

Optimisation de la géométrie d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire

par

Johan CARIOLI

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

MONTRÉAL, LE 22 NOVEMBRE 2016

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Johan Carioli, 2016



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

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Jérémie Voix, Directeur de Mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Ricardo Zednik, Co-directeur
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Vincent Duchaine, Président du Jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Delprat Sébastien, Examinateur Externe
Laboratoire de Micro et Nanofabrication à l'INRS énergie

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

LE 2 NOVEMBRE 2016

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Le plus grand gain est de donner aux autres. La plus grande perte est de recevoir sans gratitude.

Bouddha

Ce mémoire est le résultat d'un travail acharné de deux années. En préambule, je veux adresser tous mes remerciements aux personnes avec lesquelles j'ai pu échanger et qui m'ont aidées pour la rédaction de ce mémoire.

J'exprime tout particulièrement ma gratitude à Jérémie Voix professeur, mon directeur de recherche, pour ses conseils précieux, pour le temps qu'il m'a consacré ainsi que pour sa bienveillance sans limite.

Merci à Ricardo Zednik, mon co-directeur de recherche qui a su me guider avec bonne humeur au cours de la réalisation de ce projet. Merci à également au professeur Aidin Delnavaz associé de recherche dans la chaire de recherche en technologie intra-auriculaires CRITIAS pour avoir partagé son expertise et pour les nombreuses discussions que nous avons eues lors de la réalisation des modèles mécaniques nécessaires pour mener à bien ce projet. Cela a été très riche et formateur pour moi.

J'exprime ma gratitude à l'entreprise EERS Inc partenaire industriel de la chaire de recherche CRITIAS et à son directeur Nick Laperle qui m'a permis d'obtenir les financements et les équipements nécessaires à la réalisation de ce projet.

Le laboratoire aurait été bien vide sans Antoine, Vincent, Alex, Hami, Frederic, Rachel, Nari-mène, Gabrielle, Cécile ainsi que les stagiaires Corentin, Teddy, Arnaud, Thomas, un merci à vous. J'adresse également mes remerciements à tout le personnel de l'ÉTS, sans qui je n'aurais pu mener ce projet à bien.

J'adresse également mes sincères remerciements à ma famille : mes parents, mon petit frère et ma grand mère qui m'ont accompagnés, aidés, soutenus et encouragés pendant ces deux années.

Une pensée de gratitude à mon ancienne colocataire Yasmina, et nos soirées à refaire le monde.

Ma gratitude pour Marshall Rosenberg, père de la "Communication Non-Violente" est inestimable. Je remercie également les personnes que j'ai rencontrées et qui font vivre la CNV : Alain, Corine, Jean, Mado, Lucie.

Une pensée emplie de gratitude va à la communauté des anciens élèves des Arts et Métiers et à leurs valeurs, et aux souvenirs tissés lors de mes deux années passées au CER de Bordeaux Talence. Elles ont été pour moi une source de réconforts dans les moments sombres. Ce fut une grande joie pour moi de recevoir Pierre et Thomas mes amis du comité France Profonde, merci à mon conscrit, à la 11 et tous ceux qui se souviennent encore de moi à Bordeaux.

Merci à Fabien pour l'apprentissage de l'escalade et la pratique du billard qui a été pour moi d'un grand réconfort.

Enfin, je tiens à remercier chaleureusement, mes amis ici au Canada : Daniel, Arnaud, Olivier Margaux, Maud, Marion pour les bons moments au coin du feu. Quentin et Alexis, les fameuses pauses gâteaux vont me manquer. Merci du fond du cœur pour votre soutien, la patience que vous avez eue avec moi, pour les séances au gym, et pour votre bonne humeur communicative.

Merci à la Vie.

OPTIMISATION DE LA GÉOMÉTRIE D'UN DISPOSITIF DE MICROGRAPILLAGE ÉNERGÉTIQUE INTRA-AURICULAIRE

Johan CARIOLI

RÉSUMÉ

Les dispositifs intra-auriculaires, tels les appareils auditifs, les écouteurs intra-auriculaires bluetooth® et les dispositifs connectés dit wearables, nécessitent une source d'énergie électrique pour fonctionner ; actuellement, ce sont les batteries qui remplissent ce rôle non sans inconvénient. Plusieurs centaines de millions d'utilisateurs, principalement des personnes âgées, doivent changer les batteries de leurs prothèses auditives de façon hebdomadaire. Ceci a un coût économique et un impact environnemental négatif non négligeable. Une solution alternative consiste à convertir une partie de l'énergie biomécanique du corps humain en énergie électrique. Il a été mis en évidence que le conduit intra-auriculaire se déformait sous l'action des mouvements de la mâchoire et que cette déformation était convertible en énergie électrique. Ce qui permet d'envisager de concevoir un dispositif de conversion d'énergie qui s'insère au sein de l'appareil intra-auriculaire que l'on souhaite alimenter en énergie électrique. C'est alors la déformation du conduit auditif qui est utilisée comme source d'énergie pour les prothèses auditives par exemple. Cependant, comme les mouvements du conduit auditif sont mal compris, il est difficile de concevoir un système de micrograpillage énergétique adapté aux déformations du conduit auditif. En effet, la compréhension insuffisante des déformations du conduit auditif pendant la fermeture de la mâchoire ne permet pas de réaliser des simulations par éléments finis précises et rendant compte de la réalité expérimentale. Cependant, la déformation du conduit auditif peut être décomposée en plusieurs modes de déformation comme la torsion, la flexion ou la compression radiale. L'enjeu de ce travail de maîtrise en sciences appliquées est de mettre en évidence le mode de déformation qui maximise l'énergie électrique convertible à partir des mouvements du conduit auditif et de concevoir un dispositif capable de convertir l'énergie provenant de ce mode de déformation. Nous présentons une méthode alternative aux investigations utilisant les simulations par éléments finis, basée sur des considérations analytiques, permettant de comprendre le comportement mécanique du conduit auditif causé par le mouvement fermeture de la mâchoire. Les nuages de points du conduit auditif en position "bouche ouverte" et "bouche fermée" ont été utilisés pour quantifier ces énergies de flexion et de compression. Ce modèle est utilisé pour sélectionner un mode de déformation adapté à la conversion d'énergie mécanique des déformations du conduit auditif en énergie électrique. Nous illustrons la pertinence de ce modèle en l'appliquant à 12 sujets humains pour lesquels l'énergie de flexion et de compression développée par les mouvements du conduit auditif est quantifiée. Pour réaliser la conversion d'énergie mécanique en énergie électrique, des éléments piézoélectriques sont utilisés. Nous nous intéressons ici à la façon de convertir l'énergie de flexion du conduit auditif en énergie électrique. Nous présentons un prototype de conversion d'énergie composé d'un film mince de piezo-polymère fixé à un bouchon d'oreille sur mesure. Le comportement mécanique de ce prototype est modélisé et les prédictions provenant de cette modélisation sont alors comparées aux résultats expérimentaux. L'énergie de flexion développée par les mouvements du conduit auditif de l'oreille humaine a été évaluée comme étant en moyenne trois fois plus éle-

vée que l'énergie de compression radiale. La modélisation du dispositif permettant de convertir l'énergie de flexion en énergie électrique a permis de prédire la tension en circuit ouvert générée par les mouvements du conduit auditif. Elle est évaluée à 4.1 V. Les expérimentations ont confirmé cette modélisation avec une tension de 4.5 V mesurée. De plus, nous montrons, qu'il est possible de convertir seulement l'énergie de flexion développée par les mouvements du conduit auditif lors de la fermeture de la mâchoire. Cette approche fournit un outil pour concevoir des dispositifs de micrograpillage intra-auriculaire adapté aux déformations du conduit auditif. À l'avenir, un dispositif de conversion d'énergie tel qu'il a été présenté pourrait être utilisé pour alimenter de l'énergie pour les appareils intra-auriculaires en énergie électrique. La modélisation développée peut être utilisée pour concevoir des capteurs de déformation du conduit auditif, ou toutes sortes de dispositifs de conversion d'énergie curvilignes fabriqués à partir de polymère piézoélectrique à couche mince. Les résultats obtenus pourront être pris en compte pour la conception des futurs dispositifs de micrograpillage intra-auriculaire. Enfin, un tel dispositif de conversion d'énergie a le potentiel de révolutionner le marché des prothèses auditives en complétant ou en remplaçant la technologie de batterie.

Mots clés: protecteurs auditifs, prothèses auditives, micrograpillage énergétique, matériaux piézoélectriques, modélisation analytique, déformations du conduit auditif, articulation temporo mandibulaire

GEOMETRY OPTIMIZATION OF AN IN-EAR ENERGY HARVESTER DEVICE

Johan CARIOLI

ABSTRACT

The economic costs and environmental impacts associated with the use of batteries to power in-ear devices are substantial. Studies have demonstrated that energy generated by ear canal deformation during jaw movement can be converted to electrical energy. Harvesting biomechanical energy to power in-ear devices could be an alternative to batteries. The goal of this master's in applied sciences was to design an in-ear energy harvesting device, first by identifying the type of ear canal deformation that would yield the maximum amount of mechanical energy convertible to electrical energy and second by selecting the best type of piezoelectric material and its optimal positioning within the ear. A literature review was conducted on three topics : current techniques used to power hearing-aids, parameters relevant to the analysis of ear canal deformation and current methods of distortion analysis of deformable solids. A calculation method was used to model the mechanical behavior of a custom earplug during ear canal deformation. Point clouds obtained by white light 3D scanning of custom earmolds in "open mouth" and "closed-mouth" positions were used to quantify bending and compression energies and the model was validated using 12 human subjects. The theoretical model for the energy conversion was experimentally validated using custom earplug prototypes fitted with a thin film of piezopolymer. The mechanical behavior of this prototype was modeled and the theoretical predictions were compared with the experimental results. The bending energy is on average three times higher than the radial compression energy. The in-ear prototype design to harvest the bending energy model predicts the open circuit voltage induced by ear canal deformation. It was valued at 4.1 V. Experimentally measured voltage was sufficient at 4.5 V. In the future, an energy conversion device as presented in this study could be used to supply energy to in-ear devices. These results can also be used to design ear canal deformation sensors, or any type of curved energy harvester made with a thin film of piezoelectric polymer. These findings will be used to design a future in-ear energy harvester device, which could revolutionize the market of wearables and hearing aids by supplementing or replacing batteries.

Keywords: hearing protection, hearing aids, energy harvesting, piezoelectric materials, analytical modeling, ear canal deformations, temporomandibular joint

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE ET DES CONNAISSANCES	5
1.1 Les besoins en énergie électrique des prothèses auditives	5
1.1.1 Consommation électrique des prothèses auditives	6
1.1.2 Les piles comme source d'énergie électrique	7
1.1.3 Conversion de l'énergie biomécanique du corps humain dans le but d'alimenter les dispositifs intra-auriculaire en énergie électrique	8
1.1.4 L'utilisation des matériaux piézoélectriques	9
1.2 La distorsion du conduit auditif causée par les mouvements temporo-mandibulaires	10
1.2.1 La géométrie du conduit auditif	11
1.2.2 Mise en évidence des déformations du conduit auditif	12
1.3 Analyse des déformations dans le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif	14
1.3.1 Mécanique des solides déformables	14
1.3.2 Méthodes surfaciques	15
1.3.3 Approches combinées	17
1.4 Conclusion de la revue de littérature	18
CHAPITRE 2 POWER CAPACITY FROM EARCANAL DYNAMIC MOTION	19
2.1 Résumé en français	19
2.2 Abstract	20
2.3 Introduction	21
2.3.1 Energy harvesting from human beings	21
2.3.2 Dynamic ear canal movement	21
2.3.3 Strain state from a point cloud	22
2.3.4 Objectives	23
2.4 Geometrical parameters relevant to ear canal deformation	23
2.4.1 Computation of the center axis of the ear mold	24
2.4.2 Average diameter of cross-sections of the ear canal	25
2.4.3 Average diameter of cross-sections of the ear canal	26
2.4.4 Comparison of geometrical parameters for the two extreme positions	26
2.5 Method	28
2.5.1 Bending energy	28
2.5.2 Radial compression energy	29
2.6 Implementing the framework for ear canal deformation	33

2.7	Results and discussions	35
2.8	Conclusion	36
2.9	Acknowledgements	36
CHAPITRE 3 IN-EAR ENERGY HARVESTING FROM MECHANICAL BENDING OF THE EARCANAL		37
3.1	Résumé en français	37
3.2	Abstract	38
3.3	Introduction	38
3.4	Analytical modeling	41
	3.4.0.1 Geometrical analysis	41
	3.4.0.2 Mechanical modeling	43
	3.4.0.3 Piezoelectric modeling	47
	3.4.0.4 Electrical modeling	47
3.5	Experimental setup	48
3.6	Results and discussions	50
	3.6.0.1 Theoretical model	50
3.7	Theoretical modeling	51
	3.7.0.1 Experimental measurements	52
	3.7.0.2 Model validation	53
3.8	Conclusion	54
3.9	Acknowledgements	54
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		55
ANNEXE I	AFFICHE PRÉSENTÉE AU COLLOQUE T3E	59
ANNEXE II	IDÉATION D'UN DISPOSITIF DE MICROGRAPILLAGE ÉNERGÉTIQUE INTRA-AURICULAIRE ADAPTÉ À L'ÉNERGIE DE COMPRESSION DÉVELOPPÉE PAR LA DISTORSION DU CONDUIT AUDITIF	61
ANNEXE III	GAMME DE FABRICATION D'UN DISPOSITIF DE MICROGRAPILLAGE ÉNERGÉTIQUE INTRA-AURICULAIRE ADAPTÉ À L'ÉNERGIE DE COMPRESSION DÉVELOPPE PAR LA DISTORSION DU CONDUIT AUDITIF	63
BIBLIOGRAPHIE		63

LISTE DES TABLEAUX

	Page	
Tableau 1.1	Variables permettant de décrire les équations de la piézoélectricité	9
Tableau 2.1	Model parameters	33
Tableau 2.2	Bending energy, radial compression energy and their proportions for the left (L) and right (R) ears of 12 subjects (3 Females, 9 Males, age between 24 and 60).	34
Tableau 3.1	Parameters of the in-ear energy harvesting device implemented in its theoretical model which is experimentally validated on one subject.....	50
Tableau 3.2	Theoretical PVDF voltage output (V_P) computed from the transformation of 2 closed-jaw ear impressions and 2 open- jaw ear impressions. Variability in the custom-molded earpiece moldings influences results.....	51
Tableau 3.3	Comparison between theoretical predictions and experimental measurements.....	53

LISTE DES FIGURES

	Page	
Figure 1.1	Diagramme de Venn représentant les domaines d'études nécessaires à la compréhension du projet.....	6
Figure 2.1	a) Earcanal in two extreme positions showing a global bending movement of the earcanal, b) Earcanal sectional view in two extreme positions showing a local compression area of the earcanal	24
Figure 2.2	Earcanal, center axis and Serret-Frenet frame	25
Figure 2.3	Earcanal point cloud and associated cross-sections	27
Figure 2.4	Curvature alignment of the center axes for the two extreme positions. The area between two curves (in gray) is proportional to the available bending energy	27
Figure 2.5	Diameter alignment of the center axes for the two extremes positions. The area between two curves (in gray) is proportional to the available compressive energy	28
Figure 2.6	Comparison of cross-sections of the earcanal for the open-mouth and closed-mouth positions showing the radial compression effect induced by the jaw-joint movement.....	30
Figure 3.1	a) Ear-canal, b) Energy harvester beam-model	42
Figure 3.2	Earplug point cloud	43
Figure 3.3	Diameter and curvature of the earcanal vs. the center axis distance for 4 scanned earplugs	43
Figure 3.4	Earcanal bend for the two jaw positions	44
Figure 3.5	Two-dimensional modelisation of the in-ear energy harvester showing the sign of c	46
Figure 3.6	Electrical model of a thin film of PVDF	48
Figure 3.7	a) Custom-fitted earplug obtained using the Sonofit TM instant custom molding pieces, b) Earplug and PVDF strip, and c) Energy harvesting device with connecting terminals	49

Figure 3.8	PVDF custom-fitted earplug placed inside the earcanal of the test-subject	49
Figure 3.9	True PVDF voltage output (V_P) in response to the jaw opening and closing movements.....	52

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ETS École de Technologie Supérieure

PVDF Polyfluorure de vinylidène

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

π	Nombre Pi défini comme le rapport de la circonférence d'un cercle à son diamètre
$\overrightarrow{\text{grad}}$	Opérateur gradient
t	Opérateur transposée
trace	Opérateur trace
ϵ_0	Permittivité du vide (Fm^{-1})
E_{bending}	Energie de flexion stockée dans le bouchon d'oreille sur mesure due à la déformation du conduit auditif (J)
$E_{\text{compression}}$	Energie de compression radiale stockée dans le bouchon d'oreille sur mesure due à la déformation du conduit auditif (J)
E	Module de Young du silicone qui compose les bouchons d'oreille sur mesure obtenus par le procédé Sonofit™ (MPa)
ν	Coefficient de Poisson du silicone qui compose les bouchons d'oreille sur mesure
σ	Tenseur des contraintes exprimé pour le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (MPa)
σ_{rr}	Contrainte radiale exprimée pour le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (MPa)
ϵ	Tenseur des déformations exprimé pour le bouchon sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (mm/mm)
ϵ_{rr}	Déformation radiale exprimée pour le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (mm/mm)
ϵ_{zz}	Déformation axiale exprimée pour le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (mm/mm)
ϵ_{rz}	Déformation en cisaillement exprimée pour le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (mm/mm)

I	Tenseur identité d'ordre 3
λ	Premier coefficient de Lamé (MPa)
μ	Second coefficient de Lamé (MPa)
u	Champ des déplacements radiaux dans le bouchon sur mesure (mm)
$\frac{\partial}{\partial r}$	Dérivée partielle par rapport à r
M	Moment de flexion dans le bouchon sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif (N m)
I	Moment quadratique d'une section du bouchon sur mesure (mm ⁴)
S	Aire d'une section du conduit auditif (mm ²)
κ_{open}	Courbure de l'axe central du conduit auditif pour la position ouverte (mm ⁻¹)
κ_{closed}	Courbure de l'axe central du conduit auditif pour la position fermée (mm ⁻¹)
d_{closed}	Diamètre d'une section du conduit auditif pour la position fermée (mm)
d_{open}	Diamètre d'une section du conduit auditif pour la position ouverte (mm)
L	Longueur du conduit auditif (mm)
s	Distance le long de l'axe central (mm)
i	Numéro de la section décrivant la géométrie du conduit auditif
N	Nombre de section utilisé pour décrire le conduit auditif
t	Épaisseur du film de PVDF (μm)
S	Aire du film de PVDF (mm ²)
σ	Contrainte axiale dans le film PVDF (MPa)
$\bar{\sigma}$	Contrainte axiale moyenne dans le film PVDF (MPa)
g_{31}	Constante de tension piézoélectrique (Vm/N)
f	Fréquence des mouvements d'ouverture et de fermeture de la mâchoire (Hz)
C_P	Capacité électrique du PVDF (F)
X_C	Réactance capacitive du PVDF (Ω)

$\frac{\epsilon}{\epsilon_0}$	Permittivité relative du PVDF
V_P	Tension en circuit ouvert générée par le film de PVDF lors de la phase de fermeture de la mâchoire (V)
R_L	Résistance de la charge permettant la mesure de la tension aux bornes du PVDF (Ω)
V_L	Tension mesurée aux bornes de la résistance R_L (V)
$\vec{\gamma}$	Arc paramétré décrivant l'axe central du conduit auditif
γ_x	Composante selon la coordonnée cartésienne x de $\vec{\gamma}$
γ_y	Composante selon la coordonnée cartésienne y de $\vec{\gamma}$
γ_z	Composante selon la coordonnée cartésienne z de $\vec{\gamma}$
\vec{s}	Vecteur tangent unitaire du repère de Frenet associé à $\vec{\gamma}$
\vec{n}	Vecteur normal unitaire du repère de Frenet associé à $\vec{\gamma}$
\vec{b}	Vecteur binormal du repère de Frenet associé à $\vec{\gamma}$
κ	Courbure de $\vec{\gamma}$ (mm^{-1})
κ'	Courbure de $\vec{\gamma}$ (mm^{-1}) pour la position bouche ouverte du conduit auditif (mm^{-1})
R	Rayon de courbure de l'axe central du conduit auditif pour la position bouche ouverte (m)
θ	Relèvement angulaire pour de $\vec{\gamma}$ pour la position bouche ouverte (rad)
R'	Rayon de courbure de l'axe central du conduit auditif pour la position bouche fermée (m)
θ	Relèvement angulaire pour de $\vec{\gamma}$ pour la position bouche fermée (rad)
y	Distance arbitraire à l'axe central du conduit auditif (mm)
A	Aire d'une section du conduit auditif (mm^2)
dA	Différentielle de l'aire d'une section du conduit auditif (mm^2)
c	Rayon d'une section du conduit auditif pour la position fermée (mm)

INTRODUCTION

Les dispositifs intra-auriculaires, tels que les prothèses auditives, les écouteurs sans fil, ou les dispositifs portables *wearables*, représentent un marché économique en pleine expansion (Harrop *et al.*, 2015). Présentement, ces dispositifs sont alimentés par les batteries (Qiao *et al.*, 2011), mais celles-ci doivent être remplacées régulièrement et leur utilisation contribue à augmenter le poids et la taille des technologies intra-auriculaires. Une solution pour remplacer les batteries serait de convertir une partie de l'énergie biomécanique du corps humain en énergie électrique (Romero *et al.*, 2009).

La région de la tête offre une source d'énergie inépuisable, disponible à tout moment et convertible en énergie électrique par le mouvement de la mâchoire (Goll *et al.*, 2011). Plus précisément, il a été prouvé que la déformation du conduit auditif causée par les mouvements temporo-mandibulaires est convertible en énergie électrique (Delnavaz et Voix, 2013a). Cette conversion peut être réalisée par un dispositif de micrograpillage énergétique inséré dans un bouchon d'oreille sur mesure (McIntosh et Saulce, 2004), ce qui aurait comme avantage d'alimenter directement le dispositif intra-auriculaire.

Les mouvements et les déformations du conduit auditif ont été mis en évidence, d'une part, en mesurant le déplacement d'un fluide contenu dans le conduit auditif durant les déplacements de la mâchoire (Oliveira, 1997; Delnavaz et Voix, 2013a) et, d'autre part, en comparant la forme du conduit auditif lorsque la mâchoire est ouverte et lorsque la mâchoire est fermée (Darkner *et al.*, 2007). Si les investigations ont montré la faisabilité de telles solutions, elles échouent dans la compréhension de la déformation du conduit auditif (Delnavaz et Voix, 2013b). La compréhension insuffisante du comportement du conduit auditif pendant la fermeture de la mâchoire ne permet pas de réaliser des simulations par éléments finis précises ni de rendre compte de la réalité expérimentale.

Des études ont aussi porté sur les mouvements de la mâchoire qui viennent déformer le dispositif intra-auriculaire inséré dans le conduit auditif (Dirckx et Decraemer, 2001). L'énergie de cette déformation est quantifiable et elle peut être décomposée en plusieurs déformations élémentaires, appelées modes de déformation (Timoshenko, 1962b). Il serait pertinent de déterminer lequel de ces modes de déformation générerait le plus d'énergie convertible. Des travaux montrent que cette conversion d'énergie est réalisable (Delnavaz et Voix, 2014b). Cependant, le dispositif expérimental utilisé pour ces travaux est de trop grande dimension pour pouvoir créer un dispositif de grappillage d'énergie qui s'insérerait dans un bouchon d'oreille.

Pour la conception d'un dispositif de micrograpillage et de conversion d'énergie intra-auriculaire, il faut développer une méthode de conversion de l'énergie mécanique de déformation en énergie électrique (Delnavaz et Voix, 2013b). Les matériaux piézoélectriques peuvent être utilisés à cet effet (APC International, 2002). Plusieurs types de matériaux piézoélectriques ont les propriétés requises pour cette application de micrograpillage (Chopra et Sirohi, 2013), et chacun possède des caractéristiques spécifiques. Par exemple, les films piézo-polymères sont flexibles et adaptés aux surfaces courbes (Alici *et al.*, 2006), mais leur capacité de conversion d'énergie mécanique en énergie électrique est faible. Les matériaux piézo-céramiques ont des coefficients de conversion piézoélectrique plus élevés que les piézo-polymères, mais ils sont plus rigides.

Objectifs

Le présent projet de maîtrise en sciences appliquées s'est concentré sur le développement d'un dispositif de conversion d'énergie intra-auriculaire. Les objectifs principaux étaient :

Objectif 1 : Déterminer des critères tangibles qui permettraient de sélectionner un mode de déformation pouvant servir dans la conception d'un dispositif de micrograpillage énergétique adapté aux déformations du conduit auditif.

- Identifier les paramètres géométriques de l'état de tension d'un bouchon d'oreille soumis aux déformations du conduit auditif ;
- Calculer les énergies de flexion et de compression radiale à partir des nuages de points provenant d'un balayage 3D des empreintes du conduit auditif ;
- Identifier parmi ces deux modes de déformation, celui qui transmet le maximum d'énergie au bouchon d'oreille pendant la phase de fermeture de la mâchoire.

Objectif 2 : Investiguer, modéliser et réaliser un dispositif de micrograpillage intra-auriculaire.

- Développer une méthode analytique qui modélise le micrograpillage d'énergie de flexion à partir d'une surface courbe en général puis d'un bouchon d'oreille en particulier ;
- Développer un modèle analytique basé sur les analyses de géométrie 3D et les analyses de contraintes de flexion longitudinale ;
- Valider le modèle théorique de façon expérimentale par le montage d'un prototype.

Cette recherche a été adaptée à la technologie SonofitTM de bouchons d'oreille sur mesure (McIntosh et Saulce, 2004) fabriqués par l'entreprise industrielle EERS. La conversion d'énergie a été réalisée à l'aide de matériaux piézoélectriques de type polyfluorure de vinylidène (PVDF) (Sessler et Berraissoul, 1989).

Structure du document

Ce mémoire est composé de deux articles. Ils sont reproduits aux chapitres 2 et 3. Le chapitre 1 quand à lui, contient une revue de la littérature portant sur trois domaines de connaissances : les techniques d'alimentation électrique des prothèses auditives, les paramètres pertinents à l'analyse des déformations du conduit auditif, et les méthodes d'analyse des déformations d'un solide déformable.

Le premier article, reproduit au chapitre 2, répond à l'objectif 1 et présente une méthode de calcul qui permet de modéliser le comportement mécanique d'un bouchon d'oreille sur-mesure

soumis aux déformations du conduit auditif. La compréhension des déformations du conduit auditif a été améliorée par l'utilisation des équations constitutives de la mécanique des milieux continus. Une méthode analytique de calcul a été développée et elle a permis d'identifier quel était le mode de déformation qui était le plus adapté à la récupération d'énergie intra-auriculaire. L'énergie de flexion et l'énergie de compression radiale ont été calculées, et comparées. Les nuages de points obtenus par balayage 3D en lumière blanche des bouchons d'oreille en position « bouche ouverte » et « bouche fermée » ont été utilisés pour quantifier les énergies de flexion et de compression radiale.

Le deuxième article, reproduit au chapitre 3, correspond à l'objectif 2 et présente un prototype de micrograpillage énergétique conçu pour convertir l'énergie de flexion d'un bouchon sur mesure en énergie électrique. Le prototype est composé d'un film piézo-polymère collé à un bouchon d'oreille sur-mesure. Le comportement mécanique de ce prototype a été modélisé à partir de balayages tridimensionnels des moules d'oreille en position bouche ouverte et bouche fermée. Le modèle a permis de calculer la tension électrique en circuit ouvert générée lors de la fermeture de la mâchoire et cette valeur a été mesurée puis validée par expérimentation.

La conclusion de ce mémoire contient une synthèse des résultats obtenus. Elle présente les perspectives pour des travaux futurs et met en évidence la contribution du mémoire à l'avancement des connaissances.

Le présent projet a donné lieu à la rédaction de deux articles de journaux, le premier fut publié dans la revue *AIP Advances* en novembre 2016 et le deuxième fut soumis dans la revue *International Journal of Mechanical Sciences from Elsevier* en septembre 2016. Les résultats obtenus ont été présentés dans le colloque « Efficacité énergétique et énergies renouvelables » organisé conjointement par *T3E* et *SHEDAC*. Les documents utilisés comme support lors de ce colloque sont présentés à l'annexe A.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE ET DES CONNAISSANCES

Pour concevoir un dispositif de micrograpillage intra-auriculaire adapté aux déformations du conduit auditif, il est nécessaire de bien comprendre plusieurs aspects critiques du projet. Premièrement, les besoins en énergie électrique des prothèses auditives et la manière dont elles sont alimentées sont détaillés à la section 1.1. Deuxièmement, la distorsion du conduit auditif causée par les mouvements temporo-mandibulaires fait l'objet d'une revue de littérature exposée à la section 1.2. Enfin, les outils développés par la mécanique des solides déformables qui permettent d'étudier le champ des déformations d'un bouchon d'oreille sur-mesure soumis aux distorsions du conduit auditif sont détaillés à la section 1.3. D'autres thèmes sont développés dans cette revue de littérature et peuvent être visualisés à la figure 1.1. Notamment, les paramètres géométriques pertinents pour étudier la forme du conduit auditif sont détaillés à la section 1.2.1. Les éléments piézoélectriques et les dispositifs capables de convertir l'énergie biomécanique du corps humain en énergie électrique sont détaillés à la section 1.1.3. Une conclusion de cette revue de littérature est présentée à la section 1.4.

1.1 Les besoins en énergie électrique des prothèses auditives

Les prothèses auditives, les écouteurs sans fils et les technologies connectées de type *wearables* représentent un marché en pleine expansion. En effet, le marché des technologies *wearables* qui est de 20 milliards de dollars en 2015 progressera à environ 70 milliards de dollars en 2025 (Harrop *et al.*, 2015). De plus, le marché des prothèses auditives a des possibilités d'expansions avérées : seulement un cinquième des personnes ayant besoin d'une prothèse auditive en possèdent une (Kim et Barrs, 2006). Ces technologies nécessitent une source d'alimentation électrique qui est détaillée à la section 1.1.1. Ce sont actuellement les batteries qui remplissent ce rôle et les technologies de batteries sont étudiées à la section 1.1.2. Enfin les solutions alternatives aux batteries sont présentées à la section 1.1.3.

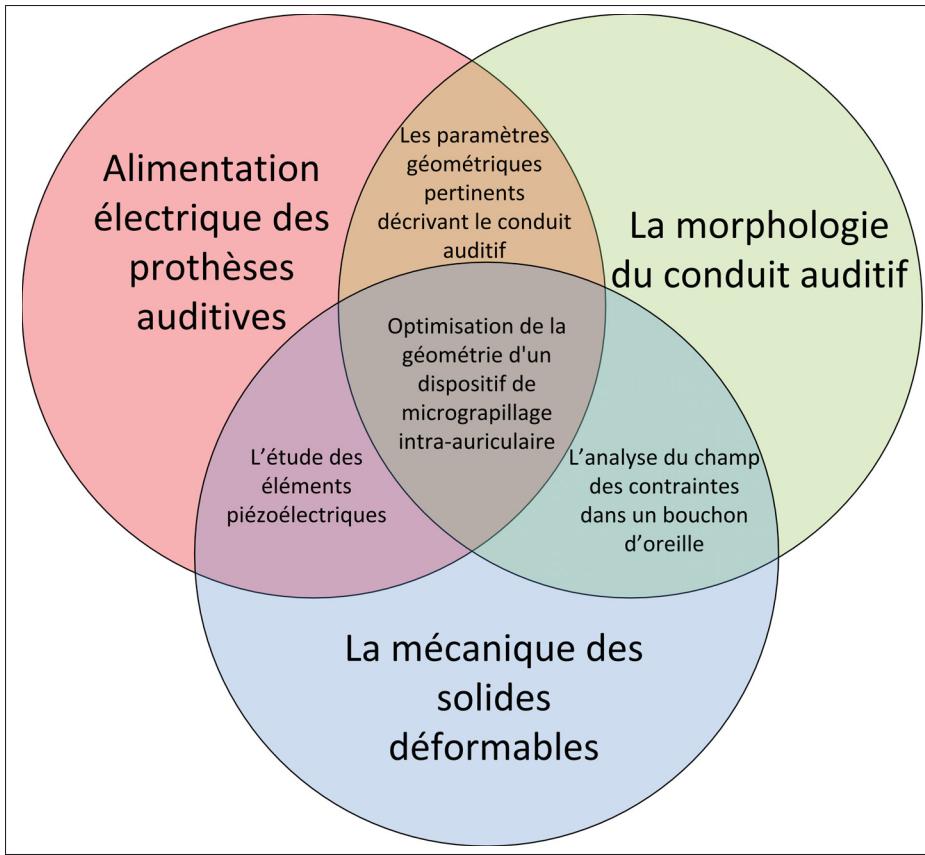


Figure 1.1 Diagramme de Venn représentant les domaines d'études nécessaires à la compréhension du projet

1.1.1 Consommation électrique des prothèses auditives

Les prothèses auditives sont composées d'un microphone, d'un système d'amplification alimenté par des piles et d'un écouteur. Ces composants électroniques nécessitent des alimentations en énergie électrique pour fonctionner. La consommation en énergie électrique est déterminée de manière standard selon les directives de la norme ANSI S3.22 (ANSI, 2003). Le courant électrique consommé par l'appareil auditif est déterminé selon une procédure standardisée. Ce courant correspond au courant électrique débité par la batterie lorsque la prothèse auditive produit un signal de 1000 Hz à 65 dB. Ces valeurs de courant électrique sont comprises entre 0.65 mA et 1.2 mA (Penteado et Bento, 2013). Connaissant la tension d'alimentation d'environ 1.3 V de ces appareils, on peut déterminer la puissance qu'ils consomment. Cette puissance est évaluée à 1.5 mW (Qiao *et al.*, 2011; Wayne *et al.*, 1992; Neuteboom *et al.*,

1997). Cependant, la consommation électrique de ces appareils intra-auriculaires dépend de la technologie des composants électroniques utilisés. Les avancées dans la recherche tendent à diminuer la consommation en énergie électrique des prothèses auditives en proposant des composants consommant seulement $0.96 \mu\text{W}$ (Kim *et al.*, 2006, 2007). L'énergie électrique consommée par les dispositifs intra-auriculaires est donc de l'ordre de plusieurs centaines de microwatts et tend à diminuer continuellement. Ce sont les batteries qui fournissent l'énergie électrique que les prothèses auditives consomment, leurs technologies sont détaillées à la section 1.1.2.

1.1.2 Les piles comme source d'énergie électrique

L'énergie électrique nécessaire au fonctionnement des prothèses auditives est actuellement fournie par les piles. Les formes et les dimensions et les conditions de tests de décharges sont standardisées conformément aux normes IEC 60086-1 :2006 et IEC 60086-2 :2006 (Penteado et Bento, 2013). Ces batteries doivent fournir une autonomie de 50 heures aux prothèses auditives (Qiao *et al.*, 2011). La technologie des batteries a évolué au fil du temps. Les premières batteries au mercure ont été remplacées par des batteries de type zinc-air (Penteado et Bento, 2013) et enfin par des batteries au lithium (Passerini *et al.*, 2000). La densité massique de ces technologies de batteries est de l'ordre de 1000 Wh kg^{-1} (Lee *et al.*, 2011). Les performances de ces batteries sont évaluées suivant les recommandations développées dans la norme IEC 60118-0. Cependant, ces valeurs varient en fonction des constructeurs (Penteado et Bento, 2013). Des écarts entre les valeurs annoncées par les constructeurs et les valeurs mesurées conformément à la norme existent. Cela peut causer des problèmes aux utilisateurs de prothèses auditives. De plus, la satisfaction des utilisateurs est conditionnée en particulier par des batteries avec une grande autonomie et faciles à changer (Kochkin, 2005). Pour des utilisateurs souvent âgés, les batteries présentent des inconvénients majeurs. De petites dimensions, elles sont difficiles à voir, à manipuler et à insérer dans les prothèses auditives (Kricos *et al.*, 1991). D'où l'intérêt de trouver une solution alternative à l'utilisation de batteries qui est détaillée à la section 1.1.3.

1.1.3 Conversion de l'énergie biomécanique du corps humain dans le but d'alimenter les dispositifs intra-auriculaire en énergie électrique

Une solution alternative à l'utilisation de batteries pour l'alimentation des prothèses auditives et des technologies *wearables* serait de convertir l'énergie biomécanique produite par le corps humain en énergie électrique. La quantité produite est significative (Romero *et al.*, 2009) et présente l'avantage d'être inépuisable et disponible à chaque instant. Cette dernière peut être convertie en énergie électrique en utilisant des dispositifs dédiés. Ces dispositifs permettent de convertir l'énergie provenant de sources diverses telles que la chaleur du corps, la respiration, la pression artérielle, le mouvement des membres supérieurs, des doigts et de la marche (Starner, 1996). Toutes ces sources d'énergie peuvent ensuite être converties en énergie électrique. Cependant, toutes ces sources d'énergie ne sont pas nécessairement adaptées pour alimenter une prothèse auditive ou des dispositifs de type *wearable* en énergie électrique. Pour choisir parmi ces sources celle qui est à privilégier, il est nécessaire de définir des critères de choix. Par exemple, la proximité entre la source d'énergie et le dispositif intra-auriculaire qui nécessite de l'énergie électrique est un enjeu majeur. La région de la tête offre une source d'énergie (Goll *et al.*, 2011) et permet de répondre à cette problématique de proximité. Les énergies provenant de la respiration (Delnavaz et Voix, 2012), les mouvements de la mâchoire (Delnavaz et Voix, 2014a), et le mouvement global de la tête (Delnavaz et Voix, 2015) sont convertibles en énergie électrique. Cependant, les dispositifs qui réalisent la conversion de ces énergies encombrent la région de la tête et ne remplissent pas la fonction d'esthétisme souvent associée à la conception des prothèses auditives ou des technologies de type *wearables*. Ceci représente une limite en termes d'ergonomie et d'approbation du public. Une solution est alors d'intégrer le dispositif de micrograpillage énergétique au sein de la prothèse auditive. Les déformations du conduit auditif offrent une source d'énergie mécanique qui peut être convertie en énergie électrique (Delnavaz et Voix, 2014b). Voix et al (Delnavaz et Voix, 2014b) ont évalué que l'énergie disponible pour une journée avec une fréquence de mastication est estimée à 1.4 Hz (Druzinsky, 1993) et le nombre de mouvements de la mâchoire due à la mastication est évalué à 2200 (Rosentritt *et al.*, 2006) qui conduit à une énergie disponible de 5 mW.

1.1.4 L'utilisation des matériaux piézoélectriques

Pour effectuer cette conversion, les matériaux piézoélectriques semblent prometteurs puisqu'ils ont pour propriété intrinsèque de convertir l'énergie mécanique de déformation en énergie électrique. Les propriétés piézoélectriques de ces matériaux s'expliquent par une dissymétrie dans la structure cristalline du matériau (Durand, 1966). L'effet piézoélectrique dans de tels matériaux s'exprime alors à l'aide des équations de la piézoélectricité (Chopra et Sirohi, 2013).

$$\mathbf{S} = s^E \cdot \mathbf{T} + {}^t d \cdot E \quad (1.1)$$

$$\mathbf{D} = d \cdot \mathbf{T} + \epsilon^T \cdot E \quad (1.2)$$

Les différentes variables permettant de décrire ces équations sont recensées dans le tableau 1.1

Tableau 1.1 Variables permettant de décrire les équations de la piézoélectricité

Variables			
Domaine	Notation	Signification	Unité
Mécanique	\mathbf{S}	Tenseur des déformations	mm/mm
	\mathbf{T}	Tenseur des contraintes	MPa
	s^E	Souplesse à champ électrique constant	m^2/N
Électrique	E	Champ électrique	V/m
	\mathbf{D}	Déplacements électriques	C/m^2
	ϵ^T	Permittivité électrique à contrainte constante	F/m
Piézoélectrique	d	Couplage piezoélectrique	m^2/C

Les matériaux piézoélectriques sont présents sous plusieurs formes : monocristaux ou polycristaux de piézocéramiques ou piézopolymères. La majorité des matériaux piézocéramiques

ont des coefficients piézoélectriques plus élevés que les matériaux piézopolymères. Les piézopolymères sont cependant souples et adaptés aux surfaces courbées (Anton et Sodano, 2007).

Les matériaux piézoélectriques peuvent être utilisés dans le cadre d'une sollicitation fréquentielle. Dans ce cas, la conversion d'énergie électrique en énergie mécanique est maximisée lorsque l'élément piézoélectrique est sollicité à sa fréquence de résonnance. Ces matériaux peuvent également être utilisés pour convertir des déformations mécaniques quasi statiques en énergie électrique (Nye, 1985). Comme la fréquence de mastication de la mâchoire est évaluée à 1.4 Hz (Druzinsky, 1993), c'est ce mode de sollicitation qui est adapté à la conception d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire.

Enfin, l'utilisation de ces matériaux piézoélectriques est conditionnée par certaines limites, par exemple : la température de Curie ne doit pas être dépassée au risque de dépolarisier le matériau et de faire disparaître les propriétés piézoélectriques de ce dernier. De même, la contrainte maximale admissible par le matériau ne doit pas être dépassée (A. V. Srinivasan, 2001). Ces conditions d'utilisation sont compatibles avec la température et les contraintes présentes dans le conduit auditif. Cependant, c'est lors de la phase de fabrication du dispositif de micrograpillage énergétique que ces limites risquent d'être dépassées.

L'utilisation du polyfluorure de vinylidène (PVDF) sous forme d'un film est requise pour créer un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire qui peut s'insérer à l'intérieur d'une prothèse auditive (Delnavaz et Voix, 2013b). Si ce dispositif permet de convertir l'énergie de déformation du conduit auditif tout en présentant l'avantage d'être à l'échelle d'une prothèse auditive ou d'un dispositif de type *wearable*, il ne permet cependant pas de prendre en compte la spécificité des déformations du conduit auditif.

1.2 La distorsion du conduit auditif causée par les mouvements temporo-mandibulaires

Pour pallier le manque de compréhension des déformations du conduit auditif causées par les mouvements de la mâchoire, une revue de littérature portant sur de la géométrie du conduit

auditif est présentée à la section 1.2.1 et tandis qu'une revue de littérature sur les déformations du conduit auditif est détaillée à la section 1.2.2.

1.2.1 La géométrie du conduit auditif

Les déformations du conduit auditif ne peuvent être appréhendées que si la géométrie initiale est précisément connue. En effet, la déformation d'un solide est définie comme la transformation de ce solide d'une position non déformée vers une position déformée. L'anatomie du conduit auditif décrite par la disposition des tissus dermiques, cartilagineux et osseux est connue (Ballachanda, 2013). Grâce à The Visible Human project®, la visualisation de ces tissus est possible. Elle peut être utilisée pour modéliser le conduit auditif de manière tridimensionnelle. De plus, les caractéristiques mécaniques de ces tissus sont également connues et peuvent être évaluées en termes de module de Young et de coefficient de Poisson (Delille *et al.*, 2007; Grellmann *et al.*, 2006; Vexler *et al.*, 1999; Peterson et Dechow, 2003). Cependant, la géométrie du conduit auditif est propre à chaque individu et variable d'un individu à l'autre (Cunningham, 1818). La variabilité inter-sujet des dimensions caractéristiques du conduit auditif peut être mise en évidence par la mesure du volume de ce conduit. Celle-ci peut être effectuée à l'aide d'un fluide (Morton et Jones, 1956) ou par des méthodes optiques (Zemplenyi *et al.*, 1985). Ces techniques permettent également de mesurer la longueur du conduit auditif qui est évaluée en moyenne à 25.7 mm (Johansen, 1975). Cette dimension varie également entre les sujets masculins et féminins (Chan et Geisler, 1990). Cependant, ces méthodes ne permettent pas d'étudier la géométrie tridimensionnelle du conduit auditif. La tomographie par émission de positrons présente l'avantage de numériser le conduit auditif sans contact mais le sujet doit demeurer immobile pendant le processus (Egolf *et al.*, 1993; Inoue *et al.*, 2011). L'imagerie par résonnance magnétique est aussi utilisée (Benacchio *et al.*, 2016). Une autre méthode consiste à réaliser une empreinte moulée du conduit auditif et à la numériser à l'aide d'un dispositif adapté de type scanner tridimensionnel (Ballachanda, 2013). Le procédé de moulage de bouchon sur mesure Sonofit™ peut être utilisé pour réaliser une empreinte. Il présente l'intérêt d'être rapide et de pouvoir être réalisé *in vivo*. Après numérisation de l'empreinte, le conduit

auditif est alors représenté par un nuage de points qui peut être traité à l'aide d'un algorithme dédié. La compréhension de la géométrie du conduit auditif est alors facilitée par l'extraction de ce nuage de points de paramètre géométrique pertinent qui permet d'en décrire la forme tridimensionnelle du conduit auditif. La méthode développée par les travaux de Stinson et al (Stinson et Lawton, 1989) permet entre autre de calculer l'axe central du conduit auditif et de le découper selon des sections transversales perpendiculaires à son axe central. La courbure du conduit auditif et les diamètres moyens de ces sections sont des paramètres pertinents pour décrire le conduit auditif. Ils peuvent par exemple être utilisés pour étudier les changements de forme du conduit auditif causés par les mouvements de la mâchoire (Delnavaz et Voix, 2014b). Ces paramètres géométriques varient durant la phase de fermeture de la mâchoire, ce qui permet d'étudier seulement de manière qualitative les déformations du conduit auditif. Une revue de littérature détaillée à la section 1.2.2 présente les méthodes permettant de mettre en évidence les distorsions du conduit auditif causées par les mouvements de la mâchoire.

1.2.2 Mise en évidence des déformations du conduit auditif

L'énergie mécanique de déformation du conduit auditif est convertible en énergie électrique grâce à l'utilisation de dispositifs de micrograpillage énergétique intra-auriculaires (Delnavaz et Voix, 2014a). Comprendre le comportement mécanique du conduit auditif lors de la phase de fermeture de la mâchoire est un atout pour concevoir un dispositif de micrograpillage adapté à la nature de ces déformations. Les déformations du conduit auditif sont causées par les mouvements de la mâchoire lors de la mastication, lors de la prise de parole ou de la manifestation de sourires (Cunningham, 1818). Ces déformations sont mises en évidence par deux méthodes qui sont complémentaires. Une première méthode consiste à mesurer les variations de volume du conduit auditif pendant la phase de fermeture de la mâchoire. Cette variation de volume est mesurée en continu et tient compte de la temporalité du mouvement de celle-ci. Le volume du conduit auditif est modifié par sa déformation. Un dispositif expérimental et son modèle théorique permettent cependant de relier cette variation de volume à une énergie électrique (Delnavaz et Voix, 2014b). Cependant, la géométrie complexe et la répartition des

contraintes à la surface du conduit auditif demeurent encore inconnues. La variation de volume n'a pas encore été reliée analytiquement à une énergie de déformation dans ces travaux. Cette approche ne permet pas également de relier les déplacements à la surface du conduit auditif à des contraintes ou à des déformations.

Une deuxième approche consiste à étudier les déplacements de la surface du conduit auditif produits par les mouvements de la mâchoire (Darkner *et al.*, 2007). Le conduit auditif est numérisé pour les deux positions extrêmes "bouche ouverte" et "bouche fermée". Les déplacements à la surface du conduit auditif sont affichés et il devient alors possible de visualiser les zones dans le conduit auditif qui se déplacent (Grenness *et al.*, 2002). Cette méthode ne permet pas de visualiser les déplacements du conduit auditif au cours du temps. En effet, la numérisation du conduit auditif pour cette méthode est réalisée à l'aide d'un procédé de moulage (Oliveira *et al.*, 2005). Ceci empêche de visualiser de manière continue les déplacements du conduit auditif pendant la phase de fermeture de la mâchoire. Les déplacements du conduit auditif sont interpolés à partir de deux positions extrêmes. Cette approche n'est pas encore exploitée de manière à relier les déplacements à la surface du conduit auditif à des déformations ou des contraintes. Les travaux de Oliveira et al sont donc limités et ne permettent pas de quantifier l'énergie développée par le conduit auditif en se déformant.

Des technologies ont été développées (Lantos, 2015; Sciences, 2016; Ears, 2015) et permettent de numériser la forme du conduit auditif de manière continue lors de la phase de fermeture de la mâchoire. L'utilisation de ces technologies combinées aux approches utilisant deux positions extrêmes pour le conduit auditif est prometteuse. La temporalité des déformations du conduit auditif peut être prise en compte. Cependant, ces technologies n'ont pas fait l'objet de travaux validés par la communauté scientifique, raison pour laquelle elles ne sont pas utilisées pour la recherche développée dans ce projet de maîtrise.

Pour pallier aux limites des approches précédentes, des investigations utilisant les méthodes de modélisation par éléments finis simulent le comportement d'un bouchon d'oreille fabriqué sur mesure dans le conduit auditif pendant la phase de fermeture de la mâchoire. Cependant,

la disposition des tissus dermiques et cartilagineux est difficile à modéliser de manière précise. La mise en mouvement de ces tissus par l'action du joint temporo-mandibulaire demeure inconnue. Un modèle simplifié a été développé (Delnavaz et Voix, 2014b) mais ne donne pas de résultats satisfaisants quant aux déformations du conduit auditif. Une approche complémentaire aux méthodes de simulations par éléments finis est à privilégier pour pallier cette limite. Les outils théoriques permettant de développer cette approche sont présentés à la section 1.3.

1.3 Analyse des déformations dans le bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif

La connaissance insuffisante du champ des déplacements à l'intérieur du conduit auditif nécessite l'utilisation d'outils développés par la mécanique des milieux continus (Duvaut, 1998).

1.3.1 Mécanique des solides déformables

Le problème à résoudre consiste à améliorer la compréhension des déformations d'un bouchon d'oreille sur mesure soumis aux déformations du conduit auditif. Pour cela, on définit :

- U** Le champ des déplacements au sein du bouchon d'oreille.
- ϵ** Le tenseur des déformations au sein du bouchon d'oreille.
- σ** Le tenseur des contraintes au sein du bouchon d'oreille.

Les équations et les hypothèses qui décrivent le domaine de validité des équations de la mécanique des milieux continus sont connues (Bellet et Barrau, 1990). Le domaine d'étude de la mécanique des solides déformables est vaste. La théorie de l'élasticité linéaire est étudiée ici (Dartus et Bellet, 1995). Cela signifie que les matériaux utilisés sont considérés comme étant homogènes et isotropes. L'hypothèse des petites déformations est utilisée. Ces hypothèses permettent d'obtenir les équations régissant le comportement mécanique du bouchon d'oreille sur

mesure, et notamment de relier les quantités \mathbf{U} , $\boldsymbol{\epsilon}$ et $\boldsymbol{\sigma}$ (Le Tallec, 2009) :

$$\boldsymbol{\epsilon} = \frac{1}{2} \left(\overrightarrow{\text{grad}}(\mathbf{U}) + {}^t \overrightarrow{\text{grad}}(\mathbf{U}) \right) \quad (1.3)$$

qui permet de relier le champ des déplacements \mathbf{U} au tenseur des déformations $\boldsymbol{\epsilon}$

$$\boldsymbol{\sigma} = \lambda \text{trace}(\boldsymbol{\epsilon}) \mathbf{I} + 2\mu \boldsymbol{\epsilon} \quad (1.4)$$

qui permet de relier le tenseur des déformations $\boldsymbol{\epsilon}$ au tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$.

Enfin l'énergie potentielle de déformation élastique par unité de volume $\frac{dW}{dV}$ d'un solide est donnée par :

$$\frac{dW}{dV} = \frac{1}{2} \left(\text{trace}(\boldsymbol{\sigma} \boldsymbol{\epsilon}) \right) \quad (1.5)$$

Cependant, de façon générale, ces équations ne peuvent être résolues de manière analytique. En effet, si l'existence d'une solution à l'équation différentielle régissant le champ des déplacements à l'intérieur du solide n'est pas à démontrer, elle ne suffit pas à déterminer de manière analytique la solution qui répond à ce problème. Dans le cas étudié, la géométrie du solide et les contraintes mécaniques imposées à ce solide sont complexes : le conduit auditif ne présente pas de symétrie de révolution et les contraintes appliquées à la surface du bouchon d'oreille sont inconnues.

D'autres méthodes permettent de comprendre les déformations d'un solide en fonction des déplacements de son enveloppe extérieure et sont présentées à la section 1.3.2 ci-après.

1.3.2 Méthodes surfaciques

Les techniques de mesure surfaciques permettent d'évaluer le champ de déplacement à la surface d'un solide déformable (Fazzini, 2009; Holister, 1967). Les techniques de mesure surfaciques hors plan du champ des contraintes d'un solide déformable consistent à utiliser les

équations de la mécanique des milieux continus pour relier le champ des déplacements mesurés à la surface de ce solide au tenseur des contraintes et au tenseur des déformations à la surface du solide. Ces techniques permettent de mesurer le champs des déplacements 3D d'une surface. Cependant, toutes les composantes de ces tenseurs ne peuvent pas être déterminées. Les composantes de σ et de ϵ qui peuvent être déterminées grâce à ces méthodes sont présentées dans les équations 1.6 et 1.7.

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \times \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \times \\ \sigma_{zz} & \sigma_{zy} & \times \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

$$\boldsymbol{\epsilon} = \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \times \\ \epsilon_{yx} & \epsilon_{yy} & \times \\ \times & \times & \times \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

Dans le cas d'un bouchon d'oreille sur mesure soumis à la déformation du conduit auditif, il est impossible d'utiliser les techniques d'analyse des contraintes par Moiré, photoélasticité ou par interférométrie holographique pourtant bien connue. Cependant, il est possible de calculer le champ des contraintes et des déformations de certains solides à partir de nuages de points (Heuer *et al.*, 2008; Qian et Lu, 2011). Cette technique semble adaptée pour déterminer le champ des déformations dans le bouchon d'oreille sur mesure à partir de nuages de points des positions "bouche ouverte" et "bouche fermée". Mais, cette technique est peu fiable lorsque la géométrie et la charge sont complexes et, il est impossible de comprendre le champ de contraintes à l'intérieur du solide.

Des approches alternatives sont étudiées à la section 1.3.3 dans le but de quantifier le champ des déformations et des contraintes à l'intérieur du bouchon d'oreille sur mesure à partir de nuage de points dans les deux positions extrêmes.

1.3.3 Approches combinées

Les méthodes donnent avec précision certaines composantes du tenseur des contraintes et des déformations à la surface du solide étudié. Cependant, ces techniques sont difficiles à mettre en oeuvre et ont pour principal défaut de ne pas donner une bonne compréhension du champ des contraintes et des déplacements à l'intérieur du solide étudié. Il est cependant possible d'utiliser des approches combinant les méthodes surfaciques et la résolution analytiques des équations de la théorie de la mécanique des milieux continus (Kobayashi, 1983).

Les bouchons d'oreilles sur mesure développés obtenus par le procédé Sonofit™ (McIn-tosh et Saulce, 2004) sont composés de silicium dont les caractéristiques mécaniques sont bien connues. Le coefficient de Poisson ν est proche de 0.5. Les équations régissant les matériaux incompressibles peuvent bien être utilisées. Dans ce cas précis, les équations de la mécanique des solides déformables se simplifient (Chaves, 2013) :

$$\text{trace}(\boldsymbol{\varepsilon}) = 0 \quad (1.8)$$

De plus, la théorie des poutres (Timoshenko, 1987) offre des outils supplémentaires pour analyser les déformations d'un solide de forme allongée. Toute déformation complexe du bouchon d'oreille sur mesure peut être caractérisée par une combinaison des trois modes de déformations élémentaires : (1) la compression (2) la torsion et (3) la flexion (Timoshenko, 1962b). Les équations régissant les mouvements de tels solides sont connues et constituent la base de certaines approches combinant les mesures surfaciques et l'utilisation de formules analytiques (Glaser *et al.*, 2011). Dans le cas d'un bouchon d'oreille sur mesure, la courbure naturelle du conduit auditif à l'utilisation des formules de Winkler Bach (Subramanian, 2010; Rattan, 2008), qui sont particulièrement adaptées pour décrire le comportement mécanique des poutres courbées. Enfin, pour les cylindres, il est possible de relier la charge axiale, aux changements de la forme extérieure (Zhong *et al.*, 2010).

Cependant, des développements théoriques sont encore nécessaires pour relier les variations de certains paramètres géométriques du conduit auditif à des énergies de déformations.

1.4 Conclusion de la revue de littérature

Cette revue de littérature a mis en évidence que l'énergie mécanique développée par la distorsion du conduit auditif causée par le mouvement de la mâchoire peut être convertie en énergie électrique. Une solution prometteuse qui permet de réaliser cette conversion d'énergie consiste à utiliser des dispositifs de micrograpillage énergétique intra-auriculaire composés de matériaux piézoélectriques. En effet, ces matériaux piézoélectriques permettent de réaliser la conversion de l'énergie de déformation mécanique en énergie électrique ainsi qu'il a été rapporté. S'il est possible de visualiser les zones du conduit auditif qui se déforment le plus, le champ des déformations et des contraintes à l'intérieur d'un bouchon d'oreille sur-mesure soumis aux distorsions du conduit auditif demeure inconnu. La déformation du conduit auditif peut se décomposer en plusieurs modes de déformations, dont la flexion et la compression. Une approche complémentaire consistant à utiliser des méthodes basées sur la comparaison des nuages de points en positions "bouche ouverte" et "bouche fermée" bien que limitée pour les raisons déjà présentées reste la méthode la plus prometteuse pour appréhender les déformations du conduit auditif. Des développements théoriques sont nécessaires pour estimer l'énergie de flexion et de compression du conduit auditif. La confirmation ou l'infirmation de l'hypothèse consistant à privilégier le mode déformation en flexion du conduit auditif pour concevoir des dispositifs de micrograpillage intra-auriculaire est rendue possible par les travaux présentés aux chapitres 2 et 3. Cette méthodologie qui est utilisée trouve ses fondements dans cette revue de littérature présentée plus haut.

CHAPITRE 2

POWER CAPACITY FROM EARCANAL DYNAMIC MOTION

Johan Carioli^{1 2}, Aidin Delnavaz^{1 2}, Ricardo J. Zednik¹, Jérémie Voix^{1 2}

¹ Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Chaire de recherche industrielle en technologies intra-auriculaires (CRITIAS)

Article publié dans la revue « AIP Advances » en novembre 2016.

2.1 Résumé en français

Les dispositifs intra-auriculaires tels que les prothèses auditives, les dispositifs connectés de type wearable, ont besoin d'énergie électrique pour fonctionner. Les batteries sont la solution actuellement utilisée, mais elles représentent des défauts majeurs. Par exemple, plusieurs centaines de millions d'utilisateurs, principalement des personnes âgées, doivent changer les batteries de leurs prothèses auditives de manière hebdomadaire. Ceci représente des coûts financiers non négligeables et des impacts environnementaux désastreux. Une alternative prometteuse à l'utilisation des batteries consiste à convertir l'énergie mécanique provenant des distorsions du conduit auditif causées par les mouvements de la mâchoire en énergie électrique. La manière dont le conduit auditif se déforme lors de la phase de fermeture de la mâchoire est encore mal comprise. De ce fait, les investigations fondées sur les simulations par éléments finis ne sont pas adaptées pour obtenir un modèle réaliste des déformations du conduit auditif. Ce travail développe une méthode alternative basée sur des considérations analytiques et permet de comprendre les déformations du conduit auditif. Ce modèle quantifie les mouvements de flexion et de compression radiale d'un bouchon d'oreille sur mesure soumis à la distorsion du conduit auditif. Il est utilisé pour sélectionner un mode de déformation dans le but de concevoir un dispositif de micrograpillage intra-auriculaire adapté aux déformations du conduit auditif. Les équations développées sont alors utilisées pour calculer les énergies de déformation des conduits auditifs de 12 sujets humains. L'énergie de flexion a été évaluée en moyenne trois fois supérieure à l'énergie de compression radiale. Ce résultat significatif devra être pris en compte

pour concevoir des dispositifs de micrograpillage énergétique intra-auriculaire. De plus, les dispositifs capables de convertir l'énergie mécanique de déformation du conduit auditif en énergie électrique ont le potentiel de révolutionner le marché des prothèses auditives et des dispositifs de type wearable en remplaçant la technologie des batteries.

2.2 Abstract

In-ear devices, such as a hearing aids, electronic earplugs, and wearables, need electrical power to operate. Batteries are the current solution, but unfortunately they also create other problems. For example, several hundred million users, mostly elderly, must change their hearing aid batteries on a weekly basis, which represents not only significant financial costs but a negative environmental impact. A promising alternative involves harvesting energy by converting the dynamic jaw movements into electrical energy via the ear canal. The extent that jaw movements distort the ear canal is still unknown, making it difficult to design the appropriate energy harvesting system for the earplug. Moreover, the finite element methods are barely capable to model the behavior of the ear canal distortion because of the complexity of mechanisms that deform the ear canal. However, this paper presents an alternative method, based on analytical considerations, to understand in-ear mechanical quasi-static deformations using ear canal point clouds. This model quantifies the bending and compressive movements of the ear canal. It can therefore be used to select an appropriate deformation mode for harvesting energy from the ear canal's dynamic motion. The value of this approach was illustrated by calculating the obtainable mechanical energy from 12 human subjects. On average, the bending energy in a human ear canal was found to be three times greater than the radial compression energy. This key finding will need to be considered in the design of future in-ear energy harvesting devices. Such an energy harvesting device has the potential to revolutionize the market for in-ear wearable devices and hearing aids by complementing or replacing battery technology.

2.3 Introduction

Hearing aids are electronic devices and thus need a power supply to ensure their operation. One of the factors that deteriorate the user's experience is the use of batteries and this is a major challenge for the design of in-ear devices. In addition to the inconvenience and cost, batteries represent a detrimental environmental impact. Various rechargeable battery technologies exist, but the low efficiency and power capacity of rechargeable batteries require that hearing aids be larger or recharged more frequently. Ideally, hearing aids should be self-powered, that is, able to harvest the energy they require from their environment. For in-ear devices, including hearing aids, electronic earplugs, and other wearables, jaw-joint movement appears to be a promising source of mechanical energy.

2.3.1 Energy harvesting from human beings

The quantity of harvestable energy contained in the human body is significant (Romero *et al.*, 2009; Pozzi et Zhu, 2011). Energy can be harvested from body heat, breath, blood pressure, upper limb motion, walking, or finger motion (Starner, 1996; Paradiso et Starner, 2005). Indeed the energy stored in the human body is available throughout the life of the subject. The head region is of particular interest, due to its proximity to the ear. In this case, the kinetic energy developed by the ear canal being distorted during a closing jaw movement (Varadan *et al.*, 2006) can be directly harvested by the in-ear device. The conversion of this mechanical energy into electrical energy can be performed using piezoelectric elements. Nevertheless, a more complete understanding of the ear canal's dynamic motion is necessary, in order to efficiently design an in-ear energy harvester suitable to ear canal distortion.

2.3.2 Dynamic ear canal movement

The ear canal is unique in each human being and its shape is distorted by dynamic jaw movements (Cunningham, 1818). It has been shown that the ear canal changes volume during jaw movement (Delnavaz et Voix, 2014b). However, previous investigations fail to understand the

strain state in the earcanal. Although finite element simulation has been tried, it is based on geometrical matching between the virtually deformed earpiece model and digitally scanned ear impression model which may not be sufficiently precise (Delnavaz et Voix). Therefore, the load on earplugs caused by earcanal deformation is still unknown. As it is not yet possible to instrument earplugs with strain-gages, this paper characterizes the earcanal quasi-static deformation by means of ear molds made in the open-mouth and closed-mouth positions (Grenness *et al.*, 2002; Darkner *et al.*, 2007). These two ear molds were converted to digital point clouds and the relative displacement between the two corresponding positions were computed throughout the point cloud. This analysis assumes that the contact between the earcanal and the custom earplug was coherent. Understanding the strain state in the earplug caused by the jaw motion is an important result. The present investigation therefore focuses on the analysis of this strain state extracted from point clouds taken for the two extreme shapes of the earcanal, that is, at which it reaches a maximum, open-mouth and closed.

2.3.3 Strain state from a point cloud

Determining the strain state in deformable solids from shape variations is a major issue in continuum mechanics (Holister, 1967; Akhtar S. Khan, 2001). As the earplug remains in the earcanal during distortion, it is impossible to use Moiré techniques, photoelasticity, or holographic interferometry. Moreover, although computing the strain state from a scatterplot could be an option (Heuer *et al.*, 2008; Qian et Lu, 2011), this technique is unreliable when the geometry and the load are complex and when it is not possible to understand the stress field in the entire solid. Instead, this study proposes a linear elastic continuum mechanics model to describe the deformation of the earcanal. In this model, a beam theory is used to link the measurable surface displacements to the deformation of the earcanal (Glaser *et al.*, 2011). For cylinders, the axial load can be linked to the external shape (Zhong *et al.*, 2010). This analysis helps to understand the bending and radial compression modes exhibited by the earcanal. These two modes of deformation are suitable for existing piezoelectric elements, which can be used to harvest the kinetic energy of the earcanal. This approach does not provide a measure

of the torsional deformation, but this is of little consequence since piezoelectric elements are generally not very effective at exploiting torsional strain. The two exploitable modes of deformation are therefore used to calculate the harvestable bending energy and radial compression energy available from earcanal motion.

2.3.4 Objectives

This paper aims to explain the behavior of a custom earplug subjected to earcanal distortion due to jaw-joint movement. This entails understanding the strain state in the ear-mold to identify which deformation mode is the most promising for energy harvesting. The specific objectives are :

- Identifying the geometrical parameters involved in the strain state of an earplug subjected to earcanal distortion.
- Computing the bending energy and the radial compression energy from ear-mold point clouds.
- Identifying the deformation mode corresponding to the maximum strain energy available to the earplug.

2.4 Geometrical parameters relevant to earcanal deformation

The focus being to understanding the strain state within a custom ear mold while it is being subjected to earcanal distortion, it is assumed that the earplug remains static and conforms to the earcanal during the jaw-joint movements. Thus, the behavior of the earplug can be studied by understanding the earcanal's distortion. The earcanal motion caused by jaw-joint movement can be illustrated by superimposing point clouds for two extreme positions : open-mouth and closed-mouth. The earplug has a global bending movement, as shown in Fig. 2.1a, and some areas of the custom ear mold are compressed, as shown in Fig. 2.1b. The bending movement and the radial compression of the earcanal are quantified by computing the radial compression energy $E_{\text{compression}}$ and the bending energy E_{bending} in the custom ear mold for closing cycles.

To estimate the in-ear deformation, in terms of bending and radial energy, the two extreme shapes of the earplug are analyzed. The shape of the earplugs in the two extreme positions is compared, as displacements are linked to strain energy. The estimation of the bending energy and the radial compression energy is based on two significant parameters : the curvature of the centroidal axis of the earcanal and the average diameter of the cross-section of the earcanal. The change in curvature between open-mouth and closed-mouth positions is linked to the bending energy of the earcanal. Variations of the average diameter can be related to the radial compression energy. The next section explains how average diameters and curvatures of the earcanal are extracted from ear molds, and how these two parameters are linked to the bending and radial compression energy.

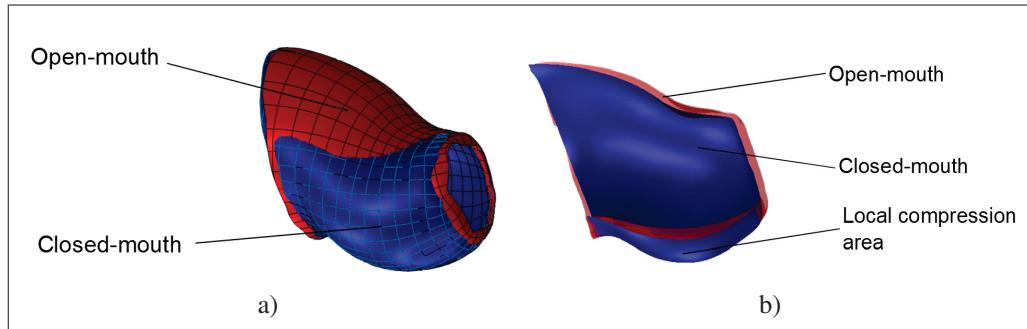


Figure 2.1 a) Earcanal in two extreme positions showing a global bending movement of the earcanal, b) Earcanal sectional view in two extreme positions showing a local compression area of the earcanal

2.4.1 Computation of the center axis of the ear mold

The first step consists in extracting relevant parameters from the point clouds of the earcanal. While advanced analysis of complex 3D point clouds is possible (Huang *et al.*, 2013), the analysis of the shape of the earcanal from a point cloud was made according to the methodology developed by Stinson et al (Stinson et Lawton, 1989). It is possible to extract the centroidal axis from the shape of the earplug using an iterative process and then slice the earplug into several cross-sections. In this way, it is possible to compute average diameters, as well as the curvature

of the ear canal. The center axis is a space curve designated by $\vec{\gamma}$ and can be described by parametric equations using a sum of trigonometric functions. This space curve is specified in terms of the Cartesian coordinate z as,

$$\vec{\gamma} \equiv \gamma_x \vec{x} + \gamma_y \vec{y} + z \vec{z} \quad (2.1)$$

where the corresponding x and y components are computed by using the following expressions :

$$\gamma_x(z) = a_1 + a_2 z + a_3 \cos(\beta z) + a_4 \cos(2\beta z) + a_5 \sin(\beta z) + a_6 \sin(2\beta z) \quad (2.2)$$

$$\gamma_y(z) = a_1 + a_2 z + a_3 \cos(\beta z) + a_4 \cos(2\beta z) + a_5 \sin(\beta z) + a_6 \sin(2\beta z)$$

where $\beta = \frac{\pi}{\Delta z}$, with Δz being the range of z values taken by the data points.

2.4.2 Average diameter of cross-sections of the ear canal

Knowing the shape of $\vec{\gamma}$ makes it possible to study its geometrical characteristics. To do this, the Serret-Frenet frame is defined for each point of the center axis curve by three orthonormal vectors (\vec{s} , \vec{n} , \vec{b}). Here \vec{s} is tangent to the center axis, \vec{n} is perpendicular to the center axis and points to the apparent origin of curvature, and \vec{b} is perpendicular to both previous vectors (Fig.2.2). The Serret-Frenet formulae are used to analyze the shape of the center axis $\vec{\gamma}$.

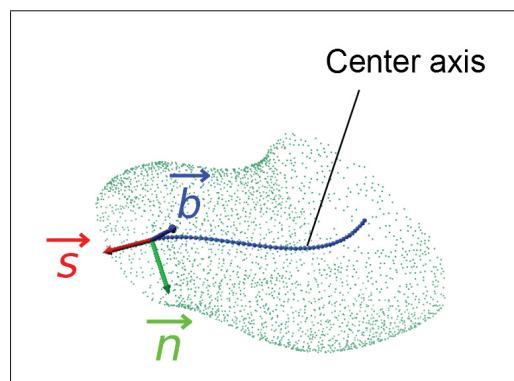


Figure 2.2 Ear canal, center axis and Serret-Frenet frame

The tangent vector \vec{s} is computed using :

$$\vec{s} \equiv \frac{d\vec{\gamma}}{ds} \quad (2.3)$$

The variation in the tangent vector along the center axis results in the curvature κ in the direction \vec{n} :

$$\frac{d\vec{s}}{ds} = \kappa \vec{n} \quad (2.4)$$

2.4.3 Average diameter of cross-sections of the ear canal

The center axis $\vec{\gamma}$ is used to define the cross-sections of the ear canal. Indeed, point clouds of the ear canal are cut along planes perpendicular to the tangent vector \vec{s} . These cross-sections of the ear canal, as illustrated in Fig. 2.3, are defined as the intersection of these planes and the ear canal point clouds. Given the resolution of the point cloud, the thickness of the cross-sections must be chosen judiciously. Since the external shape of the ear canal is complex, the cross-sections are expected to form elliptical cylinders. Then, for each cross-section, a circular regression is computed. In this way, each cross-section is linked to an average diameter d .

The external shape of the ear canal is complex, so the cross-sections are expected to be an ellipsoid. Then, for each cross section, a circular regression is computed. In this way, each cross-section are linked to an average diameter d .

2.4.4 Comparison of geometrical parameters for the two extreme positions

According to Stinson's previous work (Stinson et Lawton, 1989), the physiognomy of the human ear canal has two major bends. He found that the location and curvature of these bends do not change among human subjects. These two bends can therefore be identified by finding the local minima of the curvature. It is assumed that during jaw movement, the location of the first bend and the second bend do not change. By using this assumption, the two center axes can be

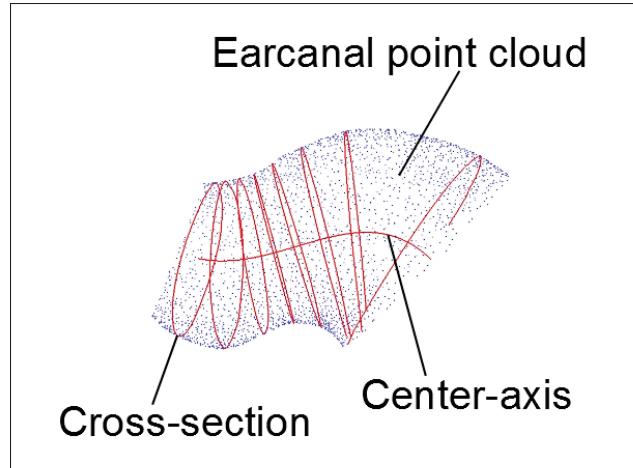


Figure 2.3 Earcanal point cloud and associated cross-sections

aligned and thereby, comparisons can be made for the center axis curvatures, as shown in Fig. 2.4, as well as the average diameters, as shown in Fig. 2.5.

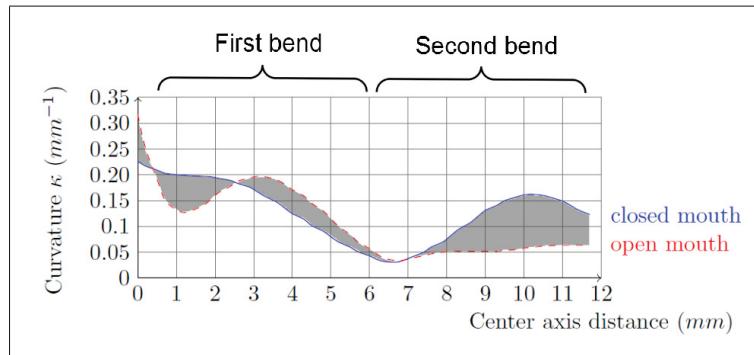


Figure 2.4 Curvature alignment of the center axes for the two extreme positions. The area between two curves (in gray) is proportional to the available bending energy

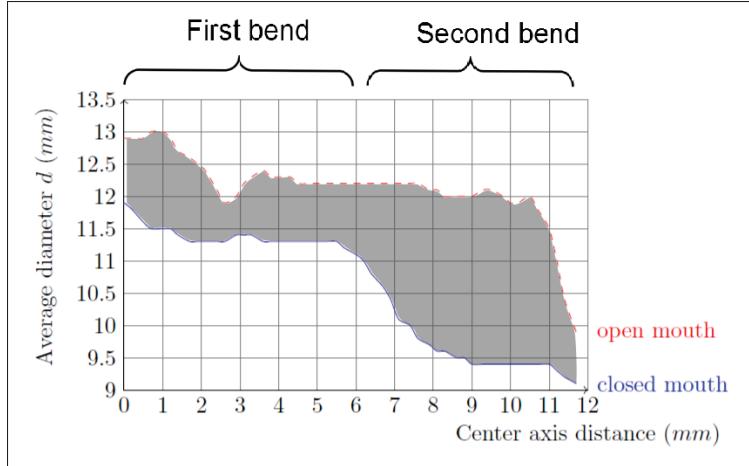


Figure 2.5 Diameter alignment of the center axes for the two extremes positions. The area between two curves (in gray) is proportional to the available compressive energy

2.5 Method

This section presents an analytical framework to compute the strain energy of a custom earplug from an ear mold point cloud. Both the bending energy and the radial compression energy can be determined from the earplug.

2.5.1 Bending energy

Knowing the earcanal's curvature variation makes it possible to compute the bending energy in the earplug induced by the closing jaw-joint movement. The shape of the earplug is assumed to be coherent with the shape of the earcanal. The reference configuration is always the earplug in an open-jaw position and the deformed configuration is the earplug in a closed-jaw position. The initial three dimensional problem is thereby reduced to a two-dimensional axi-symmetrical problem. In this way, it is possible to estimate the bending energy. The earplug is considered as a variable cross-section beam. Curved beam theory (Subramanian, 2010) is used to link the curvature at the open-mouth position, κ_{open} , and the closed-mouth position, κ_{closed} , to the bending moment. The computation of the bending moment, M , along the center-axis of the

earcanal, is obtained from the following equation :

$$M = EI(s)(\kappa_{\text{open}}(s) - \kappa_{\text{closed}}(s)). \quad (2.5)$$

where s corresponds to the distance along the center axis, and where E , the Young's modulus of elasticity, is assumed to be known. The earplug is isotropic and homogeneous. The quadratic moment of cross-section $I(s)$ is computed from the average diameters d_{open} of the cross-sections, measured at the reference position, by the equation :

$$I(s) = \frac{\pi d_{\text{open}}^4(s)}{64} \quad (2.6)$$

The bending energy stored in the custom earplug due to a closing-jaw movement is computed using the beam theory (Timoshenko, 1987, 1962a) :

$$E_{\text{bending}} = \frac{E\pi}{128} \int_0^L d_{\text{open}}^4(s) (\kappa_{\text{open}}(s) - \kappa_{\text{closed}}(s))^2 ds \quad (2.7)$$

where L denotes the length of the earcanal.

This equation is discretized to be used in a computational procedure suitable to points clouds :

$$E_{\text{bending}} = \frac{LE\pi}{128N} \sum_{i=1}^N d_{\text{open}}^4(i) (\kappa_{\text{open}}(i) - \kappa_{\text{closed}}(i))^2 \quad (2.8)$$

where N is the number of cross-sections used to describe the shape of the earcanal.

2.5.2 Radial compression energy

The cross-sections of the earcanal vary in shape, depending on whether they correspond to the open-mouth or closed-mouth positions, as shown in Fig. 2.6. Such variations represent a radial compression of the earcanal and thus, the computation of the radial compression energy from point clouds of open-mouth and closed-mouth positions is possible. The radial compression energy is computed based on the radial stress σ_{rr} in the earplug.

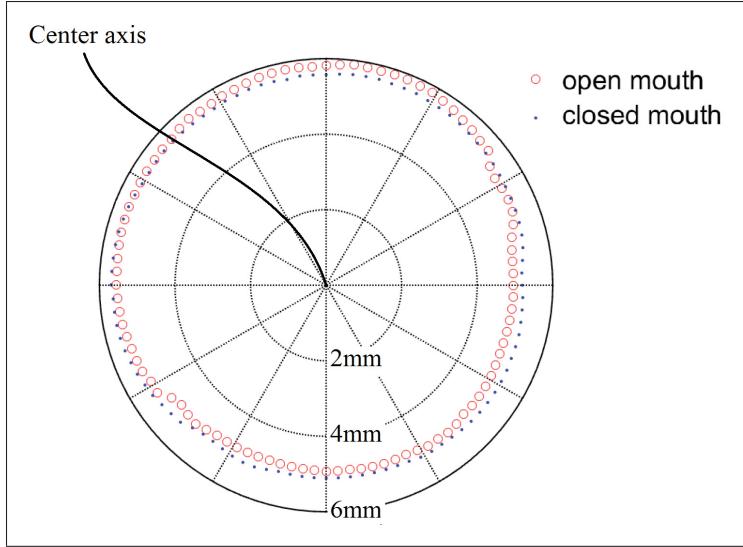


Figure 2.6 Comparison of cross-sections of the ear canal for the open-mouth and closed-mouth positions showing the radial compression effect induced by the jaw-joint movement

Linear elastic continuum mechanics considerations are used to link the average cross-section diameters to σ_{rr} , and assuming that the earplug is continuous, homogeneous, isotropic, and follows Hooke's Law, the displacements and strains are assumed to be small. The strain state in each section of the earplug is unknown and follows Lamé's equation of elasticity. The stress tensor $\boldsymbol{\sigma}$ is defined as :

$$\boldsymbol{\sigma} = \lambda \text{trace}(\boldsymbol{\epsilon}) \mathbf{I} + 2\mu \boldsymbol{\epsilon} \quad (2.9)$$

where, $\boldsymbol{\epsilon}$ is the strain tensor and λ and μ are the two Lamé coefficients.

These coefficients are related to the mechanical characteristics the Young's modulus E and the Poisson's ratio ν of the material by :

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (2.10)$$

$$\mu = \frac{\lambda}{2(1+\nu)} \quad (2.11)$$

The studied custom earplugs are made of silicone, a type of polymer known to have a Poisson's ratio ν close to 0.5, like most silicone materials that are considered incompressible. This provides :

$$\text{trace}(\boldsymbol{\varepsilon}) = 0 \quad (2.12)$$

which implies :

$$\boldsymbol{\sigma} = 2\mu\boldsymbol{\varepsilon} \quad (2.13)$$

Therefore, the initial problem is reduced to an axisymmetric problem. Each slice is modeled by a disk with an external diameter of d_{open} . The action of the ear canal compresses the disc until it has a diameter of d_{closed} . In such a case of axisymmetric plane stress, the equation that governs the field displacement in each slice can be written as :

$$\frac{d^2u}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{u}{r} - \frac{1}{r^2} = 0 \quad (2.14)$$

Note that, cylindrical coordinates are used, as they are adapted to the problem's rotational symmetry. The displacement field $u(r)$ is deduced by resolving equation 2.14. This field depends on two constants A and B , which depend on the boundary conditions.

$$u(r) = Ar + \frac{B}{r^2} \quad (2.15)$$

Moreover, the strain tensor $\boldsymbol{\varepsilon}$ is linked to the field displacement $u(r)$ and can be written as :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u(r)}{\partial r} & 0 & \varepsilon_{rz} \\ 0 & \frac{u(r)}{r} & 0 \\ \varepsilon_{rz} & 0 & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

The external displacements of the disk are known and used to determine constants A and B. The displacement field, $u(r)$, is then expressed by :

$$u(r) = \left(\frac{d_{\text{open}}(s) - d_{\text{closed}}(s)}{d_{\text{open}}(s)} \right) r \quad (2.17)$$

By knowing $u(r)$ and combining equations (2.13) and (2.16), radial strain ε_{rr} and the radial stress σ_{rr} can be evaluated by :

$$\varepsilon_{rr} = \frac{\partial u(r)}{\partial r} = \left(\frac{d_{\text{open}}(s) - d_{\text{closed}}(s)}{d_{\text{open}}(s)} \right) \quad (2.18)$$

$$\sigma_{rr} = 2\mu\varepsilon_{rr} = 2\mu \left(\frac{d_{\text{open}}(s) - d_{\text{closed}}(s)}{d_{\text{open}}(s)} \right) \quad (2.19)$$

depending on average diameters of the cross section in the open-mouth position (d_{open}) and in the closed-mouth position (d_{closed}). Therefore, the radial strain energy $dE_{\text{compression}}$ energy in one cross-section can be computed by :

$$dE_{\text{compression}} = \frac{1}{2}\varepsilon_{rr}(s)\sigma_{rr}(s)\frac{\pi d_{\text{closed}}^2(s)}{4}ds \quad (2.20)$$

Then, the compression energy $E_{\text{compression}}$ stored in the earplug is computed as follows and depends on L , the length of the earcanal.

$$E_{\text{compression}} = \int_0^L \frac{\mu\pi(d_{\text{open}}(s) - d_{\text{closed}}(s))^2}{4} ds \quad (2.21)$$

This equation is discretized to be used in a computational procedure suitable to points clouds :

$$E_{\text{compression}} = \frac{L}{N} \sum_{i=1}^N \frac{\mu\pi(d_{\text{open}}(i) - d_{\text{closed}}(i))^2}{4} \quad (2.22)$$

where, N is the number of cross-sections used to describe the shape of the earcanal.

2.6 Implementing the framework for ear canal deformation

The present work develops a computational procedure to estimate the ear canal deformation from point clouds in two extreme positions. Equations 2.8 and 2.22 are used to process the point clouds from the custom ear molds made using the Sonofit proprietary process (McIntosh et Saulce, 2004) for both ears of 12 human subjects. Ear molds were digitized using a 3D laser coordinate measuring machine (CMM). The computational procedure for the analysis of ear canal deformation can support various parameters, depending on the mechanical problem being studied. Indeed, the silicone can be adapted to improve the strain energy stored in the earplug. Here, the mechanical characteristics of the silicone, type MED-4910 (NuSil Technology, USA) are known. Moreover, the accuracy of the results depends on the number of cross-sections. In this paper, the parameters used are described in Table 3.1.

This presented computational procedure for the ear canal deformation analysis can support various parameters depending on the studied mechanical problem. Indeed, the silicone can be adapted to improve the strain energy stored in the earplug. Here the mechanical characteristics of the silicone, type MED-4910 (NuSil Technology, USA) are known. Moreover, the results accuracy depends on the number of cross-sections. In this paper, the paremeters used are described in Table 2.1.

Tableau 2.1 Model parameters

Parameter	Symbol	Value
Silicone's Young's modulus	E	0.89 MPa
Silicone's Lamé coefficient	μ	0.29 MPa
Cross-sections thickness		0.2 mm
Cross-sections number		50

In the interest of brevity, only the compression energy and bending energy are displayed in Table 2.2 ; obviously, all the intermediate equations are evaluated during the model computation. It is therefore possible to have access to the radial stress σ_{rr} , the radial strain ε_{rr} , and the bending moment M , if needed.

Tableau 2.2 Bending energy, radial compression energy and their proportions for the left (L) and right (R) ears of 12 subjects (3 Females, 9 Males, age between 24 and 60).

Test subject	Bending energy		Radial compression energy		
	Ear	Absolute (mJ)	Proportion (%)	Absolute (mJ)	Proportion (%)
01R		3.4	100	0	0
01L		4.7	100	0	0
02R		3.0	96.8	0.1	3.2
02L		1.1	61.1	0.7	38.9
03R		15.1	87.3	2.2	12.7
03L		4.4	93.6	0.3	6.4
04R		4.7	79.7	1.2	20.3
04L		2.5	55.6	2.0	44.4
05R		9.2	100	0	0
05L		19.6	94.2	1.2	5.8
06R		6.8	68.7	3.1	31.3
06L		1.9	41.3	2.7	58.7
07R		1.6	22.9	5.4	77.1
07L		3.1	88.6	0.4	11.4
08R		2.8	50.9	2.7	49.1
08L		1	83.3	0.2	16.7
09R		0.7	100	0	0
09L		7.0	63.1	4.1	36.9
10R		3.0	88.2	0.4	11.8
10L		3.4	59.6	2.3	40.4
11R		2.6	48.1	2.8	51.9
11L		14.6	98.0	0.3	2.0
12R		0.6	85.7	0.1	14.3
12L		3.0	96.8	0.1	3.2
Mean		5	77.6	1.3	22.4
Std. dev		4.9	22.2	1.5	22.2

These results show that the bending energy is on average three times greater than the radial compression energy, although this does depend on the subject being studied. Indeed, the standard deviation is about 4.9 mJ while the average energy is about 5 mJ. Moreover, in some cases, the radial compression energy is three times greater than the bending energy. Note that for subject 06, the proportion between bending energy and radial compression energy can be inverted in the same subject for right ear and left ear, confirming that this subject has asymmetric ears.

2.7 Results and discussions

Mechanical modeling of an earplug subjected to the earcanal distortion produced the equations 2.8 and 2.22. These equations are used to understand the behavior of a custom earplug that is within the earcanal during jaw movement. Moreover, this analytical method links the curvature variations to the center axis of the earcanal and the bending moment M of the custom earplug. The bending energy and the radial compression energy were quantified as the two principal modes of deformation of the earplug. These equations are designed to process point clouds from custom ear molds in open-mouth and closed-mouth positions. An illustrative implementation of this framework was used to study an ear deformation database containing 12 human subjects. In general, we found that the bending energy is on average three times greater than the radial compression energy, although with considerable variation between subjects. The wide variation of results can be explained in light of the specifics of the earcanal shape, which is unique in every human being. Both the shape of the earcanal and also the morphology of the temporomandibular joint influence the strain state in the earplug. Although the specificity of the distortion of the earcanal to every human was previously known, breaking down this deformation into the bending and radial compression modes is a major step forward. Moreover, in a previous study, volume variations of the earcanal were computed from the point cloud database. This database had never been used to compute stress-strain fields, which is unique to this study. The analytical model developed is based on linear elastic continuum mechanics and the assumption that the contact between the earcanal and the custom earplug are coherent ; meaning that all the displacements of the earcanal caused by the jaw-closing movement are transmitted to the custom earplug. The strain energy stored in the earplug due to temporomandibular movements can be interpolated from the earcanal point clouds in the two extreme positions. These results are an estimation of the behavior of an earplug subjected to the earcanal's dynamic motion. As the mechanical load imposed by the temporomandibular movement is still unknown, finite element methods fail to understand the behavior of the earcanal. This framework provides a novel approach to describing the human earcanal that is invaluable for the quantitative characterization of earcanal deformation. In particular, it can be used to

identify the appropriate deformation mode for harvesting energy from the earcanal's dynamic motion.

2.8 Conclusion

An analytical framework to estimate the behavior of custom earplugs in the earcanal has been developed. This calculation computes the bending energy and the radial compression energy from point clouds of the earcanal in the open-mouth and closed-mouth positions. This method is based on an analytical model of the deformations of the custom earplug. Even if the mechanical load imposed by the temporomandibular movement on the earcanal is still unknown, the model predicts the mechanical behavior of a custom earplug in the earcanal during the closing-jaw movement. Applying this framework to a database of human earcanals shows that the bending energy is generally three times greater than the radial compression energy, and therefore should be used for earcanal energy harvesting. Future work should focus on designing an in-ear energy harvester from this mechanical bending of the earcanal. In addition, measuring the mechanical load imposed by the earcanal, and verifying the contact behavior between the earplug and the earcanal may be useful.

2.9 Acknowledgements

The authors would like to thank EERS Technologies Inc. and its NSERC-EERS “Industrial Research Chair in In-Ear Technologies” for its financial support, and for providing equipment for the experimental setups.

CHAPITRE 3

IN-EAR ENERGY HARVESTING FROM MECHANICAL BENDING OF THE EARCANAL

Johan Carioli^{1 2}, Aidin Delnavaz^{1 2}, Ricardo J. Zednik¹, Jérémie Voix^{1 2}

¹ Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

² Chaire de recherche industrielle en technologies intra-auriculaires (CRITIAS)

Article soumis à la revue «International Journal of Mechanical Sciences from Elsevier» en septembre 2016.

3.1 Résumé en français

Le micrograpillage énergétique intra-auriculaire peut être une alternative durable à l'utilisation de batteries qui alimentent les appareils auditifs tels que les écouteurs intra-auriculaires Bluetooth, les prothèses auditives et les dispositifs connectés de type wearable. Les déformations du conduit produites par les mouvements d'ouverture et de fermeture de la mâchoire développent une énergie mécanique qui peut être convertie en énergie électrique. Une analyse géométrique de la déformation d'un bouchon d'un bouchon d'oreille sur mesure est nécessaire pour évaluer l'énergie potentiellement disponible développée par la distorsion du conduit auditif. Cette analyse permet de concevoir des dispositifs de micrograpillage énergétique intra-auriculaire efficents et adaptés à la spécificité de la déformation du conduit auditif. Cependant, la déformation d'un bouchon d'oreille sur mesure soumis aux distorsions du conduit auditif est de nature complexe et sa modélisation n'est pas aisée. Cet article présente une approche analytique basée sur l'étude de la variation de paramètres géométriques pertinents du conduit auditif et sa modélisation. Le modèle théorique est validé expérimentalement. L'approche fournit un outil fiable destiné à prédire le comportement de ce dispositif de micrograpillage intra-auriculaire. De plus, le travail effectué peut être adapté pour concevoir des capteurs de déformation du conduit auditif ou toutes sortes de dispositifs de conversion d'énergie curvilignes fabriqués à partir de polymère piézoélectrique en couche mince.

3.2 Abstract

Energy harvesting from inside the ear canal can be a sustainable alternative to batteries for in-ear devices, such as electronic earplugs, earphones, and hearing aids. Ear canal deformations that occur during jaw opening and closing movements contain kinetic energy that can be converted into electricity. A geometrical analysis of the distorted earplug is necessary to evaluate the energy that is potentially available from ear canal deformations, and to design effective and efficient in-ear energy harvesting devices. However, the distortion of the piezoelectric earplug subjected to ear canal deformation is complex in nature and complicated to analyze. This paper presents an analytical approach based on computing the geometrical parameters of distorted and undistorted earplugs to model the electromechanical behavior of a thin piezoelectric strip attached to a custom-fitted earplug for energy harvesting from ear canal bending. The theoretical model is experimentally validated. The proposed approach provides a reliable tool to predict piezoelectric energy harvesting from the bending of any curved body in general, and custom-fitted earplugs in particular. It therefore enables the designing of mechanisms effectively able to harvest energy from the bending of custom-fitted earplugs or any other curved surface.

3.3 Introduction

The wearable technology market is booming : the market for wearable electronic devices is expected to increase from \$20 billion in 2015 to almost \$70 billion in 2025 (Harrop *et al.*, 2015). However, supplying power for the electronic circuits of such devices is still a challenge. Batteries, as a primary source of power in wearable devices, are bulky and heavy. They also have limited capacity, a short life span, and a negative impact on the environment.

Energy harvesting from naturally-occurring “waste-to-energy” energy sources could be an attractive alternative to batteries that would make wearable devices more autonomous in terms of energy and more convenient in terms of functionality. Since wearable devices are in fact worn, human body power is an evident choice for energy harvesting (Mercier *et al.*, 2012; Romero

et al., 2009). The human head can host a multitude of wearable devices, including hearing protectors, earphones, headsets, hearing aids, and ocular virtual reality devices. Therefore, the head is a particularly interesting location for energy harvesting (Goll *et al.*, 2011), and earcanal movements are an inconspicuous source of kinetic energy readily available in this region. Although the earcanal is unique for each human being and is often considered morphologically rigid, jaw movements will change its shape when chewing, talking, or even smiling (Cunningham, 1818; Darkner *et al.*, 2007; Grenness *et al.*, 2002). Since any earcanal deformation can impose mechanical loads on an earpiece placed inside the earcanal, the strain energy resulting from the distortion of the earpiece can be transformed into useful electrical energy to power the electronic circuits of in-ear devices.

Earcanal deformation and its associated dynamic movements have already been studied in the literature for sensory or energy harvesting applications. In-ear jaw movement sensors capable of measuring earcanal deformations have been studied to track jaw activity (Bedri *et al.*, 2015). Also, a hydro-electromagnetic energy harvester has been developed to convert the earcanal dynamic movements into electricity (Delnavaz et Voix, 2014b). In addition, an earplug wrapped in a layer of piezoelectric material has already been attempted to generate an electric potential from the dynamic movements of the earcanal (Delnavaz et Voix, 2013b). Although the aforementioned examples illustrate the possibility of capturing minute amounts of energy from earcanal movements, they are not optimized in terms of mechanical to electrical conversion efficiency. For example, the operating principal of the hydro-electromagnetic device is based on the overall changes in volume of the earcanal, regardless of how it is deformed. Therefore, if the volume change is small, the energy output would be small, even if some larger local deformations occur. As for the piezoelectric-wrapped earplug, it may not be efficient because all types of mechanical loading contribute to the voltage output of the device. Since piezoelectric energy harvesting is based on the principle of charge separation under mechanical loading, it is very likely that separated charges due to opposing mechanical loads will cancel each other out.

The designing of an appropriate in-ear energy harvesting device requires a better understanding as to how the ear canal deforms and how the earplug fitted inside the ear canal gets distorted. Any complex distortion in the shape of the earplug can be characterized by a combination of three basic mechanical loadings : (1) compression, (2) torsion and (3) bending. It has been shown by the authors that the bending energy available in the human ear canal is usually greater than compression or torsional energy. Therefore, this paper focuses on the bending mechanical load and develops an analytical approach that models energy harvesting from the bending of curved surfaces in general and from the bending of the earplug in particular. It also proposes a device capable of harvesting energy from the bending load of an earplug subjected to ear canal deformations.

Piezoelectric devices most commonly researched and used for energy harvesting. Polyvinylidene fluoride (PVDF) is a polymer-based piezoelectric material that is widely used in sensors, transducers, or surface acoustic wave devices (Sessler et Berraissoul, 1989). The main advantages of PVDF for energy harvesting are its ruggedness, flexibility, and chemical inertness. Moreover, PVDF is bio-compatible and therefore suitable for body-worn devices. Although the piezoelectric coupling of PVDF is not as strong in ceramic piezoelectric materials, its flexibility makes it a better choice for energy harvesting from the curved surfaces of the human body. PVDF subjected to axial loading has been extensively investigated in the literature (Roh *et al.*, 2002). Moreover, PVDF under buckling has been used for sensory applications (Yi et Liang, 2008). In addition, PVDF attached to a stiff substrate beam subjected to bending has been recently studied (Chopra et Sirohi, 2013). The bending of PVDF can be more efficient if a bimorph configuration is employed, i.e. two active PVDF layers are attached at both surfaces of a passive layer, either for small bending (Varadan *et al.*, 2006) or large bending (Alici *et al.*, 2006). However, the pure-bending response of unimorph PVDF films is not yet well understood (Seminara *et al.*, 2012).

Since the ear canal exhibits a considerable bending range, the boundary conditions needed for buckling or stretching are hardly applicable for in-ear energy harvesting. PVDF follows the constitutive equations of piezoelectricity (Varadan *et al.*, 2006) and its behavior can, in prin-

ciple, be modeled by finite element methods (FEM) (Benjeddou, 2000; Kim *et al.*, 1997). However, given the complex geometry and the poorly characterized deformation of the earcanal, FEM techniques cannot be easily adopted for this problem. Therefore, an analytical model based on the coupled analysis of 3D geometrical analysis and beam bending stress analysis is proposed in this paper to model an in-ear energy harvesting device. The proposed model is experimentally validated using a PVDF bending energy harvesting prototype designed, fabricated, and tested in order to transform the bending distortion of the earplug into electrical power.

3.4 Analytical modeling

The earcanal contains two distinct bends separated by an inflection point, as shown in Fig.3.1a. The proposed energy harvesting device consists of a PVDF strip attached to an earplug, as shown in Fig.3.1b. The PVDF strip covers both bends on the anterior side of the earcanal where maximum deformation occurs. By opening and closing the jaw, the condyle of the mandible is slightly displaced, changing the curvature of the bends, and resulting in bending of the PVDF strip. This bending can be estimated by computing the variation of the curvature of the earplugs. Therefore, the theoretical modeling of the PVDF energy harvesting device comprises four sections : deformation of the earcanal is first investigated by geometrical analysis of custom earplugs fitted at the two extreme positions of the jaw, i.e. open-jaw and closed-jaw, to estimate the bending moment applied to the PVDF earplug. Then, the mechanical model is developed to calculate stresses applied to the PVDF strip. Afterwards, the piezoelectric model is constructed to obtain the PVDF voltage output. Finally, an electrical model is used to calculate the electric potential across a resistive load.

3.4.0.1 Geometrical analysis

A white light 3D scanning technology (Shining 3D®, China) was employed to obtain 3D point clouds of 4 custom-fitted earplugs (2 closed-jaw and 2 open-jaw earplugs). The obtained dense point clouds were then analyzed based on the work presented by Stinson (Stinson et Lawton,

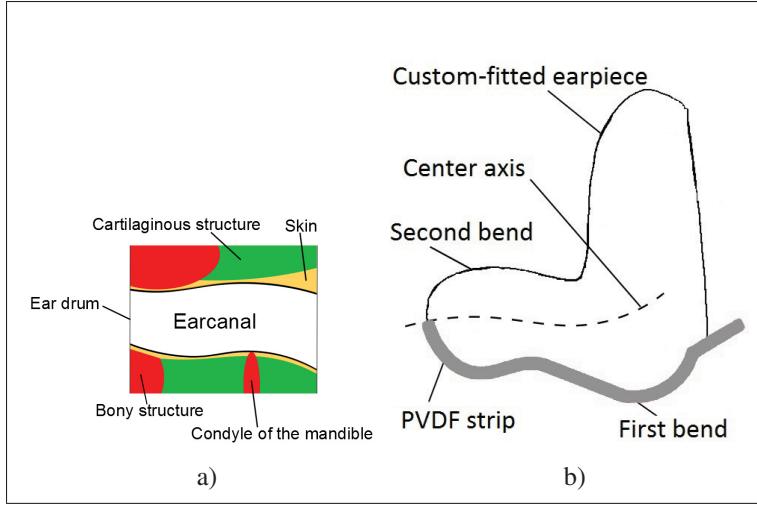


Figure 3.1 a) Ear-canal, b) Energy harvester beam-model

1989) enabling the computation of diameter, curvature and torsion of the scanned earplugs. In this paper, the focus is on the curvature of the center axis and the diameter of the cross section slices, as these two parameters are later used to calculate bending.

According to Stinson's previous works (Stinson et Lawton, 1989), the center axis of the earplug can be obtained by an iterative approach, by defining Serret-Frenet (Millman, 1977) frames. Each frame is characterized by an orthonormal set of three basic vectors (\hat{s} , \hat{n} , \hat{b}) where the first is tangent to the center axis, the second is perpendicular to the center axis and directs to the apparent origin of curvature, and the third is perpendicular to both previous vectors. Typical point clouds representing the earplug and a Serret-Frenet framework are shown in Figure 3.2.

Figure 3.3 demonstrates the diameter and curvature variations along the center axis curve for open-jaw and closed-jaw earplugs obtained from 3D point cloud models. Each curvature plot has two maximums corresponding to two opposing bends and a minimum representing the inflection point after which the curvature changes its direction. The diameter and curvature plots shown in Fig.3.3 have been aligned using the inflection point.

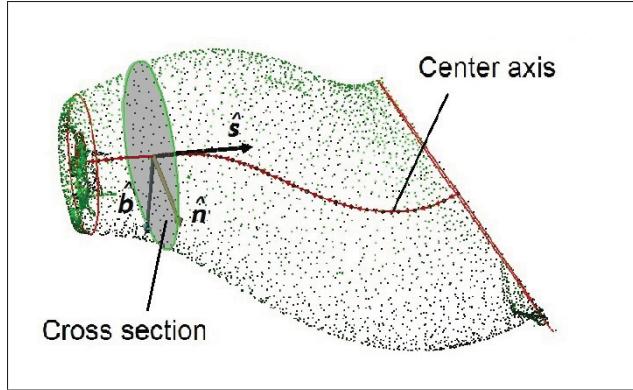


Figure 3.2 Earplug point cloud

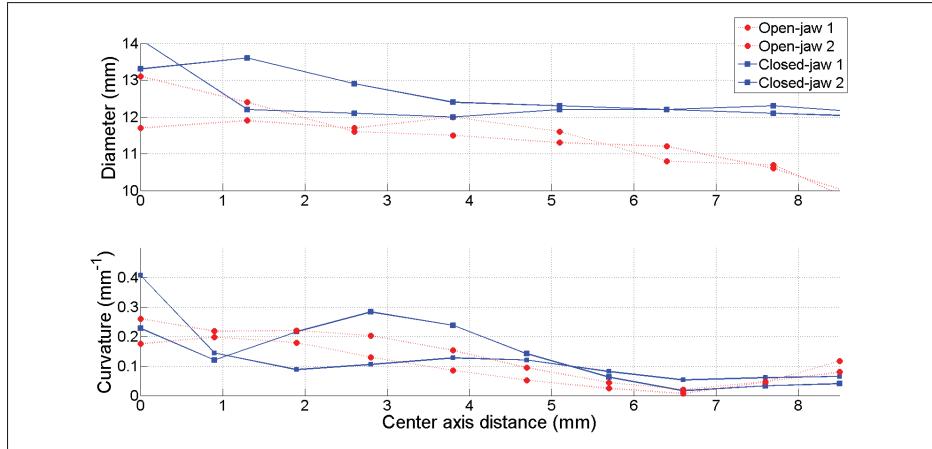


Figure 3.3 Diameter and curvature of the earcanal vs. the center axis distance for 4 scanned earplugs

3.4.0.2 Mechanical modeling

Since the PVDF strip is initially deformed to comply with the curvature of the earplug, and supposing that the displacements and strains are limited to small values during earcanal dynamic movements, the Winkler-Bach curved beam theory is used to calculate the stress applied to the PVDF strip (Subramanian, 2010). A schematic section of the earcanal bend at the two jaw positions is shown in Fig.3.4. It is assumed that the closed-jaw section of angle θ and the radius of curvature R is transformed to the open-jaw section of angle ϕ and the radius of curvature R' under the influence of an unknown bending moment M applied by the earcanal.

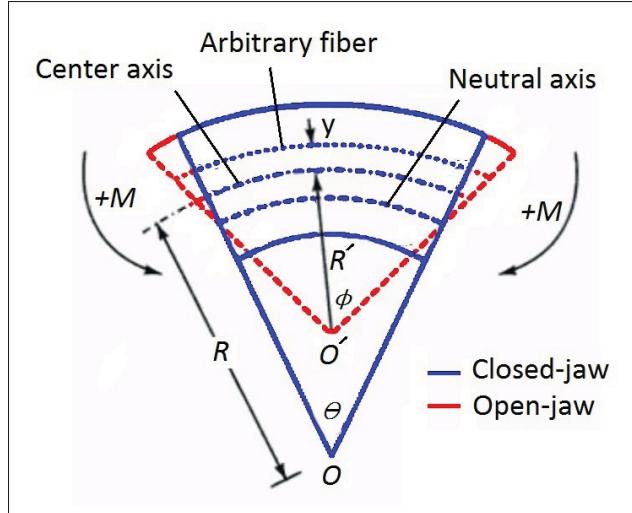


Figure 3.4 Ear canal bend for the two jaw positions

Therefore, the strain (ε) distance y from the center axis can be calculated by Rattan (2008) :

$$\varepsilon = \frac{(R' + y)\phi - (R + y)\theta}{(R + y)\theta} = \frac{(R' + y)\phi}{(R + y)\theta} - 1 \quad (3.1)$$

Similarly, the strain at the center axis (ε_0) where $y = 0$ equals

$$\varepsilon_0 = \frac{R'\phi}{R\theta} - 1 \quad (3.2)$$

By removing ϕ/θ from Eqs. 3.1 and 3.2, one can obtain the strain at an arbitrary distance y as a function of the strain at the center axis by

$$\varepsilon = \varepsilon_0 + (1 + \varepsilon_0)(\kappa' - \kappa) \frac{y}{1 + \kappa y} \quad (3.3)$$

where κ and κ' are the reciprocal of the radius of curvature or simply the *curvature* of the closed-jaw and open-jaw earplugs respectively. Knowing the strain at an arbitrary distance y ,

the corresponding stress can be calculated using Hooke's Law :

$$\sigma = E \varepsilon = E \left[\varepsilon_0 + (1 + \varepsilon_0) (\kappa' - \kappa) \frac{y}{1 + \kappa y} \right] \quad (3.4)$$

where E is the earplug's Young's modulus of elasticity. The bending moment can be obtained by integrating the moment of all forces around the center axis

$$M = \int \sigma dA y \quad (3.5)$$

By substituting Eq. 3.4 in Eq. 3.5, knowing $\int y dA = 0$ and defining a new geometrical parameter, $p^2 = \frac{1}{A} \int \frac{y^2}{1 + \kappa y} dA$, the bending moment equation can be written as :

$$M = E(1 + \varepsilon_0)(\kappa' - \kappa)p^2 A \quad (3.6)$$

This geometrical analysis does not provide information about the amount of strain at the center axis, ε_0 . However, since the center axis is close to the neutral axis where the strain is zero, it is assumed that ε_0 is a very small quantity and can be neglected in comparison to unity. Therefore, the bending moment equation can be approximated by :

$$M \approx E(\kappa' - \kappa)p^2 A \quad (3.7)$$

Also p^2 can be estimated by the following first two terms of the Taylor series expansion for the circular cross section of the earplug in the closed-jaw position Rattan (2008) :

$$p^2 \approx \frac{d^2}{16} + \frac{d^4 \kappa^2}{128} \quad (3.8)$$

in which d is the average diameter of the cross section.

Using Eq. 7 as well as the data provided in Fig.3.3 and neglecting the stiffness of the PVDF strip, one can estimate how much bending was necessary to transform the earplug from the

closed-jaw to the open-jaw shape. The bending moment induces stress to the PVDF strip at the exterior surface where $y = c$ and c is the earplug cross section radius. By substituting Eq. 3.7 into Eq. 3.4 and simplifying, the axial stress applied to the PVDF strip is estimated by :

$$\sigma = \frac{M\kappa}{A} \left[1 + \frac{c}{p^2\kappa(1+c\kappa)} \right] \quad (3.9)$$

where c is the average radius whose sign is determined according to the positive direction of the curvature in each section of the earplug as shown in Fig.3.5.

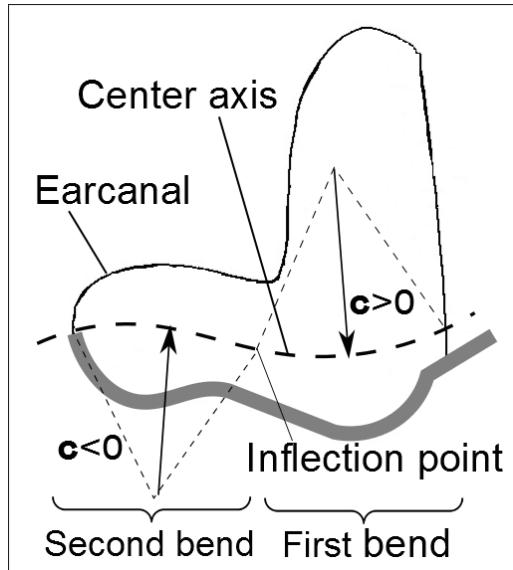


Figure 3.5 Two-dimensional modelisation of the in-ear energy harvester showing the sign of c

Since the curvature and diameter vary along the center axis, all variables and coefficients in Eq. 3.9 are functions of x , the center axis distance, and are computed using the data presented in Fig.3.3. The mean axial stress $\bar{\sigma}$ in the PVDF strip can then be calculated by

$$\bar{\sigma} = \frac{1}{L} \int_0^L \sigma(x) dx \quad (3.10)$$

in which L is the total length of the center axis.

3.4.0.3 Piezoelectric modeling

According to the constitutive equations of piezoelectricity, the open-circuit voltage V_P of a piezoelectric material subjected to an axial stress can be calculated by (Varadan *et al.*, 2006) :

$$V_P = g_{31} \bar{\sigma} t \quad (3.11)$$

in which t is the thickness of the piezoelectric film and g_{31} represents the piezoelectric stress constant. Combining Eq. 3.7, 3.9 and 3.10 and substituting the result in Eq.3.11 yields :

$$V_P = \frac{g_{31}t}{L} \int_0^L E(\kappa' - \kappa) \kappa \left[1 + \frac{c}{p^2 \kappa(1 - c\kappa)} \right] dx \quad (3.12)$$

3.4.0.4 Electrical modeling

The electrical equivalent circuit (Zhao et You, 2014) of the piezoelectric earplug is illustrated in Fig. 3.6. The piezoelectric material is modeled by a voltage source in series with a capacitance C_P as depicted in the figure below. Also, R_L represents the resistance of the load. Under the periodic excitation with the frequency of f , the behavior of the piezoelectric thin film is well established (Varadan *et al.*, 2006).

The capacitance of the PVDF element and resistance of the load form a potential divider in which the voltage delivered to the load, V_L , is calculated by :

$$V_L = \frac{R_L}{R_L + X_C} V_P \quad (3.13)$$

in which $X_C = \frac{1}{2\pi f C_P}$ is the capacitive reactance of the PVDF element whose capacitance is calculated by :

$$C_P = \epsilon \frac{S}{t} \quad (3.14)$$

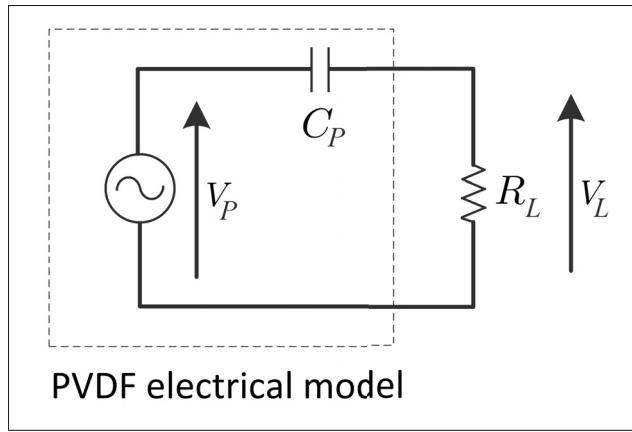


Figure 3.6 Electrical model of a thin film of PVDF

where S is the active area of the film's electrode and ϵ is the permittivity of the material.

3.5 Experimental setup

The in-ear energy harvester prototype is composed of a custom-fitted earplug as shown in Fig.3.7a. The fitting process of this custom earpiece is based on the proprietary process SonofitTM developed by the authors' industrial partner (McIntosh et Saulce, 2004). In this method, the ear impression is taken by injecting a medical grade silicone elastomer, type MED-4910 (NuSil Technology, USA) into an expandable earplug. The PVDF sheet is cut into a 5 mm-wide strip that is glued to the anterior side of the filled earplug as illustrated in Fig.3.7b. Therefore, the initial curvature of the PVDF strip is the same as the curvature of the exterior surface of the closed-jaw earplug. Since the PVDF strip is located on the exterior surface, it is quite a distance from the bending neutral axis of the earplug and hence it is either in pure stretching or pure compression while the jaw is opening and closing. Finally, the two electrodes of the PVDF strip are connected to wires as shown in Fig.3.7c.

The experimental setup consists of a data acquisition system, type NI PXI 1033 (National InstrumentsTM, USA) and a passive probe with 10X attenuation as shown in Fig.3.8. The amplitude and frequency of the ear canal movement depends on jaw activities and varies among

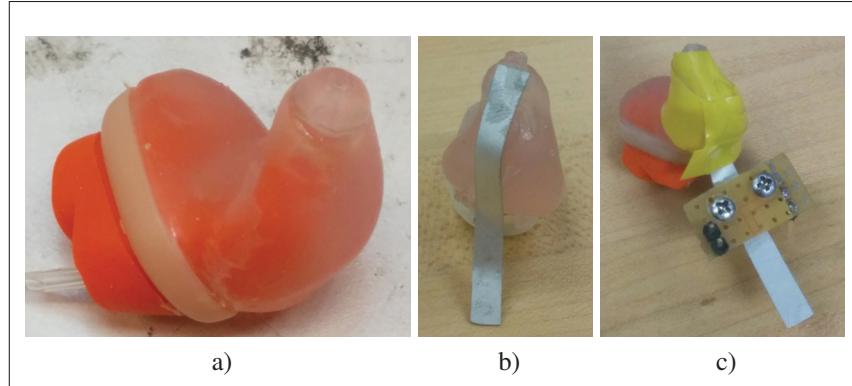


Figure 3.7 a) Custom-fitted earplug obtained using the Sonofit™ instant custom molding pieces, b) Earplug and PVDF strip, and c) Energy harvesting device with connecting terminals

individuals. In this experiment, the test-subject was asked to consecutively move his jaw between the wide open and relaxed closed positions at which the ear impressions had been taken. In addition, the test-subject was requested to maintain the frequency of jaw movements as even as possible. Some intervals of interruption were also considered during the test to verify system noise level.

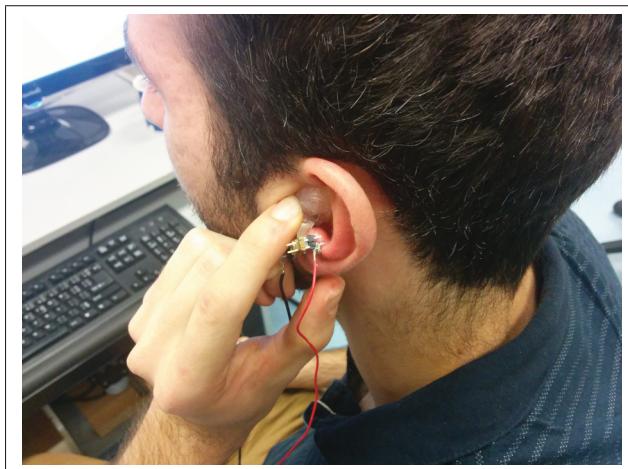


Figure 3.8 PVDF custom-fitted earplug placed inside the ear canal of the test-subject

3.6 Results and discussions

Table 3.1 lists the parameters used in the theoretical modeling and experimental validation of the in-ear PVDF energy harvesting device subjected to ear canal bending. The results are presented and discussed in this section as to theoretical modeling, experimental measurements and their comparison.

Tableau 3.1 Parameters of the in-ear energy harvesting device implemented in its theoretical model which is experimentally validated on one subject

Parameter	Symbol	Value
Relative permittivity of PVDF	$\frac{\epsilon}{\epsilon_0}$	12
Piezoelectric constant	g_{31}	0.216 Vm/N
PVDF Cross section area	S	100 cm ²
PVDF Thickness	t	110 μm
Silicone Young's modulus	E	0.89 MPa
PVDF capacitance	C_P	9.6 nF
Load resistance	R_L	10 MΩ

3.6.0.1 Theoretical model

Using the diameter and curvature plots illustrated in Fig.3.3 as well as the parameters given in Table 3.1, Eq. 3.12 is numerically evaluated for different pairs of open-jaw and closed-jaw earplug models. The theoretical voltage output for four pairs (2 closed-jaw × 2 open-jaw) of earplugs are computed and demonstrated in Table 3.2.

3.7 Theoretical modeling

A sectional view of the ear canal as well as a schematic representation of the energy harvesting device have been illustrated in Fig. 3.1b. Ear canal contains two distinct bends separated by an inflection point as shown in Fig. 3.1a. By opening and closing the jaw, the condyle of the mandible is slightly displaced, changes the curvature of the bends resulting in a bending variation on the PVDF strip.

Tableau 3.2 Theoretical PVDF voltage output (V_P) computed from the transformation of 2 closed-jaw ear impressions and 2 open-jaw ear impressions.
Variability in the custom-molded earpiece moldings influences results.

	Closed-jaw No.	Open-jaw No.	V_P (V)
Earplug pairs	1	1	1.53
	1	2	3.54
	2	1	8.36
	2	2	3.01
Average			4.11
Standard deviation			2.56

According to Table 3.2, the theoretical output voltage varies greatly among earplug pairs. It was predictable by the relatively large differences between earplug diameters and curvatures even at the same jaw position as observed in Fig.3.3. There are many reasons why the geometrical parameters of the earplugs are not perfectly identical even if they are taken at the same jaw position and on the same test subject. Firstly, it is difficult to keep the jaw at exactly the same

position during the entire earplug fitting process. This in particular, influenced the results for the open-jaw earplugs. Also, because of the variability of the custom-molded earpiece molding, the amount of silicone injected for each ear impression is not necessarily the same and there is always a risk of over injection, which influences the earplug shape (Bacon *et al.*, 2012). Moreover, there are some errors associated with the scanning process, forming of the point clouds and creating of curved surfaces. Finally, some parameters are adjustable in Stinson's model and should be determined separately for each earplug model, which could affect the results.

3.7.0.1 Experimental measurements

In Fig.3.6, it is assumed that the oscilloscope probe represents the load (R_L) and that the measured voltage is accordingly V_L . Therefore, the true PVDF voltage (V_P) is estimated using Eq. 3.13 and the results are shown in Fig.3.9. According to this figure the PVDF voltage amplitude is approximately 4.5 V calculated by averaging all voltage peaks in the plot. Also, the excitation frequency is calculated to be $f = 0.5$ Hz.

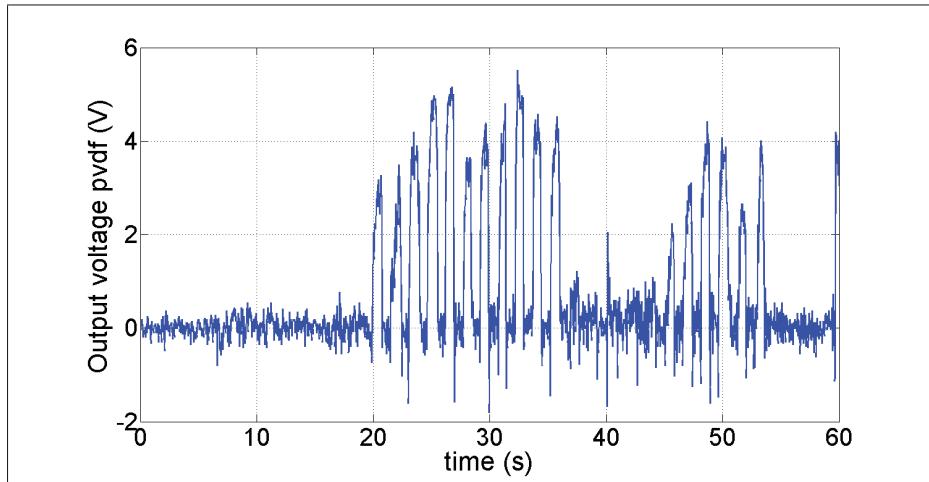


Figure 3.9 True PVDF voltage output (V_P) in response to the jaw opening and closing movements

The proposed energy harvesting mechanism responds well to each bending moment applied during the jaw movement and produces a voltage peak for each jaw movement as shown in Fig.3.9. Also, the voltage output is not symmetrical for the jaw opening and closing phases. In fact, most of the pressure is applied in the jaw closing phase, as characterized by the positive voltage values in Fig.3.9.

3.7.0.2 Model validation

The theoretical and experimental PVDF voltage output (V_P) are compared in Table 3.3. Overall, there is a good agreement between the theoretical and experimental results for the PVDF voltage output (V_P) as demonstrated in Table 3.3.

Tableau 3.3 Comparison between theoretical predictions and experimental measurements

	Theoretical	Experimental	Difference
PVDF voltage output (V_P)	4.1 V	4.5 V	9.8 %

Some of the discrepancy between the theoretical prediction and experimental measurement can be explained by the uncertainties associated with the earplug molding, 3D scanning and geometrical analysis as discussed above. In addition, the theoretical values are larger than experimentally observed, implying that there is less than 100 % real efficiency and that the PVDF earplug may not completely follow the ear canal deformation predicted by the theoretical model. Moreover, the model is valid when all the stress is applied instantly, while in reality the jaw closing movement is completed in a second or so. Therefore, the more rapidly the jaw closes, the more voltage is produced by the PVDF earplug and the less the difference is. This effect can be seen in Fig.3.9 for the larger voltage peaks.

3.8 Conclusion

In this paper, an analytical approach was developed to predict the voltage output of a PVDF strip attached to an earplug capable of harvesting the strain energy associated with the bending of the ear canal. The 3D scanning of earplugs fitted at two extreme jaw positions was used to compute the applied bending. The Winkler-Bach theory was then used to estimate the resulting stresses in the PVDF strip and finally the PVDF voltage output was calculated using the piezoelectric constitutive equation. A prototype of the device was designed, fabricated, and tested to investigate the accuracy of the developed theoretical model. The theoretical and experimental results are consistent, supporting the validity of the theoretical model. The main advantage of the analytical model is that it enables one to estimate the bending moment applied by ear canal deformation, which would otherwise be impossible to measure directly. In addition, it effectively converts a complicated 3D bending problem into a 2D mechanical model described by geometrical parameters. Therefore, the proposed theoretical model can be extended to predict any other stress fields developed within distorted piezoelectric layers even if the mechanical loads causing the deformations are unknown or are difficult to measure. Moreover, the theoretical model enables us to accurately evaluate the energy capacity of the ear canal and more efficiently design in-ear energy harvesting devices for different people based on the geometrical analysis of their earmolds. Such an energy harvesting device can ultimately help us to reduce our dependency on batteries and bring more autonomy and convenience to users of hearing devices and other wearables.

3.9 Acknowledgements

The authors would like to thank EERS Technologies Inc. and its NSERC-EERS “Industrial Research Chair in In-Ear Technologies” for its financial support, and for providing equipment for the experimental setups.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet de maîtrise en sciences appliquées a permis de développer un prototype de micrograpillage intra-auriculaire adapté aux déformations du conduit auditif. Cette solution est une alternative à l'utilisation de batteries.

Résumé des travaux

Le deuxième chapitre présente un modèle théorique développé pour estimer les énergies des modes de déformation en flexion et en compression radiale à partir de modélisation numérique tridimensionnelle en lumière blanche du conduit auditif pour les positions « bouche ouverte » et « bouche fermée ». Grâce aux équations de la mécanique des milieux continus, la différence de courbure de l'axe central du conduit auditif entre ces deux positions (ouverte et fermée) a pu être reliée à l'énergie de flexion et d'autre part, la différence de diamètres moyens de l'enveloppe extérieure de ce même conduit a pu être reliée à l'énergie de compression radiale. Ce modèle analytique a ensuite été utilisé sur une base de données regroupant 12 sujets humains. Les résultats obtenus ont permis de constater qu'en moyenne, l'énergie de flexion est trois fois supérieure à l'énergie de compression radiale. L'hypothèse de recherche de ce projet de maîtrise est alors en partie confirmée.

En effet, la lecture approfondie des résultats met en évidence que le ratio entre l'énergie de flexion et l'énergie de compression radiale est spécifique à chaque sujet. Il est pour l'instant impossible d'établir une règle générale. De ce fait, la conception du dispositif de micrograpillage d'énergie intra-auriculaire nécessitera d'utiliser le modèle présenté pour choisir le mode de déformation susceptible de fournir le plus d'énergie pour chaque individu.

L'ensemble de ces résultats sont présentés au chapitre 2 et ont été publiés sous forme d'article dans la revue *AIP Advances* en novembre 2016. Ces résultats confirment l'hypothèse de

recherche qui consiste à privilégier le mode de déformation en flexion pour concevoir des micrograpilleurs d'énergie intra-auriculaire.

Le troisième chapitre présente un prototype réalisé à partir d'un film de PVDF fixé à un bouchon d'oreille sur mesure. Un modèle analytique décrivant le comportement mécanique de ce prototype a été réalisé en utilisant une méthode de calcul qui relie les variations de la forme extérieure du conduit auditif lors de la fermeture de la mâchoire à la flexion d'un bouchon d'oreille sur mesure placé dans le conduit auditif.

Les résultats expérimentaux valident le modèle analytique mis en œuvre. Cette méthode constitue une approche originale qui permet d'apporter une solution là où les simulations par éléments finis échouent faute d'une compréhension suffisante des déformations du conduit auditif.

Les résultats ont été reproduits dans un article de journal soumis dans la revue *International Journal of Mechanical Sciences from Elsevier* en septembre 2016 et confirment qu'il est possible de convertir l'énergie de flexion du conduit auditif en énergie électrique.

Travaux futurs

Même si ce projet de maîtrise représente une avancée majeure dans le domaine de la conception des dispositifs de micrograpillage énergétiques intra-auriculaires adaptés aux déformations du conduit auditif, il présente certaines limites qui pourraient être surmontées lors de travaux futurs.

- Les modèles développés ne donnent des résultats précis que si la géométrie de l'enveloppe extérieure du conduit auditif est connue de manière fiable.
- Des outils métrologiques pourront être utilisés pour améliorer la répétabilité du procédé d'obtention des balayages tridimensionnels du conduit auditif.

- D'autres investigations pourraient être poursuivies dans le but de modéliser le comportement mécanique des tissus cartilagineux et dermiques qui entourent le conduit auditif afin d'améliorer la précision des équations mises en œuvre.

Contributions du mémoire à l'avancement des connaissances

- La modélisation développée peut être utilisée pour concevoir des capteurs de déformation du conduit auditif.
- La meilleure compréhension des déformations du conduit auditif pourra servir de point de référence pour l'étude du confort des bouchons d'oreilles.
- Les équations obtenues peuvent être adaptées à d'autres sortes de dispositifs de conversion d'énergie à surfaces courbes fabriqués à partir de polymère piézoélectrique à couche mince.
- Les résultats obtenus pourront être pris en compte pour la conception des futurs dispositifs de micrograpillage intra-auriculaire.

Enfin, un tel dispositif de conversion d'énergie a le potentiel de révolutionner le marché des *wearables* et des prothèses auditives en complétant ou en remplaçant la technologie de la batterie.

ANNEXE I

AFFICHE PRÉSENTÉE AU COLLOQUE T3E

CONCEPTION ET MODÉLISATION D'UN DISPOSITIF INTRA-AURICULAIRE POUR RÉCUPÉRER L'ÉNERGIE DE DÉFORMATION DU CONDUIT AUDITIF CAUSÉE PAR LES MOUVEMENTS DE LA MÂCHOIRE

Carioli, J.¹, Aidin, D¹., Zednik, R. J., Voix, J¹.

Chaire de recherche industrielle en technologies intra-auriculaires (CRITIAS)¹
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure,
1100, rue Notre-Dame Ouest, Montréal (QC) Canada, H3C 1K3

Contexte
Les dispositifs intra-auriculaires, tels les appareils auditifs, les écouteurs intra-auriculaires *bluetooth* et les *wearables*, nécessitent une source d'énergie électrique pour fonctionner. Actuellement, ce sont les batteries qui remplissent ce rôle, mais ceci a un coût économique et un impact environnemental négatif. Une solution alternative consiste à convertir une partie de l'énergie biomécanique du corps humain qui est inépuisable en énergie électrique.

Objectifs
Il est possible que les besoins énergétiques du dispositif intra-auriculaire soient directement assurés par le dispositif lui-même en utilisant ce principe de conversion d'énergie. Ce sont les mouvements de fermeture de la mâchoire qui induisent une déformation du conduit auditif qui sont exploités dans ce but.

Méthode et résultats

FIG. 2. Courbe de l'axe central pour les deux positions extrêmes "bouche ouverte" et "bouche fermée". L'aire située entre les deux courbes (en gris) est proportionnelle à l'énergie de flexion disponible. (*)

FIG. 3. Nuage de points du conduit auditif numérisé

FIG. 4. Diamètres moyens de l'axe central pour les deux positions extrêmes "bouche ouverte" et "bouche fermée". L'aire située entre les deux courbes (en gris) est proportionnelle à l'énergie de compression disponible. (*)

FIG. 5. (a) Bouchon d'oreille sur mesure obtenu en utilisant le procédé de moulage instantané développé par SonateTM, (b) Bouchon d'oreille et fil de PVDF, et (c) le dispositif de conversion d'énergie avec ses bobines de conversion.

FIG. 6. Trace de sortie en clair sonore du prototype de conversion de flexion de Reina de sonde confondue avec un enregistrement de mouvement de fréquence de la mâchoire.

Conclusion
Cette approche fournit un outil pour concevoir des dispositifs de micrographillage intra-auriculaire adapté aux déformations du conduit auditif. Le modèle théorique développé est en accord avec les résultats expérimentaux (Fig. 6). À l'avenir, un dispositif de conversion d'énergie tel qu'il a été présenté pourrait être utilisé pour alimenter les appareils intra-auriculaires en énergie électrique.

TABLE I. Comparaison entre les prédictions théoriques et les mesures expérimentales.

	Théorique	Expérimental	Difference
Tension de sortie (PVDF)	5.2 V	4.1 V	21.1 %

(*) Extrait d'un article soumis à la revue « Journal of Applied Physics » en juillet 2016.

t3e Chaire de recherche industrielle Industrial Research Chair Cátedra de investigación industrial

Technologies de l'énergie et efficacité énergétique Technologies of energy and energy efficiency Tecnología de la energía y eficiencia energética

Figure-A I-1 Résultats présentés dans le colloque *Efficacité énergétique et énergies renouvelables* organisé conjointement par le *t3e* et le *SHEDAC*

ANNEXE II

IDÉATION D'UN DISPOSITIF DE MICROGRAPILLAGE ÉNERGÉTIQUE INTRA-AURICULAIRE ADAPTÉ À L'ÉNERGIE DE COMPRESSION DÉVELOPPÉE PAR LA DISTORSION DU CONDUIT AUDITIF

Ce mémoire de maîtrise présente au chapitre 3 la modélisation et la conception d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de flexion du conduit auditif. La réalisation d'un dispositif permettant de convertir l'énergie de compression radiale en énergie électrique a été envisagée. La manière de réaliser un tel dispositif est présentée ici.

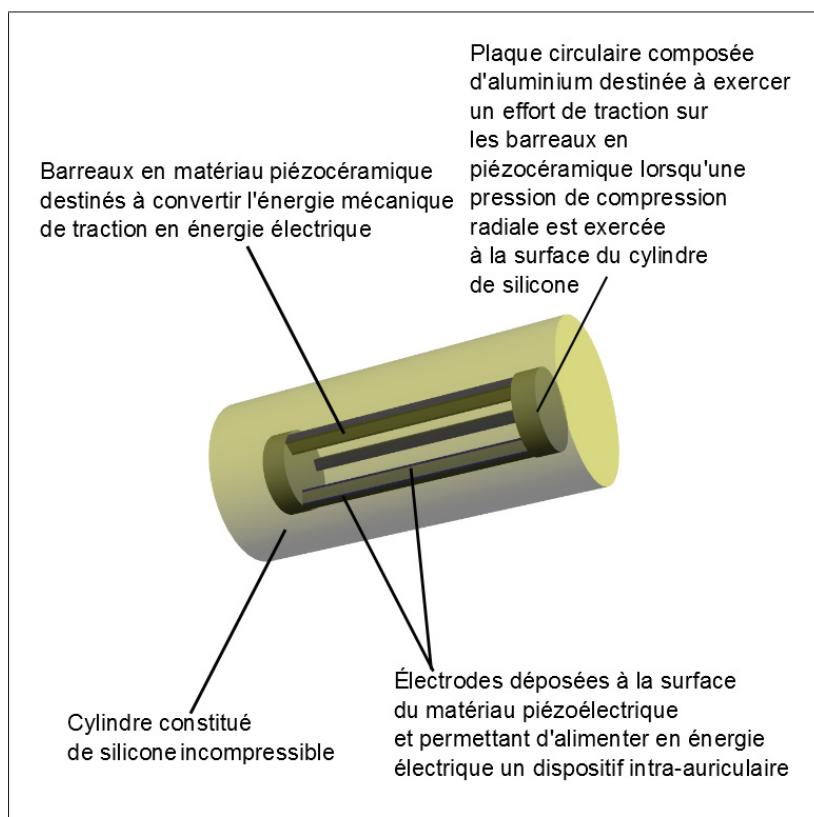
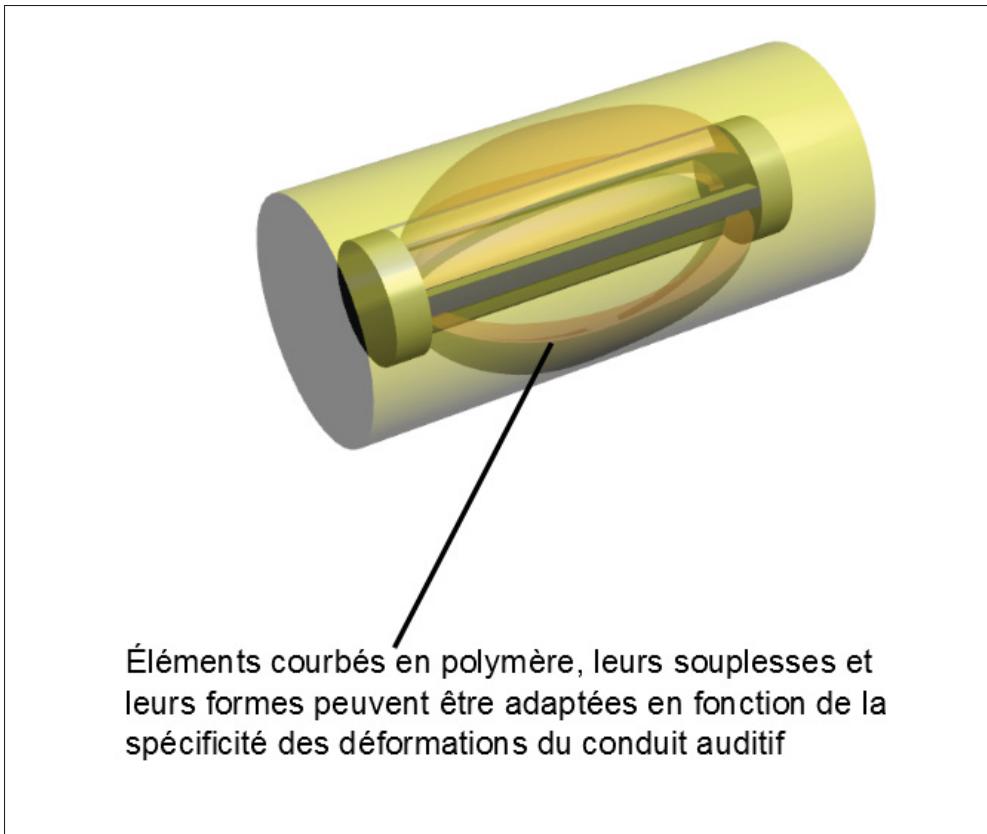


Figure-A II-1 Modèle tridimensionnel d'un dispositif cylindrique destiné à convertir l'énergie mécanique de compression radiale de déformation du conduit auditif en énergie électrique : trois barreaux piézocéramiques sont reliés à des plaques circulaires d'aluminium. L'ensemble est recouvert de silicone incompressible.



Éléments courbés en polymère, leurs souplesses et leurs formes peuvent être adaptées en fonction de la spécificité des déformations du conduit auditif

Figure-A II-2 Modèle tridimensionnel du dispositif tel que présenté à la figure-A II-1 et auquel des éléments courbés ont été ajoutés. Ils permettent de maximiser l'énergie de traction qui est transmise aux barreaux piézoélectriques lorsqu'une pression de compression radiale est exercée à la surface du cylindre en silicone

ANNEXE III

GAMME DE FABRICATION D'UN DISPOSITIF DE MICROGRAPILLAGE ÉNERGÉTIQUE INTRA-AURICULAIRE ADAPTÉ À L'ÉNERGIE DE COMPRESSION DÉVELOPPÉE PAR LA DISTORSION DU CONDUIT AUDTIF

Suite aux idées présentées en annexe II, un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de compression radiale développée par la distorsion du conduit auditif a été réalisé. Le dispositif n'a pas donné lieu à des résultats expérimentaux probants. Les barreaux de piézoécramiques utilisés se sont avérés défectueux. La gamme de fabrication permettant de réaliser un tel dispositif est présentée ci-dessous.

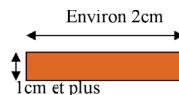
Gamme de fabrication : Dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à la déformation en compression radiale développée par la distorsion du conduit auditif. Matériaux : Monocristal de piézocéramique \ Silicone				
Nº	Opération	Croquis	Matériel	Remarques
10	Étamage des films de cuivre			Enlever la colle
11	Nettoyer films de cuivre		Alcool Acétone	
12	Étamer films de cuivre	 Environ 2cm 1cm et plus	Fer à souder Flux Étain	Couche d'étain aussi fine que possible
13	Poncer étain		Dremel Tête abrasive	La couche d'étain est aussi faible que possible.

Figure-A III-1 Gamme de fabrication d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de compression développée par la distorsion du conduit auditif (page 1)

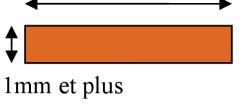
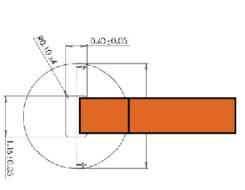
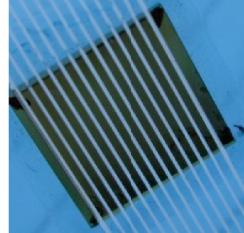
20	Préparation Glass Solder			
21	Découper film cuivre autocollant	<p>Environ 1cm</p>  <p>1mm et plus</p>	Lame de cutter aiguisée.	
22	Mettre en place du film de cuivre sur le Glass Solder		 L13	La face adhésive est placée sur la surface du Glass Solder
30	Découpe du monocristal de PMNT		La mise en œuvre est réalisée à l'INRS (Institut National de la Recherche Scientifique, Var ennes, Québec, Canada)	Obtentions des barreaux. électrodes: Chrome/Or 100nm Nettoyage du cristal au plasma d'oxygène (avant procédé de découpe) les électrodes sont déposées à température ambiante
31	Réaliser les barreaux mono-cristaux de piézocéramique	<p>Découpe:</p> <p>Dimensions (0.5mm x 0.5mm)</p> <p>Largeur scie (0.3mm)</p> 	Materiel : Mono cristal de PMNT (PbMg 0.33 Nb 0.67) _{1-x} (PbTiO ₃) _x ; x=0.29-0.32)	

Figure-A III-2 Gamme de fabrication d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de compression développée par la distorsion du conduit auditif (page2)

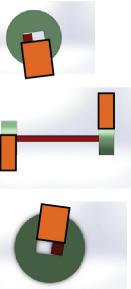
40	Assemblage grâce aux Glass Solder		Four Support pour maintien en position dans le four Twezers Four adapté (360 degrés Celsius)	Le four doit être allumé une heure avant son utilisation.
41	Tenir le barreau à la verticale Placer le barreau dans un <i>Glass Solder</i> Placer les rondelles ø 6. Placer le deuxième <i>Glass Solder</i> Respecter la position des électrodes.			
42	Placer l'ensemble sur le support. Respecter la disposition symétrique des rondelles de part et d'autre du support.			La couleur des <i>Glass Solder</i> change quand ils sont attachés à la céramique
43	Placer le montage au four. 3min 360 degrés Celsius.			
44	Coller les rondelles sur les <i>Glass Solder</i>		Colle EPOXY	La manipulation est difficile (Le barreau piézoélectrique peut être facilement endommagé)

Figure-A III-3 Gamme de fabrication d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de compression développée par la distorsion du conduit auditif (page3)

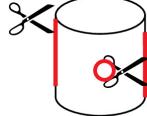
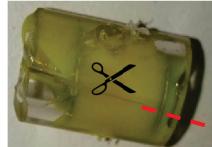
50	Test Contact électrodes			Vérifier que les électrodes de cuivre sont conductrices (Elles peuvent être oxydées)
	Utiliser une plaque souple pour assurer le contact entre l'électrode du barreau de piézocéramique et le voltmètre			
60	Réalisation du support destiné au moulage du silicone		Pistolet Thermique	Ne pas faire fondre le vinyle
61	Redresser le tube (Placer le tube sur le tube cylindrique Chauder le tube)			
62	Percer le tube ø 2.5. Découper le tube horizontalement			
70	Injection du silicone		Silicone : LSR6-9700-20 (Nusil) Utiliser le bon mélangeur	Injecter suffisamment de silicone (Le silicone doit dépasser du moule)
71	Chauder le tube en vinyle Placer l'assemblage piézoélectrique sans forcer Attendre le refroidissement du tube Injection du silicone			
80	Démoulage			Utiliser un scalpel
81	Découper les deux extrémités des entailles du tube en vinyle Enlever la face supérieure du tube en vinyle.			
82	Découpe des bavures de silicone. Guider la lame sur le tube de vinyle.			

Figure-A III-4 Gamme de fabrication d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de compression développée par la distorsion du conduit auditif (page4)

	83	Découper les bavures latérales.			
	90	Test du fonctionnement du dispositif		Oscilloscope	Une pression radiale est exercée sur la surface extérieure du silicone
	91	Tester le dispositif			

Figure-A III-5 Gamme de fabrication d'un dispositif de micrograpillage énergétique intra-auriculaire adapté à l'énergie de compression développée par la distorsion du conduit auditif (page5)

BIBLIOGRAPHIE

- A. V. Srinivasan. 2001. *Smart structures : analysis and design*. Cambridge, UK ; New York, NY, USA : Cambridge University Press.
- Akhtar S. Khan. 2001. *Strain measurements and stress analysis*. Upper Saddle River, NJ : Prentice Hall.
- Alici, Gursel, Brian Mui et Chris Cook. 2006. « Bending modeling and its experimental verification for conducting polymer actuators dedicated to manipulation applications ». *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 126, n° 2, p. 396–404.
- ANSI, ANSI. 2003. « S3. 22-2003, Specification of hearing aid characteristics ». *New York, NY : American National Standards Institute*.
- Anton, Steven R et Henry A Sodano. 2007. « A review of power harvesting using piezoelectric materials (2003–2006) ». *Smart materials and Structures*, vol. 16, n° 3, p. R1.
- APC International, Ltd. 2002. *Piezoelectric ceramics : principles and applications*. Mackeyville, PA : APC International, Ltd.
- Bacon, Cedrik, Aidin Delnavaz et Jérémie Voix. 2012. « Acoustical and Geometrical Properties of Custom Earplugs Obtained with an Automated Fitting System ». In *NHCA Spectrum*.
- Ballachanda, Bopanna. 2013. *The human ear canal*. Plural Publishing.
- Bedri, Abdelkareem, David Byrd, Peter Presti, Himanshu Sahni, Zehua Gue et Thad Starner. 2015. « Stick it in your ear : building an in-ear jaw movement sensor ». In *Adjunct Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing and Proceedings of the 2015 ACM International Symposium on Wearable Computers*. p. 1333–1338. ACM.
- Bellet, Didier et Jean-Jacques Barrau. 1990. *Cours d'élasticité*. Cépaduès.
- Benacchio, Simon, Arthur Varoquaux, Eric Wagnac, Olivier Doutres, Virginie Callot, David Bendahan et Franck Sgard. 2016. « Ear canal deformations by various earplugs : An in situ investigation using MRI ». *Canadian Acoustics*, vol. 44, n° 3.
- Benjeddou, A. 2000. « Advances in piezoelectric finite element modeling of adaptive structural elements : a survey ». *Computers & Structures*, vol. 76, n° 1–3, p. 347–363.
- Chan, Joseph CK et C Daniel Geisler. 1990. « Estimation of eardrum acoustic pressure and of ear canal length from remote points in the canal ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 87, n° 3, p. 1237–1247.
- Chaves, Eduardo WV. 2013. *Notes on continuum mechanics*. Springer Science.
- Chopra, Inderjit et Jayant Sirohi. 2013. *Smart structures theory*. Cambridge University Press.

- Cunningham, Daniel John. 1818. *Cunningham's textbook of anatomy*. W. Wood.
- Darkner, Sune, Rasmus Larsen et Rasmus R Paulsen. 2007. « Analysis of deformation of the human ear and canal caused by mandibular movement ». In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, p. 801–808.
- Dartus, Denis et Didier Bellet. 1995. *Elasticité linéaire*. Cépaduès.
- Delille, R, D Lesueur, P Potier, P Drazetic et E Markiewicz. 2007. « Experimental study of the bone behaviour of the human skull bone for the development of a physical head model ». *International Journal of Crashworthiness*, vol. 12, n° 2, p. 101–108.
- Delnavaz, Aidin et Jérémie Voix. « Piezo-earpiece for micro-power generation from ear canal dynamic motion ». *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23, n° 11.
- Delnavaz, Aidin et Jeremie Voix. 2012. « Electromagnetic micro-power generator for energy harvesting from breathing ». In *IECON 2012-38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*. p. 984–988. IEEE.
- Delnavaz, Aidin et Jeremie Voix. 2013a. « Ear canal dynamic motion as a source of power for in-ear devices ». *Journal of Applied Physics*, vol. 113, n° 6.
- Delnavaz, Aidin et Jeremie Voix. 2013b. « Piezo-earpiece for micro-power generation from ear canal dynamic motion ». *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23, n° 11.
- Delnavaz, Aidin et Jérémie Voix. 2014a. « Flexible piezoelectric energy harvesting from jaw movements ». *Smart Materials and Structures*, vol. 23, n° 10, p. 105020.
- Delnavaz, Aidin et Jeremie Voix. 2014b. « Energy harvesting for in-ear devices using ear canal dynamic motion ». *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 61, n° 1, p. 583–590.
- Delnavaz, Aidin et Jérémie Voix. 2015. « Piezo-magnetic energy harvesting from movement of the head ». In *Journal of Physics : Conference Series*. p. 012120. IOP Publishing.
- Dirckx, JJJ et WF Decraemer. 2001. « Effect of middle ear components on eardrum quasi-static deformation ». *Hearing research*, vol. 157, n° 1, p. 124–137.
- Druzinsky, Robert E. 1993. « The time allometry of mammalian chewing movements : chewing frequency scales with body mass in mammals ». *Journal of Theoretical Biology*, vol. 160, n° 4, p. 427–440.
- Durand, Emilie. 1966. *Electrostatique. 3. Méthodes de calcul diélectriques*. Masson.
- Duvaut, Georges. 1998. *Mécanique des milieux continus*. Dunod.

- Ears, Ultimate. 2015. « Ultimate Ears is Refining the Custom IEM Process – NAMM 2015 ». <<http://audio-head.com/ultimate-ears-is-refining-the-custom-iem-process-namm-2015/>>.
- Egolf, David P, David K Nelson, Henry C Howell III et Vernon D Larson. 1993. « Quantifying ear-canal geometry with multiple computer-assisted tomographic scans ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 93, n° 5, p. 2809–2819.
- Fazzini, Marina. 2009. « Développement de méthodes d'intégration des mesures de champs ».
- Glaser, R., V. Caccese et M. Shahinpoor. 2011. « Shape Monitoring of a Beam Structure from Measured Strain or Curvature ». *Experimental Mechanics*, vol. 52, n° 6, p. 591–606.
- Goll, Erich, Hans-Peter Zenner et Ernst Dalhoff. 2011. « Upper bounds for energy harvesting in the region of the human head. ». *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 58, n° 11, p. 3097.
- Grellmann, W, A Berghaus, E-J Haberland, Y Jamali, K Holweg, K Reincke et C Bierögel. 2006. « Determination of strength and deformation behavior of human cartilage for the definition of significant parameters ». *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 78, n° 1, p. 168–174.
- Grenness, Malcolm J., Jon Osborn et W. Lee Weller. 2002. « Mapping ear canal movement using area-based surface matching ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 111, n° 2, p. 960–971.
- Harrop, Peter, James Hayward, Raghu Das et Glyn Holland. 2015. « Wearable Technology 2015-2025 : Technologies, Markets, Forecasts : IDTechEx ». <<http://www.idtechex.com/research/reports/wearable-technology-2015-2025-technologies-markets-forecasts-000427.asp>>.
- Heuer, Frank, Uwe Wolfram, Hendrik Schmidt et Hans-Joachim Wilke. 2008. « A method to obtain surface strains of soft tissues using a laser scanning device ». *Journal of Biomechanics*, vol. 41, n° 11, p. 2402–2410.
- Holister, G. S. 1967. *Experimental stress analysis : principles and methods*. Coll. « Cambridge engineering series »,. London : Cambridge University Press.
- Huang, Hui, Shihao Wu, Daniel Cohen-Or, Minglun Gong, Hao Zhang, Guiqing Li et Baoquan Chen. 2013. « L1-medial skeleton of point cloud. ». *ACM Trans. Graph.*, vol. 32, n° 4, p. 65–1.
- Inoue, Jinro, Yoshiko Yamashita, Seichi Horie, Shoko Kawanami et Koko Takahashi. 2011. « Earplug fitting and the computed tomography ». In *INTER-NOISE and NOISE-CON Congress and Conference Proceedings*. p. 1306–1315. Institute of Noise Control Engineering.

- Johansen, PA. 1975. « Measurement of the human ear canal ». *Acta Acustica united with Acustica*, vol. 33, n° 5, p. 349–351.
- Kim, Harold H et David M Barrs. 2006. « Hearing aids : a review of what's new ». *Otolaryngology-Head and neck surgery*, vol. 134, n° 6, p. 1043–1050.
- Kim, Jaehwan, Vasundara V. Varadan et Vijay K. Varadan. 1997. « Finite Element Modelling of Structures Including Piezoelectric Active Devices ». *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, vol. 40, n° 5, p. 817–832.
- Kim, Sunyoung, Namjun Cho, Seong-Jun Song, Donghyun Kim, Kwanho Kim et Hoi-Jun Yoo. 2006. « A Sub 1V 96 μ W Fully Operational Digital Hearing Aid Chip With Internal Status Controller ». In *2006 Proceedings of the 32nd European Solid-State Circuits Conference*. p. 231–234. IEEE.
- Kim, Sunyoung, Namjun Cho, Seong-Jun Song et Hoi-Jun Yoo. 2007. « A 0.9 V 96 μ W fully operational digital hearing aid chip ». *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 42, n° 11, p. 2432–2440.
- Kobayashi, Albert S. 1983. « Hybrid experimental-numerical stress analysis ». *Experimental Mechanics*, vol. 23, n° 3, p. 338–347.
- Kochkin, Sergei. 2005. « MarkeTrak VII : Customer satisfaction with hearing instruments in the digital age ». *The Hearing Journal*, vol. 58, n° 9, p. 30–32.
- Kricos, Patricia B, SA Lesner et SA Sandridge. 1991. « Expectations of older adults regarding the use of hearing aids ». *J Am Acad Audiol*, vol. 2, n° 3, p. 129–133.
- Lantos. 2015. « AURA 3D Ear Scanning System ». <<http://www.lantostechnologies.com/>>.
- Le Tallec, Patrick. 2009. *Modélisation et calcul des milieux continus*. Editions Ecole Polytechnique.
- Lee, Jang-Soo, Sun Tai Kim, Ruiguo Cao, Nam-Soon Choi, Meilin Liu, Kyu Tae Lee et Jaephil Cho. 2011. « Metal-air batteries with high energy density : Li-air versus Zn-air ». *Advanced Energy Materials*, vol. 1, n° 1, p. 34–50.
- McIntosh, Ian et Roger Saulce. 2004. *Expandable in-ear device*. <<http://www.google.ca/patents/US6754357>>.
- Mercier, Patrick P, Andrew C Lysaght, Saurav Bandyopadhyay, Anantha P Chandrakasan et Konstantina M Stankovic. 2012. « Energy extraction from the biologic battery in the inner ear ». *Nature biotechnology*, vol. 30, n° 12, p. 1240–1243.
- Millman, Richard S. 1977. *Elements of differential geometry*. Englewood Cliffs, NJ : Prentice-Hall.

- Morton, JY et RA Jones. 1956. « The acoustical impedance presented by some human ears to hearingaid earphones of the insert type ». *Acta Acustica united with Acustica*, vol. 6, n° 4, p. 339–345.
- Neuteboom, Harry, Ben MJ Kup et Mark Janssens. 1997. « A DSP-based hearing instrument IC ». *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 32, n° 11, p. 1790–1806.
- Nye, John Frederick. 1985. *Physical properties of crystals : their representation by tensors and matrices*. Oxford university press.
- Oliveira, Robert, Marty Babcock, Mike Venem, Greg Hoeker, Bill Parish et Vasant Kolpe. 2005. « The dynamic ear canal and its implications ». *Hearing Review*, vol. 12, n° 2, p. 18–19.
- Oliveira, Robert J. 1997. « The active earcanal ». *JOURNAL-AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY*, vol. 8, p. 401–410.
- Paradiso, Joseph A et Thad Starner. 2005. « Energy scavenging for mobile and wireless electronics ». *IEEE Pervasive computing*, vol. 4, n° 1, p. 18–27.
- Passerini, S., B. B. Owens et F. Coustier. 2000. « Lithium-ion batteries for hearing aid applications : I. Design and performance ». *Journal of Power Sources*, vol. 89, n° 1, p. 29–39.
- Penteado, Silvio Pires et Ricardo Ferreira Bento. 2013. « Performance analysis of ten brands of batteries for hearing aids ». *International archives of otorhinolaryngology*, vol. 17, n° 03, p. 291–304.
- Peterson, Jill et Paul C Dechow. 2003. « Material properties of the human cranial vault and zygoma ». *The Anatomical Record Part A : Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, vol. 274, n° 1, p. 785–797.
- Pozzi, Michele et Meiling Zhu. 2011. « Plucked piezoelectric bimorphs for knee-joint energy harvesting : modelling and experimental validation ».
- Qian, Jing et Jia Lu. 2011. « Point-cloud method for image-based biomechanical stress analysis ». *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 27, n° 10, p. 1493–1506.
- Qiao, Peng, Henk Corporaal et Menno Lindwer. 2011. « A 0.964 mW digital hearing aid system ». In *2011 Design, Automation & Test in Europe*. p. 1–4. IEEE.
- Rattan, S.S. 2008. *Strength of Materials*. McGraw-Hill Education (India) Pvt Limited.
- Roh, Yongrae, V. V. Varadan et V. K. Varadan. 2002. « Characterization of all the elastic, dielectric, and piezoelectric constants of uniaxially oriented poled PVDF films ». *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 49, n° 6, p. 836–847.

- Romero, E, R O Warrington et M R Neuman. 2009. « Energy scavenging sources for biomedical sensors ». *Physiological Measurement*, vol. 30, n° 9, p. R35–R62.
- Rosentritt, M, M Behr, R Gebhard et G Handel. 2006. « Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures ». *Dental Materials*, vol. 22, n° 2, p. 176–182.
- Sciences, United. 2016. « Meet the 3D scanning company that wants to make hearables a better fit ». <<https://www.wearable.com/hearables/making-hearables-a-better-fit-for-everyone-2187>>.
- Seminara, L., M. Valle et M. Capurro. 2012. « Bending response of PVDF piezoelectric sensors ». In *2012 IEEE Sensors*. p. 1–4.
- Sessler, G. M. et A. Berraissoul. 1989. « Tensile and bending piezoelectricity of single-film PVDF monomorphs and bimorphs ». *IEEE Transactions on Electrical Insulation*, vol. 24, n° 2, p. 249–254.
- Starner, Thad. 1996. « Human-powered wearable computing ». *IBM systems Journal*, vol. 35, n° 3.4, p. 618–629.
- Stinson, Michael R. et B. W. Lawton. 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*, vol. 85, n° 6, p. 2492–2503.
- Subramanian, R. 2010. *Strength of Materials*. Oxford University Press.
- Timoshenko, Stephen. 1962a. *Elements of strength of materials*, 4th ed. éd. Princeton, NJ : DVan Nostrand.
- Timoshenko, Stephen. 1962b. *Strength of materials 3*, 3rd ed. éd. Princeton, NJ : DVan Nostrand.
- Timoshenko, Stephen. 1987. *Theory of elasticity*, 3rd. ed. éd. Coll. « Engineering societies monographs », New York, NY : McGraw-Hill.
- Varadan, V.K., K.J. Vinoy et S. Gopalakrishnan. 2006. *Smart Material Systems and MEMS : Design and Development Methodologies*. Wiley.
- Vexler, Akiva, Igor Polyansky et Raphael Gorodetsky. 1999. « Evaluation of skin viscoelasticity and anisotropy by measurement of speed of shear wave propagation with viscoelasticity skin analyzer1 ». *Journal of investigative dermatology*, vol. 113, n° 5, p. 732–739.
- Wayne, David, Mark Rives, Tho Huynh Tho Huynh, David Preves et James Newton. 1992. « A Single-chip Hearing Aid With One Volt Switched Capacitor Filters ». In *Custom Integrated Circuits Conference, 1992., Proceedings of the IEEE 1992*. p. 7–5. IEEE.

- Yi, J. et H. Liang. 2008. « A PVDF-Based Deformation and Motion Sensor : Modeling and Experiments ». *IEEE Sensors Journal*, vol. 8, n° 4, p. 384–391.
- Zemplenyi, Jan, Samuel Gilman et Donald Dirks. 1985. « Optical method for measurement of ear canal length ». *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 78, n° 6, p. 2146–2148.
- Zhao, Jingjing et Zheng You. 2014. « Models for 31-mode PVDF energy harvester for wearable applications ». *The Scientific World Journal*, vol. 2014.
- Zhong, Wei-Zhou, Shun-Cheng Song, Gang Chen, Xi-Cheng Huang et Peng Huang. 2010. « Stress field of orthotropic cylinder subjected to axial compression ». *Applied Mathematics and Mechanics*, vol. 31, n° 3, p. 305–316.