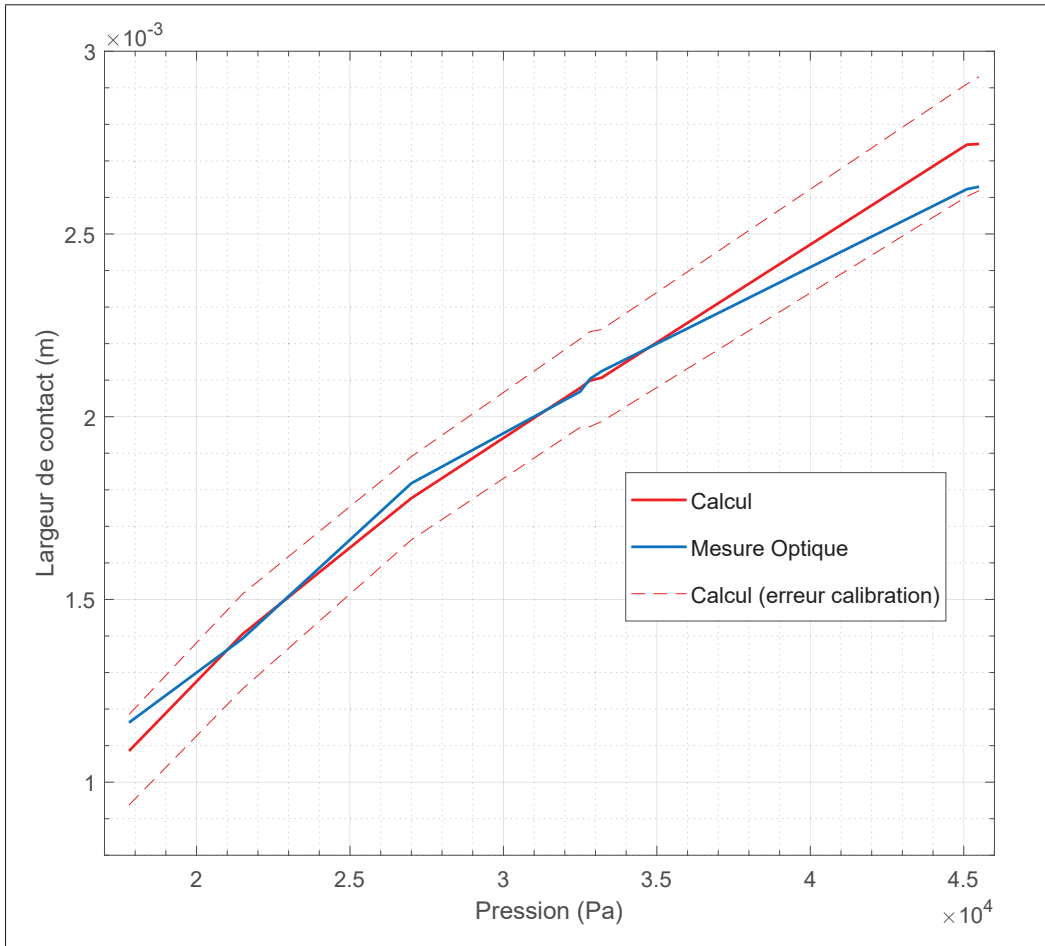


Figure 4.11 Comparaison de la largeur de la zone de contact entre la simulation et la mesure optique en prenant en compte l'erreur de calibration

4.5 Analyse des résultats et discussion

Pour rappel l'objectif de cette étude est de caractériser les ballons médicaux du bouchon sonde qui sera utilisé pour cartographier la sensibilité cutanée du conduit auditif. Des bouchons médicaux sont utilisés pour appliquer des points de pression sur le conduit et on cherche ici à comprendre le lien entre la pression de contact appliquée sur ce conduit et la pression interne du ballon. Le lien entre ces deux pressions a été déterminé comme une fonction faiblement quadratique, avec la pression injectée qui est toujours supérieure à la pression de contact.

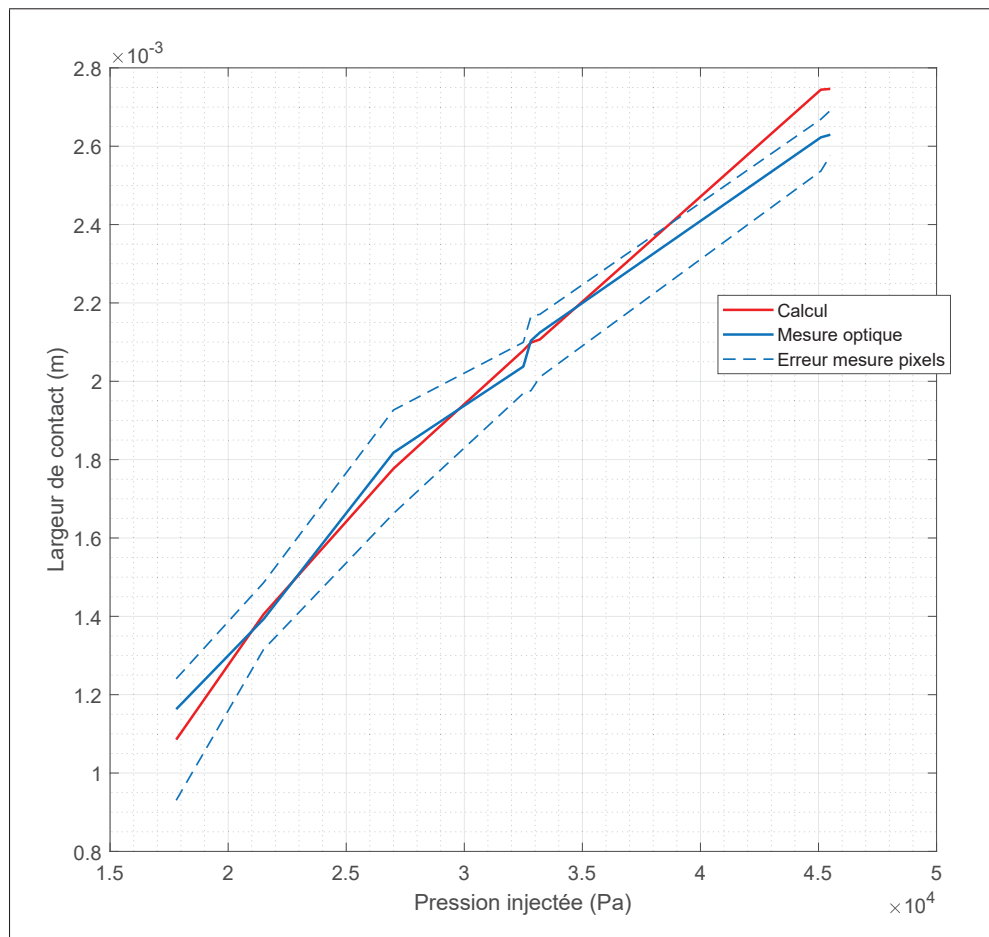


Figure 4.12 Comparaison de la largeur de la zone de contact entre la simulation et la mesure optique en prenant en compte l'erreur de mesure des pixels

Ce lien a été déterminé par une calibration des paramètres mécaniques et par la comparaison entre une mesure optique et un modèle simulant le contact avec une paroi rigide. La calibration montre que le modèle hyperélastique est cohérent pour décrire le comportement mécanique lors du gonflement du ballon. La comparaison du modèle de contact avec la mesure optique montre que le modèle est fiable, mais ce résultat est à nuancer avec les erreurs causées par la chaîne de mesure et la simulation.

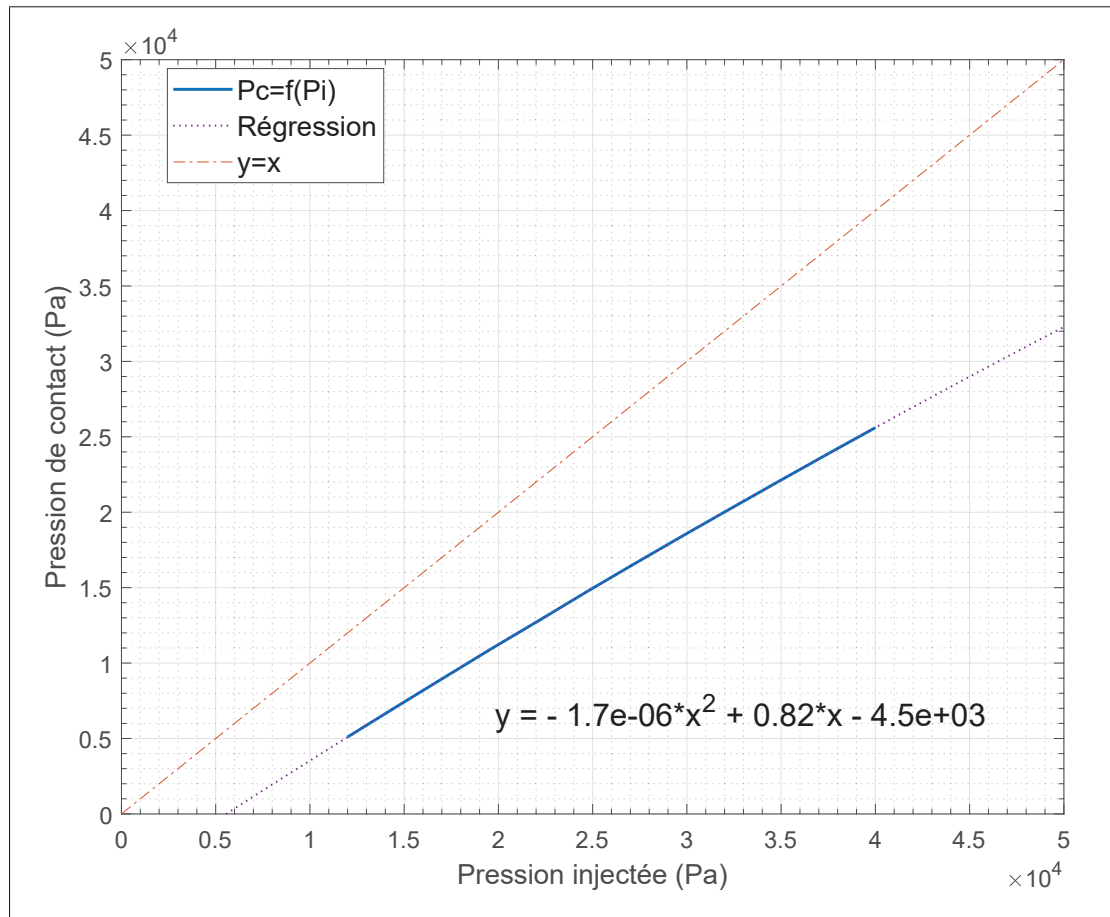


Figure 4.13 Lien entre pression injectée et pression de contact

4.5.1 Calibration du modèle

La calibration a permis de calculer les paramètres mécaniques des ballons médicaux selon un modèle hyperélastique. Le modèle de Mooney-Rivlin a été préféré à celui de Néo-Hook, car c'est celui qui minimise au mieux la fonction coût. Cette différence semble provenir de l'influence des paramètres mécaniques sur le demi-grand axe b , ce dont le modèle de Néo-Hook ne parvenait pas à réduire. La calibration est réalisée à une seule pression. Cependant cette calibration est répétée sur plusieurs pressions pour vérifier la variation des paramètres mécanique. La valeur de C_{10} augmente avec la pression de calibration tout en restant contenu dans une plage de 1.10^4 Pa. Cette variation n'a pas d'effet sur le modèle, ce dernier étant complètement influencé par la valeur de C_{01} . Cette dernière varie entre $1,6.10^6$ et $1,8.10^6$ Pa ce qui

reste une variation faible. Il n'y a pas de valeurs de référence pour les paramètres mécaniques dans la littérature, ceux-ci dépendant grandement du matériau utilisé. Par exemple, Selvadurai (2006) et Genovese *et al.* (2006) mesurent des valeurs de l'ordre du dixième de MPa pour une membrane en latex, mais Mansouri *et al.* (2017) mesurent quant à eux $C_{10} = 0,200912$ MPa et $C_{01} = 0,004235$ MPa pour une membrane en silicone. L'étude de la variation de la fonction coût sur plusieurs pressions après une calibration à une pression unique permet de connaître l'erreur de cette calibration sur la plage de mesure. Pour les paramètres choisis pour le reste de l'expérience, l'erreur moyenne est de 0,03255 mm, ce qui se situe dans l'ordre de grandeur de l'erreur liée à la mesure de la mire qui est de 0,03 mm. Cette erreur est située surtout au niveau de la mesure du demi-grand axe b . Cette erreur peut provenir de l'étape de mesure optique. En effet, dans un premier temps, l'image des ballons comprenait une partie du tube, mais cela perturbait l'analyse de la forme. Pour résoudre cela, l'image a été réduite et coupée en excluant une partie de la jonction tube/ballon, ce qui peut entraîner une incertitude lors de la mesure.

4.5.2 Prise en compte du contact

La comparaison de la géométrie du ballon déformé montre une bonne concordance entre le modèle et l'expérience. Le profil de contact est très légèrement parabolique, la pression la plus importante se situe au milieu du profil. Cependant la différence entre les valeurs juste avant la fin du contact et la pression maximale reste très faible, par exemple pour la pression d'injection maximale $P_i = 45,5$ kPa, on obtient une différence de 0,2 kPa. Pour des pressions inférieures, cette différence est moindre. On peut donc considérer que la pression de contact reste uniforme le long de la zone de contact. On peut observer des pics sur les figures 4.7 et 4.9. Ceci témoigne d'une discontinuité causée par la division de l'ellipse en une multitude d'éléments finis.

Ce résultat est à nuancer avec les erreurs présentes sur la chaîne de mesure. Tout d'abord, les capteurs de pression possèdent une plage d'erreur importante (2,5% sur la plage de mesure de 50 kPa). Cette erreur est présente lors de la comparaison entre le calcul et l'expérience, mais également lors de la calibration. Une variation maximale de $0,1 \cdot 10^6$ Pa sur la valeur de C_{01} si on prend cette erreur en compte, ce qui reste faible. La figure 4.11 présente l'impact

de cette variation sur la comparaison finale. La méthode utilisée n'est cependant pas la plus rigoureuse, car rien n'indique que l'incertitude se propage de cette manière dans le modèle. Pour évaluer complètement la propagation de cette erreur lors du passage dans la simulation, la méthode de Monte-Carlo aurait pu être utilisée. Cette dernière consiste à injecter dans le modèle de contact un couple de paramètres mécaniques choisis de manière aléatoire provenant d'une distribution normale construite sur les résultats de la variation observée en prenant en compte l'erreur du capteur de pression. On injecte ainsi un grand nombre de fois ces couples de paramètres aléatoires et l'on étudie la variation obtenue à la sortie du calcul. Normalement au bout d'un certain nombre de répétitions, la moyenne et l'écart-type des résultats se stabilisent et l'on obtient alors une incertitude sur le résultat. L'incertitude présentée sur la figure 4.11 est donc surestimée. La méthode de Monte-Carlo n'a pu être appliquée au modèle, car le temps requis et le nombre de répétitions de calcul (pouvant aller de plusieurs milliers à plusieurs millions) sont trop chronophages (la durée et le traitement prennent environ 5 minutes pour chaque simulation),

De plus, la mesure optique du contact est sujette à davantage d'erreurs que lors de la calibration. Tout d'abord, la mesure de la largeur est faite manuellement. De plus la matière du tube n'étant pas totalement transparente, une zone floue apparaît et ne permet pas de distinguer très nettement la zone de contact. Ces deux facteurs entraînent alors une zone de "doute" lors de la mesure, ce que représente la figure 4.12. Le matériau du tube peut causer une déformation optique comme une réfraction de la lumière. Enfin, rien ne garantit le parallélisme entre l'appareil photographique et la zone d'intérêt et ce dernier n'a pas été mesuré.

On peut cependant juger ce modèle fiable dans la plage de pression de l'étude. Il ne prend en compte pour l'instant que le contact d'un ballon avec un seul tube. C'est une bonne base pour la construction d'un modèle plus complexe simulant le comportement du bouchon sonde construite, c'est-à-dire en prenant en compte l'interaction entre un bouchon prémoulé, un ballon et un conduit auditif.

4.5.3 Lien entre la pression injectée et la pression de contact

Une fonction quadratique a été trouvée pour lier la pression injectée dans le ballon et la pression de contact. On constate que la pression de contact est toujours inférieure à la pression mesurée, ce qui va dans le sens des suppositions de Paris (2018). La tension exercée par la membrane semble être en cause dans ce résultat. Cependant ce résultat se base uniquement sur un calcul et il n'a pu être vérifié expérimentalement. Des méthodes de mesures seraient envisageables pour vérifier ce modèle, comme l'utilisation de sonde Fiso décrite dans la section 1.2.1.

Les résultats obtenus dans cette section ont permis de déterminer numériquement la pression de contact exercée sur un conduit rigide à partir de la pression interne. Cela a été possible par l'utilisation d'un modèle par éléments finis combiné à une mesure optique. La calibration des paramètres mécaniques par optimisation donne de bons résultats et le modèle hyperélastique est adapté pour modéliser les ballons médicaux. De plus la simulation de contact a été validée à l'aide d'une comparaison avec une mesure optique. Cette modélisation est une bonne base pour de futurs modèles plus complexes.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

5.1 Conclusion

La revue de littérature a révélé que la pression mécanique exercée par les protections intra-auriculaires est un facteur déterminant pour le confort de celles-ci. La sensation de cet inconfort est liée à la sensibilité cutanée du conduit, qui n'est pour l'instant pas connu précisément. C'est pourquoi l'objectif initial de ce projet était de cartographier la sensibilité cutanée du conduit auditif humain. Un dispositif expérimental existant a été amélioré. De plus un nouveau bouchon sonde a été conçu pour appliquer des points de pression sur le canal externe de l'oreille. Ce dernier utilise des ballons médicaux qui ont été caractérisés à l'aide d'une méthode indirecte basée sur une simulation numérique et une mesure optique. Cela a permis d'estimer numériquement le lien entre la pression injectée dans le ballon et la pression de contact, ce qui donne une meilleure compréhension des ballons composant le nouveau concept de bouchon sonde.

L'objectif initial qui était de mesurer et cartographier la sensibilité cutanée de conduit auditif n'a pu être atteint, les expériences sur sujets humains n'ayant pu se faire, notamment compte tenu du contexte de pandémie COVID-19. Néanmoins, le système existant a pu être amélioré sur plusieurs points. Le système d'injection est dorénavant plus fiable et permet une injection plus importante pour les points de pression du bouchon sonde. La mesure de pression est maintenant possible sur une plage plus importante tout en gardant la même sensibilité grâce à des capteurs différentiels. De plus le nouveau bouchon sonde développé permet une mesure plus simple grâce à son caractère universel. Ce dernier est également mieux caractérisé grâce à l'utilisation de ballons médicaux au comportement mécanique homogène. Un lien entre la pression interne des ballons et la pression de contact de ceux-ci a été estimé. Une fonction quadratique a été trouvée, ce qui donne une pression de contact toujours inférieure à la pression de contact, notamment à cause de la tension de la membrane. La pression mesurée surestime la pression de contact.

Le modèle qui a été développé est une première approche du problème de la mesure de la pression de contact. La validité de ce dernier doit encore être vérifiée expérimentalement à l'aide de capteur de pressions de surface comme les sondes Fiso qui permettent de mesurer une pression ponctuelle directement. De plus, ce modèle sera complexifié par la suite en modélisant l'entière du bouchon sonde et du conduit auditif. Concernant le concept de bouchon sonde "grappe" présenté, un développement plus poussé menant à des tests sur des sujets humains pourra être réalisée. Les pressions mesurées pourront à l'aide des résultats de la simulation être ajustées pour avoir une mesure précise des seuils de sensibilité cutanée. Cela permettra à terme une meilleure compréhension du conduit auditif et de sa sensibilité. Ainsi le confort mécanique des protections auditives sera mieux estimé et des bouchons plus confortables pourront être conçus.

Ce projet a permis d'améliorer les travaux de Paris (2018). De nouveaux travaux pourront découler de ce projet comme la mesure sur sujets humains et l'amélioration du modèle numérique existant, mais aussi l'essai sur des zones plus profondes du conduit notamment la partie osseuse.

5.2 Recommandations

Afin d'aider au commencement de tels travaux, voici une liste de recommandations concernant les limitations rencontrées lors de ce projet :

1. **Dispositif de mesure optique (pour la caractérisation des ballons)** La mesure optique présentée a une précision qui pourrait être améliorée. En effet plusieurs éléments n'ont pu être vérifiés, comme le parallélisme du capteur photo avec la zone d'intérêt. Un dispositif muni d'axes assurant ce parallélisme peut être utilisé. De plus l'appareil utilisé provient d'un smartphone. L'utilisation d'un appareil plus puissant peut permettre d'obtenir une image plus nette dans la zone d'intérêt. De même le tube utilisé pour réaliser le contact

n'est pas entièrement transparent et possède une épaisseur importante, c'est pourquoi l'utilisation d'un tube transparent et moins épais rigide peut être utilisée. Enfin, la mesure de la pression lors de la prise d'une photo est visuelle. Il pourrait être avantageux de pouvoir enregistrer la pression mesurée au moment du déclenchement de la prise de vue. L'amélioration des capteurs de pressions qui sont la source la plus importante d'erreur sur ce système ne semble pas réalisable, car les capteurs plus précis sur cette plage de pressions sont très dispendieux. Enfin, la fonction quadratique liant la pression interne à la pression de contact mérite d'être mesurée expérimentalement à l'aide de capteur de pression de surface ;

2. **Quantification des erreurs du modèle numérique** La propagation de l'incertitude sur la mesure de pression entre la calibration et le modèle de contact n'a pas été rigoureusement étudiée. Une étude de cette propagation peut être réalisée, mais celle-ci est très chronophage. L'utilisation d'une autre méthode peut être une solution (par exemple Surrogate model) ;
3. **Nouveau bouchon sonde** Le nouveau bouchon sonde discuté dans ce mémoire repose sur l'utilisation d'un bouchon prémoulé combiné à des ballons médicaux. Cela permet d'avoir un bouchon sonde utilisable sur une grande variété de conduits. Cependant, ce bouchon sonde étant universel, le repérage de l'emplacement des points de pressions dans le conduit n'est pas évident. Un système de mesure de la profondeur d'insertion et de l'angle d'insertion peut être une solution pour déterminer précisément les zones où la pression est exercée.

5.3 Contributions et perspectives

Ce projet a permis d'amener de nouveaux éléments pour la mesure de la sensibilité cutanée du conduit auditif. Tout d'abord, un système d'injection plus fiable avec une plage de mesure plus importante est disponible pour des mesures futures. Concernant le bouchon sonde, plusieurs

concepts ont été développés et explorés. Finalement, l'utilisation de ballon médical pour appliquer des points de pression sur le conduit semble être la solution la plus adaptée. Ceux-ci ont bénéficié d'une caractérisation mécanique ainsi que de la création d'un premier modèle décrivant leurs comportements.

Ces retombées ouvrent à d'intéressantes perspectives. Tout d'abord, l'utilisation d'un bouchon sonde pour reprendre les mesures sur les sujets humains. L'aspect universel du bouchon sonde considéré dans ce mémoire semble mener à des difficultés supplémentaires : le placement des ballons ainsi que leur interaction avec le conduit sont difficile à mesurer à cause de la diversité des formes de conduit. C'est pourquoi un retour au concept développé lors de la phase I (et illustré dans l'Annexe V) utilisant l'impression d'un bouchon sur mesure peut être intéressant à considérer pour les travaux futures. L'utilisation d'un bouchon sur mesure combiné avec des ballons médicaux semble être une bonne piste pour mener de nouvelles expériences. Finalement, d'autres concepts, détaillés dans la Déclaration d'invention VAL-286 (Viallet *et al.* (2019)), ont été envisagés, tel le concept de "grappe de raisin", dans lequel une tige serait alors recouverte de ballons pour former une "grappe" dans laquelle chacun de ces ballons est gonflé avec un liquide et interagit avec ses proches voisins jusqu'à venir en contact de la peau du conduit auditif. L'utilisation d'une simulation permettrait en fonction des pressions à l'intérieur de chacun des ballons de remonter à la pression de contact exercé sur les parois du conduit.

Dans tous ces développements, les validations expérimentales des modèles numériques développés pourraient être envisagées par l'instrumentation du conduit auditif à l'aide de capteurs de pression, ce qui est constitue un projet de recherche en soi.

ANNEXE I

SYSTÈME D'INJECTION COMPLET PHASE I

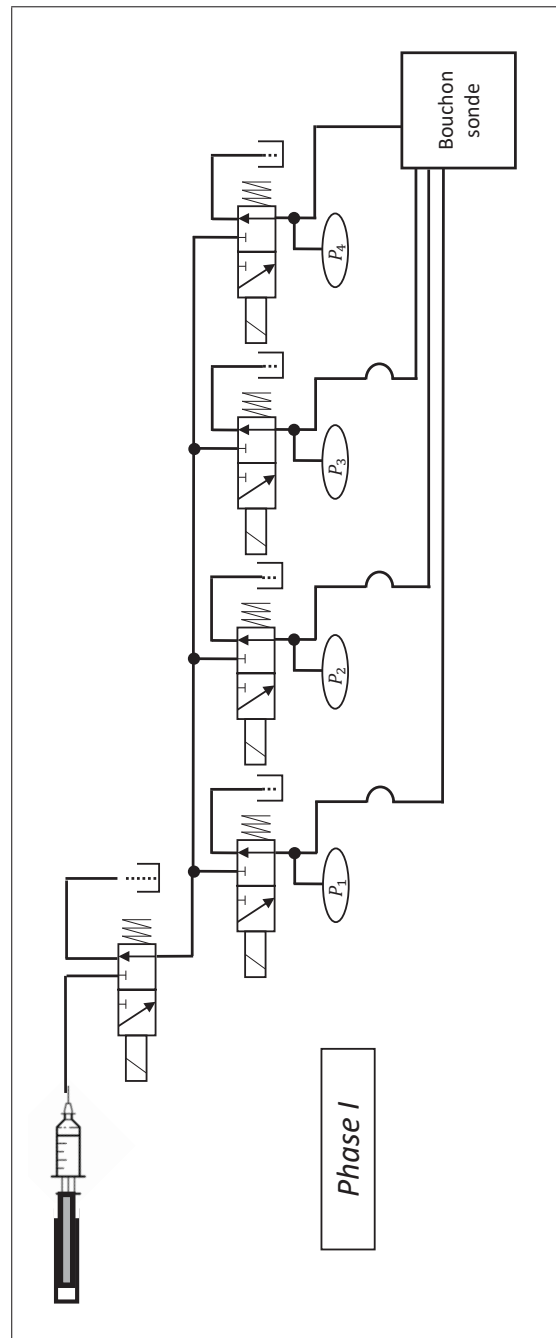


Figure-A I-1 Système d'injection complet phase I

ANNEXE II

SYSTÈME D'INJECTION COMPLET PHASE II

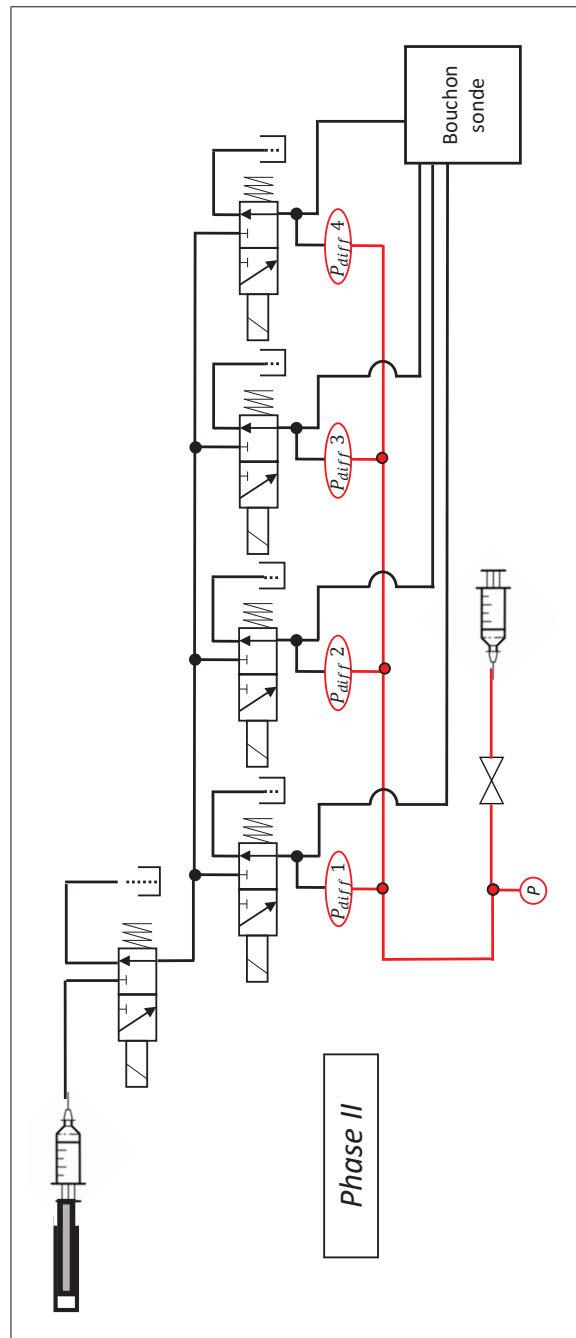


Figure-A II-1 Système d'injection complet phase II

ANNEXE III

RAPPORT D'AVANCEMENT

Projet de recherche concertée 2015-0014 (dit ETSPA3) pour le “Développement d’une panoplie d’indices de confort pour les bouchons d’oreille afin d’améliorer la protection auditive des travailleurs”

Rapport d’avancement tâche 5.3.1.2

J. Voix, 20180919

Les travaux de recherche menés par l’étudiante en Maîtrise en technologie de la santé, Manon Paris, menés de septembre 2016 à août 2018 (financés de septembre 2016 à décembre 2017 par la subvention CRSNG à la découverte du professeur Jérémie Voix et de janvier à août 2018 par le projet concerté ETSPA3) ont porté sur la cartographie de la sensibilité mécanique cutanée du conduit auditif humain [1]. Tel que prévu à la section 5.3.1.2 du protocole de recherche ETPAS3, un premier dispositif expérimental de mesure de pression a été développé et partiellement validé par une mesure de la sensibilité cutanée de l’extrémité de l’index. Les valeurs de seuil différentiel de pression mécanique ont été déterminées sur 3 sujets et se situent autour de 13 kPa, correspondant bien aux valeurs de seuils absolus rapportés dans la littérature [2]. Les mesures des seuils de sensibilité au sein du conduit auditif à l’aide du bouchon équipé de vésicules préssurisées (voir illustration à la Figure 7 du protocole de recherche ETSPA3) n’ont pas été concluantes, puisque la pression de détection rapportée par les sujets étudiés dépasse 50 kPa, la limite supérieure du système d’acquisition. Ce résultat, qui ne corrobore pas avec les données publiées dans la littérature scientifique et technique [3]–[8], peut s’expliquer par le fait que les vésicules contribuent significativement à la pressurisation de l’ensemble du système de mesure et que la pression mesurée ne correspond pas uniquement à la contrainte à l’interface bouchon/peau. Une nouvelle conception du bouchon est envisagée, schématisée dans les Figures 1 et 2 ci-dessous, faisant appel à un bouchon de type prémoulé dont les ailettes sont contraintes par une série de ballons d’angioplastie. Ces ballons de classe médicale offrent une très faible résistance lors de leur gonflement, et il est permis d’espérer que la valeur limite de 50 kPa du système de mesure actuel soit suffisamment haute pour permettre aux sujets de détecter la pression exercée ponctuellement sur leur conduit auditif. Dans un tel cas, la pression induite par le gonflement des ballons serait déterminée et soustraite de la valeur détectée. Dans le cas contraire, une modification au système de mesure devra être faite en concevant ce dernier pour des pressions excédant 50 kPa.

La reprise des travaux se fera à l’année 3 du projet ETSPA3, soit dès janvier 2021, afin de respecter l’échéancier présenté à la page 72 du protocole initial de ETSPA3. Elle pourrait être à nouveau avancée si un étudiant intéressé par l’instrumentation et les mesures sur sujets humains venait à être recruté d’ici là.

Figure-A III-1 Rapport d’avancement de tâche déposé à la fin de la phase I, page 1/2

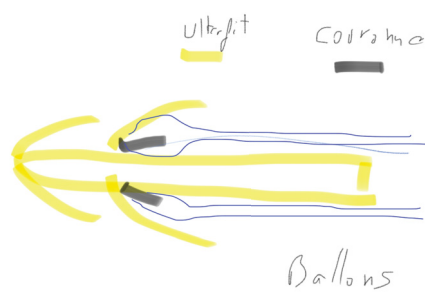


Figure 1 : Vue schématique de coupe du bouchon prémoulé “Ultrafit” à ailettes avec ballons d’angioplastie positionnés sur toute la périphérie de chacune des ailettes

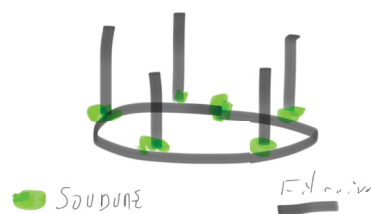


Figure 2 : Vue schématique de la couronne permettant de maintenir les ballons d’angioplastie positionnés sur toute la périphérie de chacune des ailettes du bouchon prémoulé “Ultrafit”.

Références

- [1] Manon Paris, “Cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain,” École de technologie supérieure, Montreal, QC, Canada, 2018.
- [2] J. Hage, L. P. E. van der Steen, and P. J. M. de Groot, “Difference in sensibility between the dominant and nondominant index finger as tested using the semmes-weinstein monofilaments pressure aesthesiometer,” *J. Hand Surg.*, vol. 20, no. 2, pp. 227–229, Mar. 1995.
- [3] C. R. Smith, R. M. Broughton, J. N. Wilmoth, T. E. Borton, and B. T. Mozo, “Physical characteristics and attenuation of foam earplugs,” *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, vol. 43, no. 1, pp. 31–38, Jan. 1982.
- [4] K. G. Blyth, G. F. Brunner, A. R. Graydon, and B. Stoddart, “Comfortable foam-based ear plugs,” EP1192920A1, 03-Apr-2002.
- [5] A. R. Graydon, B. Stoddart, K. G. Blyth, and G. F. Brunner, “Comfortable foam-based ear plugs,” ou 2002-2000.
- [6] R. Gardner, “Earplugs,” US3811437A, 21-May-1974.
- [7] J. Zwislocki, “Ear Protection: Effectiveness vs. Comfort,” *Noise Control*, vol. 4, no. 6, pp. 14–48, Nov. 1958.
- [8] W. Staab, “Communication personnelle,” 2016.

ANNEXE IV

CARTOGRAPHIE DE LA REVUE DE LITTÉRATURE

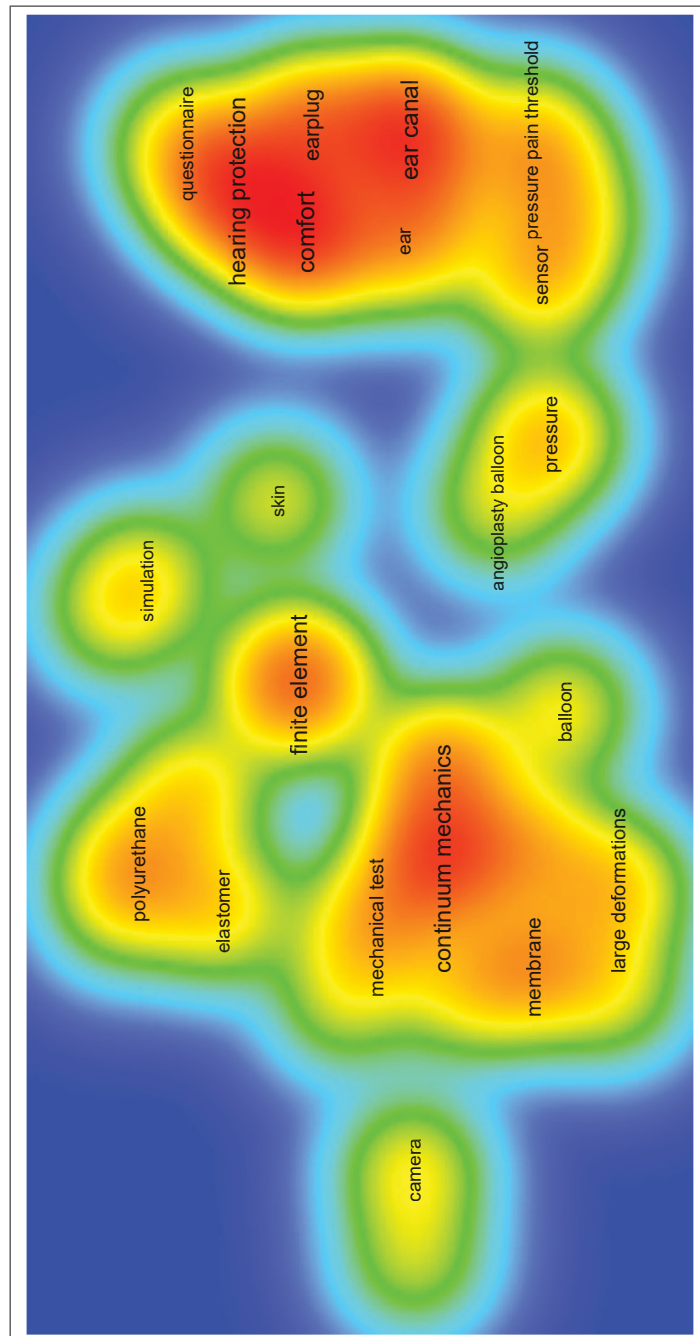


Figure-A IV-1 Cartographie de la revue de littérature

ANNEXE V

CONCEPT DE BOUCHON SONDE

5.3.1.2. Niveaux de confort associés à la sous-composante mécanique

L'objectivation du niveau de confort associé à l'attribut « pression mécanique statique » NCS_{press} se déroulera en deux étapes. Tout d'abord, on établira une cartographie des zones du conduit auditif les plus sensibles à la PMS. En effet, la sensibilité du conduit auditif n'est pas homogène car les parties osseuse et cartilagineuse du conduit ne sont pas nervurées de la même façon. Pour cela un système de « bouchon sonde », illustré à la Figure 7 sera fabriqué. Il sera constitué d'un embout intra-auriculaire sur mesure, dotés de 12 vésicules, ou petites cavité hémisphériques gonflables, capable d'induire des augmentations de pression mécanique statique à 12 positions indépendantes le long de la partie cartilagineuse et osseuse du conduit auditif. La cartographie de la sensibilité sensorielle du conduit reposera sur la détermination du niveau liminaire tactile du sujet, obtenu par la « méthode des seuils », classiquement utilisée en psychométrie. Cette cartographie de la sensibilité est appelée ici $SENS_{xyz}$. La deuxième étape consistera en l'objectivation du confort lié à la PMS. Pour cela, on cherchera quel indicateur physique relié à la PMS (ex. force totale appliquée par le bouchon sur la peau, pression moyenne, pression maximale, distribution de la pression sur la surface, etc.) obtenu par simulation et mesure et pondéré par la sensibilité du conduit à la PMS est le plus corrélé au niveau de confort. Le niveau de confort objectivé pourra alors s'écrire comme une fonction des paramètres susmentionnés:

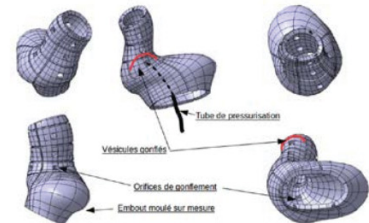


Figure 7: Bouchon sonde afin de cartographier la sensibilité du conduit auditif

Figure-A V-1 Concept de bouchon sonde proposé dans Dutres *et al.* (2017)

BIBLIOGRAPHIE

- Arezes & Miguel. (2002). Hearing Protectors Acceptability in Noisy Environments. *The Annals of Occupational Hygiene*. doi : 10.1093/annhyg/mef067.
- Baker, A. T., Lee, S. & Mayfield, F. (2010). Evaluating hearing protection comfort through computer modeling. *2010 SIMULIA Customer Conference*.
- Behar, A. & Segu, R. (2016). Comfort from Hearing Protectors. *Journal of Human Ergology*, 45(1), 11–17. doi : 10.11183/jhe.45.1_11.
- 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.
- Benacchio, S., Doutres, O., Varoquaux, A., Wagnac, , Le Troter, A., Callot, V. & Sgard, F. (2019). Use of magnetic resonance image registration to estimate displacement in the human earcanal due to the insertion of in-ear devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(4), 2452–2465. doi : 10.1121/1.5126857.
- Bloss, R. (2011). Real-time pressure mapping system. *Sensor Review*, 31(2), 101–105. doi : 10.1108/02602281111109943.
- Branson, D. H. & Sweeney, M. (1991). Conceptualization and measurement of clothing comfort : Toward a metatheory. *Critical linkages in textiles and clothing : Theory, method and practice*, 94–105.
- Byrne, D. C., Davis, R. R., Shaw, P. B., Specht, B. M. & Holland, A. N. (2011). Relationship between comfort and attenuation measurements for two types of earplugs. *Noise and Health*, 13(51), 86. doi : 10.4103/1463-1741.77193.
- Casali, J. G., Lam, S. T. & Epps, B. W. (1987). Rating and ranking methods for hearing protector wearability. *Sound & Vibration*, 21(12), 10–19. ISBN : 0038-1810.
- Chesky, K., Pair, M., Yoshimura, E. & Landford, S. (2009). An evaluation of musician ear-plugs with college music students. *International Journal of Audiology*, 48(9), 661–670. doi : 10.1080/14992020903019320.
- Darkner, S. (2009). Shape and Deformation Analysis of the Human Ear Canal. Repéré à <https://orbit.dtu.dk/en/publications/shape-and-deformation-analysis-of-the-human-ear-canal>.
- Darkner, S., Sommer, S., Schuhmacher, A., Baandrup, H. I. A. O., Thomsen, C. & Jønsson, S. (2018). An Average of the Human Ear Canal : Recovering Acoustical Properties via Shape Analysis. *arXiv :1811.03848 [cs]*. Repéré à <http://arxiv.org/abs/1811.03848>. arXiv : 1811.03848.

- Davis, R. R. (2008). What do we know about hearing protector comfort? *Noise and Health*, 10(40), 83. doi : 10.4103/1463-1741.44346.
- De Saint Victor, X., Ly, D. P. & Bellet, D. (1981). Régimes transitoires d'écoulements newtoniens et pseudoplastiques. *Revue de Physique Appliquée*, 16(5), 217–223. Repéré à <https://hal.archives-ouvertes.fr/jpa-00244914>.
- Demeuse, M. & Henry, G. La théorie psychophysique.
- Doutres, O., Berry, A., Wagnac, , Voix, J., Gauthier, P.-A. & Sgard, F. (2017). MITACS ETSPA 3.
- Doutres, O., Sgard, F., Terroir, J., Perrin, N., Jolly, C., Gauvin, C. & Negrini, A. (2019). A critical review of the literature on comfort of hearing protection devices : definition of comfort and identification of its main attributes for earplug types. *International Journal of Audiology*, 1–10. doi : 10.1080/14992027.2019.1646930.
- Elliott H. Berger & Jérémie Voix. (2019). Hearing Protection Devices. Dans Meinke, DK, Berger, EH, Neitzel, R, Driscoll, DP & Hager, LD (Éds.), *The Noise Manual* (éd. 6th Edition). American Industrial Hygiene Association.
- Gal, O. (2020). fit_ellipse. Repéré à OhadGal(2020).fit_ellipse(https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/3215-fit_ellipse),MATLABCentralFileExchange. Retrieved June 18, 2020.
- Gendre, L., Florentin, E. & Louf, F. *Estimation de l'écart dû à la discrétisation par éléments finis*. (Thèse de doctorat).
- Genovese, K., Lamberti, L. & Pappalettere, C. (2006). Mechanical characterization of hyperelastic materials with fringe projection and optimization techniques. *Optics and Lasers in Engineering*, 44(5), 423–442. doi : 10.1016/j.optlaseng.2005.06.003.
- Gerges, S. N. (2012). Earmuff comfort. *Applied Acoustics*, 73(10), 1003–1012. doi : 10.1016/j.apacoust.2012.04.015.
- Hsiao-Ping, C., Hsin-Yu, C., Chien-Hsiou, L., Ming-Hsu, W. & Wen-Ko, C. (2014). Surveying the comfort perception of the ergonomic design of bluetooth earphones. *Work*, (2), 235–243. doi : 10.3233/WOR-131723.
- Hsu, Y.-L., Huang, C.-C., Yo, C.-Y., Chen, C.-J. & Lien, C.-M. (2004). Comfort evaluation of hearing protection. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 33(6), 543–551. doi : 10.1016/j.ergon.2004.01.001.
- Hu, Z., Xie, H., Lu, J., Hua, T. & Zhu, J. (2010). Study of the performance of different subpixel image correlation methods in 3D digital image correlation. *Applied Optics*, 49(21), 4044–4051. doi : 10.1364/AO.49.004044.

- Joris Hage, J., Steen, L. P. v. d. & de Groot, P. J. (1995). Difference in sensibility between the dominant and nondominant index finger as tested using the semmes-weinstein monofilaments pressure aesthesiometer. *The Journal of Hand Surgery*, 20(2), 227–229. doi : 10.1016/S0363-5023(05)80012-7.
- Keady, J. P. & Staab, W. (2012).
- Lee, S., Reuveny, A., Reeder, J., Lee, S., Jin, H., Liu, Q., Yokota, T., Sekitani, T., Isoyama, T., Abe, Y., Suo, Z. & Someya, T. (2016). A transparent bending-insensitive pressure sensor. *Nature Nanotechnology*, 11(5), 472–478. doi : 10.1038/nnano.2015.324.
- Li, J., Bao, R., Tao, J., Peng, Y. & Pan, C. (2018). Recent progress in flexible pressure sensor arrays : from design to applications. *Journal of Materials Chemistry C*, 6(44), 11878–11892. doi : 10.1039/C8TC02946F.
- Mansouri, M. R., Darijani, H. & Baghani, M. (2017). On the Correlation of FEM and Experiments for Hyperelastic Elastomers. *Experimental Mechanics*, 57(2), 195–206. doi : 10.1007/s11340-016-0236-0.
- Matsushima, M., Tercero, C. R., Ikeda, S., Fukuda, T. & Negoro, M. (2010). Three-dimensional visualization of photoelastic stress analysis for catheter insertion robot. *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 879–884. doi : 10.1109/IROS.2010.5650275.
- Nicholas, J. W., Corvese, R. J., Woolley, C. & Armstrong, T. J. (2012). Quantification of hand grasp force using a pressure mapping system. *Work*, 41(Supplement 1), 605–612. doi : 10.3233/WOR-2012-0217-605.
- Oberkampf, W. L. & Roy, C. J. (2010). Verification and Validation in Scientific Computing. 791.
- Oliveira, R. J. & Hoeker, G. (2003). Ear Canal Anatomy and Activity. *Seminars in Hearing*, 24(4), 265–276. doi : 10.1055/s-2004-815555.
- Orteu, J.-J. (2009). 3-D computer vision in experimental mechanics. *Optics and Lasers in Engineering*, 47(3), 282–291. doi : 10.1016/j.optlaseng.2007.11.009.
- Pan, B., Qian, K., Xie, H. & Asundi, A. (2009). Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement : a review. *Measurement Science and Technology*, 20(6), 062001. doi : 10.1088/0957-0233/20/6/062001. Publisher : IOP Publishing.
- Pan, B., Wu, D. & Yu, L. (2012). Optimization of a three-dimensional digital image correlation system for deformation measurements in extreme environments. *Applied Optics*, 51(19), 4409–4419. doi : 10.1364/AO.51.004409.
- Paris, M. (2018). *Cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain*. (Mémoire, Ecole de Technologie Supérieure, Montréal).

- Park, M.-Y. & Casali, J. G. (1991). An empirical study of comfort afforded by various hearing protection devices : Laboratory versus field results. *Applied Acoustics*, 34(3), 151–179. doi : 10.1016/0003-682X(91)90082-P.
- Parret-Fréaud, A. Estimation d’erreur de discrétisation dans les calculs par décomposition de domaine. 180.
- Rakheja, S., Marcotte, P., Kalra, M., Adewusi, S. & Dewangan, K. Étude en laboratoire d’un système à faible coût permettant de mesurer les forces de couplage à l’interface main-poignée d’outils portatifs vibrants. 104.
- Selvadurai, A. (2006). Deflections of a rubber membrane. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 54(6), 1093–1119. doi : 10.1016/j.jmps.2006.01.001.
- Shi, C., Kojima, M., Tercero, C., Najdovski, Z., Kodama, H., Nakajima, M., Ikeda, S., Fukuda, T., Arai, F. & Negoro, M. (2013). In-vitro intravascular simulator with quantitative evaluation for surgical tools used in cerebral aneurysm surgery based on stress analysis. *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4844–4849. doi : 10.1109/ICRA.2013.6631268.
- Sim, M., Lee, K. H., Shin, K. S., Shin, J. H., Choi, J.-W., Choi, H., Moon, C., Kim, H. S., Cho, Y., Cha, S. N., Jung, J. E., Sohn, J. I. & Jang, J. E. (2019). Electronic Skin to Feel “Pain” : Detecting “Prick” and “Hot” Pain Sensations. *Soft Robotics*. doi : 10.1089/soro.2018.0049.
- Solav, D., Moerman, K. M., Jaeger, A. M., Genovese, K. & Herr, H. M. (2018). MultiDIC : An Open-Source Toolbox for Multi-View 3D Digital Image Correlation. *IEEE Access*, 6, 30520–30535. doi : 10.1109/ACCESS.2018.2843725.
- Stinson, M. R. & Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(6), 2492–2503. doi : 10.1121/1.397744.
- Terroir, J., Doutres, O. & Sgard, F. (2017). Towards a "global" definition of the comfort of earplugs [Text]. Repéré à <https://www.ingentaconnect.com/content/ince/incecp/2017/00000255/00000007/art00014>.
- Viallet, G., Voix, J., Delnavaz, A. & De Baermaker, S. (2019).
- Voix, J. (2019). *Projet de recherche concertée 2015-0014 (dit ETSPA3) pour le “Développement d’une panoplie d’indices de confort pour les bouchons d’oreille afin d’améliorer la protection auditive des travailleurs” Rapport d’avancement tâche 5.3.1.2.*
- Zang, Y., Zhang, F., Di, C.-a. & Zhu, D. (2015). Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications. *Materials Horizons*, 2(2), 140–156. doi : 10.1039/C4MH00147H.
- Zwislocki, J. (1958). Ear Protection : Effectiveness vs. Comfort. *Noise Control*, 4(6), 14–48. doi : 10.1121/1.2369340.