

Cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain

par

Manon PARIS

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE, CONCENTRATION
TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 25 OCTOBRE 2018

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Manon Paris, 2018



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Jérémie Voix, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, présidente du jury
Département Génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Olivier Doutres, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Franck Sgard, examinateur externe
Chercheur à l'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 4 OCTOBRE 2018

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je remercie mon directeur de recherche, Jérémie Voix, pour m'avoir accueillie et proposé de travailler sur ce projet novateur. Je le remercie aussi pour ses conseils et ses idées créatives. J'ai pu ainsi découvrir les différents aspects de la recherche scientifique.

Merci au Conseil de Recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) pour son financement ainsi qu'à l'Institut de recherche Robert Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST).

Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers Serge Plamondon, technicien d'application technologique et Michel Drouin, chargé d'application technologique du département de génie mécanique de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Merci pour leur aide, leur disponibilité et leur patience. Ils ont été présents tout au long de ma maîtrise et j'ai beaucoup appris à leurs côtés.

Je remercie aussi les membres du comité éthique de la recherche de l'ÉTS et Laurence Marck, pour ses conseils.

Un grand merci à tous les membres de la Chaire de recherche CRITIAS : stagiaires, étudiants à la maîtrise, doctorants, post-doctorants et associés de recherche. Merci à Guilhem Viallet pour son travail sur le bouchon sonde et ses conseils de rédaction du mémoire. Merci aussi à Cécile Le Cocq pour son aide précieuse lors de la demande d'évaluation éthique de mon protocole. Merci aussi à ceux qui ont participé à mes tests.

Je souhaite remercier Christine Richard, formatrice et spécialiste en communication écrite du Services aux étudiants de l'ÉTS pour ses précieux conseils lors de la rédaction du mémoire.

Cette expérience n'aurait pas été la même sans tous mes amis, de France ou du Canada, grâce à qui j'ai passé d'excellents moments et tous ceux qui ont permis que ces deux années de maîtrise soient une expérience enrichissante.

VI

Enfin, je veux exprimer ma gratitude envers mes parents qui, même à 6000 km ont su être présents à mes côtés. Leur soutien tout au long de mes études mérite tous les remerciements du monde.

CARTOGRAPHIE DE LA SENSIBILITÉ CUTANÉE DU CONDUIT AUDITIF HUMAIN

Manon PARIS

RÉSUMÉ

La perte auditive induite par le bruit en milieu de travail est responsable de presque deux-tiers des dossiers de maladie professionnelle reconnus au Québec. Les protecteurs auditifs intra-auriculaires sont souvent peu et/ou mal portés par les travailleurs car considérés comme inconfortables, ce qui en diminue l'efficacité terrain.

Un protecteur de type bouchon d'oreille exerce une pression mécanique statique contre les parois du conduit auditif humain. Cette pression correspond à la composante biomécanique du confort et elle a fait l'objet de peu d'études. Ce projet se concentre donc sur la réalisation d'un dispositif expérimental ayant pour objectif d'établir une cartographie de la sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif humain reliée à la pression mécanique statique.

La conception de ce dispositif expérimental repose sur l'hypothèse selon laquelle il est possible de déterminer des zones cutanées dans le conduit auditif plus sensibles que d'autres à la pression mécanique statique. La seconde hypothèse est que les zones cutanées les plus sensibles du conduit auditif humain sont responsables de l'inconfort ressenti.

Le dispositif mis au point consiste en un système à injection hydraulique permettant de faire gonfler des vésicules situées à la surface d'un bouchon sonde, réalisé sur mesure pour chaque participant testé. Les vésicules sont gonflées une à une grâce au système à injection hydraulique, piloté par les participants, ce qui permet de tester différentes zones du conduit auditif jusqu'à atteindre une pression reliée à leur sensibilité cutanée mécanique. La pression de gonflage est mesurée à l'aide de capteurs de pression.

Les résultats obtenus ont permis de démontrer qu'il est possible de déterminer des zones cutanées plus sensibles que d'autres dans le conduit auditif.

Le système développé a fourni des résultats préliminaires qui constituent une base prometteuse pour de futurs travaux de recherches pour la conception de dispositif intra-auriculaires plus confortables (protections auditives, prothèses auditives, etc.).

Mots-clés : confort, protections auditives, prothèses auditives, pression mécanique statique, sensibilité cutanée mécanique

MAP OF THE DERMAL SENSITIVITY OF THE HUMAN EAR CANAL

Manon PARIS

ABSTRACT

Noise-induced hearing loss is responsible for almost two-third of the occupational disease files accepted in Québec. Intra-aural hearing protections is not often worn or misused by the workers because they consider them as uncomfortable. Hence, the real attenuation decreases.

An intra-aural hearing protector exerts static mechanical pressure on the wall of the human ear canal. This pressure, which is the biomechanical dimension of comfort, has not been investigated throughly in the literature. For this reason, this project focuses on the implementation of an experimental device aiming at defining a map of the mechanical dermal sensitivity of the human ear canal related to the static mechanical pressure.

The design of this experimental device relies on the hypothesis that it is possible to identify dermal regions in the human ear canal which are more sensitive to static mechanical pressure than others. In addition it is assumed that the the most sensitive dermal regions of the ear canal are responsible for the perceived discomfort.

The device designed during the project consists of a hydraulic injection system enabling the inflation of blisters located on the surface of an instrumented probe earplug, custom made for each participant. The blisters are inflated individually by means of the hydraulic injection system, which allows for the testing of different regions of the ear canal. The participants operate the water injection in the tested blister in order to reach a pressure level relating to their mechanical dermal sensitivity. The inflation pressure of each blister is measured with pressure sensors.

The obtained results showed that it is possible to identify dermal regions more sensitive than others in the ear canal.

The developed system provides preliminary results that are promising for future research work on the design of more comfortable intra-aural hearing protection devices.

Keywords : comfort, hearing protection devices, hearing aids, static mechanical pressure, mechanical dermal sensitivity

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 MISE EN CONTEXTE DU PROJET DE RECHERCHE	5
1.1 Anatomie de l'oreille humaine et du conduit auditif externe	5
1.2 Les différentes protections auditives	8
1.3 La notion de confort.....	9
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	11
2.1 Méthodes usuelles d'évaluation de l'inconfort des PICB.....	12
2.2 La pression mécanique statique : un inconfort biomécanique	15
2.2.1 Les différents seuils de sensibilité cutanée mécanique	15
2.2.2 La pression mécanique statique dans le conduit auditif externe.....	18
2.2.3 Outils de mesure directe de la PMS induite par un PICB.....	18
2.3 Synthèse de la revue de littérature	20
CHAPITRE 3 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	23
3.1 Objectifs.....	23
3.1.1 Objectif principal	23
3.1.2 Sous-objectifs.....	23
3.2 Hypothèses de travail.....	23
3.2.1 Hypothèse numéro 1	23
3.2.2 Hypothèse numéro 2	24
3.2.3 Hypothèse numéro 3	24
CHAPITRE 4 DÉVELOPPEMENT DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL	25
4.1 Méthode de conception du bouchon sonde.....	25
4.2 Développement du système à injection hydraulique	28
4.3 Qualification et calibration du dispositif expérimental.....	33
4.3.1 Détermination de la sensibilité et de la résolution du système	34
4.3.2 Calcul du bruit électrique.....	35
4.3.3 Calibration avec le manomètre de référence.....	36
CHAPITRE 5 VALIDATION DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL.....	41
5.1 Expérimentation sur participants humains.....	41
5.1.1.1 Population étudiée.....	41
5.1.2 Critères d'inclusion et d'exclusion	41
5.1.3 Protocole des prises de mesure	42
5.1.3.1 Sensibilité cutanée mécanique de l'index	42
5.1.3.2 Sensibilité cutanée mécanique du CAE	43
5.1.3.3 Méthode d'ajustement de la pression.....	45
5.2 Contrôle du système d'injection et acquisition des données	46

CHAPITRE 6 RÉSULTATS	49
6.1 Résultats expérimentaux	49
6.1.1 Pression de sensibilité cutanée mécanique à l'extrémité de l'index	49
6.1.2 La pression mécanique statique dans le conduit auditif externe	50
6.2 Discussion	53
6.2.1 Pression de sensibilité cutanée mécanique à l'extrémité de l'index	53
6.2.2 Pression mécanique statique dans le conduit auditif externe	53
6.3 Validation des hypothèses.....	55
6.3.1 Hypothèse numéro 1	55
6.3.2 Hypothèse numéro 2	56
6.3.3 Hypothèse numéro 3	56
CONCLUSION.....	57
RECOMMANDATIONS	59
ANNEXE I LISTE DES COMPOSANTS DU SYSTÈME D'INJECTION.....	63
ANNEXE II SCHÉMA HYDRAULIQUE CONVENTIONNEL.....	65
ANNEXE III FACE-AVANT ET DIAGRAMME LABVIEW	67
ANNEXE IV RÉSULTATS POUR L'OREILLE GAUCHE	83
ANNEXE V RÉSULTATS POUR L'OREILLE DROITE.....	91
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	99

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 2.1 Récapitulatif des valeurs de PMS liées au confort.....	20
Tableau 4.1 Valeurs RMS du bruit électrique en mV.....	36
Tableau 4.2 Tension relevée selon la pression mesurée	38
Tableau 4.3 Modèle linéaire des capteurs.....	39
Tableau 5.1 La méthodologie par étapes	44
Tableau 6.1 Résultats OG/P1/VB ajustés en cinq mouvements	51
Tableau 6.2 Résultats OD/P1/VB ajustés en trois mouvements	52
Tableau 6.3 Récapitulatif des valeurs de sensibilité cutanée mécanique mesurées.....	53

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Vue générale de l'anatomie de l'oreille humaine. Repérée à https://oreilletpe.wordpress.com	6
Figure 1.2 Représentation de la géométrie en S du conduit auditif. Tirée de (Alvord & Farmer, 1997).....	7
Figure 1.3 Les familles de protecteurs auditifs. Tirée de (Voix, 2014).....	8
Figure 2.1 Diagramme de Venn illustrant les domaines d'études impliqués dans ce projet....	11
Figure 2.2 <i>Bipolar scale</i> pour le confort des PICB. Tirée de (Park & Casali, 1991)	13
Figure 2.3 Monofilaments Semmes-Weinstein. Repérée à http://www.opchealth.com.au/touch-test-sensory-evaluator	16
Figure 2.4 Résultats obtenus pour 148 index. Chaque monofilament applique la pression indiquée en kPa	17
Figure 2.5 Le système Tekscan utilisé pour mesurer la pression exercée par les coussins des casques	19
Figure 4.1 Maillage surfacique avec passage des tubes, sous Polyworks	26
Figure 4.2 Protecteur SonoCustom V3 moulé sur mesure (à gauche), bouchon sonde (à droite).....	27
Figure 4.3 Bouchon sonde final.....	28
Figure 4.4 Les trois principales composantes du dispositif	29
Figure 4.5 Schéma synoptique du dispositif développé.....	31
Figure 4.6 Photo du dispositif d'acquisition et de contrôle.....	32
Figure 4.7 Vue d'ensemble du dispositif.....	33
Figure 4.8 Extrait de la fiche technique de la carte d'acquisition	34
Figure 4.9 Bruit électrique lu par les capteurs de pression	35
Figure 4.10 Schéma illustrant le branchement du manomètre numérique.....	37
Figure 4.11 Comportement des capteurs de pression non calibrés	38

Figure 4.12 Comportement des capteurs de pression calibrés	39
Figure 5.1 Ballon en uréthane connecté au système d'injection à vide (gauche) et positionnement de l'index sur le ballon pour la mesure (droite)	42
Figure 5.2 Bouchon sonde connecté au système d'injection grâce aux raccords en acier inoxydable.....	43
Figure 5.3 Le participant place son index sur le bouton réponse.....	44
Figure 5.4 Illustration d'un escalier psychophysique. Adapté à partir de http://iredu.u-bourgogne.fr/images/stories/Documents/Cours_disponibles/Demeuse/Cours/p3.1.pdf	45
Figure 6.1 Évolution de la pression mesurée à l'extrémité de l'index. Les seuils différentiels sont atteints aux valeurs de 13,2 kPa, 13,7 kPa et 16,6 kPa pour les trois participants.....	50
Figure 6.2 Graphique OG/P1/VB	51
Figure 6.3 Graphique OD/P1/VB	52

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

CAE	Conduit auditif externe
CRITIAS	Chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intra-auriculaires
CRSNG	Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada
ÉTS	École de technologie supérieure
INRS	Institut national de la recherche scientifique
IRSST	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail
NIDAQ	National Instruments Data Acquisition
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
OD	Oreille droite
OG	Oreille gauche
PICB	Protecteur individuel contre le bruit
PMS	Pression mécanique statique
PVC	Polychlorure de vinyle
P1	Participant 1
P2	Participant 2
P3	Participant 3
RMS	Root mean square
VA	(Électro)valve A
VB	(Électro)valve B
VC	(Électro)valve C

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

A	ampère
mm	millimètre
g/mm ²	grammes par millimètre carré
μl	microlitre
mV	millivolt
μV	microvolt
kPa	kilo pascal
kS/s	kilosample/seconds (kilo échantillon par seconde)
psi	pound per square inch (livre-force par pouce carré)
dB(A)	décibel pondéré en A
po	pouce
%	pourcentage

INTRODUCTION

Plus de 30 millions de travailleurs nord-américains sont susceptibles de développer une perte d'audition à cause d'une trop longue période d'exposition à des bruits de niveau élevé, d'après le National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH). Au Québec, la surdité est la maladie professionnelle la plus recensée et le nombre de travailleurs qui en sont affectés augmente. En effet, 60 % des dossiers de maladie professionnelle ouverts et acceptés concernent des troubles de l'oreille, de la mastoïde ou de l'audition (Statistiques de la Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail 2016). Outre les coûts financiers et administratifs, ces troubles entraînent des répercussions sur le quotidien des personnes touchées.

Problématique

Le risque de perte auditive dépend du niveau de bruit au tympan mais aussi du temps d'exposition. Les solutions pour limiter l'exposition au bruit sont les suivantes :

- Aménager le temps de travail;
- Agir directement sur la source de bruit (modification du design des machines afin d'en réduire le bruit);
- Agir sur l'environnement de travail (encoffrement, écrans, etc.) pour limiter la propagation du bruit;
- Agir au niveau du travailleur (protecteur individuel contre le bruit).

Bien que la solution la plus efficace à privilégier soit l'action au niveau de la source (Driscoll & Royster, 2003), le recours à la protection auditive individuelle est parfois le seul moyen de prévention. En effet, le protecteur individuel contre le bruit (PICB) est facilement et rapidement implantable et à faible coût.

Les protecteurs sont choisis en fonction de leur atténuation, caractérisée en Amérique du Nord par l'indice de réduction du bruit (Noise Reduction Rating, NRR), mesuré en laboratoire sur des sujets humains. Sur le terrain, la protection réelle du travailleur est souvent inférieure à celle attendue car les protecteurs sont peu et/ou mal portés à cause des

inconforts qu'ils induisent (inconfort acoustique, biomécanique, fonctionnel et psychologique). Un temps de port insuffisant a des conséquences importantes sur la protection effective des personnes exposées. La conception d'un protecteur auditif doit donc être un compromis entre confort et atténuation acoustique. (NIOSH, 1998) affirme d'ailleurs que les travaux de recherche devraient se concentrer sur le confort des PICB plutôt que sur l'atténuation qu'ils procurent. Pour ces raisons, il est donc nécessaire de disposer de moyens pour améliorer le confort des protecteurs auditifs intra-auriculaires. Les manufacturiers de protections auditives pourront inclure le confort aux paramètres de conception des protecteurs, ce qui permettra de fabriquer des PICB plus confortables donc portés plus fréquemment et plus longtemps. Ainsi, cela augmentera leur efficacité pour réduire l'exposition des travailleurs au bruit.

Objectifs

Les protecteurs auditifs se classent en deux grandes familles : les bouchons d'oreille qui s'insèrent dans le conduit auditif et les coquilles qui s'installent autour ou sur le pavillon de l'oreille. Ce projet se concentre sur les PICB intra-auriculaires (les bouchons). La Chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intra-auriculaires prend part à un projet de recherche en collaboration avec l'IRSST, l'Institut National de la recherche scientifique (INRS) en France, l'Université de Sherbrooke et l'Université de Sheffield, au Royaume-Uni, appelé ETSPA3. Ce projet, intitulé « Développement d'une panoplie d'indices de confort pour les bouchons d'oreille afin d'améliorer la protection auditive des travailleurs » (Doutres et al., 2018), vise à développer un outil d'aide à la conception de protecteurs intra-auriculaires plus confortables.

La recherche conduite s'intègre à ce projet et se concentre sur la dimension biomécanique du confort, plus particulièrement sur la pression mécanique statique qu'exerce le bouchon sur les parois du conduit auditif. Si plusieurs outils ont été développés pour quantifier, par exemple, l'inconfort acoustique (effet d'occlusion) des PICB, peu d'études quantifient la pression mécanique statique appliquée au conduit auditif humain par les PICB intra-auriculaires, ni son influence sur l'inconfort. Or, selon (Gerges & Casali, 2007), la pression

mécanique statique (PMS) exercée sur les parois du conduit auditif serait la cause directe de l'inconfort. Ce projet cherche donc à proposer une première évaluation de la sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif et d'en effectuer une cartographie. Ceci permettrait de mieux comprendre, à terme, l'inconfort biomécanique causé par le port des bouchons d'oreille. L'objectif principal de ce projet est donc de mettre au point un outil d'évaluation de l'inconfort physique, plus précisément, un dispositif expérimental permettant de déterminer les zones du conduit auditif sensibles à la pression mécanique statique, responsables de l'inconfort biomécanique ressenti lors de l'utilisation de protecteurs auditifs de type « bouchon ».

Méthodologie

En vue d'atteindre ces objectifs, un dispositif permettant d'induire des pressions dans différentes régions du conduit a été mis au point. Ce dispositif a fait l'objet de tests en laboratoire sur des participants humains, suivant le protocole approuvé par le Comité d'éthique de l'École de Technologie Supérieure (Paris & Le Cocq, 2018).

Le dispositif consiste en un système à injection hydraulique connecté à un bouchon sonde. Celui-ci dispose à sa surface de plusieurs vésicules capables de gonfler une à une. Le bouchon sonde est inséré dans le conduit auditif et les vésicules gonflent contre les parois de ce dernier. Le dispositif permet ainsi de tester la sensibilité cutanée mécanique à différents endroits du conduit auditif. On détermine ainsi un seuil de sensibilité cutanée mécanique pour chacune de ces régions. La cartographie établie permet de caractériser les zones cutanées les plus sensibles du conduit auditif.

Structure du document

Ce mémoire est divisé en cinq chapitres. Le premier chapitre introduit le contexte dans lequel ce projet s'inscrit. Le chapitre suivant présente une revue de la littérature permettant une meilleure compréhension de la problématique de l'inconfort des PICB et plus particulièrement de la PMS. Les objectifs et les hypothèses formulées pour ce projet de recherche sont exposés dans le troisième chapitre. Le quatrième détaille le développement du

dispositif expérimental. Le cinquième chapitre décrit la méthodologie adoptée pour la validation expérimentale. Finalement, le dernier chapitre présente les résultats et amène une discussion. Les besoins de recherche et futurs développements sont présentés dans la section Recommandations.

CHAPITRE 1

MISE EN CONTEXTE DU PROJET DE RECHERCHE

1.1 Anatomie de l'oreille humaine et du conduit auditif externe

L'oreille humaine peut-être divisée en trois parties : l'oreille externe, l'oreille moyenne et l'oreille interne. L'oreille humaine peut-être considérée comme un transducteur « acousto-mécano-électrique » car elle transforme les vibrations sonores en un mouvement mécanique au niveau de l'oreille moyenne pour ensuite transmettre un signal électrique au cerveau grâce à l'oreille interne. Tel qu'illustré à la figure 1.1 l'oreille externe s'étend de la conque du pavillon jusqu'au tympan. Ce dernier marque la frontière avec l'oreille moyenne. Reliée à la membrane tympanique, la chaîne ossiculaire (marteau, enclume, étrier) constitue donc l'oreille moyenne, avec la trompe d'Eustache. L'étrier est directement connecté à la fenêtre ovale du labyrinthe osseux, soit l'entrée de l'oreille interne, la partie la plus proche du cerveau. Celle-ci contient le labyrinthe osseux qui est constitué d'organes sensoriels participant à l'équilibre (canaux semi-circulaires et vestibule) et à l'audition (cochlée ou limaçon).

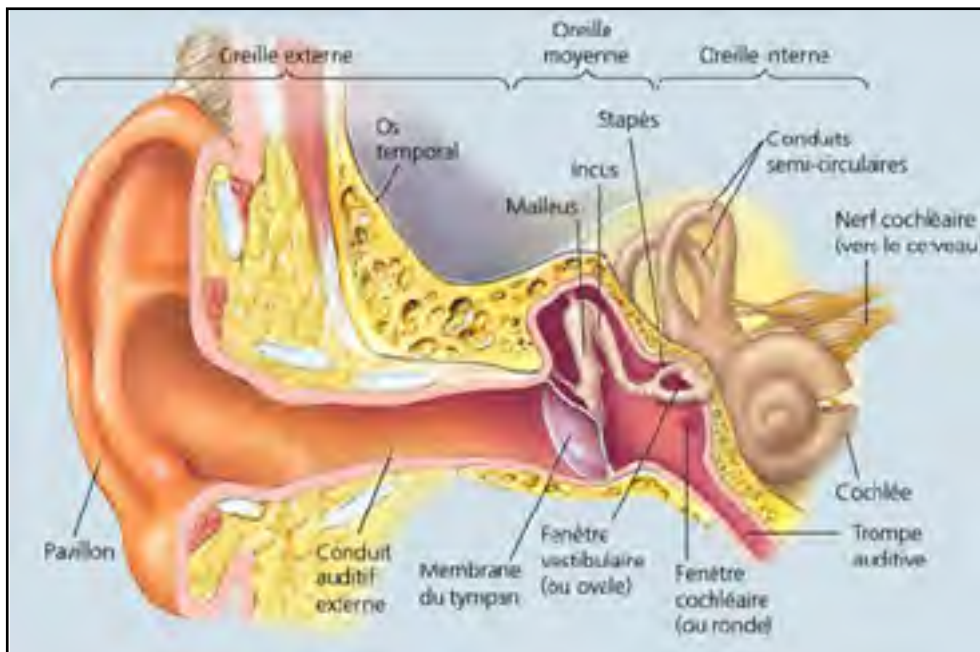


Figure 1.1 Vue générale de l'anatomie de l'oreille humaine. Repérée à <https://oreilletpe.wordpress.com>

La partie d'intérêt pour ce travail de recherche est l'oreille externe, plus particulièrement le conduit auditif externe appelé aussi méat acoustique externe. Le canal auditif présente une géométrie en forme de S présentée ci-dessous. Sa longueur varie de 25 à 30 mm et sa grosseur diffère d'un individu à l'autre (Stinson & Lawton, 1989). D'après (Davis, 2008) et des données collectées par le NIOSH, le diamètre moyen du conduit auditif d'un homme est de 9,3 mm et celui d'une femme de 8,8 mm. Le conduit auditif est oblique depuis la conque vers le tympan (Salem, 2006). De par sa géométrie, on distingue deux changements de directions, parfois appelés « coudes » (ou « bend ») sur la longueur du canal auditif schématisé sur la figure 1.2. Ils permettent de diviser le conduit auditif en trois sections :

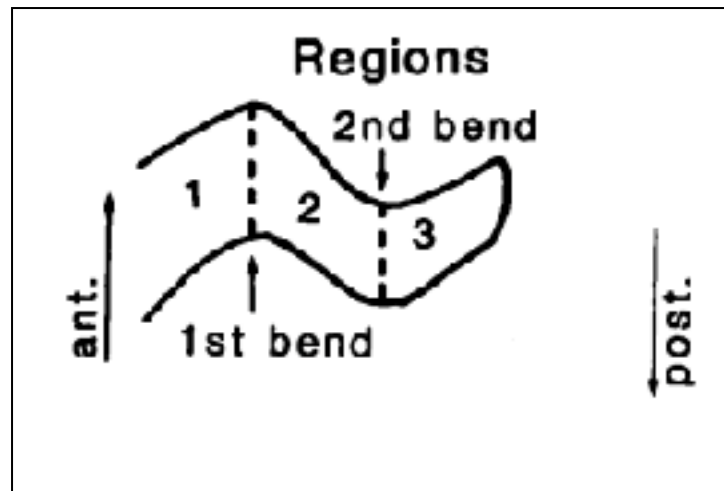


Figure 1.2 Représentation de la géométrie en S du conduit auditif. Tirée de (Alvord & Farmer, 1997)

Le conduit auditif est constitué sur ses deux premiers tiers d'une portion cartilagineuse puis d'une portion osseuse sur le tiers suivant. Le cartilage de la conque du pavillon est présent jusque dans l'entrée du conduit auditif (Salem, 2006) dont la structure est dite fibrocartilagineuse : cartilage et tissu fibreux. Le dernier tiers du conduit auditif correspond à la portion osseuse. Cette portion est comprise de part et d'autre dans l'os temporal avec l'oreille moyenne et l'oreille interne, comme on peut le voir sur la figure 1.1.

La composition de la peau recouvrant la portion fibrocartilagineuse est similaire à celle de toute peau : elle est constituée de plusieurs couches, « doublée d'une faible quantité de tissu adipeux; et recouverte de poils très fins » (Salem, 2006). Son épaisseur est comprise entre 0,5 et 1 mm. En progressant vers la membrane tympanique la peau s'amincit et ne se compose plus que d'une couche de 0,2 mm d'épaisseur, d'après (Lucente et al., 1995) tel que cité dans (Brummund, 2014). Cette peau vient aussi recouvrir la surface latérale de la membrane tympanique (Ballachanda, 2013). Le canal auditif externe est innervé par un rameau du nerf auriculo-temporal, un rameau du nerf facial et du nerf vague (Mudry, 2015). D'après (Salem, 2006) ces nerfs pénètrent à l'intersection cartilage/os. Cependant, aucune cartographie de l'innervation du conduit auditif n'a été trouvée dans la littérature.

1.2 Les différentes protections auditives

Les protecteurs auditifs peuvent être classés selon deux catégories : les coquilles anti-bruit (casques) d'une part et les protecteurs intra-auriculaires (bouchons) d'autre part. Un PICB peut-être circum-aural (recouvrant le pavillon), supra-aural (posé sur le pavillon) ou intra-auriculaire (insérés dans le conduit auditif) mais il n'atteint jamais la membrane tympanique. La figure 1.3 illustre les différents types de protections auditives existantes.

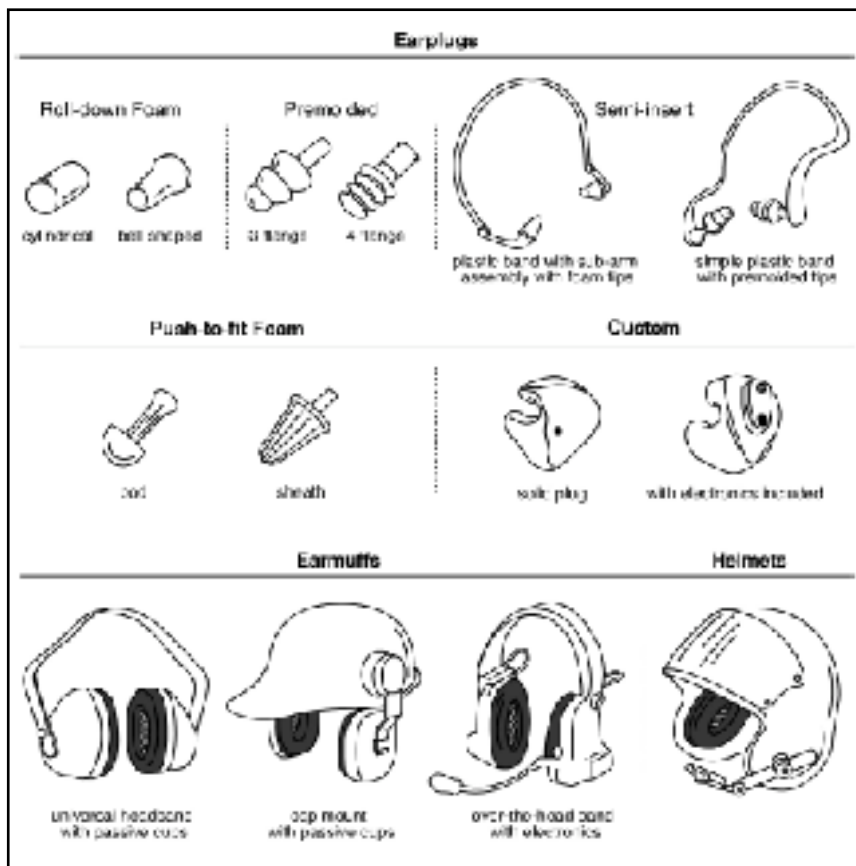


Figure 1.3 Les familles de protecteurs auditifs. Tirée de (Voix, 2014)

Les bouchons se présentent selon trois designs différents. Ils peuvent être moulés sur mesure en prenant l’empreinte du conduit auditif, malléables (bouchons en polychlorure de vinyle ou polyuréthane) ou pré-moulés (tige flexible recouverte d’anneaux). Un PICB peut aussi être caractérisé par la présence de composants électroniques, dans ce cas il est dit actif, sinon il

est passif. Chaque type de protection présente ses avantages et ses inconvénients, cependant ce projet se concentre sur les protecteurs intra-auriculaires pour les raisons suivantes : ce sont les protecteurs les plus utilisés sur le terrain (Corbet, 2016) , ils sont facilement produits à grand échelle et relativement peu coûteux. La protection apportée par les bouchons est moins fiable que celle apportée par les coquilles à cause de la plus grande difficulté à bien positionner ce type de protecteur. De plus, les travailleurs retirent souvent leurs bouchons à cause de la surprotection qu'ils peuvent entraîner et qui empêche les travailleurs de bien communiquer entre eux mais aussi d'entendre les signaux d'alarme. Cependant lorsqu'un PICB est retiré quelques minutes, son pouvoir d'atténuation diminue. Par exemple si le protecteur est enlevé durant 15 minutes au cours d'une période d'exposition de huit heures, son atténuation totale chute de 30 dB(A) à 22 dB(A) selon (Berger & Voix, 2018). Afin de permettre un bon positionnement et un port continu des bouchons d'oreilles, il est nécessaire de mieux comprendre les facteurs influençant l'inconfort associé à ce type de PICB.

1.3 La notion de confort

Le dictionnaire de français des éditions Larousse (Éditions Larousse, s.d.) propose pour le mot *confort* la définition suivante: « tranquillité psychologique, intellectuelle, morale obtenue par le rejet de toute préoccupation ». Cependant le confort, notion personnelle et subjective, n'est pas seulement influencé par des facteurs de nature psychologique. Par exemple l'absence de douleur ou d'irritation ne suffit pas à définir le confort, mais cela en est un facteur. Dans la recherche scientifique, les définitions du confort et d'inconfort sont sujettes à débat depuis de nombreuses années (Davis, Murphy, Byrne, & Shaw, 2011) (Pearson, 2009). (Branson, 1990-1991) tel que cité dans (Davis, 2008) définit le confort comme : « un état de satisfaction indiquant un équilibre physiologique, psychologique et physique chez la personne, ses vêtements et son environnement ». Le confort semble donc être un compromis entre des facteurs de natures différentes (physiologique, physique, psychologique). Dans la littérature relative au confort des protecteurs auditifs, le confort est caractérisé par différents termes tels que « attributs », « descripteurs » ou « dimensions », définis comme différents

aspects du confort. D'après (Olivier Doutres et al., 2018) ces composantes du confort des protecteurs auditifs sont donc les suivantes :

- Composante physique :
 - Sous-composante biomécanique (pression mécanique exercée sur le conduit, douleur ou irritation induite par contact mécanique)
 - Sous-composante acoustique : surprotection (non perception des signaux ambiants utiles comme les alarmes ou la parole) ou effet d'occlusion (sensation désagréable d'autophonie lorsque le travailleur parle avec un protecteur intra-auriculaire).
 - Sous-composante thermique (sudation ou échauffement de la peau)
- Composante fonctionnelle (facilité de mise en place, maintien en position)
- Composante psychologique (acceptabilité, habitude)

Selon (Pearson, 2009), la littérature ne propose pas de référence absolue en matière d'évaluation du confort. Le projet ETSPA3 «Développement d'une panoplie d'indices de confort pour les bouchons d'oreille afin d'améliorer la protection auditive des travailleurs » en tente d'ailleurs de proposer une évaluation complète du confort des protecteurs intra-auriculaires, en prenant en compte chacune de ces composantes. Tel qu'indiqué dans l'Introduction, ce projet se concentre sur la PMS exercée sur le conduit auditif.

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Comme le souligne (Davis, 2008), les études considèrent généralement le confort des PICB comme d'intérêt secondaire et se concentrent sur leur atténuation acoustique. On recense en effet dans la base de données Web of Sciences, 208 publications sur l'atténuation des protecteurs contre 22 à propos du confort, entre les années 1970 et 2014. L'inconfort qu'induit un PICB influence l'atténuation sonore effective. Plus un PICB est inconfortable, moins il sera porté et plus l'atténuation qu'il procure sera diminuée. Il est donc nécessaire que les efforts de recherche sur l'atténuation sonore des PICB soient accompagnés de travaux sur les inconforts causés par ces PICB. Ce projet de recherche se situe à l'intersection de plusieurs domaines d'études comme l'illustre la figure 2.1 : l'ergonomie pour la quantification du confort physique, l'instrumentation pour le développement d'un dispositif d'acquisition et l'étude de l'anatomie de l'oreille pour comprendre le phénomène de sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif.



Figure 2.1 Diagramme de Venn illustrant les domaines d'études impliqués dans ce projet

Les moteurs de recherche qui ont été utilisés pour effectuer la revue de littérature sont les suivants : PubMed, Scopus, Compendex & Inspec, Google Scholar. Voici quelques exemples de plans de concept utilisés pour la recherche de littérature :

HEAR* AND PROTECTION AND COMFORT
(EAR AND CANAL) AND DISCOMFORT
EARPLUG* AND COMFORT AND (EAR CANAL)

De nombreux articles ont été consultés car cités par d'autres auteurs. De plus le document (Doutres et al., 2018) du projet ETSPA3 a permis de recenser les différentes études liées au sujet.

La revue de littérature se décompose en trois sections. La section 2.1 présente dans un premier temps une description détaillée des méthodes d'évaluation de l'inconfort des PICB est présentée. La section 2.2 définit la sensibilité cutanée mécanique et introduit la problématique de la PMS. La dernière section 2.3 est une synthèse de la revue de littérature.

2.1 Méthodes usuelles d'évaluation de l'inconfort des PICB

Une des observations faites lors de cette revue de littérature est que la principale méthode d'évaluation du confort des PICB (bouchons et coquilles anti-bruit) est l'utilisation d'un outil de notation appelé *bipolar scale*. Il s'agit de deux adjectifs opposés (exemple : froid/chaud) séparés par une échelle à 5 ou 7 niveaux. La figure 2.2 montre un exemple d'échelle *bipolar scale* extraite de (Park & Casali, 1991) qui a été reprise pour de nombreux autres travaux de recherche :



Figure 2.2 *Bipolar scale* pour le confort des PICB. Tirée de (Park & Casali, 1991)

Dans cet exemple, chaque paire d'adjectifs est séparée par 7 niveaux (ou échelons). Le participant doit sélectionner le niveau associé à la sensation que lui procure le PICB. Les paires d'adjectifs ne sont pas réparties de la même façon, de chaque côté de l'échelle les adjectifs à connotation « négative » et « positive » sont mélangés. Si ce n'était pas le cas, les réponses pourraient être affectées par l'effet de halo. Ce biais cognitif se traduit ici par le fait que la réponse à une question peut « contaminer » la réponse à une question suivante. (Rosenzweig, 2007). Chaque niveau correspond à un chiffre de 1 à 7. Le score 1 correspond à l'adjectif le plus confortable (exemple : léger) et le score 7 correspond au moins confortable (exemple : lourd), peu importe l'orientation de la paire d'adjectifs. Ces scores sont additionnés et donnent un index de confort. Dans la majorité des cas, seules certaines

paires d'adjectifs sont incluses dans le calcul de cet index. La paire « confortable/inconfortable » représente l'item d'intérêt. Au moyen d'une corrélation de Spearman, les chercheurs déterminent les paires d'adjectifs le moins corrélées à cet item d'intérêt et les excluent.

Les deux études suivantes sont considérées comme des études de référence et ont été citées de nombreuses fois par la suite. (Epps & Casali, 1985) ont mis au point une première échelle *bipolar scale* destinée à évaluer le confort des bouchons, avec l'attribut physique du confort comme dominante. Dans leur étude ils ont demandé à des participants naïfs (n'ayant pas l'habitude de porter des PICB) de tester cinq paires de bouchons, malléables et moulés. Parmi les paires d'adjectifs, aucune ne faisait référence à la pression mécanique statique. Dans une autre étude, (Casali, Lam, & Epps, 1987) utilisent une échelle *bipolar scale* pour évaluer le confort de différents bouchons d'une part et celui des coquilles anti-bruit d'autre part. Seule l'échelle *bipolar scale* utilisée pour les coquilles anti-bruit contient des items concernant la pression mécanique statique.

Ces deux études ne considèrent pas le rôle de la pression mécanique statique dans la dimension physique du confort des bouchons. En revanche l'échelle *bipolar scale* développée plus tard par (Park & Casali, 1991), qui a pour but l'évaluation de tout type de PICB, contient un item à propos de la pression mécanique statique. Cette échelle *bipolar scale* a été utilisée par la suite pour plusieurs travaux de recherche : (Davis et al., 2011), (Byrne, Davis, Shaw, Specht, & Holland, 2011), (Arezes & Miguel, 2002), (Sviech, Gonçalves, Morata, & Marques, 2013) et (Davis & Shaw, 2016). Dans leur étude, (Sviech et al., 2013) ont utilisé par exemple une version légèrement modifiée de cette *bipolar scale* pour des bouchons et des coquilles. Ils ont conclu que l'index de confort seul ne permet pas une évaluation complète de l'acceptabilité du PICB.

Selon les études, des questionnaires sont distribués au début de la période de mesure. Ils permettent de connaître le rapport du participant aux PICB et de récolter des informations sur leur environnement de travail. Par exemple (Sviech et al., 2013) ont procédé, avant la collecte de données, à une séance d'information et ils ont remarqué que 100% des

participants ne savaient pas comment bien placer les protecteurs alors qu'ils étaient des travailleurs en milieu bruyant. À la fin de la période de port et de test des PICB, les participants doivent parfois compléter une *bipolar scale* mais aussi classer les PICB selon quatre critères représentatifs du confort global comme dans (Epps & Casali, 1985).

Parallèlement aux deux études de (Epps & Casali, 1985) et (Casali, Lam, & Epps, 1987), (Brown-Rothwell, 1986) a mené un travail de recherche sur l'acceptabilité des bouchons d'oreille (pré-moulés, malléables et moulés sur mesure) selon différents aspects : le confort, la communication, l'apparence et la commodité. Dans cette étude, le chercheur utilise un questionnaire du type échelle de Likert. Cet outil consiste à évaluer un item selon cinq ou 7 niveaux allant de « tout à fait d'accord » à « pas du tout d'accord ». Dans le questionnaire de l'étude, seul un item était relié à la pression exercée par le protecteur.

2.2 La pression mécanique statique : un inconfort biomécanique

2.2.1 Les différents seuils de sensibilité cutanée mécanique

Le corps humain est doté de récepteurs sensoriels qui lui permettent de détecter les stimuli extérieurs. La peau humaine, par exemple, est sensible au toucher, aux vibrations, à la pression cutanée et à l'étirement grâce à la présence de mécanorécepteurs dans ses différentes couches. Ce sont des récepteurs somatosensoriels sensibles aux déformations mécaniques de la peau, qui envoient un influx nerveux au cerveau lors qu'ils détectent un stimulus. Selon (Démarchez, 2015) il existe cinq types de mécanorécepteurs cutanés, mais seulement deux sont des récepteurs de pression : les disques de Merkel et les corpuscules de Ruffini. Les disques de Merkel se situent dans les couches profondes de l'épiderme et les corpuscules de Ruffini sont situés plus en profondeur, dans le derme (Sauleau, s.d.).

Si une pression trop importante est appliquée sur la peau, une sensation d'inconfort est ressentie. Une pression seuil critique entraîne l'arrêt de la circulation sanguine et une hypoxie des tissus environnants (« Pression excessive et prolongée », s.d.), provoquant sur le long terme la formation d'escarre. Cette pression critique dépend des individus et des zones du corps sur laquelle elle est appliquée car la densité de la peau en mécanorécepteurs est

variable (Rigal, 2002). En effet les mécanorécepteurs sont des terminaisons nerveuses, donc leur répartition dans le corps humain n'est pas homogène. La main, par exemple, est l'organe du toucher. Elle correspond donc à une des zones du corps les plus riches en mécanorécepteurs. Aucune donnée à propos des mécanorécepteurs du CAE n'a été répertoriée. Cependant, l'oreille ne participe pas au sens du toucher. Une des hypothèses faites lors de ce projet est que la densité en mécanorécepteurs du conduit auditif externe (CAE) est moins importante. Donc la sensibilité cutanée mécanique mesurée pour le CAE devrait être légèrement moins élevée, mais du même ordre de grandeur que celle de l'extrémité du doigt. La pression détectable à l'extrémité de l'index, est en moyenne de 5,37 g/mm² soit 52,68 kPa selon (Hage, Steen, & de Groot, 1995). Elle a été déterminée sur les 260 index de 130 participants à l'aide des monofilaments Semmes-Weinstein 58011 (Stoelting co., Wood Dale, IL, USA), illustrés sur la figure 2.3 :

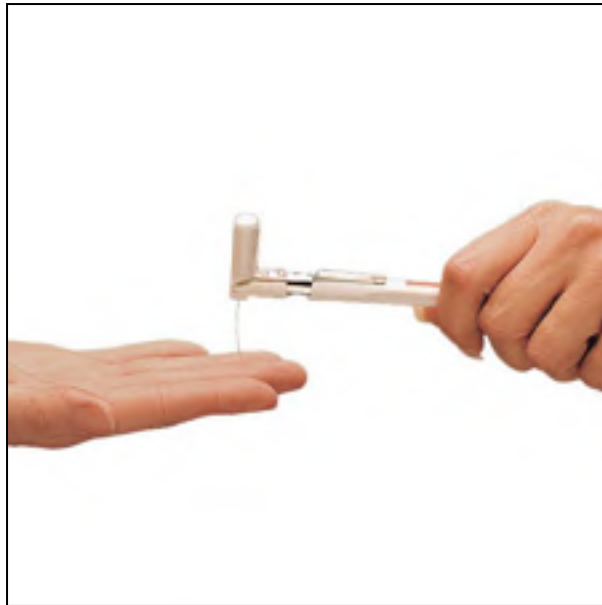


Figure 2.3 Monofilaments Semmes-Weinstein.
Repérée à <http://www.opchealth.com.au/touch-test-sensory-evaluator>

Les chercheurs ont utilisé sept monofilaments différents et ont obtenu des pressions allant de 13,7 kPa à 209,7 kPa. Cependant 148 index ont été sensibles au monofilament 2.83 ce qui correspond donc à la valeur de seuil le plus fréquemment rapporté, de 52,68 kPa.

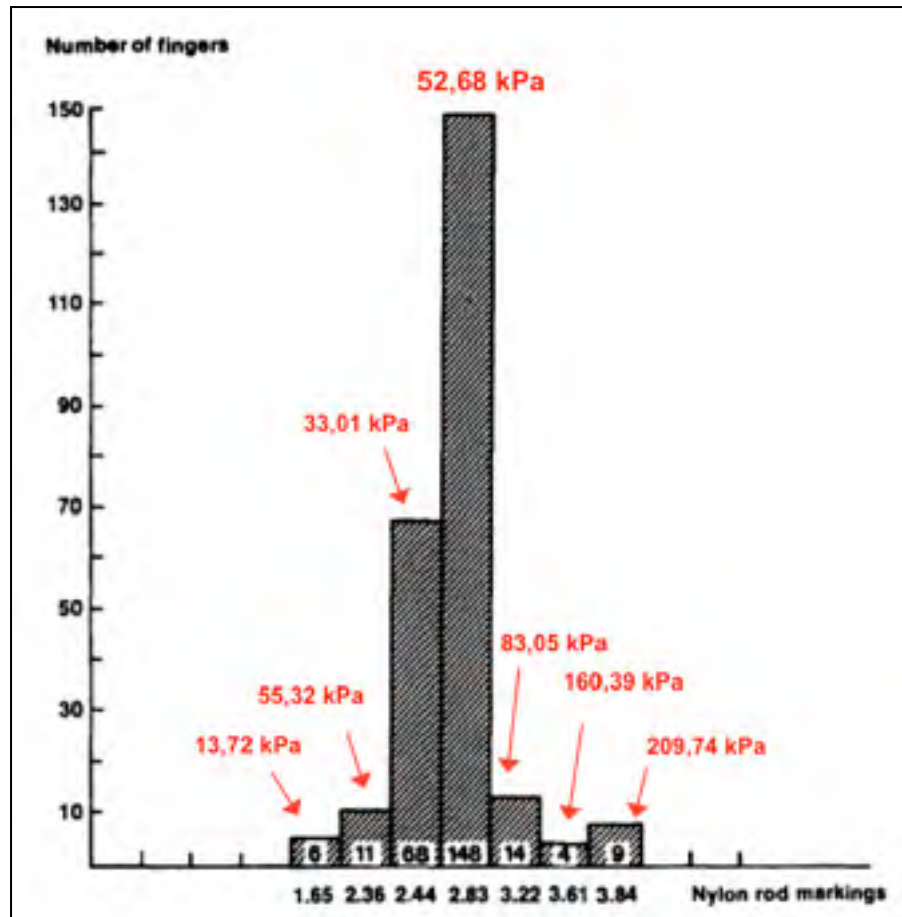


Figure 2.4 Résultats obtenus pour 148 index. Chaque monofilament applique la pression indiquée en kPa

Il est important de mentionner qu'un phénomène psychophysique est associé au phénomène physiologique intervenant dans la sensibilité cutanée mécanique. La psychophysique est l'étude des relations entre les stimuli physiques et les réponses qu'ils engendrent. Cette branche de la psychologie différencie deux seuils de sensibilité: le seuil absolu et le seuil différentiel. Le seuil absolu correspond au seuil de détection du stimulus. Le seuil différentiel, ou seuil de discrimination, est mesuré lorsque l'intensité du stimulus augmente de manière « juste nécessaire pour provoquer une différence de réaction » (Richard, s.d.). Les seuils absolu et différentiel varient d'un essai à l'autre et d'un individu à l'autre. Par exemple (Hage et al., 1995) ont déterminé un seuil absolu car ils cherchaient à détecter un contact entre la peau et le monofilament. Il existe plusieurs méthodes pour mesurer ces seuils et leurs

variations. La méthode d'ajustement est la méthode d'intérêt pour ce projet de recherche. Cette méthode consiste à demander au sujet de faire varier l'intensité du stimulus jusqu'à ce qu'il détermine un niveau d'intensité à la limite du perceptible (Richard, s.d.). La section 5.1.3.3 explique comment les prises de mesure sur participant humain se sont inspirées de cette méthode.

2.2.2 La pression mécanique statique dans le conduit auditif externe

Les PICB intra-auriculaires doivent être bien ajustés pour assurer une bonne isolation acoustique. Lorsqu'ils sont insérés correctement, ils exercent une pression sur les parois du conduit auditif, appelée pression mécanique statique (PMS). Certains chercheurs qualifient la PMS de « expansion force » (Smith, Broughton, Wilmoth, Borton, & Mozo, 1982), « static stress » (Blyth, Brunner, Graydon, & Stoddart, 2002) ou « equilibrium pressure » (Gardner, 1974). Cette pression correspond à l'attribut biomécanique du confort. La PMS exercée par les bouchons a fait l'objet de peu d'études. (Zwislocki, 1958) est la première étude à mentionner la PMS. Il met en avant le compromis nécessaire entre atténuation et confort pour une utilisation plus efficace des PICB. Il considère le confort comme exclusivement lié à la pression exercée sur le conduit auditif. Cette vision peut être considérée comme simpliste mais elle introduit pour la première fois le concept de la PMS. Depuis (Zwislocki, 1958), peu d'études ont considéré le lien entre PMS et confort, pour le protecteur de type bouchon. Encore récemment, (Doutres et al., 2018) insiste sur le fait que la distribution de la PMS à la surface du conduit auditif devrait être mesurée car elle est probablement liée au confort perçu. La section suivante explore la littérature depuis (Zwislocki, 1958) pour faire état des travaux portant sur la PMS et l'inconfort des PICB (bouchons et coquilles anti-bruit).

2.2.3 Outils de mesure directe de la PMS induite par un PICB

Selon (Arezes & Miguel, 2002) le confort est complexe à évaluer car subjectif mais certains attributs du confort peuvent être mesurés « objectivement » comme la pression des coquilles anti-bruit. La littérature recense l'utilisation de divers systèmes de mesure de la pression que

les coussins des casques exercent sur le contour de l'oreille externe, ou directement sur le pavillon de l'oreille.

(Kuijt-Evers, Bosch, Huysmans, de Looze, & Vink, 2007) ont réalisé des travaux de recherche sur les méthodes objectives et subjectives de mesure du confort et de l'inconfort. Ils ne se sont pas penchés sur les PICB mais sur les outils manuels tels que la scie. La pression entre la main et l'outil est mesurée à l'aide du système Pliance-x (Novel gmbh, Munich, Allemagne) qui consiste en un film flexible doté de capteurs de pression permettant d'avoir une répartition de la pression en divers endroits. Ce genre de système est aussi utilisé pour mesurer la pression des coquilles, disposées sur un support avec deux plaques verticales sur lesquelles les coquilles se resserrent, comme dans (Gerges, 2012). Dans ce cas, c'est le Tekscan modèle 5101 (Tekscan Inc., South Boston, MA, USA) qui est utilisé pour obtenir une cartographie de la pression comme l'illustre la figure 2.3. Ces outils donnent des résultats exploitables pour des surfaces planes mais semblent inadaptés pour une utilisation sur des protecteurs intra-auriculaires car ils sont pliés pour épouser la forme du protecteur (Gerges, 2012).



Figure 2.5 Le système Tekscan utilisé pour mesurer la pression exercée par les coussins des casques

2.3 Synthèse de la revue de littérature

La revue de la littérature présentée dans ce chapitre a montré que l'étude de la PMS appliquée sur les parois du conduit auditif externe reste peu décrite alors qu'elle pourrait apporter des éléments utiles à une meilleure compréhension de l'inconfort biomécanique des bouchons. Le tableau ci-dessous reprend les quelques valeurs de PMS pour le conduit auditif disponibles dans la littérature :

Tableau 2.1 Récapitulatif des valeurs de PMS liées au confort

Référence de l'étude	Pressions confortables (kPa)	Pressions moins confortables ou inconfortables (kPa)
(Gardner, 1974)	2,4	9,1
(Philips Hearing Instruments, 1994)	Ø	4,9
(Fligor, 2013)	4,8	34,5
(Blyth et al., 2002)	Ø	≥ 9
(Baker et al., 2010)	$0 \leq P \leq 10$	≥ 50
(Delnavaz & Voix, 2013)	13	Ø
(Staab, communication personnelle, 29 juin 2016)	Ø	[9,1 ; 22,3]

Les limites rencontrées dans la revue de littérature sont les suivantes:

- Beaucoup de travaux portent seulement sur les coquilles anti-bruit;
- Les études citées testent différents modèles de bouchons existants. Or le matériau et le type de bouchon exercent des contraintes qui peuvent être responsables de la variabilité des PMS mesurées;
- Aucune étude n'introduit la notion de sensibilité cutanée mécanique pour le CAE. Le lien avec l'inconfort ressenti n'est pas investigué.
- L'anatomie du conduit auditif n'est pas prise en compte pour comprendre l'inconfort ressenti (surtout lors de l'utilisation d'un canal auditif artificiel);

- Une seule valeur de PMS est mesurée pour l'ensemble du conduit auditif ce qui n'est pas représentatif car la structure du conduit auditif n'est pas homogène.

Ces limites permettent de déterminer les exigences auxquelles la recherche menée doit répondre. Le bouchon qui sera utilisé dans ce projet, qualifié de bouchon sonde, sera fait dans un matériau qui se veut le plus neutre possible. La sensibilité cutanée mécanique reliée à la PMS sera mesurée en plusieurs points dans le CAE afin d'être évaluée de manière plus rigoureuse. La recherche va porter essentiellement sur ce dernier point, ce qui contribue à l'originalité du dispositif conçu durant ce projet.

CHAPITRE 3

OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

3.1 Objectifs

3.1.1 Objectif principal

Tel qu'expliqué dans l'Introduction, l'objectif de cette recherche est de développer et valider un dispositif expérimental permettant d'effectuer la cartographie de la sensibilité cutanée mécanique du CAE humain.

3.1.2 Sous-objectifs

L'objectif principal peut être subdivisé en trois objectifs spécifiques :

- Le premier sous-objectif correspond à l'identification, au moyen de la revue de littérature, des exigences auxquelles le dispositif doit répondre.
- Le second sous-objectif est le développement et la qualification du dispositif expérimental.
- Le dernier sous-objectif est la validation du dispositif par l'intermédiaire de mesures de la pression de détection reliée à la sensibilité cutanée mécanique chez l'humain.

3.2 Hypothèses de travail

3.2.1 Hypothèse numéro 1

Nous faisons l'hypothèse que l'inconfort dû à la pression mécanique statique dans le conduit auditif externe n'est pas homogène sur la surface du conduit et qu'il est possible d'identifier

des zones plus sensibles que d'autres. C'est pourquoi le dispositif expérimental développé devra permettre de mesurer individuellement la sensibilité cutanée mécanique dans différentes parties du CAE.

3.2.2 Hypothèse numéro 2

La littérature ne recense aucune donnée sur la sensibilité cutanée mécanique du CAE. Nous faisons l'hypothèse, pour le dimensionnement du dispositif expérimental, que la sensibilité cutanée mécanique du CAE sera de l'ordre de grandeur de celle de l'index. Par ailleurs, nous mesurons un seuil différentiel et non un seuil absolu, car le bouchon sonde utilisé sera déjà en contact avec la peau du CAE.

3.2.3 Hypothèse numéro 3

La correspondance entre la sensibilité cutanée mécanique et l'inconfort biomécanique lors du port de protecteurs intra-auriculaires n'est pas établie dans la littérature. La distinction est faite dans ce projet car nous faisons l'hypothèse que les zones les plus sensibles du CAE sont potentiellement les zones où l'inconfort est ressenti.

Le chapitre suivant présente la conception du dispositif de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain mis au point pour tenter de pallier les limites listées dans la revue de littérature.

CHAPITRE 4

DÉVELOPPEMENT DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

L'objectif principal est de cartographier la sensibilité cutanée mécanique du CAE. Une seule valeur de pression n'est pas représentative de la structure du conduit auditif c'est pourquoi le dispositif conçu doit permettre d'induire des pressions mécaniques statiques dans différentes régions du conduit. Le dispositif expérimental est constitué d'un bouchon sonde connecté à un système d'injection hydraulique, commandé par un programme informatique. Le bouchon sonde, moulé sur mesure pour chaque participant, dispose à sa surface de trois vésicules. Elles sont gonflées tour à tour, au moyen d'une injection d'eau, pour tester la SCM à différents endroits du CAE. Ce dispositif a été validé par la méthodologie présentée au chapitre suivant.

4.1 Méthode de conception du bouchon sonde

Les participants étant des membres de la Chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intra-auriculaires (CRITIAS), deux d'entre eux disposaient de protecteurs intra-auriculaires en silicone moulée sur mesure, de type SonoCustom V3, développés par EERS Global Technologies Inc. Ils ont été utilisés pour réaliser leur bouchon sur mesure. Le troisième participant disposait d'un bouchon moulé sur mesure grâce à une empreinte prise par un audiologiste pour son oreille droite et d'un protecteur intra-auriculaire en silicone moulée sur mesure de type V5 HPD, pour son oreille gauche. L'étape préliminaire était d'adapter le design de ces protecteurs en bouchon sonde. Chaque bouchon sonde présente trois vésicules à sa surface et non quatre comme initialement prévu. À cause de difficultés techniques, les quatre tubes n'ont pas pu être insérés dans le bouchon sonde.

La méthode de conception des bouchons sondes est détaillée ci-dessous :

- a) Chaque bouchon a été numérisé avec un scanner 3D EinScan-S (Shining 3D Tech. Co. Ltd., Hangzhou, Chine) avec une incertitude inférieure ou égale à 0,1 mm. Ce scan correspond à un maillage surfacique du bouchon enregistré dans un fichier STL,

non modifiable sous SolidWorks® (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA).

- b) À l'intérieur du bouchon il a fallu rajouter des passages pour les tubes, chacun étant relié à une vésicule. Un fichier a été créé sous SolidWorks correspondant aux passages dans le bouchon sonde de chaque tube, importé par la suite dans le fichier STL du maillage surfacique sous PolyWorks® (InnovMetric Software Inc., Québec, QC, Canada). La figure 4.1 illustre cette étape.



Figure 4.1 Maillage surfacique avec passage des tubes, sous Polyworks

- c) Fermeture du maillage surfacique et réduction du bouchon sonde à 95 % de sa taille originale pour laisser de la place à la légère protubérance créée par la vésicules. (visibles sur la figure 4.3)
- d) Exportation du fichier STL vers l'imprimante 3D Formlabs (Formlabs Inc., Somerville, MA, USA) qui utilise un procédé SLA (photopolymérisation de la résine acrylique liquide par laser).
- e) Impression 3D du bouchon sonde. Le résultat est montré sur la figure 4.2.

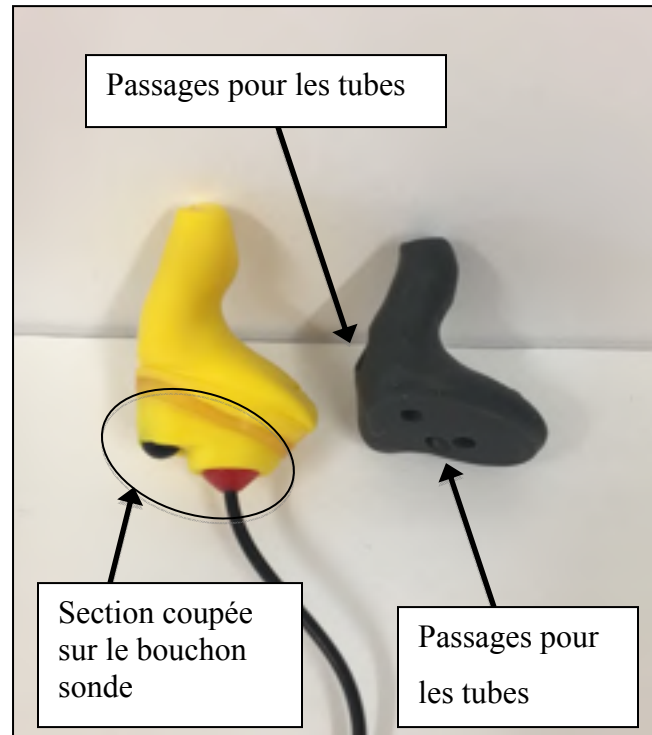


Figure 4.2 Protecteur SonoCustom V3 moulé sur mesure (à gauche), bouchon sonde (à droite)

- f) Pour les vésicules : des membranes en latex de condom (non lubrifié) ont été tendues sur l'extrémité d'un tube en polychlorure de vinyle (PVC), une gaine thermorétractable est positionnée par-dessus puis maintenue par un serre-joint.
- g) Les tubes ont ainsi été insérés dans le bouchon sonde, le résultat final est présenté sur la figure 4.3.

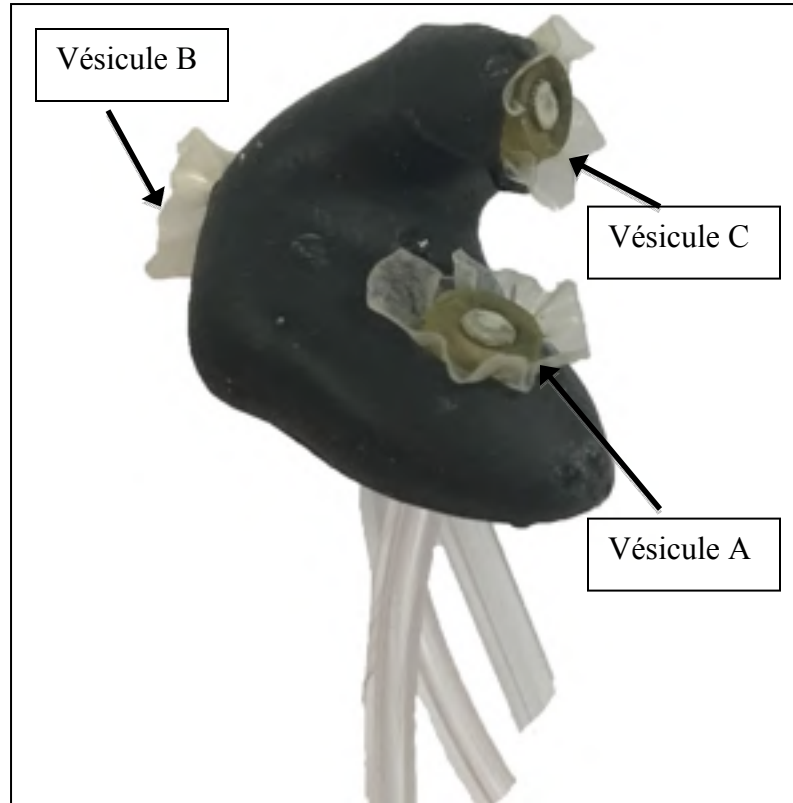


Figure 4.3 Bouchon sonde final

La vésicule A se situe à l'entrée du conduit auditif, la vésicule B est sur le sommet du premier coude et la vésicule C est sur le sommet du second coude. Les vésicules ont été placées à ces endroits là, jugés comme étant judicieux pour une première évaluation de la sensibilité.

La résine utilisée pour l'impression 3D est une résine flexible simulant un matériau pouvant être plié et/ou comprimé, mais non élastique, de dureté 80A. Le matériau présente donc une faible elongation à la rupture. Le bouchon est légèrement rigide mais la réduction d'échelle à 95 % a permis d'en faire un objet relativement neutre et inerte lorsqu'il est inséré dans le conduit auditif.

4.2 Développement du système à injection hydraulique

Le système à injection hydraulique a été conçu pour un bouchon sonde de quatre vésicules, comme c'était initialement prévu. La liste des composants se trouve en Annexe I.

Les trois tubes du bouchon sonde sont connectés au système d'injection au moyen de raccords en acier inoxydable. Le fluide utilisé pour faire gonfler les vésicules est de l'eau déminéralisée et non de l'air, afin de garder un suivi du volume injecté. L'ensemble du système d'injection est rempli d'eau déminéralisée avant utilisation et les vésicules sont gonflées l'une après l'autre, grâce à un déplacement de ce fluide. Finalement, le système d'injection est contrôlé par une carte d'acquisition et un programme LabView™ comme le montre la figure 4.4.

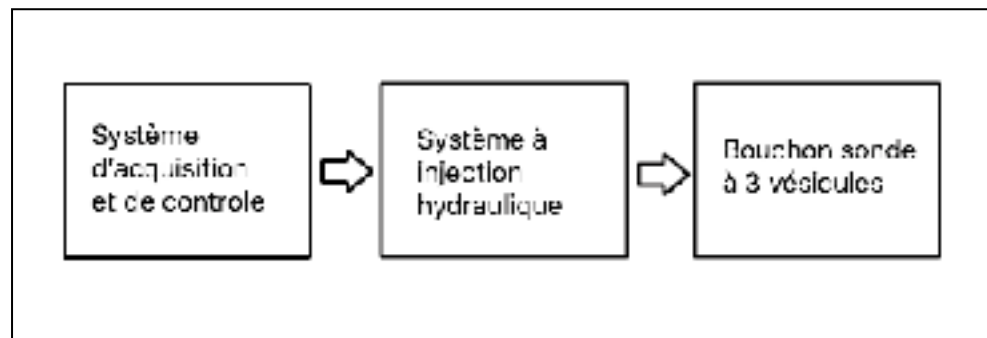


Figure 4.4 Les trois principales composantes du dispositif

Un schéma conventionnel du système d'injection hydraulique est présenté en annexe II. La figure 4.5 permet une meilleure compréhension de son fonctionnement. Tel qu'indiqué précédemment, le déplacement d'eau permet de faire gonfler les vésicules. Elles sont gonflées tour à tour, grâce à l'ouverture de l'électrovalve correspondante. Le déplacement d'eau est injecté grâce à une seringue, dont le piston est poussé par un actionneur linéaire. Lorsque l'actionneur recule avec la seringue, la vésicule testée se dégonfle. Un capteur de pression est associé à chacune des vésicules. La limite supérieure pour les capteurs de pression, de 50 kPa, a été fixée d'après (Baker et al., 2010) qui propose les plus grandes valeurs trouvées dans la littérature. Les électrovalves utilisées sont des valves trois voies et deux positions, afin d'avoir un échappement pour ne pas maintenir une pression lorsque la vésicule n'est plus testée. Le système dispose d'une électrovalve, appelée électrovalve zéro, qui est une valve de sécurité dans le cas où un problème surviendrait au niveau de l'actionneur linéaire. L'ouverture de cette électrovalve est nécessaire pour ouvrir une des électrovalves suivantes.

Le système d'injection est contrôlé par une carte d'acquisition et un programme Labview. Il commande l'actionneur linéaire solidarisé au piston de la seringue. Le programme LabView permet de lire en temps réel la position de l'actionneur, le volume injecté et la pression relevée par les capteurs. Cette pression correspond à la PMS que la vésicule testée applique sur les parois du conduit auditif, composée aussi des forces de tension dans la membrane. En effet cette dernière présente une certaine résistance à la pression selon élasticité, mais cela n'a pas été quantifié au cours de la conception. Un bouton réponse est aussi connecté au système d'acquisition. Il permet au participant de gérer le gonflement des vésicules comme on le verra dans la partie méthodologie. Les figures 4.6 et 4.7 montrent le dispositif expérimental dans sa totalité.

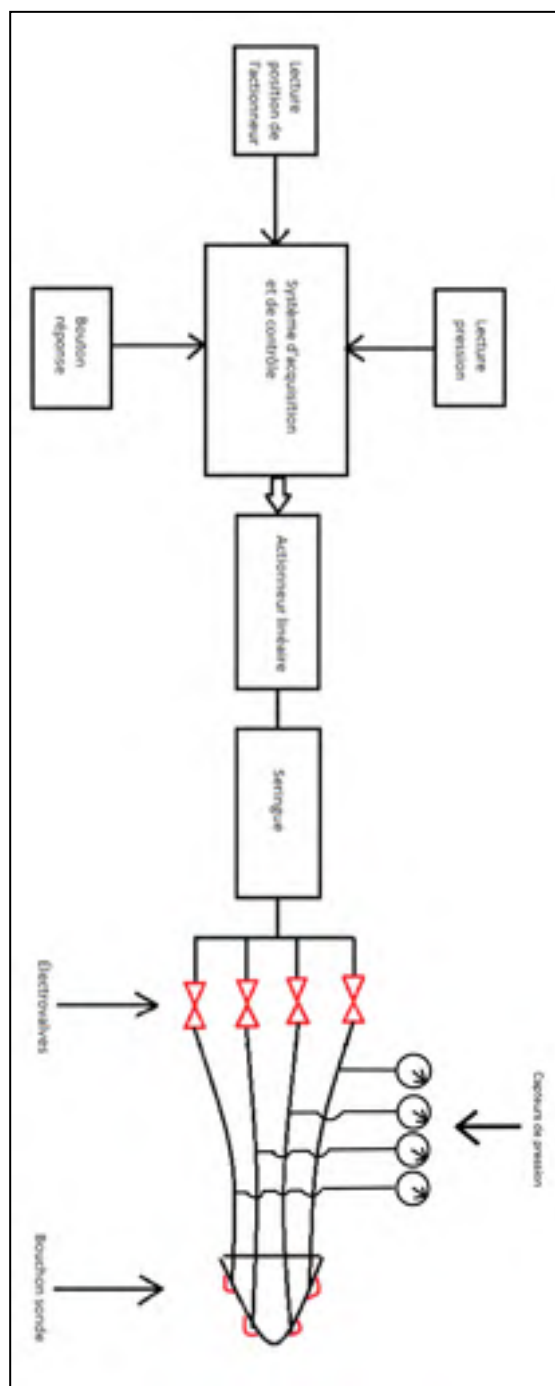


Figure 4.5 Schéma synoptique du dispositif développé

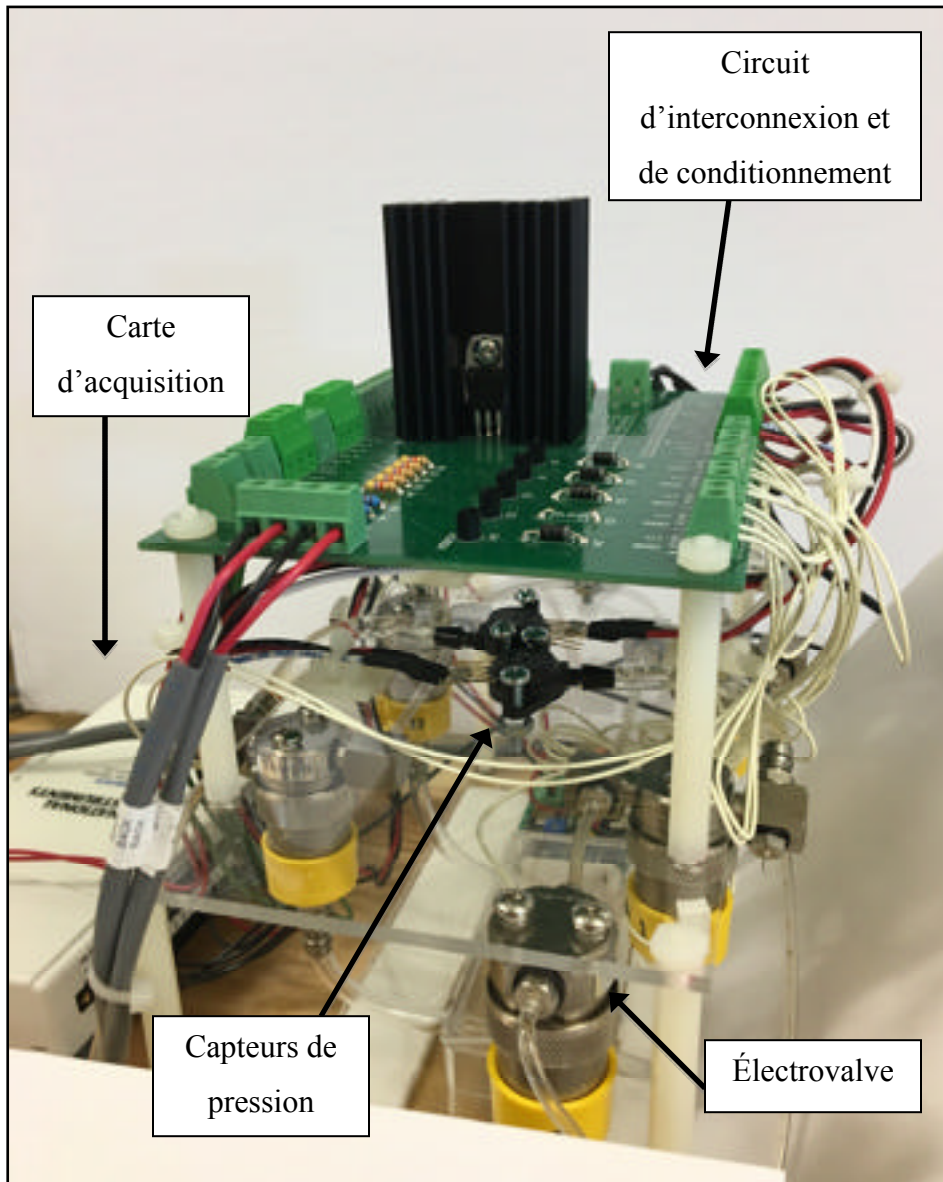


Figure 4.6 Photo du dispositif d'acquisition et de contrôle

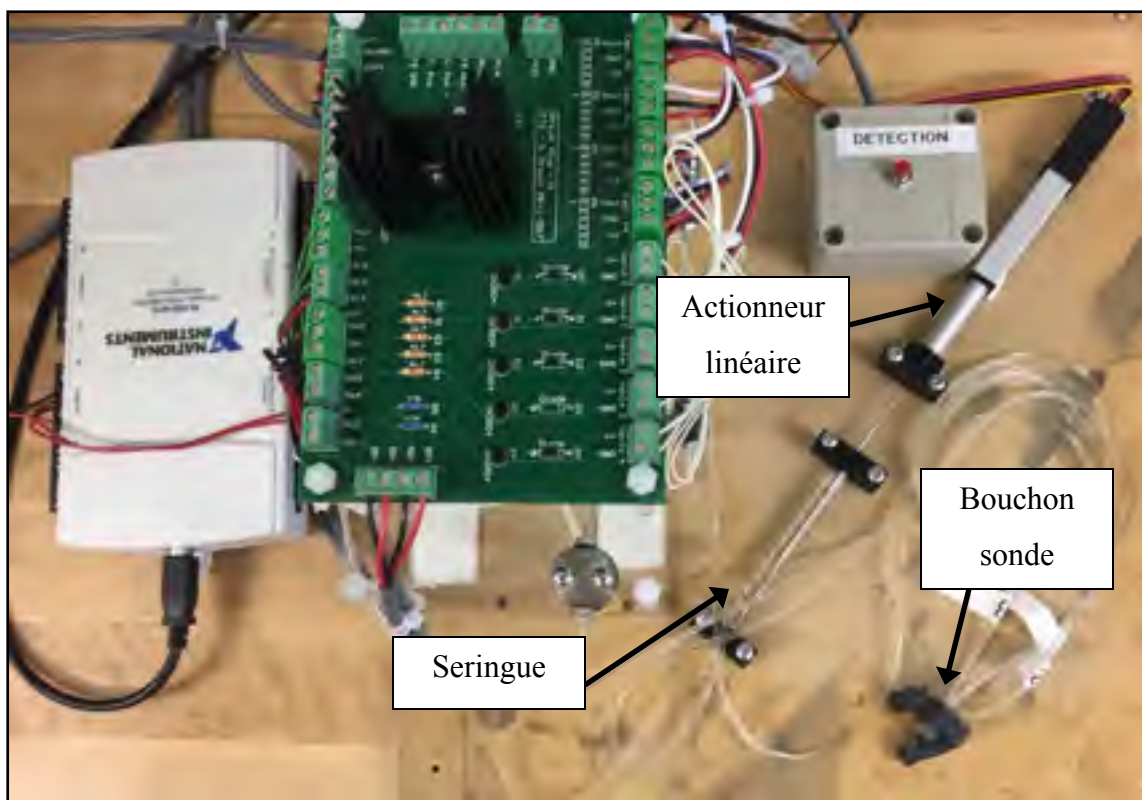


Figure 4.7 Vue d'ensemble du dispositif

4.3 Qualification et calibration du dispositif expérimental

La qualification et la calibration du dispositif ont été faites d'abord théoriquement puis les valeurs ont été vérifiées par expérimentation avec les outils suivants :

- Un manomètre numérique Omega™ de la série DPG4000 (Omega Environmental, Saint-Eustache, QC, Canada) doté d'une précision de $\pm 0,05\%$ avec une plage de pression de ± 15 psi (± 1 bar)
- Multimètre 72-7725 de la marque TENMA™

4.3.1 Détermination de la sensibilité et de la résolution du système

Les gains possibles sont 1, 2, 10 et 50. Le gain utilisé pour la carte est de 2, pour les capteurs de pression MPX5050GP. D'après les spécifications de la carte National Instruments Data Acquisition (NIDAQ), +5 % est rajouté à la plage de tension utilisée. La plage de tension dynamique correspond à la plus petite valeur de tension lue soustraite à la plus haute valeur de tension lue. Donc en divisant 10,5 par le nombre de valeurs non nulles que la carte NIDAQ peut convertir numériquement ($2^{16}-1$), on obtient la résolution qui est bien de 160 μV comme le montre la figure 4.8.


Input Range	Nominal Resolution Assuming 5% Over Range
-10 V to 10 V	320 μV
 -5 V to 5 V	160 μV
-1 V to 1 V	32 μV
-200 mV to 200 mV	6.4 μV

Figure 4.8 Extrait de la fiche technique de la carte d'acquisition

Chaque capteur MPX5050GP dispose des plages de tension et de pression suivantes : [0,2V ; 4,7V] et [0 kPa ; 50 kPa]. La sensibilité des capteurs est renseignée dans la fiche technique, elle est de 90 mV/kPa. On peut aussi la déterminer en divisant la plage de tension (4,5 V) par la plage de pression (50 kPa), soit 0,09 V/kPa ; ou encore 11,11 kPa/V.

La carte impose donc une limite de précision de $1,77 \cdot 10^{-3}$ kPa, obtenue en multipliant la sensibilité des capteurs par la résolution de la carte. Ce qui signifie que un bit lu correspond à une pression de $1,77 \cdot 10^{-3}$ kPa.

Pour le capteur on utilise la plage de tension [0 V ; 5 V] soit la moitié de la plage en tension que la carte fournit. La carte dispose de 32 767 paliers, soit $(2^{16}-1) \div 2$. La résolution de la

carte reste cependant inchangée. Elle est vérifiée en divisant la plage de tension +5 %, par le nombre de paliers dont la carte dispose.

La carte d'acquisition limite la précision des capteurs à $\pm 1,77 \cdot 10^{-3}$ kPa ce qui ne nuit pas à nos mesures qui sont de l'ordre du kPa

4.3.2 Calcul du bruit électrique

Le bruit électrique des électrovalves a été calculé afin de déterminer s'il était nuisible aux mesures. Le programme LabVIEW a été lancé durant 22 boucles d'acquisition sans qu'aucune opération ne soit effectuée (aucune valve ouverte, actionneur linéaire à l'arrêt). Ces valeurs ont été sauvegardées dans un fichier texte pour pouvoir calculer la valeur root mean square (RMS) du bruit, appelée aussi valeur efficace, pour chaque capteur de pression.

La figure 4.9 représente les variations de pression converties en volt et mesurées en fonction des boucles faites par le programme.

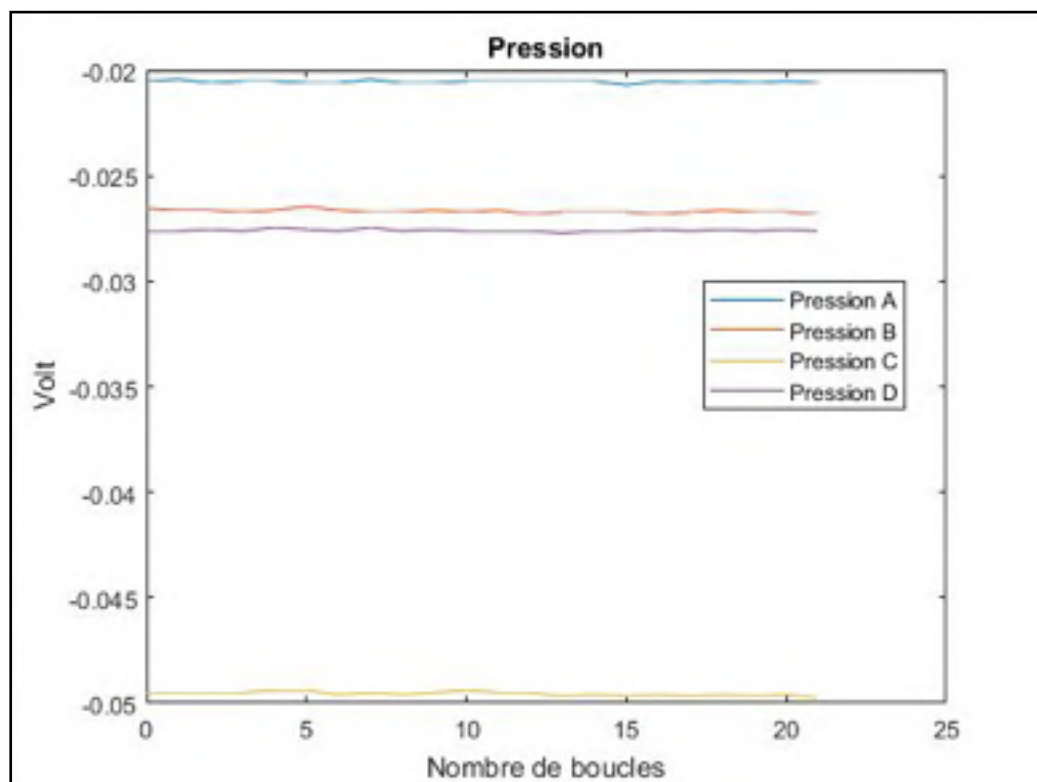


Figure 4.9 Bruit électrique lu par les capteurs de pression

Les valeurs RMS du bruit en volt ont été calculées sur Matlab (Mathworks®, Natick, MA, USA) grâce à la fonction « rms » et sont présentées dans le tableau 4.1.

Tableau 4.1 Valeurs RMS du bruit électrique en mV

Capteur A	Capteur B	Capteur C	Capteur D
0,0206	0,0267	0,0496	0,0276

L'électrovalve C semble responsable de plus de bruit électrique, mais aucune raison n'a été identifiée. Cependant les valeurs de pression que l'on souhaite mesurer (au moins 2 kPa d'après le tableau 2.1) sont supérieures à 49 mV (soit 0,54 kPa) donc le bruit électrique des électrovalves ne nuit pas aux mesures de pression.

4.3.3 Calibration avec le manomètre de référence

Les capteurs de pression MPX5050GP du dispositif ont été calibrés à l'aide de plusieurs mesures de pression effectuées avec le manomètre numérique Omega, notées $P_{réf}$, comme l'illustre la figure 4.10. À l'aide du multimètre, la tension a été mesurée en sortie de chaque capteur de pression. La pression correspondante, obtenue à l'aide de la sensibilité nominale du capteur, a été comparée à la valeur $P_{réf}$, afin déterminer l'écart entre les valeurs mesurées, $P_{mesurée}$, et les valeurs de référence. Par la suite, une régression linéaire a été construite, et une pente et un offset ont été déterminés pour chaque capteur. Ceci a permis une linéarisation des capteurs MPX5050GP du dispositif :

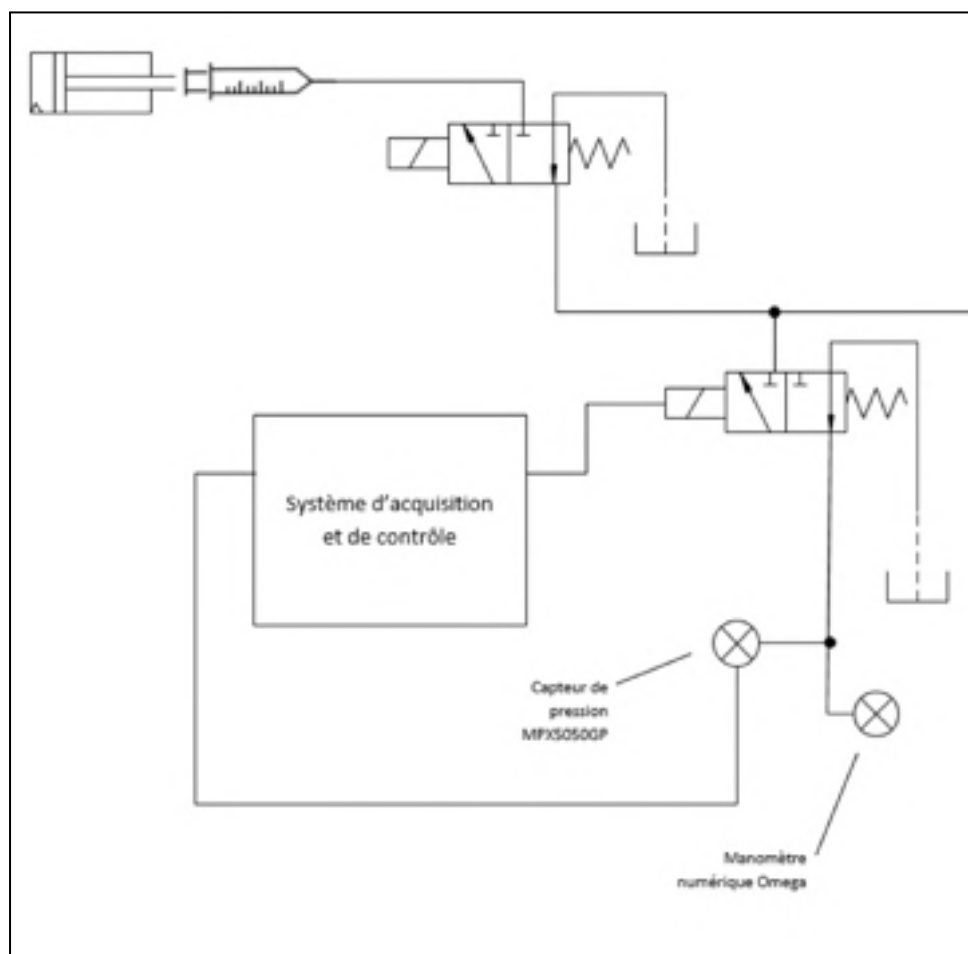


Figure 4.10 Schéma illustrant le branchement du manomètre numérique

Le tableau 4.2 contient les valeurs mesurées à l'aide du multimètre, $P_{\text{réf}}$ étant la pression mesurée par le manomètre numérique Omega :

Tableau 4.2 Tension relevée selon la pression mesurée

MPX-1		MPX-2		MPX-3		MPX-4	
Préf (kPa)	Voltmètre (V)	Préf (kPa)	Voltmètre (V)	Préf (kPa)	Voltmètre (V)	Préf (kPa)	Voltmètre (V)
4,8	0,55	4,7	0,52	7,5	0,76	4,5	0,52
7,0	0,75	9,6	0,95	12,4	1,20	9,3	0,94
11,6	1,16	12,0	1,17	18,3	1,72	13,3	1,30
18,5	1,77	17,8	1,70	22,2	2,08	18,9	1,80
23,2	2,19	21,0	1,98	27,7	2,56	23,2	2,18
28,2	2,65	29,2	2,70	30,8	2,84	29,4	2,74
32,3	3,00	33,3	3,08	34,3	3,16	32,6	3,04
38,3	3,56	40,0	3,67	39,2	3,60	37,8	3,50
40,3	3,73	45,3	4,16	42,1	3,83	42,1	3,88
44,9	4,14	47,4	4,34	45,1	4,14	44,4	4,09
48,1	4,43	49,6	4,54	49,7	4,55	49,0	4,50

La figure 4.11 illustre la tension en fonction de la pression pour les quatre capteurs. À partir de ces valeurs une courbe de tendance a été tracée pour chaque capteur, qui a permis de déterminer la pente et l'offset de chaque capteur.

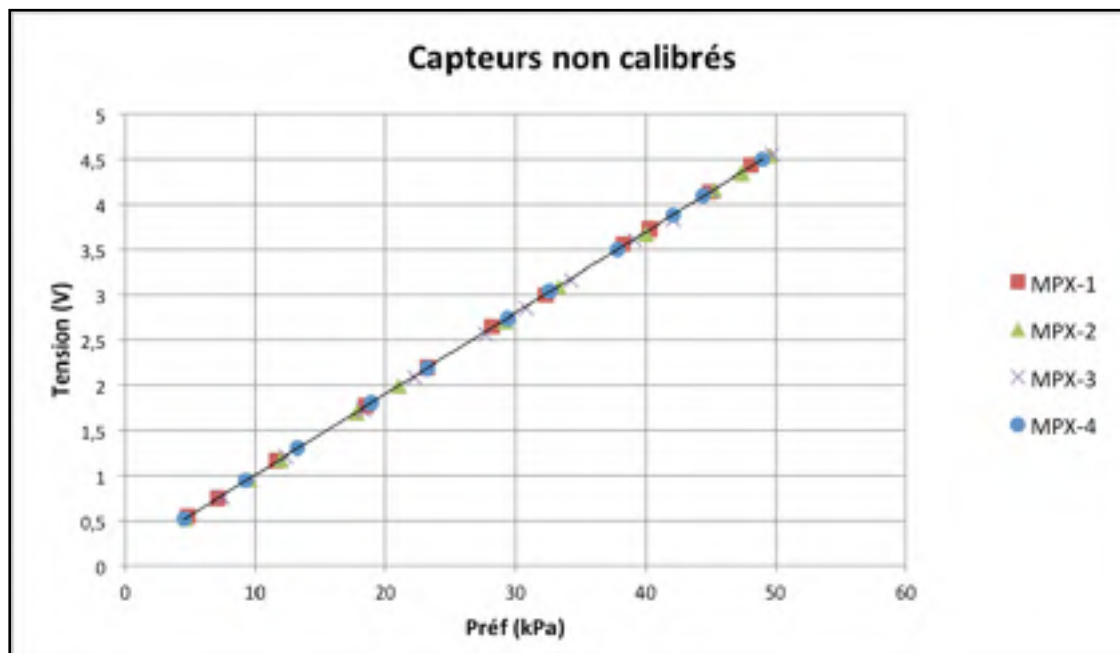


Figure 4.11 Comportement des capteurs de pression non calibrés

Après avoir linéarisé les capteurs MPX5050GP selon le manomètre numérique de référence, une mesure comparatrice a été effectuée.

La figure 4.12 représente la pression des capteurs MPX5050GP en fonction de la pression du manomètre :

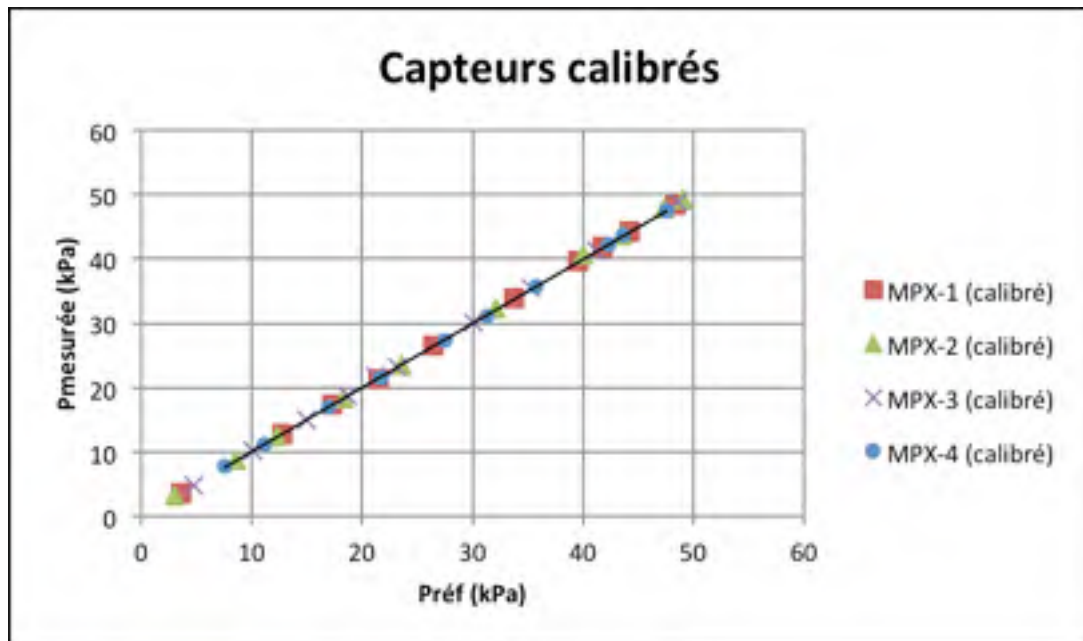


Figure 4.12 Comportement des capteurs de pression calibrés

Tableau 4.3 Modèle linéaire des capteurs

Capteurs	Modèle linéaire	R ²
MPX-1	$y=1,0018x-0,031$	0,99
MPX-2	$y=1,006x+0,033$	0,99
MPX-3	$y=1,0037x+0,018$	0,99
MPX-4	$y=0,9969x+0,0474$	0,99

Le coefficient de détermination R² (auss appelé le carré du coefficient de corrélation linéaire), étant de 0,99 dans les quatre cas, témoigne d'une bonne adéquation entre le modèle et les valeurs observées. Les capteurs ont un comportement considéré comme linéaire.

CHAPITRE 5

VALIDATION DU DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

5.1 Expérimentation sur participants humains

Les expérimentations ont été réalisées afin de valider le dispositif expérimental.

Toutes les acquisitions ont été réalisées au laboratoire CRITIAS de l'ÉTS. Le projet a été soumis et approuvé par le comité éthique de l'ÉTS, référencé H20171201.

5.1.1.1 Population étudiée

La cohorte, formée de 3 sujets sains, a été recrutée parmi les membres du laboratoire CRITIAS.

5.1.2 Critères d'inclusion et d'exclusion

Pour pouvoir participer à ce projet de recherche, les participants devaient être majeurs et aptes à avoir complété le questionnaire d'éligibilité. Les participants ne devaient pas présenter de problème d'hypersensibilité au niveau du conduit auditif externe. Certaines personnes supportent très mal les dispositifs insérés dans le conduit de l'oreille, elles peuvent avoir un réflexe nauséux très prononcé voire même faire un malaise lorsque le bouchon intra auriculaire stimule le nerf vague. De plus, ils ne devaient pas avoir subi de chirurgie passée de l'oreille et être exempts de tout bouchon de cérumen ou autre obstacle à la vue directe du tympan par otoscope numérique. Ils devaient aussi être exempts d'infection du conduit auditif externe (entre le pavillon et le tympan) de type otite ou inflammation cutanée comme de l'eczéma. Les participants ne devaient pas non plus présenter de déficit du sens du toucher (exemple : hypoesthésie), ni être allergiques à l'un des composants utilisés en contact avec la peau (lubrifiant, silicone, latex).

5.1.3 Protocole des prises de mesure

La méthodologie décrite ci-dessous a été suivie pour les trois participants. Le terme « opératrice » désigne l'étudiante. Avant de débiter l'expérimentation, le participant devait lire et signer un formulaire d'information et de consentement.

5.1.3.1 Sensibilité cutanée mécanique de l'index

L'étape préliminaire consistait à mesurer un seuil différentiel de sensibilité cutanée mécanique à l'extrémité de l'index. Le but était de vérifier que le dispositif et le protocole permettaient d'induire des pressions cohérentes par rapport à la littérature ; et pour que les participants comprennent ce qu'ils allaient ressentir dans leur conduit auditif.

Un ballon médical en uréthane Nordson Medical de référence 02000400AA (Nordson Corporation, Westlake, OH, USA) de 2 mm de diamètre était placé sous l'extrémité de l'index du participant tel qu'on peut le voir sur la figure 5.1. Le ballon, de forme elliptique, était rempli d'eau déminéralisée puis gonflé à l'aide du système à injection hydraulique. Le participant devait indiquer à l'opératrice lorsqu'il sentait le ballon gonfler sous son index, puis l'opératrice relevait la pression indiquée. Cette pression correspondait au seuil différentiel de sensibilité car, le ballon étant déjà en contact avec le doigt du participant, il détectait un changement d'état.

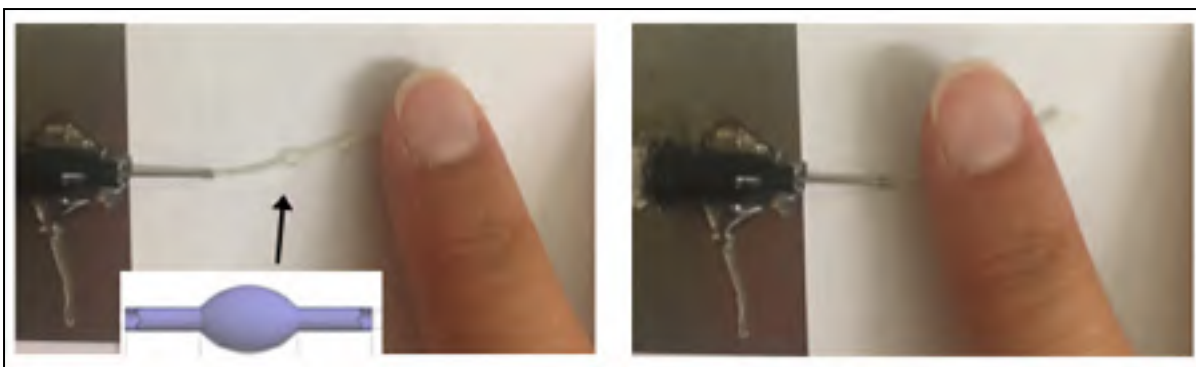


Figure 5.1 Ballon en uréthane connecté au système d'injection à vide (gauche) et positionnement de l'index sur le ballon pour la mesure (droite)

5.1.3.2 Sensibilité cutanée mécanique du CAE

Avant de débiter les tests de sensibilité du conduit auditif, l'opératrice purgeait la totalité du système d'injection et les tubes étaient remplis d'eau déminéralisée. Pour connecter les tubes du système d'injection aux tubes en sortie du bouchon sonde, celui-ci était immergé dans de l'eau déminéralisée afin de limiter autant que possible la présence de bulles d'air dans les capillaires.

Le participant était assis à côté du dispositif. L'opératrice lui demandait d'insérer le bouchon sonde, enduit de lubrifiant, dans son conduit auditif (de gauche d'abord, puis de droite dans un second temps). Le bouchon sonde développé selon la méthode décrite dans le Chapitre IV, est illustré sur la figure 5.2.

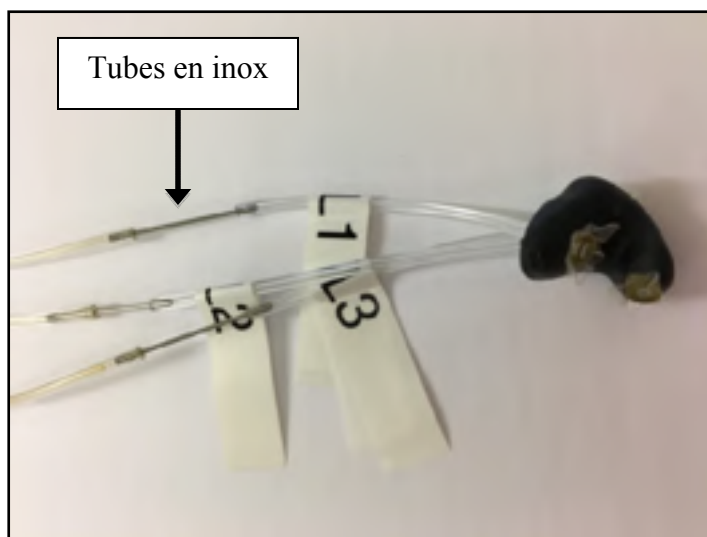


Figure 5.2 Bouchon sonde connecté au système d'injection grâce aux raccords en acier inoxydable

Les étapes qui ont été suivies pour la mesure du seuil différentiel de sensibilité de l'index sont présentées dans le tableau 5.1 :

Tableau 5.1 La méthodologie par étapes

ÉTAPE 0	Détermination des paramètres de fonctionnement du système d'injection grâce au programme LabView. Ouverture de la première valve et activation de l'actionneur par l'opératrice.
ÉTAPE 1	Le participant débute en appuyant sur le bouton réponse, illustration à la figure 5.3.
ÉTAPE 2	Le participant ajuste la pression exercée par la vésicule sur les parois de son conduit auditif, selon la méthode d'ajustement décrite plus bas.
ÉTAPE 3	Le participant arrête son action lorsqu'il a atteint son seuil de sensibilité.
ÉTAPE 4	Sauvegarde des valeurs de vitesse, pression et volume par l'opératrice.
ÉTAPE 5	L'opération est répétée pour chaque vésicule, puis pour l'autre conduit auditif avec le second bouchon sonde.



Figure 5.3 Le participant place son index sur le bouton réponse

5.1.3.3 Méthode d'ajustement de la pression

Tel qu'expliqué dans la section 2.2.1. la méthode utilisée pour déterminer les seuils différentiels de sensibilité cutanée mécanique a été la méthode d'ajustement. Le participant faisait varier lui-même le gonflement de la vésicule afin de le placer à un niveau qu'il jugeait être son seuil de détection. Les vésicules étaient gonflées tour à tour grâce à l'ouverture de l'électrovalve correspondante. L'opératrice ouvrait la valve principale puis la valve VA, VB, et enfin VC, toujours dans cet ordre.

L'opératrice confiait au participant le bouton réponse. En appuyant dessus, il faisait avancer l'actionneur linéaire, donc gonfler la vésicule testée. En enlevant son doigt, il arrêta l'actionneur. Pour le faire reculer, il devait ré-appuyer sur le bouton et ainsi faire dégonfler la vésicule. Ces actions ont été répétées plusieurs fois afin d'ajuster le gonflement de la vésicule et atteindre une pression de détection correspondant à son seuil différentiel de sensibilité.

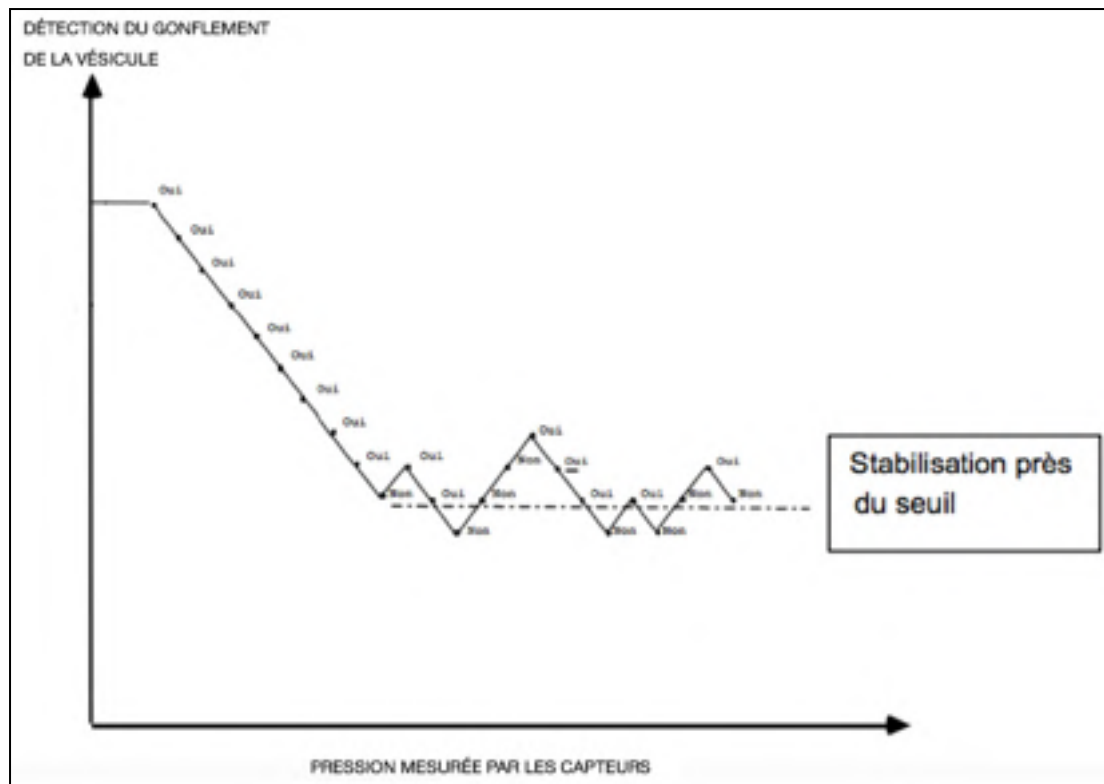


Figure 5.4 Illustration d'un escalier psychophysique. Adapté à partir de http://iredu.u-bourgogne.fr/images/stories/Documents/Cours_disponibles/Demeuse/Cours/p3.1.pdf

L'intérêt de cette méthode est qu'elle permet d'avoir un suivi des ajustements effectués par le participant comme on peut le voir sur la figure 5.4. Le rôle du participant était de faire augmenter l'intensité du stimulus (ici le gonflement de la vésicule), jusqu'à le détecter. Dès lors, il devait en diminuer légèrement l'intensité pour ne plus le sentir. Avec des pas de plus en plus petits, il devait stabiliser le gonflement de la vésicule à un niveau juste perceptible, correspondant à son seuil différentiel de sensibilité.

5.2 Contrôle du système d'injection et acquisition des données

Le système d'injection hydraulique était contrôlé par une carte d'acquisition et par un programme LabVIEW dont le diagramme est en annexe III.

Ce programme permet un contrôle de la vitesse de l'actionneur linéaire : il envoie une consigne en volts qui fournit une tension à l'actionneur linéaire, ce qui détermine sa vitesse.

Le programme LabView permet de fixer sept vitesses (sept consignes en volt). Il a été déterminé que sept renversements suffiraient au participant pour se stabiliser sur son seuil de sensibilité, d'après la méthode Békésy pour les audiogrammes. À chaque action du participant, la vitesse de l'actionneur diminuait pour que les ajustements soient de plus en plus précis. Avant de mettre en marche le système de commande, l'opératrice déterminait donc les vitesses pour lesquelles l'actionneur avançait et reculait.

Le programme LabVIEW permettait un suivi en temps réel des valeurs caractéristiques du système d'injection hydraulique : vitesse de l'actionneur, sa position, la pression mesurée par les capteurs et le volume. La position de l'actionneur est relevée par le potentiomètre qu'il contient. Le volume dit accumulé est calculé selon la position de l'actionneur et le facteur de volume de $2 \text{ mm}^3/\text{mm}$. Lorsque l'actionneur avance d'un millimètre, 2 mm^3 d'eau sont injectés. Les valeurs de vitesse, pression, volume et position sont sauvegardées par l'opératrice avant de tester la vésicule suivante.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS

6.1 Résultats expérimentaux

6.1.1 Pression de sensibilité cutanée mécanique à l'extrémité de l'index

La première étape de chaque test consistait à vérifier la valeur de pression de détection reliée à la sensibilité mécanique cutanée du doigt. Cette valeur correspond à un seuil différentiel en psychophysique, puisqu'il s'agit de détecter un changement d'état. Le bout du doigt était déjà en contact avec le ballon.

La figure 6.1 représente l'évolution de la pression mesurée pour le ballon en uréthane en fonction du volume injecté, lequel est arrêté dès que le participant détecte le gonflement de la vésicule.

Les pressions pour lesquelles les participants ont senti le ballon en uréthane gonfler sous l'extrémité de leur index sont respectivement de 13,2 kPa, 13,7 kPa et 16,6 kPa.

La moyenne de ces seuils différentiels est de 14,5 kPa ce qui correspond aux valeurs de seuils absolus les plus basses rapportées dans (Hage et al., 1995).

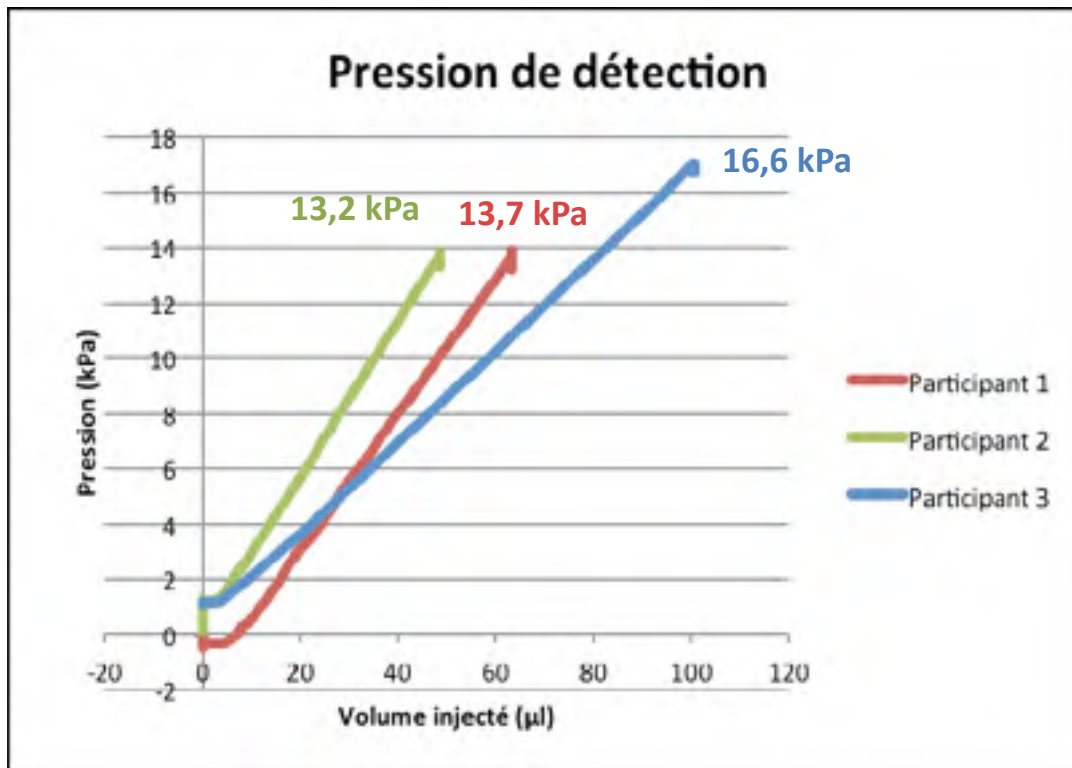


Figure 6.1 Évolution de la pression mesurée à l'extrémité de l'index. Les seuils différentiels sont atteints aux valeurs de 13,2 kPa, 13,7 kPa et 16,6 kPa pour les trois participants.

6.1.2 La pression mécanique statique dans le conduit auditif externe

Les trois participants de l'étude ont porté le bouchon sonde dans l'oreille gauche puis dans l'oreille droite. Deux d'entre eux étaient des hommes et la troisième était une femme. Leurs âges étaient compris entre 31 et 44 ans. Les seuls résultats présentés dans ce chapitre sont ceux du participant numéro un pour la vésicule B sur ses deux conduits auditifs. Les autres résultats sont dans l'annexe I et l'annexe II. Pour chaque participant, les résultats sont présentés selon l'ordre suivant : vésicule A, vésicule B puis vésicule C. Pour chaque vésicule, un tableau récapitulatif contient les valeurs de position de l'actionneur, de pression mesurée par les capteurs et du volume injecté selon le mouvement de l'actionneur (avance ou recule). Ce tableau récapitulatif est accompagné d'un graphique illustrant l'évolution de la pression mesurée par les capteurs en fonction du volume.

Participant 1, vésicule B : Le participant a senti la vésicule gonfler et appuyer sur son conduit auditif pour une pression de 19,203 kPa, qui correspond donc à son seuil différentiel de sensibilité cutanée mécanique.

Tableau 6.1 Résultats OG/P1/VB ajustés en cinq mouvements

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	38,078	19,436	76,228
2	33,605	15,56	67,283
3	43,009	20,388	86,091
4	41,273	18,664	82,62
5	42,234	19,203	84,54

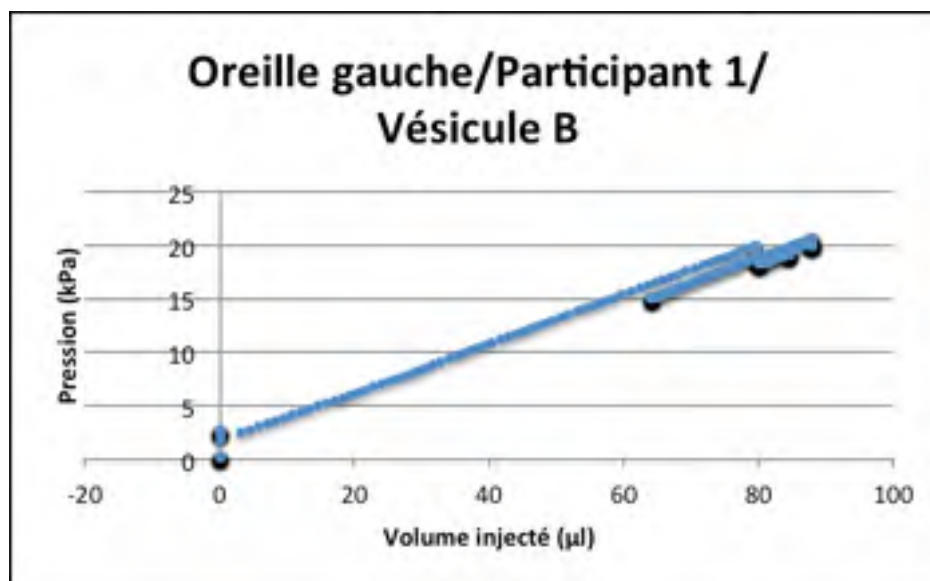


Figure 6.2 Graphique OG/P1/VB

Participant 1, vésicule B : Le participant, dans ce cas, s'est rapidement stabilisé autour d'une pression de détection de 13,75 kPa.

Tableau 6.2 Résultats OD/P1/VB ajustés en trois mouvements

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	41,309	11,618	82,936
2	42,487	11,551	85,292
3	50,016	13,753	100,35

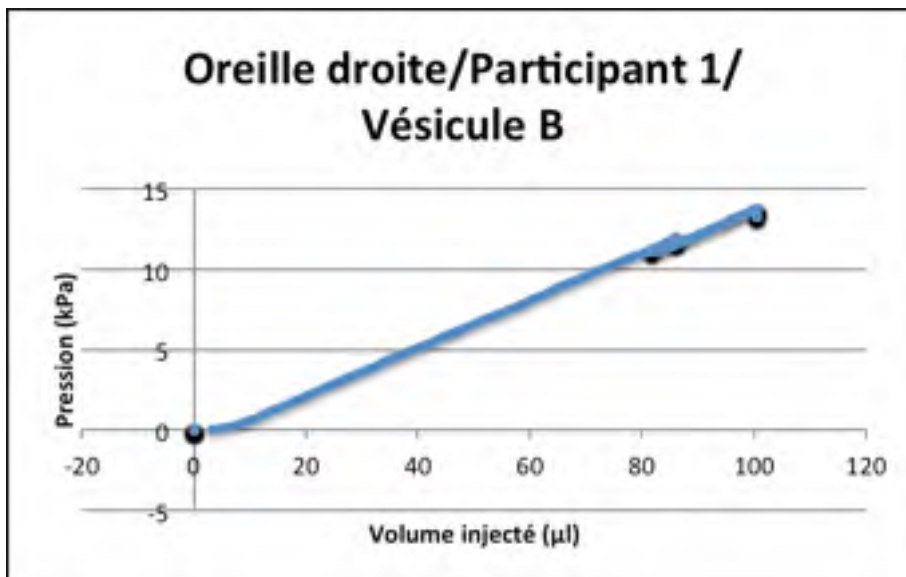


Figure 6.3 Graphique OD/P1/VB

Le tableau 6.3 est un récapitulatif des seuils différentiels obtenus pour les participants de l'étude. Au total, dix-huit vésicules ont été testées : trois pour les deux conduits auditifs des trois participants. Seulement trois vésicules ont permis de déterminer une sensibilité cutanée mécanique. Une partie « Recommandations » qui se trouve à la suite de la conclusion, a été écrite en complément de la discussion suivante et permet de comprendre pourquoi le gonflement de la plupart des vésicules n'a pas été détecté.

Tableau 6.3 Récapitulatif des valeurs de sensibilité cutanée mécanique mesurées

Participant	Vésicule	Conduit auditif	Seuil différentiel
Participant 1	Vésicule B	Gauche	19,2 kPa
Participant 1	Vésicule B	Droit	11,6 kPa
Participant 2	Vésicule B	Droit	9,1 kPa

Les seuils différentiels qui ont été mesurés sont en moyenne de 13,3 kPa, ce qui est cohérent par rapport aux valeurs recensées dans la revue de littérature.

6.2 Discussion

6.2.1 Pression de sensibilité cutanée mécanique à l'extrémité de l'index

Le dispositif a permis de mesurer pour les trois participants une pression reliée à la sensibilité cutanée mécanique. Les trois pressions sont en moyenne de 14,5 kPa. Le faible nombre de sujet ne permet pas de conclure rigoureusement. Cependant, les pressions mesurées semblent compatibles avec les seuils absolus mesurés par (Hage et al., 1995), qui varient de 13,7 kPa à 209,7 kPa.

Ces résultats démontrent donc que le dispositif permet de générer un faible changement de pression, correspondant à un seuil différentiel, et qu'il permettrait d'obtenir des valeurs cohérentes avec les valeurs citées dans la littérature.

6.2.2 Pression mécanique statique dans le conduit auditif externe

Le dispositif conçu lors de ce projet n'a pas permis de mesurer la sensibilité cutanée mécanique reliée à la pression mécanique statique exercée par chacune des vésicules du bouchon sonde.

Le participant numéro un disposait d'un bouchon sonde pour l'oreille droite réalisé à partir d'une empreinte de son conduit auditif faite de manière traditionnelle par un audiologiste.

Pour son oreille gauche, le bouchon sonde a été réalisé à partir du protecteur intra-auriculaire V5 HPD. Les deux autres participants ne disposaient pas du même bouchon sonde. Les leurs ont été réalisés à partir du bouchon moulé sur mesure de type SonoCustom V3. Ceci explique peut-être le fait que le participant numéro un ait senti la vésicule B dans ses deux conduits auditifs et qu'un des participants n'ait rien senti.

Les participants ont fait part de différentes remarques durant les expérimentations :

- Le bouchon se déplace légèrement lorsqu'une des vésicules gonfle. Le bouchon va ainsi appuyer sur d'autres parties du conduit auditif.
- Les bruits de circulation de l'eau dans le système d'injection faisaient anticiper le gonflement de la vésicule. Dans le cas de telles mesures, entendre l'eau circuler dans les tubes déconcentre le participant. Or durant des tests de sensibilité cutanée le participant doit être dans de bonnes conditions de concentrations.
- Les vésicules ne semblaient pas se dégonfler lorsque l'actionneur reculait. Ceci nuit aux ajustements de pression que le participant doit faire pour atteindre son seuil de sensibilité cutanée.
- La pression ressentie n'était parfois pas localisée mais donnait plutôt l'impression d'être ressentie dans tout le conduit

Les capteurs et l'actionneur disposent d'une précision limitée, ce qui explique en partie les résultats obtenus. En effet, l'encodeur de position (potentiomètre) de l'actionneur ne semble pas suffisamment précis pour fournir une position exacte. Ceci explique les légères variations de position maximale relevée dans certains cas. Par ailleurs le volume accumulé indiqué sur la face-avant est calculé en fonction de la position de l'actionneur (2 mm^3 pour 1 mm). Nous avons fait l'hypothèse que le volume est proportionnel à la position de l'actionneur mais cela ne semble pas être le cas comme on peut le voir sur certains résultats (voir Annexe IV). Par exemple pour le participant numéro un lorsque l'on a testé la vésicule C sur son conduit auditif gauche, la pression a diminué brusquement lorsque l'actionneur a reculé. Il est possible qu'une goutte d'eau ait fui au niveau des connexions des tubes, ce qui expliquerait que le volume indiqué reste le même mais que la pression diminue.

En gonflant les vésicules à la main, nous avons en effet remarqué qu'elles se dégonflent plus lentement qu'elles ne se gonflent. Cela peut être dû à une différence de pression entre la vésicule et les tubes donc lorsque la seringue recule cela crée un effet de purge.

Les vésicules ont été conçues « à la main » ce qui implique que la tension des membranes en latex n'est jamais exactement la même. Par ailleurs, le même déplacement d'eau injecté ne correspond pas toujours à la même pression induite car le réseau de tubes contenait, malgré les précautions prises, des bulles d'air. Le bouchon sonde, bien qu'immérgé lorsque connecté au système à injection hydraulique, ne pouvait pas être purgé. Le déplacement d'eau induit par l'actionneur et la seringue poussait donc aussi des bulles d'air dans les tubes.

Pour toutes ces raisons, la pression mesurée par les capteurs n'est pas seulement la pression qui est exercée sur la peau du conduit auditif. La pression lue comprend aussi la pression nécessaire pour pousser l'eau et les bulles d'air, ainsi que les forces de tension dans la membrane.

6.3 Validation des hypothèses

6.3.1 Hypothèse numéro 1

L'hypothèse selon laquelle il existe des zones cutanées plus sensibles que d'autres dans le CAE humain semble avoir été vérifiée puisque seulement le gonflement de la vésicule B a été détecté. Cependant ce résultat doit être nuancé par le fait que les vésicules A et C n'offraient peut-être pas la même qualité de contact que les vésicules B et que dans certains cas une impression générale de pression était ressentie dans le conduit.

6.3.2 Hypothèse numéro 2

Les pressions mécaniques statiques reliées au seuil différentiel de sensibilité cutanée mécanique à l'extrémité de l'index qui ont été mesurées lors de ce projet sont en moyenne de 14,5 kPa et elles sont de 13,3 kPa en moyenne pour le CAE. Les valeurs sont donc du même ordre de grandeur, ce qui validerait l'hypothèse.

6.3.3 Hypothèse numéro 3

Les pressions de sensibilité cutanée mécanique mesurées lors de ce projet sont en moyenne de 13,3 kPa en moyenne. Cependant comme les participants n'ont pas détecté le gonflement de la majorité des vésicules, celles-ci ont aussi été gonflées avec une seringue de plus grande contenance, sans l'actionneur linéaire c'est-à-dire avec une seringue manuelle; et avec l'accord des participants. Dans ce cas, ils ont tous détecté le gonflement des vésicules après que la pression ait dépassé la limite de saturation des capteurs; soit au-delà de 53 kPa. Il n'y a donc généralement pas de détection de la vésicule en-dessous de 50 kPa donc *a fortiori* pas d'inconfort ressenti, ce qui concorderait avec les résultats de (Baker et al., 2010) selon lesquels une pression supérieure à 50 kPa est requise pour provoquer un inconfort. Cette valeur est liée à des travaux de simulations numériques, basés sur des paramètres mécaniques de peau artificielle. Cette hypothèse mériterait donc d'être validée par des travaux complémentaires.

CONCLUSION

Les études disponibles dans la littérature portent uniquement sur la pression mécanique statique responsable d'un inconfort et ne proposent qu'une seule valeur pour l'ensemble du conduit auditif. Néanmoins il est important de prendre en compte les pressions de sensibilité cutanée mécanique des différentes parties anatomiques du conduit auditif afin de mieux comprendre l'origine de l'inconfort biomécanique ressenti.

Cette recherche avait pour ambition de proposer pour la première fois une évaluation de la pression du seuil différentiel de sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif externe. Le dispositif expérimental conçu propose une approche unique et novatrice qui semble démontrer qu'il est possible d'identifier les zones les plus sensibles du conduit auditif externe. La zone correspondant au sommet du premier coude que fait le conduit auditif externe nous a permis de mesurer des seuils différentiels de sensibilité de 13,3 kPa en moyenne. Cette valeur montre aussi que la sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif est du même ordre de grandeur que celle de l'extrémité de l'index, qui est de 14,5 kPa en moyenne d'après les résultats obtenus. En revanche il n'a pas pu être vérifié si les zones sensibles du conduit auditif externe sont aussi celles où l'inconfort est ressenti lors du port d'un protecteur auditif intra-auriculaire.

Les troubles de l'audition induits par une exposition excessive au bruit pourraient être évités. Cependant le port assidu et adéquat de protecteurs individuels n'est pas respecté par tous les travailleurs. De ce fait, ils ne sont pas correctement protégés contre le bruit. La raison est que les différents inconforts que les protecteurs auditifs entraînent ne sont pas tous pris en compte lors de la sélection et de la recommandation d'un protecteur. Les travaux de recherche axés sur la compréhension et l'amélioration du confort des protecteurs auditifs assureront finalement une meilleure protection des travailleurs face au bruit.

Le dispositif développé dans le cadre de ce projet de recherche permettra de concevoir des dispositifs intra-auriculaires (protections auditives, prothèses auditives, etc.) plus

confortables et mieux adaptées à chacun. En effet, ce système de test de la sensibilité mécanique cutanée du conduit auditif humain sera ultérieurement utilisé par les manufacturiers de bouchons ou de prothèses auditives afin de concevoir des dispositifs plus confortables en minimisant les pressions mécaniques statiques sur les zones les plus sensibles du conduit. D'autres projets pourraient également bénéficier d'une telle connaissance de la sensibilité du conduit auditif, tels que ceux consacrés à la mesure de l'activité cérébrale à l'aide d'électrodes intra-auriculaires dont la position idéale pourrait être optimisée. Cela permettrait de privilégier les zones peu sensibles où un certain serrage mécanique peut être envisagé afin de maximiser la conduction des signaux électrophysiologiques. En plus de doter CRITIAS et l'ÉTS d'un outil novateur pour mesurer la sensibilité cutanée mécanique du conduit auditif, ce travail pourra aussi améliorer la conception de tout type d'écouteurs intra-auriculaires et pourra bénéficier à la compagnie EERS Global Technologies Inc., partenaire industriel de la Chaire (CRITIAS). De plus, ce travail s'intègre à un projet de recherche de grande envergure, en collaboration avec une équipe multidisciplinaire composée de chercheurs de renommée internationale dans le cadre du projet 2015-0014 (ETSPA3) mentionné précédemment. Enfin, ce projet permettra de développer de nouvelles connaissances relatives aux problèmes de confort ressentis par les travailleurs portant des protecteurs auditifs intra-auriculaires.

Ce projet de maîtrise ouvre la voie à des travaux prometteurs sur l'étude de l'inconfort biomécanique et de la pression mécanique statique au sein du conduit auditif externe. Des travaux ultérieurs pourront surmonter les limites que le dispositif présente afin de tester des zones cutanées différentes et induire des pressions plus élevées dans le but de mieux comprendre la correspondance entre la sensibilité cutanée mécanique et l'inconfort ressenti

RECOMMANDATIONS

Le dispositif conçu lors de ce projet présente certaines limitations détaillées ci-dessous, sous forme de propositions d'améliorations.

Limitation 1 : le déplacement d'eau induit dans le circuit permet de faire gonfler les vésicules mais pas suffisamment pour que le participant les sente appuyer contre les parois de son CAE. Si la conception globale du dispositif est révisée, une seringue avec une plus grande contenance permettrait d'induire un déplacement d'eau plus important et donc une pression plus élevée. Un changement de la seringue entrainerait donc une modification des capteurs de pression. Par ailleurs, comme l'indique la section 6.3.3 les pressions à mesurer pour détecter le gonflement d'une vésicule semblent être supérieures à 50 kPa. Bien que cette valeur inclue la tension exercée par la membrane elle-même, (l'influence de la membrane sur la pression mesurée n'a pas été quantifiée) les capteurs de pression devraient être changés pour mesurer des pressions plus élevées et plus précises. Ces derniers sont actuellement montés sur la plaque en plexiglas à côté des électrovalves. Pour mesurer la pression le plus proche possible de l'oreille, ces derniers pourraient être disposés sur un bandeau placé autour de la tête par exemple. Le système pourrait aussi être placé plus proche de l'oreille ou la distance de tubes pourrait être raccourcie.

Il est important aussi de préciser que la flexibilité des tubes en PVC utilisés a pu être responsables de variations de pression.

Limitation 2 : le bouchon sonde n'est doté que de trois vésicules car seulement trois tubes de 3/32 po de diamètre externe ont pu être insérés dans le bouchon sonde. Un bouchon sonde avec plus de trois vésicules pourrait être conçu par la suite. Ces vésicules ont été placées à trois endroits stratégiques de la partie fibrocartilagineuse du conduit auditif. Elles pourraient être placées à des endroits différents afin de tester la sensibilité d'autres zones cutanées. Par ailleurs, le bouchon sonde conçu lors de ce projet de recherche ne dépasse pas la portion cartilagineuse du conduit auditif.

Limitation 3 : le système à injection hydraulique du dispositif est en circuit ouvert. Des bulles d'air apparaissent dans les tubes, à cause de l'air qui remonte dans le circuit depuis l'échappement des valves. Afin de limiter la présence de bulles d'air, les échappements des électrovalves étaient immergés dans de l'eau; et le bouchon sonde était aussi immergé pour être connecté au système à injection hydraulique. Les électrovalves pourraient être retournées pour que les bulles d'air ne remontent pas vers l'échappement. Par ailleurs, avant chaque utilisation, il est nécessaire de purger le circuit en injectant de l'eau dans chaque tube, notamment dans les tubes entre les électrovalves et les capteurs de pression. Cette opération chasse une grande partie des bulles d'air. En revanche la reconnexion des tubes aux capteurs de pression introduit des bulles d'air.

Lorsque le système est laissé au repos, l'eau, bien que déminéralisée, finit par former des dépôts dans les tubes et les électrovalves. Ces dernières doivent à chaque fois être ouvertes pour que l'intérieur en soit nettoyé, ce qui a pour effet d'abîmer la cale en acier inoxydable qui devient « pincée ». Les électrovalves ne doivent pas être ouvertes. Une solution serait de mettre en place un système de recirculation avec une pompe (p. ex. pompe d'aquarium) afin de fermer le circuit lorsqu'il est inutilisé. Ceci éviterait la présence de bulles d'air et de dépôts. Il serait aussi possible d'utiliser des tubes opaques, car les UV semblent favoriser la présence de petites algues.

Limitation 4 : l'actionneur contient un potentiomètre doté d'une précision limitée. Un capteur de position indépendant (caméra, laser ou LVDT) permettrait un suivi plus précis de la position de l'actionneur.

Limitation 5 : les vésicules du bouchon sonde actuel sont faites « à la main » donc elles ne disposent pas toutes des mêmes propriétés de déformation, notamment à cause de la tension en bout de tube qui n'est pas la même. (Keady, 2014) propose, dans son brevet, un bouchon permettant d'occlure le canal auditif au moyen d'une portion comportant un ballon en uréthane (ballon médical). Ces ballons sont fabriqués selon plusieurs tailles. L'intérêt est

qu'ils permettraient que toutes les vésicules sur le bouchon soient identiques et leur comportement serait soumis à moins de variations. Un ballon médical en uréthane manufacturé, tel que celui-ci utilisé pour tester la sensibilité de l'index, constituerait une alternative future intéressante aux membranes en latex utilisées pour le bouchon sonde dans le cadre de ce projet. Le ballon médical pourrait être utilisé avec un bouchon pré-moulé et placé sous les ailettes de ce dernier.

Limitation 6 : la méthodologie expérimentale peut aussi être améliorée. Dans l'étude faite, le participant contrôlait directement l'avancement et le recul de l'actionneur linéaire, cependant les mêmes tests pourraient être refaits lorsque l'opératrice ou l'opérateur contrôle l'actionneur et donc le gonflement des vésicules. Les vésicules pourraient aussi être testées de manière aléatoire pour éviter la présence de certains biais psychophysiques.

ANNEXE I

LISTE DES COMPOSANTS DU SYSTÈME D'INJECTION

- Un actionneur linéaire Miniature Linear Motion Series - L12 (Actuonix, Victoria, BC, Canada) avec une course de 50 mm, un rapport de transmission de 50:1 et un voltage d'alimentation de 12 V. L'actionneur est équipé d'un potentiomètre;
- Une seringue de 100 µl, de gauge 22s;
- Tube de 1/32 po de diamètre interne et 3/32po de diamètre externe en PVC;
- Tube de 5/32 po de diamètre interne et 7/32 po de diamètre externe en PVC, utilisés pour connecter les capteurs de pression au circuit;
- Tube de 0.034 po de diamètre externe en acier inoxydable;
- Cinq électrovalves 3 voies 2 positions et normalement ouvertes, alimentées par 12 V. (appelées Valve Principale, VA, VB, VC et VD par la suite);
- Quatre capteurs de pression MPX5050GP (NXP, Eindhoven, Pays-Bas) avec une plage de lecture de pression de 0 à 50 kPa (0,2 à 4,7 psi), alimentés en 5 V en courant continu. Capteurs relatifs à la pression atmosphérique;
- Une carte d'acquisition NIDAQ (National Instruments, Austin, TX, USA) USB-6212 d'une résolution de 16 bit disposant de 16 entrées analogiques échantillonnées simultanément jusqu'à 400 kS/s. Le mode d'acquisition de la carte est le mode différentiel, ce qui réduit le bruit. La carte utilise donc 8 entrées en mode différentiel;
- Un ordinateur de bureau équipé du logiciel National Instruments LabVIEW™ 2013 (32 bits);
- Des raccords en T et en L;
- Un boîtier électrique avec le bouton détection;
- Un boîtier électrique avec le bouton avancer/reculer;
- Un circuit imprimé permettant l'interconnexion entre chaque composant. Il assure aussi le conditionnement des capteurs de pression et des électrovalves;
- Un circuit imprimé comprenant un amplificateur inverseur avec un gain de -1 pouvant aller jusqu'à 10 A et permettant le contrôle en vitesse de l'actionneur;

- Un circuit imprimé fourni avec l'actionneur, permettant le contrôle en position de celui-ci (ce mode de fonctionnement ne sera pas utilisé lors des expérimentations);
- Un bouton panique qui arrête l'alimentation du circuit et des électrovalves (utilisé seulement si un problème survient);
- Une alimentation de 12 V en courant continu.

ANNEXE II

SCHÉMA HYDRAULIQUE CONVENTIONNEL

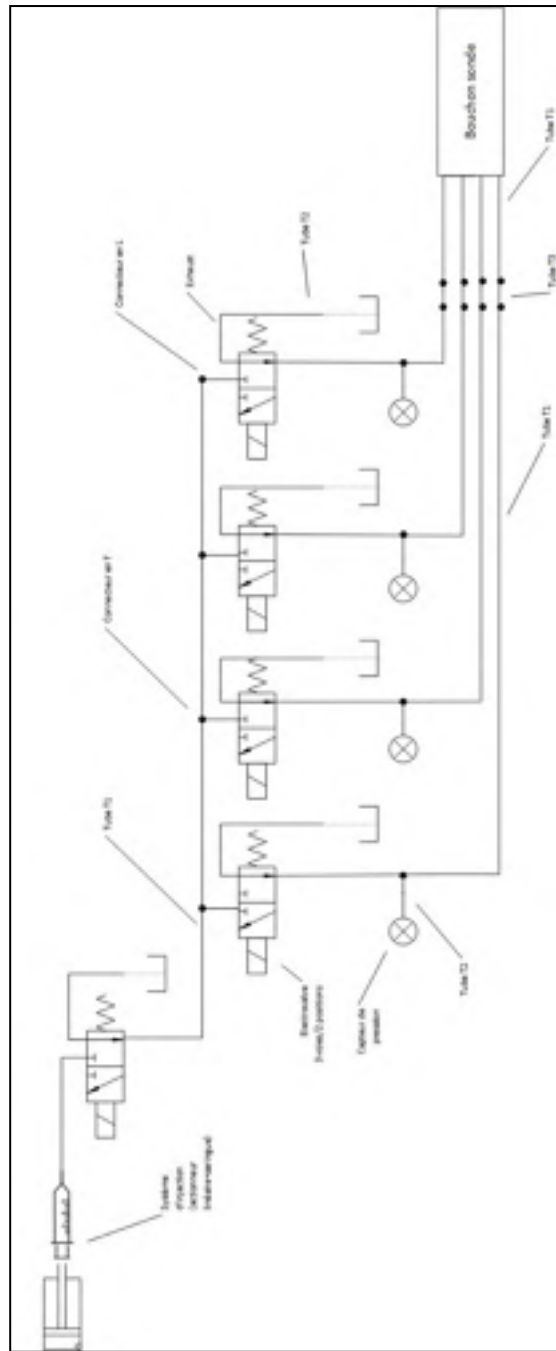


Figure-A II-1

ANNEXE III

FACE-AVANT ET DIAGRAMME LABVIEW



Figure-A III-1

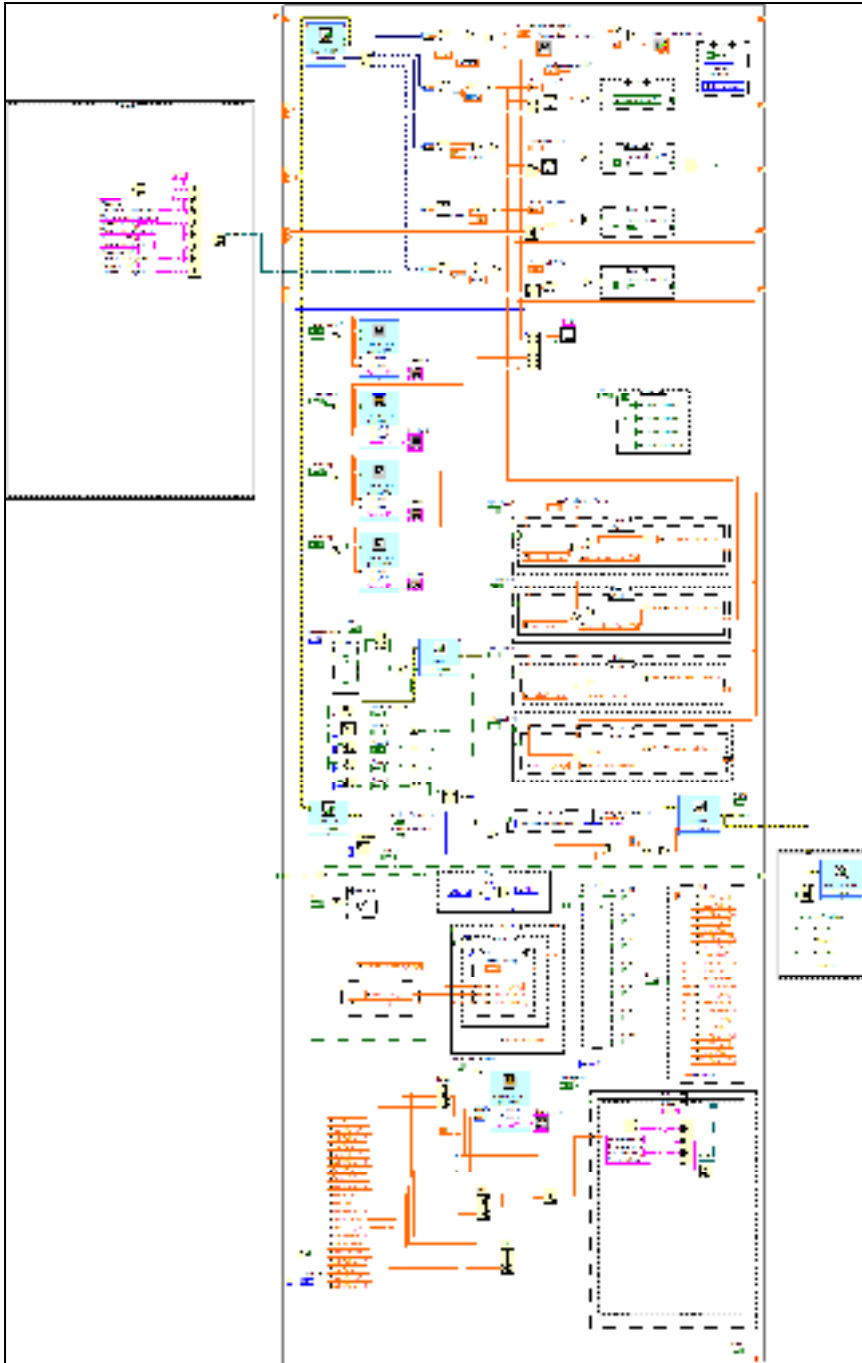


Figure-A III-2

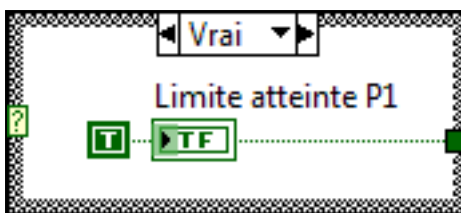


Figure-A III-3

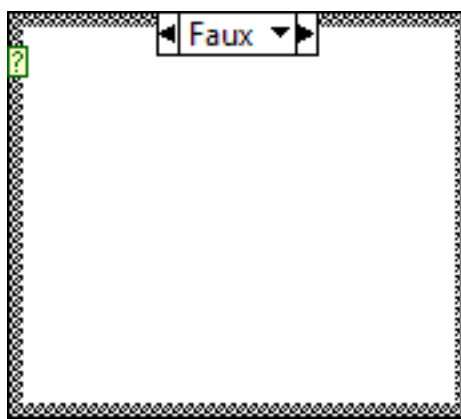


Figure-A III-4

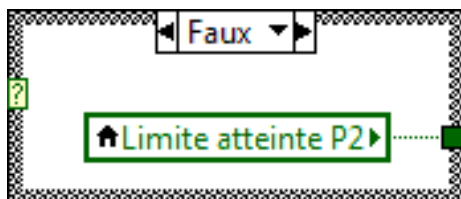


Figure-A III-5

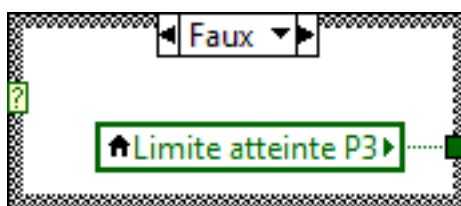


Figure-A III-6

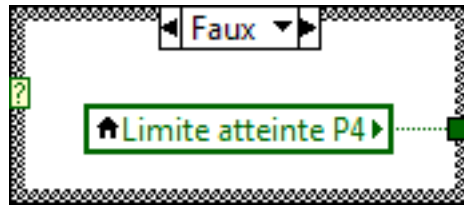


Figure-A III-7

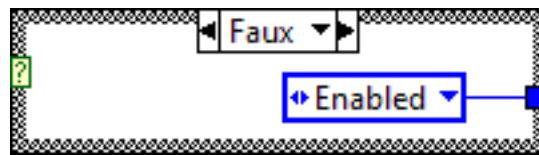


Figure-A III-8

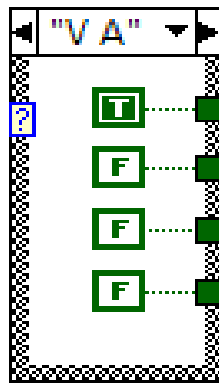


Figure-A III-9

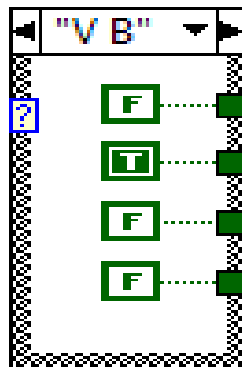


Figure-A III-10

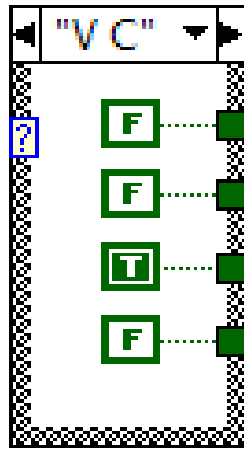


Figure-A III-11

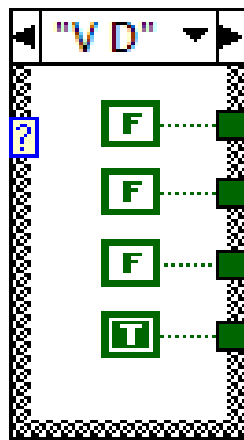


Figure-A III-12

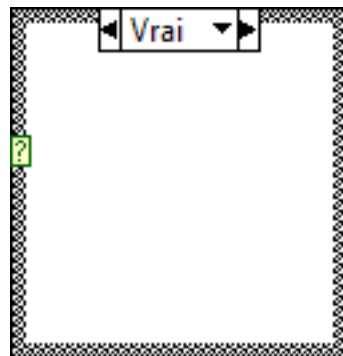


Figure-A III-13

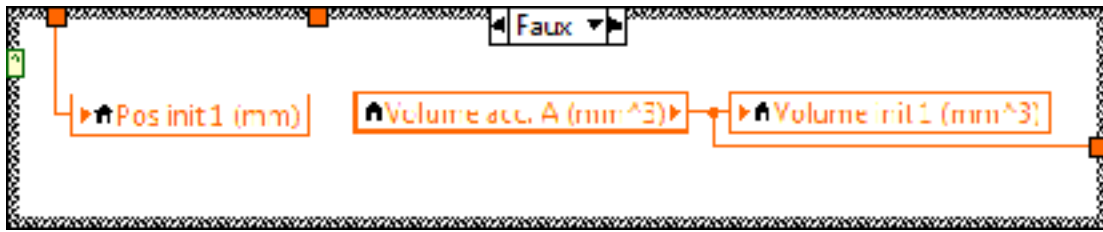


Figure-A III-14

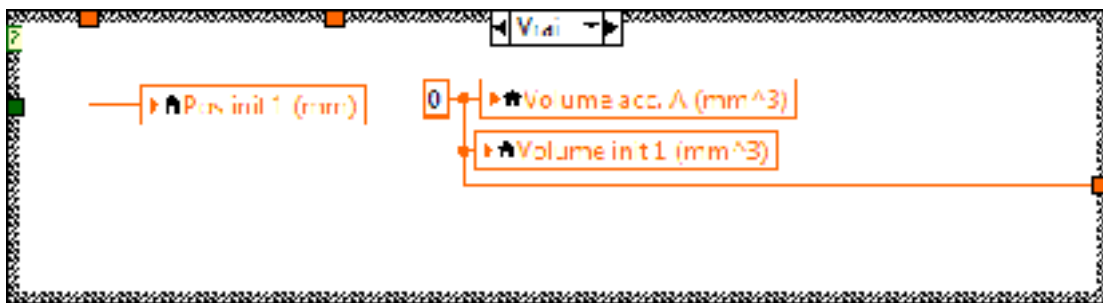


Figure-A III-15

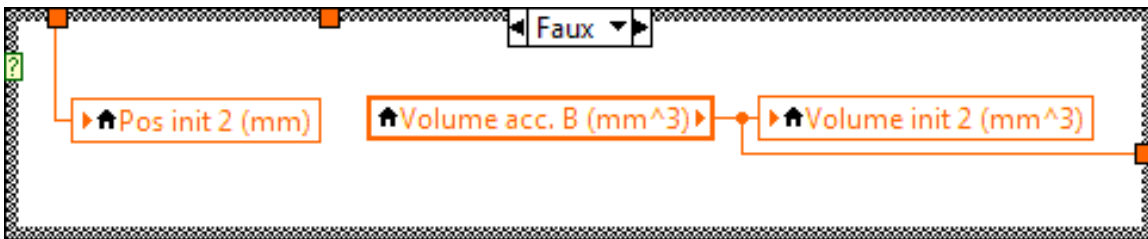


Figure-A III-16

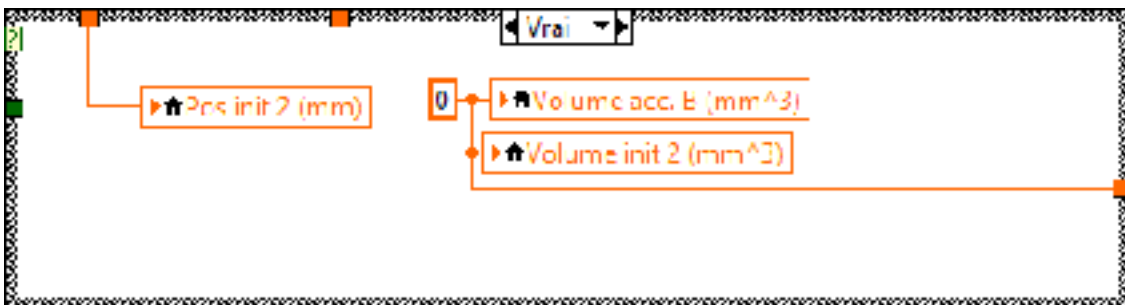


Figure-A III-17

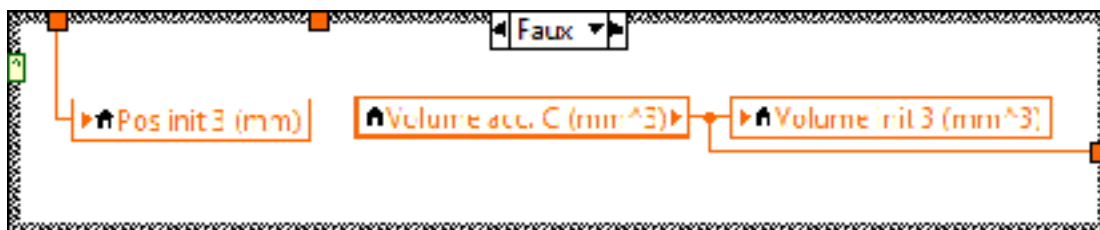


Figure-A III-18



Figure-A III-19

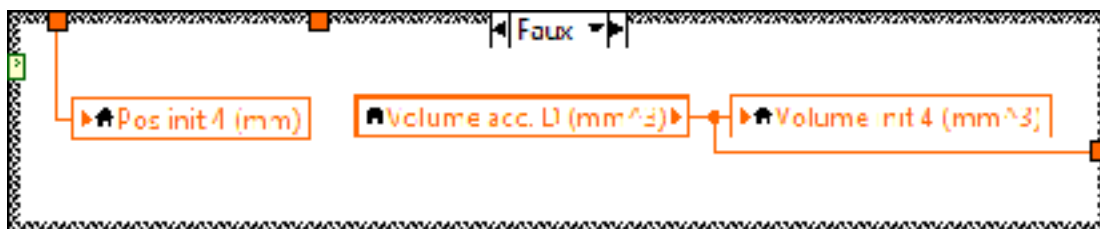


Figure-A III-20

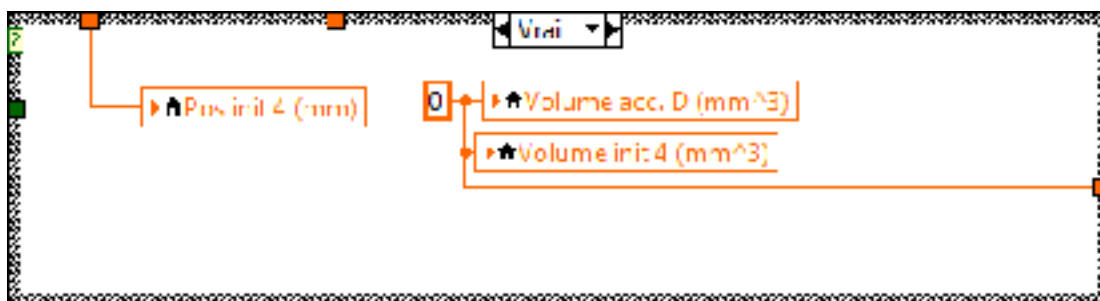


Figure-A III-21

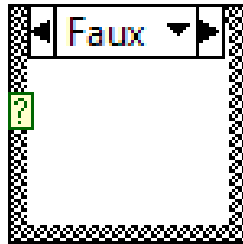


Figure-A III-22

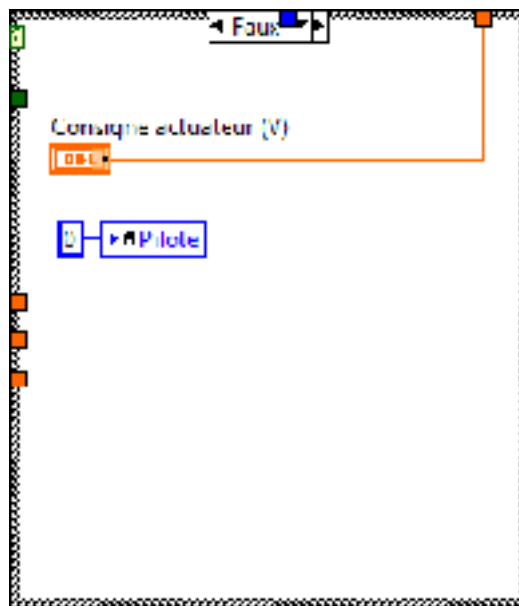


Figure-A III-23

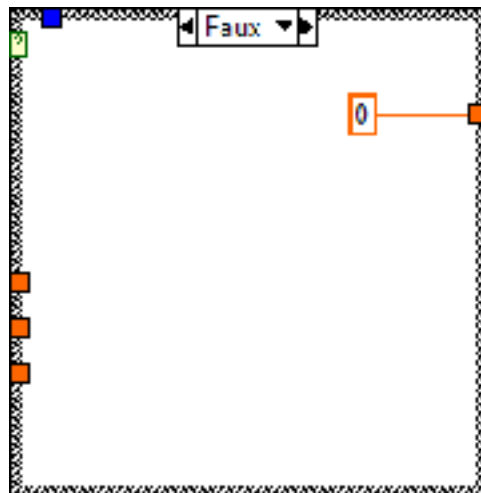


Figure-A III-24

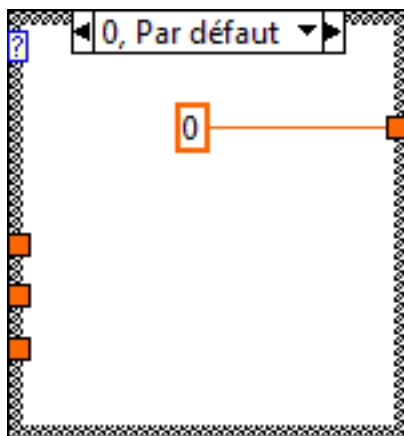


Figure-A III-25

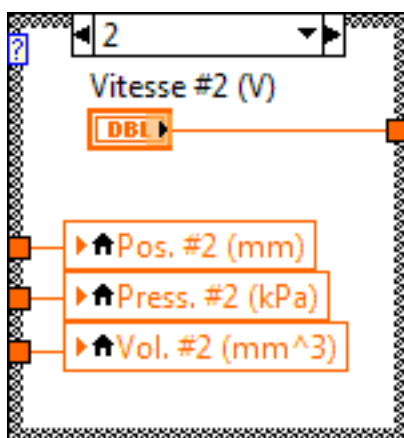


Figure-A III-26

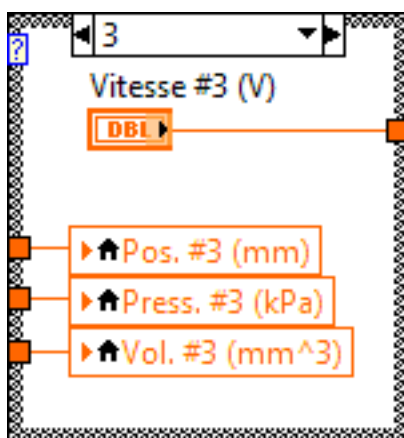


Figure-A III-27

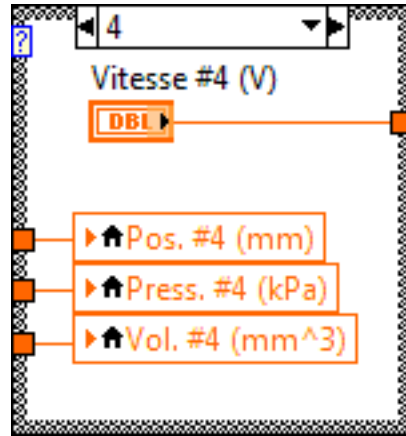


Figure-A III-28

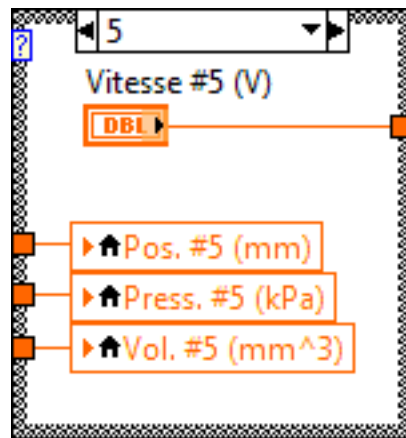


Figure-A III-29

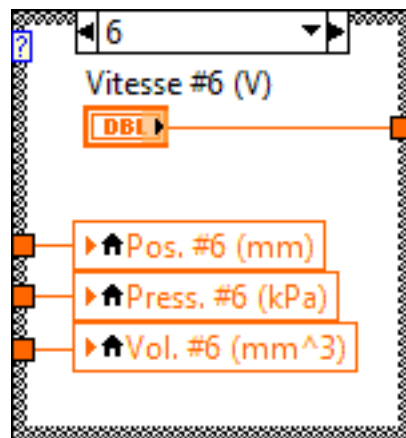


Figure-A III-30

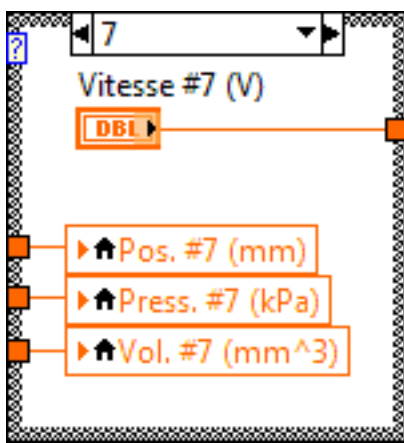


Figure-A III-31

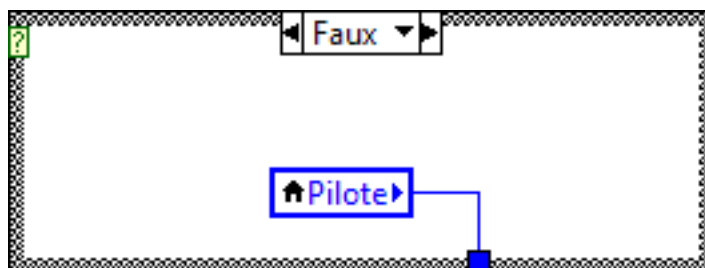


Figure-A III-32

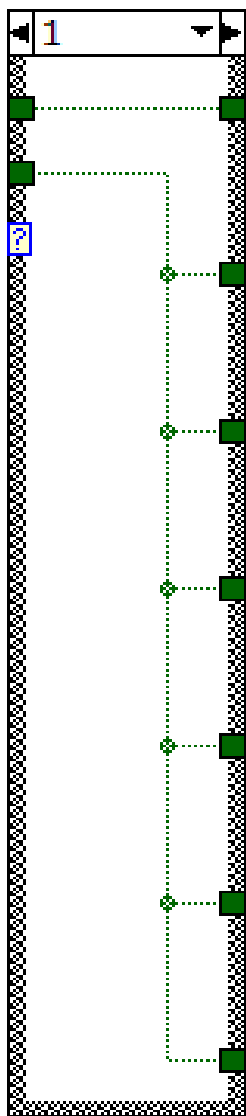


Figure-A III-33

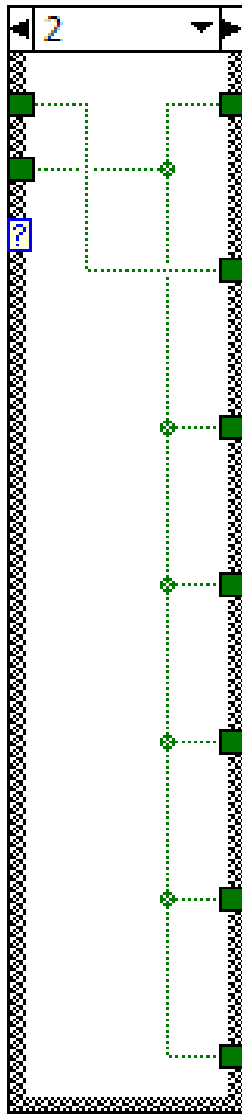


Figure-A III-34

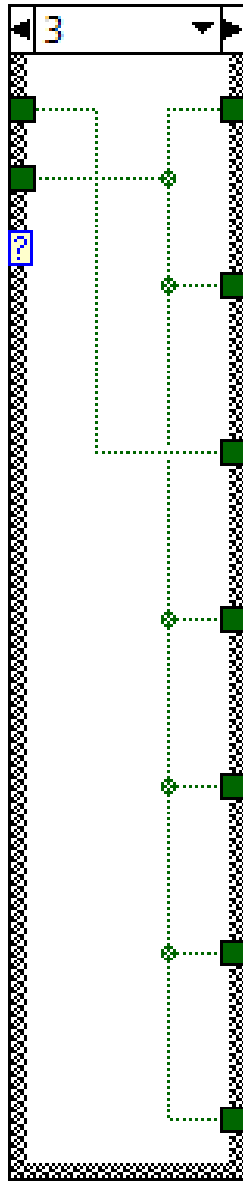


Figure-A III-35

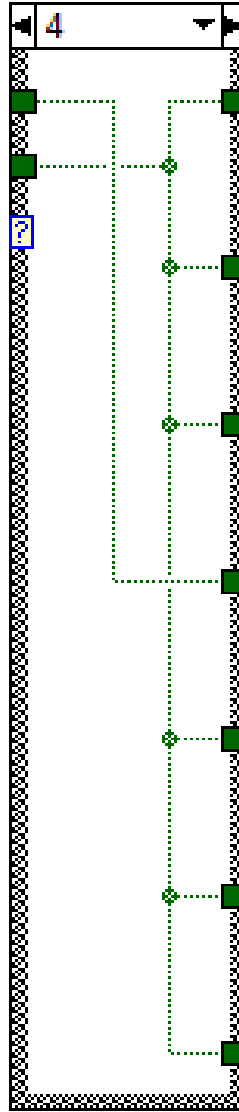


Figure-A III-36

ANNEXE IV

RÉSULTATS POUR L'OREILLE GAUCHE

Participant 1, vésicule A : Le participant a injecté la totalité de la seringue en une seule fois, sans détecter le gonflement de la vésicule. L'actionneur linéaire est donc allé jusqu'au bout de sa course comme le montre le tableau récapitulatif des valeurs résultats en fonction du mouvement de l'actionneur.

Tableau-A IV-1 Valeurs résultats OG/P1/VA

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,137	18,295	100,398

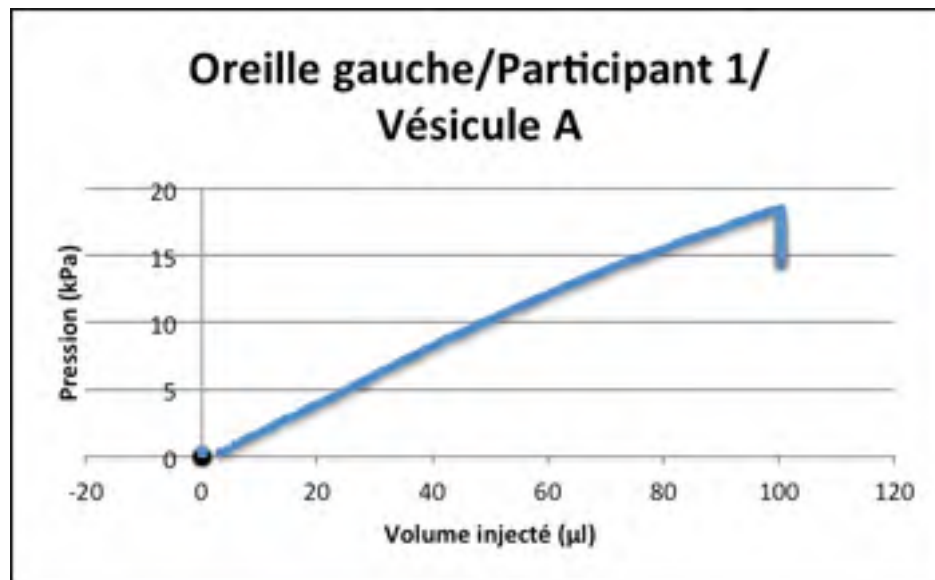


Figure-A IV-1 Graphique OG/P1/VA

Participant 1, vésicule C : Le gonflement de la troisième vésicule n'a pas été détecté par le participant.

Tableau-A I-2 Valeurs résultats OG/P1/VC

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	49,838	12,882	99,8
2	44,069	2,101	88,261
3	50,067	3,327	100,259

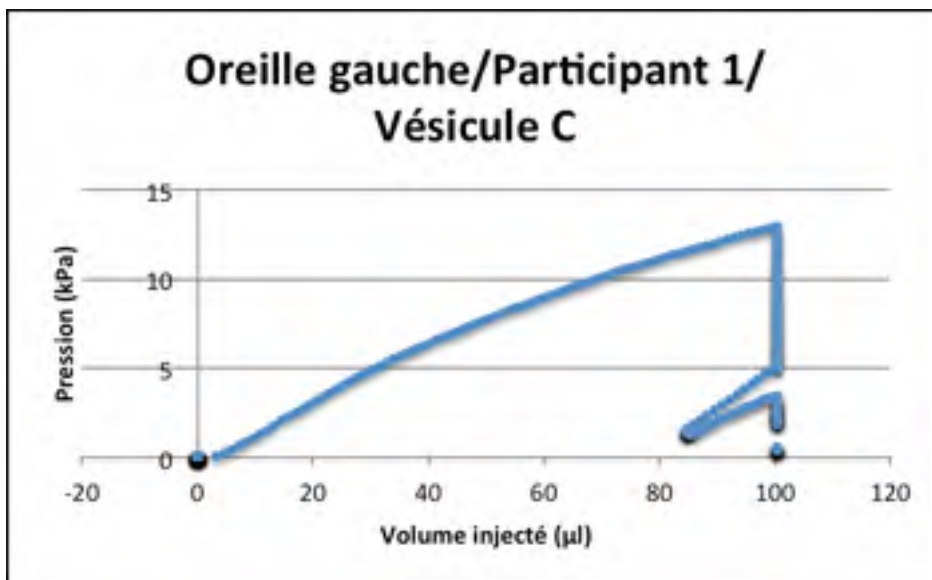


Figure-A IV-2 Graphique OG/P1/VC

Participant 2, vésicule A: La participante a injecté la totalité de la seringue sans détecter le gonflement de la vésicule dans les trois cas.

Tableau-A IV-3 Valeurs résultats OG/P2/VA

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,152	30,491	100,421
2	47,318	24,087	94,755
3	48,462	24,636	97,043
4	49,259	25,036	98,637
5	49,974	21,724	100,066

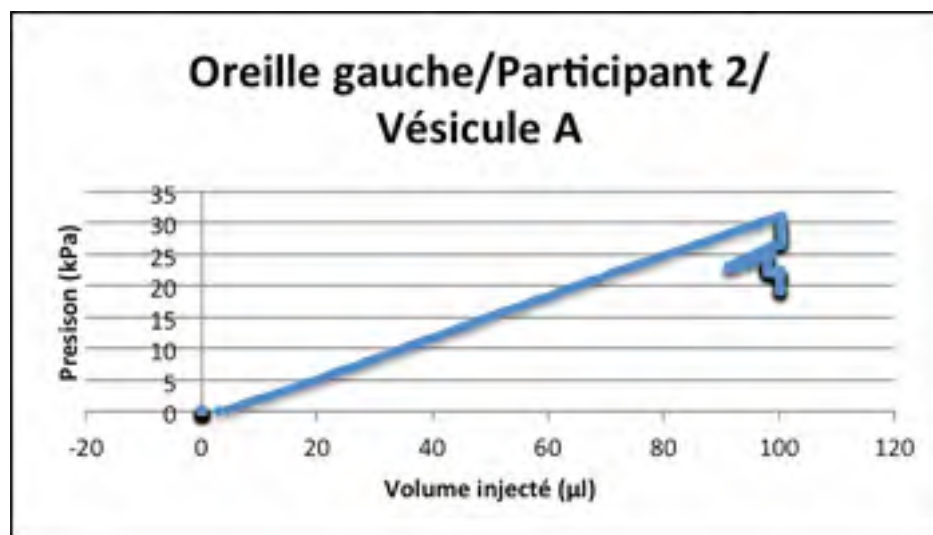


Figure-A IV-3 Graphique OG/P2/VA

Participant 2, vésicule B :

Tableau-A IV-4 Valeurs résultats OG/P2/VB

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,156	12,611	100,518
2	48,446	12,1	97,1
3	50,072	12,45	100,351

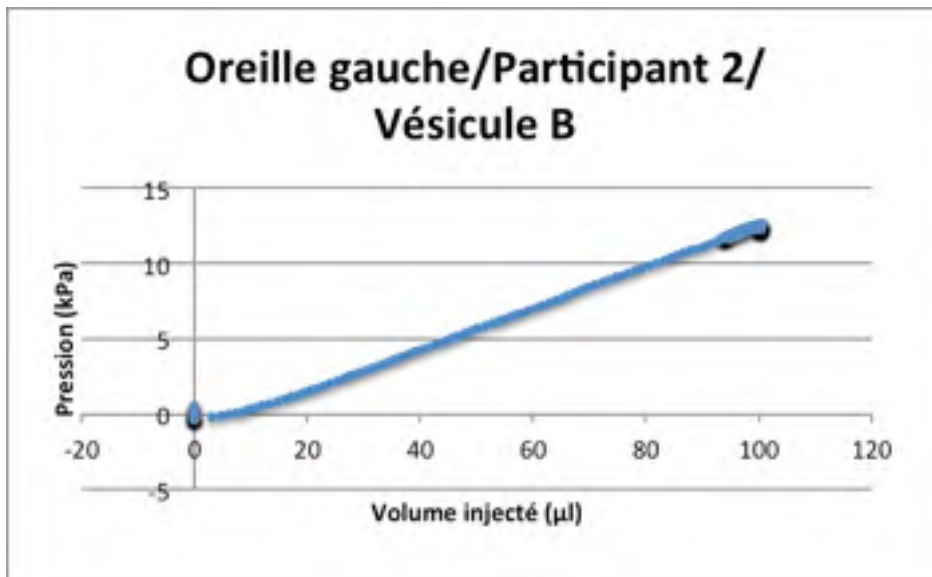


Figure-A IV-4 Graphique OG/P2/VB

Vésicule C :

Tableau-A IV-5 Valeur résultats OG/P2/VC

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,168	13,323	100,614
2	50,076	11,566	100,43
3	50,089	9,046	100,456

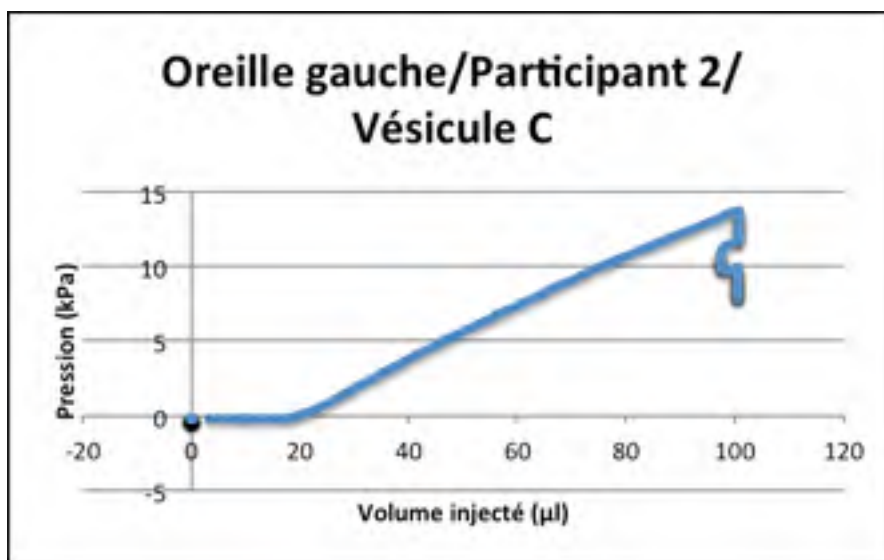


Figure-A IV-5 Graphique OG/P2/VC

Participant 3, vésicule A : Le participant a injecté la totalité de la seringue sans détecter le gonflement de la vésicule dans les trois cas.

Tableau-A IV-6 Valeurs résultats OG/P3/VA

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,179	16,823	100,496

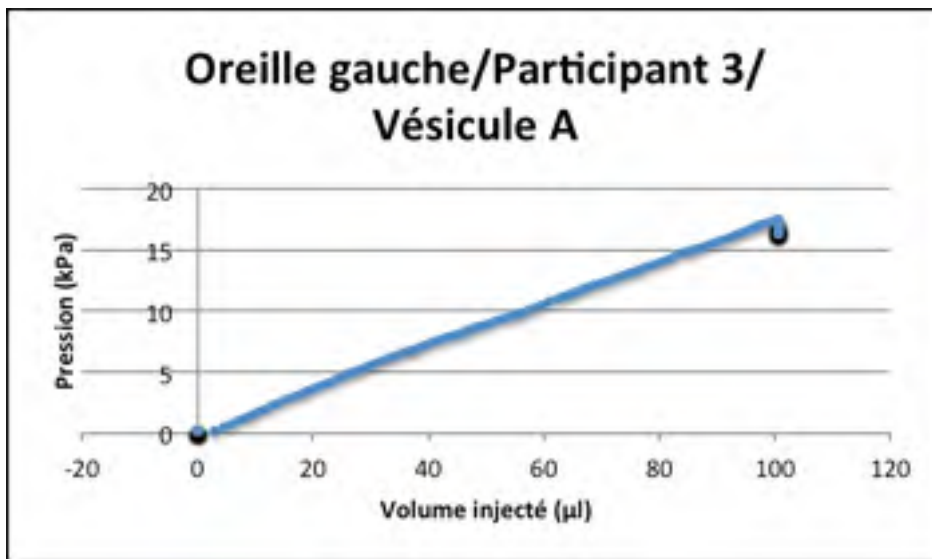


Figure-A IV-6 Graphique OG/P3/VA

Participant 3, vésicule B :

Tableau-A IV-7 Valeurs résultats OG/P3/VB

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,193	20,281	100,577
2	47,923	18,942	96,039
3	49,647	19,577	99,485

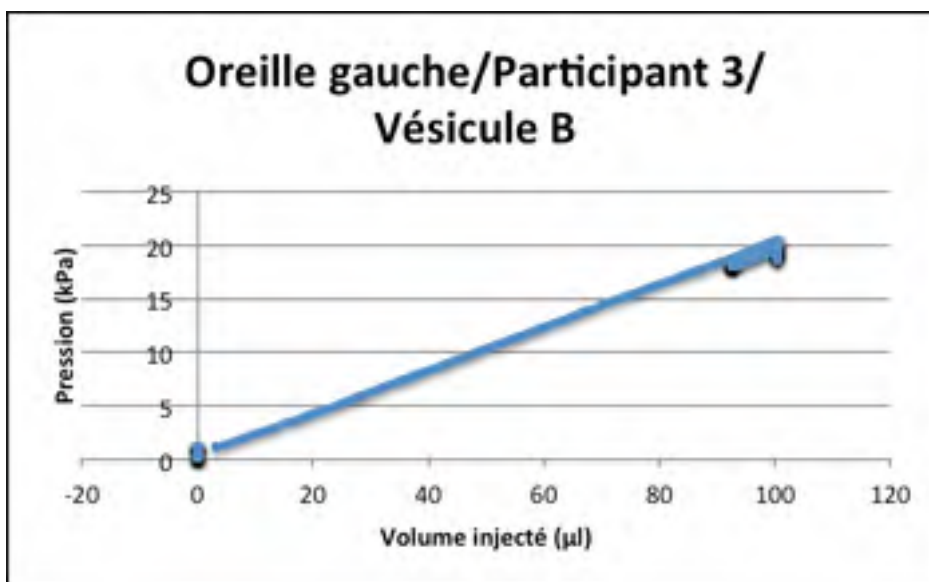


Figure-A IV-7 Graphique OG/P3/VB

Participant 3, vésicule C :

Tableau-A IV-8 Valeurs résultats OG/P3/VC

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,177	24,753	100,463

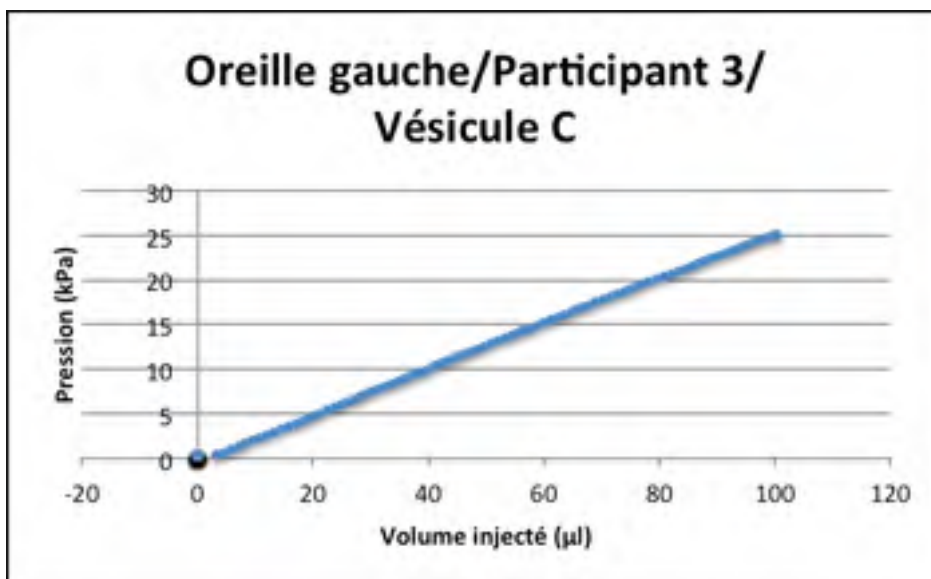


Figure-A IV-8 Graphique OG/P3/VC

ANNEXE V

RÉSULTATS POUR L'OREILLE DROITE

Participant 1, vésicule A: L'actionneur est allé jusqu'au bout de sa course sans que le participant ne sente la vésicule gonfler.

Tableau-A V-1 Valeurs résultats OD/P1/VA

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	49,982	19,643	100,112

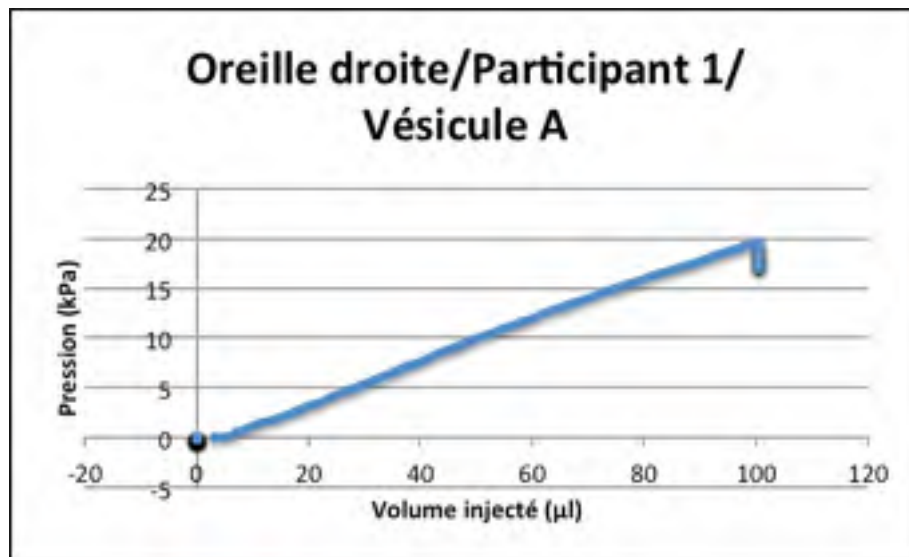


Figure-A V-1 Graphique OD/P1/VA

Participant 1, vésicule C : Le gonflement de la troisième vésicule n'a pas été détecté par le participant.

Tableau-A V-2 Valeurs résultats OD/P1/VC

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,177	25,579	100,668

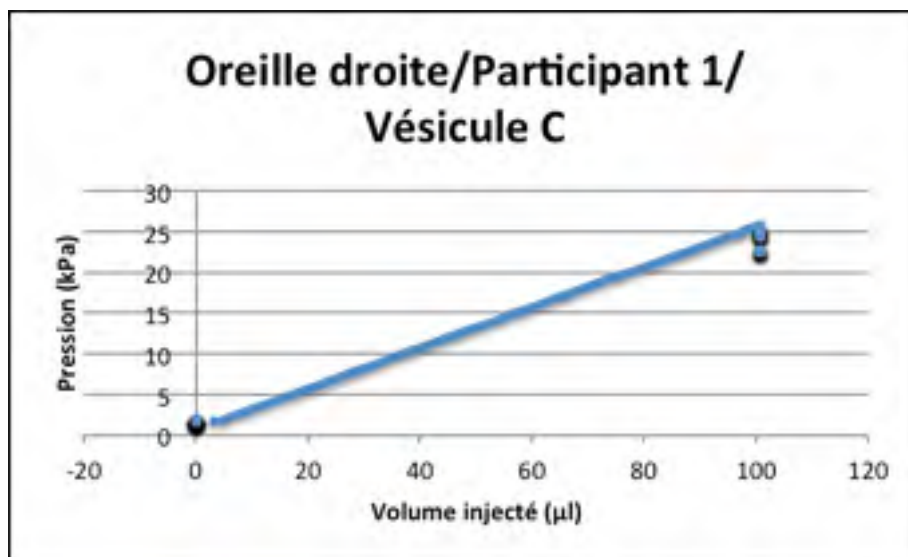


Figure-A V-2 Graphique OD/P1/VC

Participant 2, vésicule A : La participante a injecté la totalité de la seringue sans détecter le gonflement de la vésicule.

Tableau-A V-3 Valeurs résultats OD/P2/VA

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,184	26,151	100,387

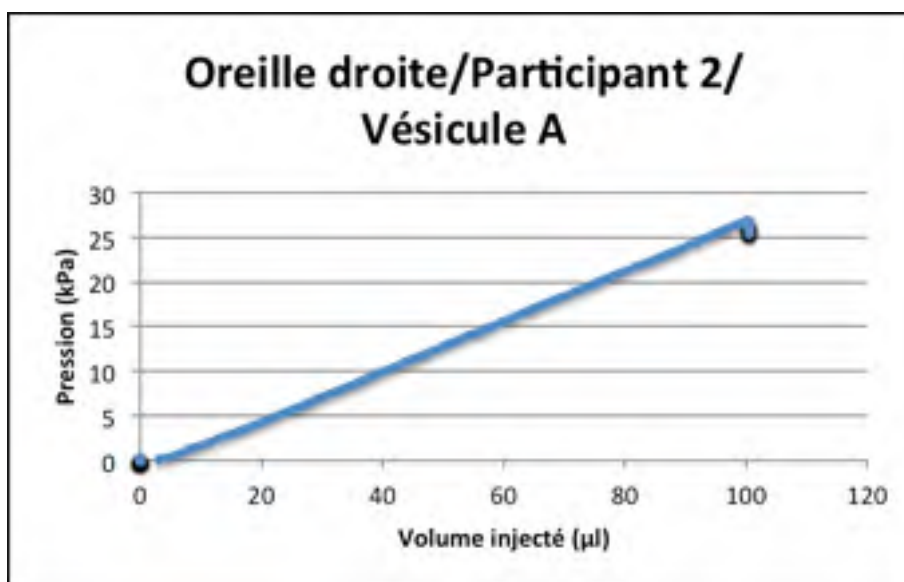


Figure-A V-3 Graphique OD/P2/VA

Participant 2, vésicule B : La participante a senti le gonflement de la vésicule B dans son oreille droite pour une pression de 9,4 kPa environ.

Tableau-A V-4 Valeurs résultats OD/P2/VB

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	30,306	9,163	44,994
2	30,311	8,283	45,004
3	32,728	9,465	49,838

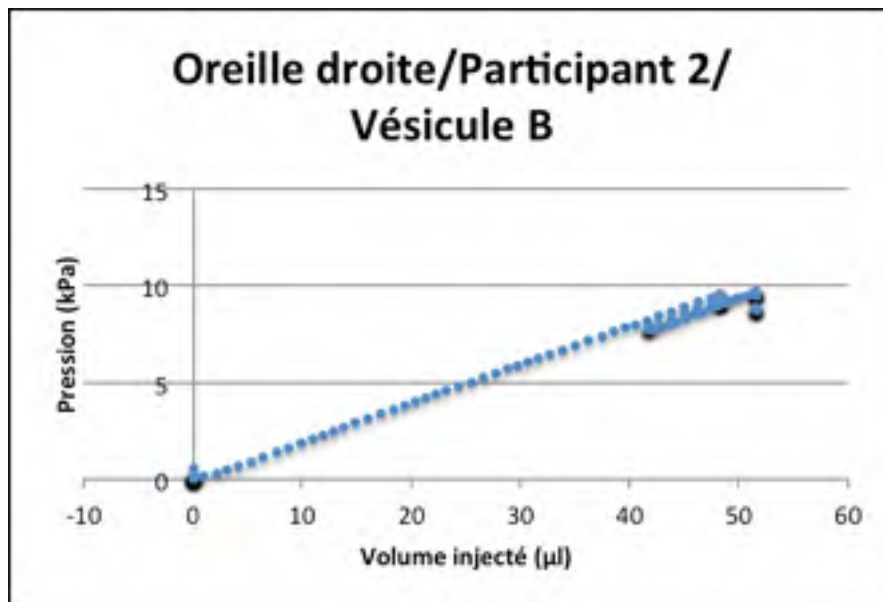


Figure-A V-4 Graphique OD/P2/VB

Participant 2, vésicule C : La participante n'a pas détecté le gonflement de la troisième vésicule

Tableau-A V-5 Valeurs résultats OD/P2/VC

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,189	18,943	100,467
2	48,006	16,55	96,101
3	50,108	17,273	100,304
4	48,204	15,587	96,496
5	50,107	16,125	100,303
6	50,105	15,983	100,299
7	49,438	15,801	98,964

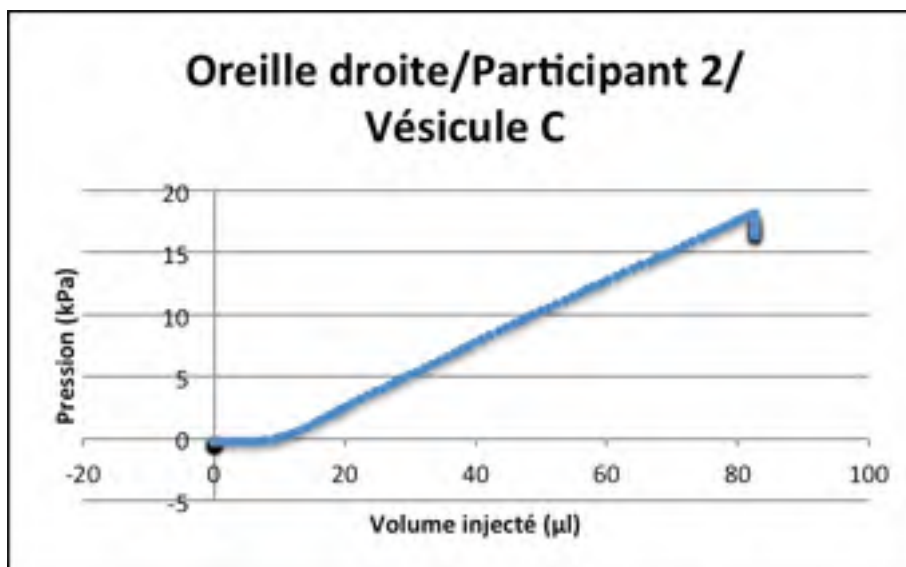


Figure-A V-5 Graphique OD/P2/VC

Participant 3, vésicule A : Le participant n'a senti aucune des vésicules gonfler dans son conduit auditif. Pour ce participant, la vésicule A située au niveau de la conque était apparente et elle n'était pas en contact avec la peau de la conque du participant.

Tableau-A V-6 Valeurs résultats OD/P3/VA

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,17	23,371	100,48
2	39,377	15,864	78,893

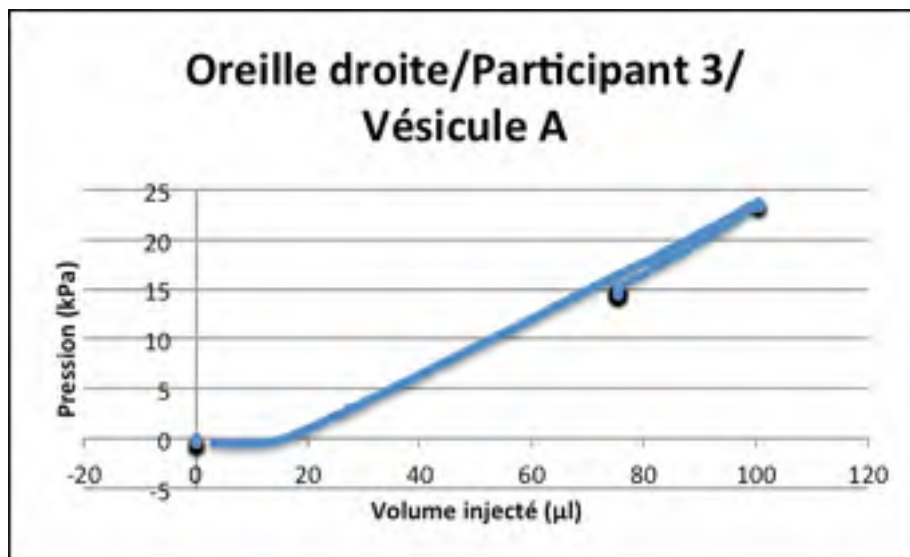


Figure-A V-6 Graphique OD/P3/VA

Participant 3, vésicule B :

Tableau-A V-7 Valeurs résultats OD/P3/VB

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,17	14,594	100,488
2	46,608	12,95	93,363

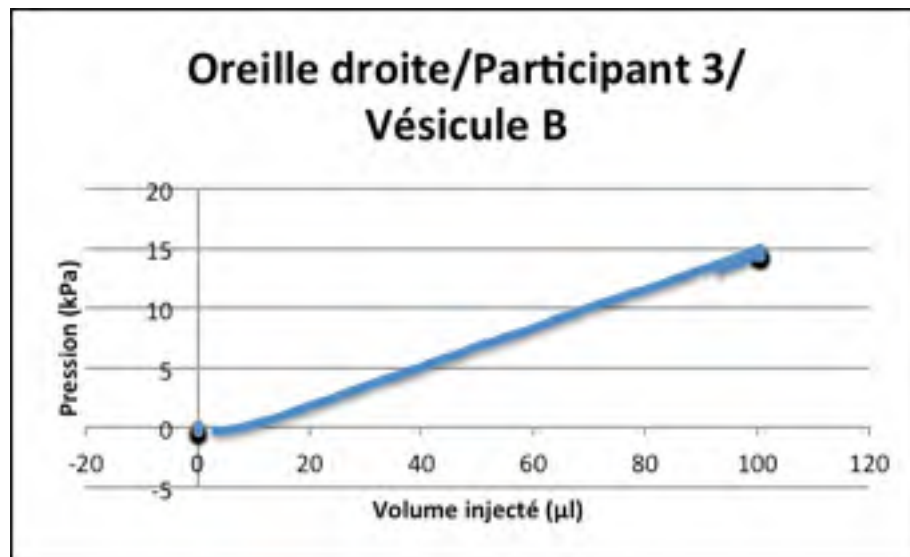


Figure-A V-7 Graphique OD/P3/VB

Participant 3, vésicule C :

Tableau-A V-8 Valeurs résultats OD/P3/VC

No Mouvement	Positions (mm)	Pressions (kPa)	Volumes (mm ³)
1	50,177	23,656	100,452
2	45,265	19,78	90,629

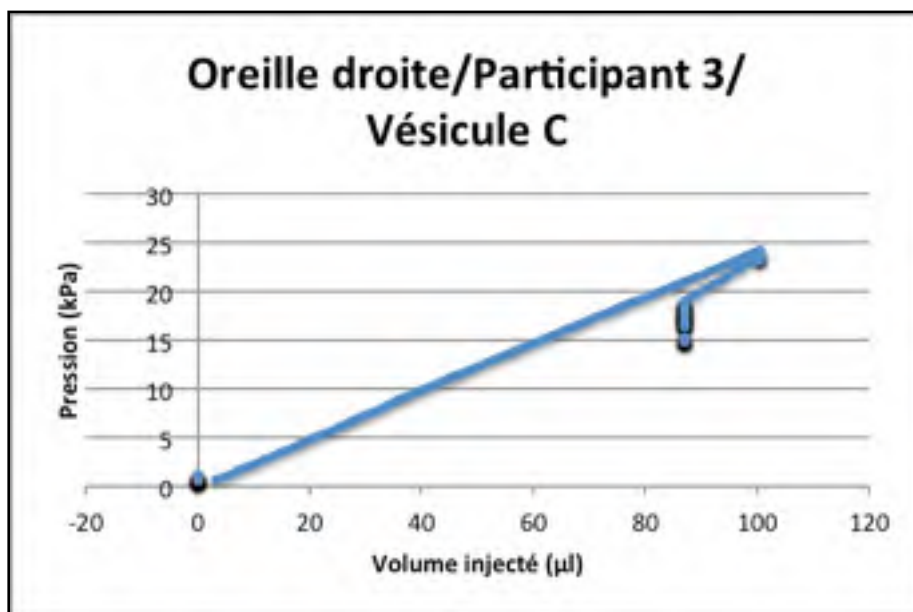


Figure-A V-8 Graphique OD/P3/VC

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Arezes, P. M., & Miguel, A. S. (2002). Hearing Protectors Acceptability in Noisy Environments, *46*(6), 531-536.
- Baker, A. T., Lee, S., & Mayfield, F. (2010). Evaluating Hearing Protection Comfort Through Computer Modeling. Dans *Conference proceedings 2010 Simulia customer conference*. Providence, Rhode Island : Dassault Systemes. Repéré à http://www.simulia.com/forms/world/pdf2010/Baker_SCC2010.pdf
- Ballachanda, B. (2013). *The Human Ear Canal*. (S.l.) : Plural Publishing. (Google-Books-ID: L5Q1BwAAQBAJ).
- Berger, E. H., & Voix, J. (2018). Hearing Protection Devices. Dans *The Noise Manual* (6th Edition). (S.l.) : American Industrial Hygiene Association. (00177).
- Blyth, K. G., Brunner, G. F., Graydon, A. R., & Stoddart, B. (2002). *Brevet n° EP1192920A1*. European Union. Repéré à <https://patents.google.com/patent/EP1192920A1/en>
- Brown-Rothwell, D. (1986). The Comfort of Earplugs: Basis for a Descriptive Model. *Master's Thesis, Inst of Sound and Vibration Research, Southampton, England*.
- Brummund, M. (2014). *Study of the occlusion effect induced by an earplug: numerical modelling and experimental validation*. ÉTS.
- 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. <https://doi.org/10.4103/1463-1741.77193>
- Casali, J. G., Lam, S. T., & Epps, B. W. (1987). Rating and Ranking methods for hearing protectors wearability, *21*(12).
- Corbet, R. (2016). Protection auditive : les 5 idées reçues. Repéré à <https://www.cotral.fr/blog/protection-auditive/5-idees-recues-sur-la-protection-auditive.html>
- Davis, R. (2008). What do we know about hearing protector comfort? *Noise and Health*, *10*(40), 83. <https://doi.org/10.4103/1463-1741.44346>
- Davis, R., Murphy, W. J., Byrne, D. C., & Shaw, P. B. (2011). Acceptance of a Semi-Custom Hearing Protector by Manufacturing Workers. *Journal of occupational and environmental hygiene*, *8*(12), D125-D130. <https://doi.org/10.1080/15459624.2011.626262>

- Davis, R., & Shaw, P. (2016). Hearing Protector Comfort and Personal Attenuation Ratings: A Real World Study. San Diego. Repéré à https://www.researchgate.net/publication/281820662_Hearing_Protector_Comfort_and_Personal_Attenuation_Ratings_A_Real_World_Study
- Delnavaz, A., & Voix, J. (2013). Ear canal dynamic motion as a source of power for in-ear devices. *Journal of Applied Physics*, 113(6), 9 p. <https://doi.org/10.1063/1.4792307>
- Démarchez, M. (2015). Biologie de la peau. Repéré à <https://biologiedelapeau.fr/spip.php?article30>
- Doutres, O., Sgard, F., Voix, J., Trompette, N., Berry, A., Wagnac, E., ... Matcher, S. (2018). *Développement d'une panoplie d'indices de confort pour les bouchons d'oreille afin d'améliorer la protection auditive des travailleurs*. Repéré à <http://www.irsst.qc.ca/recherche-sst/projets/projet/i/5388/n/developpement-d-une-panoplie-d-indices-de-confort-pour-les-bouchons-d-oreille-afin-d-ameliorer-la-protection-auditive-des-travailleurs-2015-0014>
- Driscoll, D. P., & Royster, L. H. (2003). Noise control engineering. Dans *The Noise Manual* (Revised fifth edition 2003, pp. 279-378). Fairfax, VA : (s.n.).
- Éditions Larousse. (s.d.). Définitions : confort - Dictionnaire de français Larousse. Repéré à <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/confort/18147>
- Epps, B. W., & Casali, J. G. (1985). Hearing protection device comfort and user preference: an investigation and evaluation methodology. Dans *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* (pp. 814-818). SAGE. Repéré à <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/154193128502900821>
- Fligor, B. (2013). *Variability in pressure applied to the ear canal during silicone impressions and digital scanning*. White Paper. Lantos Technologies Inc.
- Gardner, R. (1974). *Brevet n° US3811437A*. United States. Repéré à <https://patents.google.com/patent/US3811437/en?q=gardner+earplugs+3811437>
- Gerges, S. N. Y. (2012). Earmuff comfort. *Applied Acoustics*, 73(10), 1003-1012. <https://doi.org/10.1016/j.apacoust.2012.04.015>
- Gerges, S. N. Y., & Casali, J. G. (2007). Chapter 31. Hearing Protectors. Dans *Handbook of Noise and Vibration Control* (Crocker, Malcolm J., pp. 364-376). (S.I.) : (s.n.).
- Hage, J., Steen, L. P. E. van der, & de Groot, P. J. M. (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. [https://doi.org/10.1016/S0363-5023\(05\)80012-7](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(05)80012-7)

- Kuijt-Evers, L. F. M., Bosch, T., Huysmans, M. A., de Looze, M. P., & Vink, P. (2007). Association between objective and subjective measurements of comfort and discomfort in hand tools, *38*(5), 643-654.
- Mudry, A. (2015). L'oreille externe. Repéré à <https://www.oreillemudry.ch/loreille-externe/>
- NIOSH. (1998). *Criteria for a Recommended Standard* (Rapport No. 98-126). Cincinnati, OH. Repéré à <https://www.cdc.gov/niosh/docs/98-126/pdfs/98-126.pdf>
- Paris, M., & Le Cocq, C. (2018). *Demande d'évaluation éthique pour le projet « Cartographie de la sensibilité cutanée du conduit auditif humain »* (Rapport No. H20171201). Montréal, QC; Canada : ÉTS.
- Park, M.-Y., & Casali, J. G. (1991, mars). An Empirical Study of Comfort Afforded by Various Hearing Protection Devices: Laboratory versus Field Results. *Applied Acoustics*, *34*, 151-179.
- Pearson, E. J. M. (2009). Comfort and its measurement - A literature review, *4*(5), 301-310.
- Pression excessive et prolongée. (s.d.). Repéré à <http://www.escarre.fr/plaie/physiopathologie/pression-prolongee.php>
- Richard, J.-F. (s.d.). SEUIL, psychophysique - Encyclopædia Universalis. Repéré à <https://www.universalis.fr/encyclopedie/seuil-psychophysique/>
- Rigal, R. (2002). *Motricité Humaine. Fondements et Applications Pédagogiques - Tome 1: Neurophysiologie Perceptivomotrice, Revue et Corrigée*. (S.l.) : PUQ. (Google-Books-ID: hIzJZUkRn8UC).
- Rosenzweig, P. (2007). *The Halo Effect: ... and the Eight Other Business Delusions That Deceive Managers*. (S.l.) : Simon and Schuster. (Google-Books-ID: e0YwOOgizwsC).
- Salem, T. (2006). Anatomie et physiologie de l'oreille. *Tarek Salem's website*. Repéré à <http://www.med.uottawa.ca/sites/tsalem/pub.html>
- Sauleau, P. (s.d.). Récepteurs somatosensoriels. *Neurophysiologie*. Repéré à <https://sites.google.com/site/aphysionado/home/fonctionssn/somesthesie/rcptr>
- Smith, C. R., Broughton, R. M., Wilmoth, J. N., Borton, T. E., & Mozo, B. T. (1982). Physical characteristics and attenuation of foam earplugs. *American Industrial Hygiene Association Journal*, *43*(1), 31-38. <https://doi.org/10.1080/15298668291409325>

- 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. <https://doi.org/10.1121/1.397744>
- Sviech, P. S., Gonçalves, C. G. de O., Morata, T. C., & Marques, J. M. (2013). The evaluation of comfort of the personal hearing protection devices as an intervention for hearing loss prevention, *15*(5), 1325-1337.
- Zwislocki, J. (1958). Ear Protection: Effectiveness vs. Comfort. *Noise Control*, 4(6), 14-48. <https://doi.org/10.1121/1.2369340>