

Analyse numérique et expérimentale des déformations du  
conduit auditif humain liées à l'activité de la mâchoire

par

Michel DEMUYNCK

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE  
SUPÉRIEURE  
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION  
DU DOCTORAT EN GÉNIE  
Ph.D.

MONTRÉAL, LE 26 MARS 2024

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Michel Demuynck, 2024



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

**PRÉSENTATION DU JURY**

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

Prof. Jérémie Voix, directeur de thèse  
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure

Prof. Jacques De Guise, président du jury  
Département de génie des systèmes, École de technologie supérieure

Prof. Éric Wagnac, membre du jury  
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure

Prof. Elizabeth A. Zimmermann, examinateur externe  
Faculté de médecine dentaire et des sciences de la santé orale, Université McGill

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

LE 18 MARS 2024

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE



## AVANT-PROPOS

"Les seules personnes qui réussissent beaucoup sont celles qui désirent tellement la connaissance qu'elles la recherchent alors que les conditions sont encore défavorables. Les conditions favorables ne viennent jamais." – *C.S. Lewis*

"Il ne s'agit pas d'atteindre la perfection, mais la totalité." – *Carl Gustav Jung*



## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier, en premier lieu, Jérémie Voix, mon directeur de thèse et Aidin Delnavaz, mon superviseur. Durant ces 5 années (et quelques mois), ils m'ont accordé leur totale confiance dans la réalisation de ce projet et ont su m'encourager tout au long de cette aventure scientifique. Ils m'ont aussi laissé la chance d'entreprendre librement en parallèle de mes activités de recherche, ce qui m'a permis de tester plusieurs casquettes durant mon doctorat.

Je remercie également les organismes m'ayant apporté directement ou indirectement un soutien financier, à savoir le Conseil des sciences naturelles et du génie du Canada (CRSNG) par l'entremise du programme de subvention à la découverte pour le financement général de ma thèse, le groupe Mitacs pour la bourse Accélération dans le cadre de mon stage industriel, l'École de technologie supérieure et la revue Substance pour l'attribution de la bourse de diffusion de la recherche, la Société canadienne de biomécanique (CSB-SCB) pour l'attribution de la bourse de voyage, ainsi que l'Association canadienne-française pour l'avancement du savoir (Acfas) pour le prix en argent pour ma nomination en tant que lauréat de la 30e édition de leur concours de vulgarisation.

Mes remerciements vont aussi à EERS Global Technologies inc., partenaire industriel de longue date de CRITIAS, pour m'avoir accueilli lors de mon stage MITACS. Des remerciements particuliers à Nick Laperle, Michael Tooker et Katrin Braun pour la confiance accordée dans les projets pour lesquels j'ai eu la chance de contribuer, et pour m'avoir permis d'utiliser les données générées dans le cadre de ma thèse. Un clin d'œil à Jacob Bouchard-Roy pour sa disponibilité et son précieux soutien technique.

Je remercie les membres de mon jury pour avoir accepté d'évaluer mes travaux de recherche et pour leurs conseils avisés lors de l'examen doctoral.

Sans oublier la gang passée à CRITIAS et à ICAR, j'ai nommé Bastien, Gauthier, Guilhem, Jacob, Malo, Philippe, Pierre, Sébastien, Simon, Thibaut, mais aussi Valentin qui continue de faire de la résistance. Je lève mon verre à toutes nos "tempêtes de cerveaux" constructives, à nos

## VIII

activités de "renforcement de l'esprit d'équipe" toutes authentiques les unes comme les autres, et à nos discussions philosophiques aussi bien à CRITIAS, à l'ÉTS ou en dehors. L'aventure doctorale aurait été bien plus monotone sans vous, merci.

J'ai une pensée spéciale pour les équipes du ComSciCon-QC et toutes les personnes que j'ai pu croiser lors des éditions 2021 à 2023. La participation à cet événement a été un tournant dans ma vie. Elle m'a permis de découvrir la vulgarisation scientifique, qui s'est rapidement transformée en passion. Les balados, chroniques radio, articles ou animations n'auraient pas existé sans cela. Longue vie au ComSciCon-QC !

Tocca à ringrazià a mo famiglia cara, senza quale ùn avia mai pussutu perseguite u mo parcorsu prufessiunale. Anu sempre crede in mè, ancu quandu dubitava assai. O Bà, O Màm, Surelluccia, Fratellucciu, Mamie, Babbò, vi tengu cari.

Ma plus grande gratitude va à ma femme Irène pour m'avoir soutenu admirablement. Cette longue et fastidieuse épopée n'aurait jamais été possible sans elle. Je ne l'en remercierai jamais assez. Je t'aime.

Le dernier, mais pas des moindres, une pensée pour mon fidèle mug de café et sa totale dévotion lors de nos sessions de travail interminables.

# Analyse numérique et expérimentale des déformations du conduit auditif humain liées à l'activité de la mâchoire

Michel DEMUYNCK

## RÉSUMÉ

Les technologies intra-auriculaires (écouteurs sans fil, protecteurs auditifs numériques, appareils auditifs, etc.) appelées aussi "hearables" ou "dispauditifs" se répandent massivement et rapidement dans nos vies professionnelles et personnelles. Ainsi, l'intérêt pour l'amélioration de la conception des bouchons en vue d'un meilleur confort et d'une meilleure rétention s'est accru ces dernières années. En outre, avec l'augmentation constante de la puissance informatique et des fonctionnalités, l'autonomie de la batterie de ces technologies reste un défi. Des études ont montré que le conduit auditif (CA) est déformé par l'articulation temporomandibulaire (ATM) au cours d'activités quotidiennes telles que la mastication ou la parole. Ce mouvement dynamique du CA peut constituer une source d'énergie prometteuse pour l'alimentation des futures technologies intra-auriculaires. Cependant, la relation anatomique entre le CA et la mâchoire n'est pas encore totalement comprise, notamment car la réalisation des mesures *in vivo* est rendue difficile par la complexité de l'anatomie du CA et le caractère invasif des procédures associées.

Cette thèse par articles présente une étude en trois étapes principales, dont deux d'entre elles sont concentrées sur une constituante du système "mâchoire-oreille" et dont la troisième traite de la relation anatomique entre les deux. Dans un premier temps, une modélisation de la cinématique de l'ATM et plus particulièrement du condyle mandibulaire est développée. Celle-ci repose sur une synthèse de génération de mouvement en deux phases permettant la conception d'un simulateur cinématique à six barres reproduisant le mouvement du condyle mandibulaire. Ensuite, les modes de déformations du CA lors de quatre activités de la face, de la tête et de la mâchoire sont investigués. Les mesures morphométriques d'empreintes de CA de 18 participants suggèrent que les actions telles que sourire et ouvrir la bouche causent les plus grandes déformations, en particulier proche de l'entrée et au milieu des deux courbures du CA. Enfin, un modèle de couplage biomécanique entre le CA et le condyle mandibulaire selon une approche numérique puis expérimentale est proposé et validé. Le modèle inclut une cavité anatomique du CA entourée de cartilage élastique et d'un condyle mandibulaire ellipsoïdal. La modélisation de la transition cartilage-os, la position du condyle mandibulaire et le comportement de la surface en contact avec la conque sont les trois variables de couplage considérées. La validation numérique est effectuée avec une analyse par éléments finis alors que la validation physique est possible grâce à un simulateur de mâchoire et un CA artificiel imprimé en trois dimensions.

Cette thèse détaille explicitement les méthodes et les connaissances développées pour modéliser les déformations du CA en fonction du mouvement de la mâchoire. Une meilleure connaissance de la biomécanique du CA grâce à la caractérisation des déformations (localisation, type, intensité) va permettre l'évaluation plus précise du potentiel énergétique du CA dans un contexte de

récupération d'énergie intra-auriculaire. Les résultats obtenus ainsi que les modèles développés pourront aussi bénéficier à l'amélioration de la géométrie des bouchons en termes de confort et de rétention.

**Mots-clés:** biomécanique humaine, articulation temporomandibulaire, simulateur de mâchoire, déformations intra-auriculaires, conduit auditif artificiel, grappillage énergétique, dispauditifs, rétro-ingénierie

# **Analysis of human earcanal deformations caused by jaw activity with numerical and experimental approaches**

Michel DEMUYNCK

## **ABSTRACT**

In-ear technologies (wireless headphones, digital hearing protectors, hearing aids, etc.) also called "hearables" are spreading massively and rapidly in our professional and personal lives. Thus, interest in improving the design of earplugs for better comfort and retention has increased in recent years. In addition, with the ever-increasing computing power and functionality, the battery life of these technologies remains a challenge. Studies have shown that the earcanal is deformed by the temporomandibular joint during daily activities such as chewing or speaking. This dynamic movement of the earcanal may be a promising source of energy for future in-the-ear technologies. However, the anatomical relationship between the earcanal and the jaw is not yet fully understood, especially as *in vivo* measurements are made difficult by the complexity of the earcanal anatomy and the invasiveness of the associated procedures.

This manuscript-based thesis presents a study in three main steps, two of which are focused on a constituent of the "jaw-ear" system and the third of which deals with the relationship between the two. In the first stage, a model of the kinematics of the TMJ and more particularly of the mandibular condyle is developed. This is based on a two-phase motion generation synthesis allowing the design of a six-bar kinematic simulator reproducing the motion of the mandibular condyle. Then, the deformation modes of the earcanal during 4 activities of the face, the head and the jaw are investigated. Morphological measurements of earcanal impressions from 18 participants suggest that actions such as smiling and opening the mouth cause the greatest deformations, particularly near the entrance and in the middle of the two earcanal bends. Finally, a biomechanical coupling model between the earcanal and the mandibular condyle using a numerical and experimental approach is proposed and validated. The model includes an anatomical earcanal cavity surrounded by elastic cartilage and an ellipsoidal mandibular condyle. The modeling of the cartilage-bone junction, the position of the mandibular condyle and the behavior of the surface in contact with the concha are the three coupling parameters considered. Numerical validation is performed with finite element analysis while physical validation is possible with a jaw simulator and a 3D printed artificial earcanal.

This thesis explicitly details the methods and knowledge developed to model the deformations of the earcanal under the effect of the jaw movement. A better knowledge of the biomechanics of the earcanal thanks to the characterization of the deformations (localization, type, intensity) will allow a more precise evaluation of the power capability of the earcanal in a context of in-ear energy harvesting. The results obtained as well as the models developed will also benefit the improvement of the geometry of the earplugs in terms of comfort and retention.

**Keywords:** human biomechanics, temporomandibular joint, in-ear deformations, jaw simulator, artificial earcanal, energy harvesting, hearables, reverse engineering



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
0.1 Contexte .....	1
0.1.1 La perte auditive dans le monde et au Canada .....	1
0.1.2 L'alimentation et les besoins énergétiques des prothèses auditives et des implants cochléaires .....	2
0.1.3 Le corps humain comme source d'énergie alternative .....	4
0.2 Problématique de recherche .....	5
0.2.1 Notations et système de référence en anatomie .....	5
0.2.2 L'environnement anatomique complexe de l'oreille externe .....	6
0.2.3 Une relation anatomique encore incomprise entre le CA et l'ATM .....	8
0.2.4 L'évaluation du potentiel énergétique des déformations intra- auriculaires .....	10
0.2.5 Le micrograppillage énergétique adapté au conduit auditif .....	11
0.3 Objectifs du projet de recherche .....	15
0.4 Objectifs du doctorat .....	16
0.5 Structure de la thèse .....	17
 CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE .....	 21
1.1 Modélisations de l'ouverture de l'ATM .....	22
1.1.1 Rappels anatomiques de l'ATM .....	22
1.1.2 Mesures <i>in situ</i> du mouvement d'ouverture de la mâchoire .....	24
1.1.3 Modélisations biomécaniques de l'ATM .....	25
1.1.4 Limites des études existantes et signification pour la thèse .....	28
1.2 Modélisations de l'oreille externe .....	30
1.2.1 Modélisations numériques par éléments finis .....	30
1.2.2 Modélisations physiques d'oreilles artificielles .....	32
1.2.3 Limites des études existantes et signification pour la thèse .....	33
1.3 Méthodes de mesure de la géométrie et des déformations appliquées au CA .....	34
1.3.1 Mesures <i>in vivo</i> par imagerie médicale .....	34
1.3.2 Mesures <i>in situ</i> par empreintes moulées .....	35
1.3.3 Pistes et outils de recherche .....	37
1.4 Dispositifs de récupération et conversion d'énergie appliqués aux technolo- gies portables .....	40
1.4.1 Récupération d'énergie thermique .....	40
1.4.2 Récupération d'énergie mécanique par transduction piézoélectrique .....	43
1.4.3 Récupération d'énergie mécanique par transduction électromagné- tique .....	45
1.4.4 Récupération d'énergie mécanique par transduction triboélectrique .....	47
1.5 Synthèse .....	50

CHAPITRE 2 HUMAN TEMPOROMANDIBULAR JOINT MOTION : A SYN-  
THESIS APPROACH FOR DESIGNING A SIX-BAR SIMULA-  
TOR ..... 53

2.1 Abstract ..... 53

2.2 Introduction ..... 54

2.3 Biomechanics of the TMJ ..... 57

2.4 One-phase optimization approach : Motion generation synthesis ..... 58

2.5 Two-phase hybrid optimization approach : Path and motion generation  
synthesis ..... 65

    2.5.1 Path generation optimization of FBLM-2 ..... 66

    2.5.2 Analytical motion generation synthesis of RRR-dyad ..... 66

2.6 Results ..... 70

2.7 Discussion ..... 74

2.8 Conclusions ..... 75

2.9 Acknowledgment ..... 77

CHAPITRE 3 MORPHOLOGICAL ANALYSIS OF THE HUMAN EARCANAL  
DEFORMATIONS DURING FACE-RELATED ACTIVITIES ..... 79

3.1 Abstract ..... 79

3.2 Introduction ..... 79

3.3 Material ..... 82

3.4 Methods ..... 83

    3.4.1 Generation of the cross sections ..... 83

    3.4.2 Computation of anthropometric parameters and indexes ..... 84

    3.4.3 Statistical analysis ..... 86

3.5 Results ..... 86

    3.5.1 Morphology of the earcanal in the CM position ..... 88

    3.5.2 Comparison of the radial deformation modes during activities and  
    between sides ..... 88

    3.5.3 Comparison of axial shape deformation modes during activities  
    and between sides ..... 95

3.6 Discussion ..... 96

    3.6.1 Deformation modes as a function of the earcanal anatomical  
    environment ..... 97

    3.6.2 Robustness of the discretization method ..... 101

    3.6.3 Implications of the earcanal deformations on an earplug ..... 102

3.7 Conclusions ..... 103

3.8 Acknowledgments ..... 104

CHAPITRE 4 BIOMECHANICAL COUPLING BETWEEN THE EARCANAL  
AND THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT : A REVERSE-  
STATIC APPROACH USING FINITE ELEMENT MODELING  
AND EXPERIMENTAL SETUP ..... 105

4.1 Abstract ..... 105

4.2	Introduction .....	105
4.3	Material and methods .....	108
4.3.1	Earcanal deformations with mouth-opening movement .....	109
4.3.2	Earmold impressions .....	111
4.3.3	Experimental setup design .....	111
4.3.3.1	Earcanal prototype .....	111
4.3.3.2	TMJ simulator .....	112
4.3.3.3	Earcanal-TMJ coupling in simulator .....	113
4.3.3.4	Generation of the experimental deformed geometry .....	114
4.3.4	FE simulation .....	115
4.3.4.1	Geometrical modeling .....	116
4.3.4.2	Material properties .....	116
4.3.4.3	Constraints and boundary conditions .....	116
4.3.4.4	Mesh .....	117
4.3.4.5	Generation of the FE deformed geometry .....	119
4.3.5	CS discretization and computation of morphological dimensions .....	119
4.3.6	Deformation analysis .....	120
4.4	Results .....	122
4.4.1	Morphology of the earmold impressions .....	122
4.4.2	Step 1 : Identification of the FE models minimizing the average deformations .....	122
4.4.3	Step 2.1 : Descriptive analysis of the deformations with the FE approach .....	125
4.4.4	Step 2.2 : Descriptive analysis of the deformations with the experimental approach .....	126
4.4.5	Deformations comparison between the FE and the experimental approach .....	127
4.5	Discussion .....	128
4.6	Conclusion .....	129
4.7	Acknowledgements .....	130
CHAPITRE 5 SYNTHÈSE, RETOMBÉES ET CONTRIBUTIONS .....		131
5.1	Synthèse des développements scientifiques .....	131
5.1.1	Conception d'un mécanisme reproduisant l'ouverture de la mâchoire .....	131
5.1.2	Identification des portions du CA subissant les plus grandes déformations radiales et axiales .....	133
5.1.3	Modélisations EF et expérimentale du couplage entre l'ATM et le CA .....	139
5.2	Retombées .....	142
5.2.1	Retombées scientifiques .....	142
5.2.2	Retombées technologiques .....	143
5.2.3	Retombées industrielles .....	144

5.3	Contributions .....	145
5.3.1	Publications scientifiques évaluées par les pairs .....	145
5.3.2	Présentations lors de congrès scientifiques .....	145
5.3.3	Vulgarisation et communication scientifique .....	146
5.3.4	Littérature grise .....	147
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS .....		149
ANNEXE I	CARTE CONCEPTUELLE DES DISPOSITIFS D'ALIMENTATION ÉLECTRIQUE DESTINÉS AUX TECHNOLOGIES PORTABLES .....	151
ANNEXE II	APPROBATION DU COMITÉ D'ÉTHIQUE POUR L'UTILISATION SECONDAIRE DES DONNÉES .....	153
ANNEXE III	FICHE TECHNIQUE DU MATÉRIAU ELASTIC 50A RESIN DE FORMLABS .....	157
ANNEXE IV	FICHE TECHNIQUE DU MATÉRIAU POLYLITE PLA DE POLYMAKER .....	161
BIBLIOGRAPHIE .....		169

## LISTE DES TABLEAUX

		Page
Tableau 0.1	Grappilleurs énergétiques adaptés au conduit auditif proposés dans la littérature et leur rendement respectif .....	15
Tableau 1.1	Comparaison de la densité de puissance pour différentes méthodes de grappillage énergétique .....	50
Tableau 2.1	Optimized values of the design variables for the FBLM-1 model .....	64
Tableau 2.2	Optimized values of the design variables for the FBLM-2 model .....	71
Tableau 2.3	Values of the design variables for the analytical solution of the RRR-dyad model .....	72
Tableau 3.1	List of abbreviations and acronyms used in the paper .....	82
Tableau 3.2	Descriptive statistics of $A$ in the CM position in the left and right earcanals .....	89
Tableau 3.3	Descriptive statistics of CI during in the CM position in the left and right earcanals .....	89
Tableau 3.4	Descriptive statistics of $d_{\min}$ in the CM position in the left and right earcanals .....	90
Tableau 3.5	Descriptive statistics of $d_{\max}$ in the CM position in the left and right earcanals .....	90
Tableau 3.6	Descriptive statistics of $l$ , $s$ (in mm) and TI in the CM position in the left and right earcanals by region .....	91
Tableau 4.4	Mean Absolute Percent Error (MAPE) values for $A$ , $AR$ , and $TI$ expressed as functions of OM deformations are presented for all the finite element (FE) models .....	124
Tableau 4.5	Percent differences of $A$ , $AR$ , and $TI$ expressed as functions of OM deformations are presented for the selected finite element (FE) models .....	125
Tableau 4.6	Percent differences of $A$ , $AR$ , and $TI$ expressed as functions of OM deformations are presented for the selected experimental (EX) models .....	127

Tableau 5.1	Comparaison du comportement de la configuration numérique optimale en fonction d'une variation de translation du condyle mandibulaire .....	142
-------------	---	-----

## LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 0.1	Cartographie des usages des dispauditifs .....	5
Figure 0.2	Système de référence en anatomie .....	6
Figure 0.3	Structure anatomique de l'oreille externe .....	7
Figure 0.4	Représentation schématique d'une coupe transversale de l'oreille externe et des tissus constitutifs .....	8
Figure 0.5	Prototype d'un embout piézo-auriculaire .....	12
Figure 0.6	Prototype de bouchon d'oreille et anneau piézoélectrique .....	12
Figure 0.7	Prototype de poutre en "I" piézoélectrique .....	13
Figure 0.8	Coupe frontale de l'oreille externe illustrant la position du micro-grappilleur dans le conduit auditif .....	14
Figure 1.1	Diagramme de Venn illustrant les trois grandes composantes du projet de recherche .....	21
Figure 1.2	Articulation temporomandibulaire avec crâne et mandibule .....	22
Figure 1.3	Crâne avec les muscles masticateurs en vue postérieure oblique .....	23
Figure 1.4	Vue antérolatérale du modèle dynamique de mâchoire de Peck <i>et al.</i> (2000) .....	27
Figure 1.5	Représentation graphique du modèle mathématique du système masticatoire de Tuijt <i>et al.</i> (2010) .....	28
Figure 1.6	Schéma cinématique du mécanisme de Bataller <i>et al.</i> (2018) reproduisant le mouvement de la mâchoire .....	29
Figure 1.7	Représentation cinématique du robot masticateur à 4 degrés de liberté de Wen <i>et al.</i> (2015) .....	30
Figure 2.1	Anatomical setting of the TMJ model and Anatomical planes and axes associated with the head .....	59
Figure 2.2	Schematic representation of the FBLM-1 in its initial and intermediate positions .....	60

Figure 2.3	Flowchart of the iterative process used to solve the one-phase optimization problem of the FBLM-1 model .....	63
Figure 2.4	Optimized generated path for the FBLM-1 model compared with the target path .....	65
Figure 2.5	Schematic representation of the RRR-dyad model, the FBLM-2 model and the SBLM model .....	67
Figure 2.6	Flowchart of the process for solving the two-phase hybrid optimization-analytical problem for the FBLM-2 and RRR-dyad models .....	70
Figure 2.7	Optimized generated path for the FBLM-2 model compared with the FBLM-1 and the target path .....	72
Figure 2.8	Computer simulation of the optimized six-bar linkage mechanism .....	73
Figure 2.9	Angular orientation of the jaw link $l_6$ according to the A-P position .....	76
Figure 3.1	Workflow process from earcanal impression for each of the 5 activities to the discretization in 11 cross sections .....	85
Figure 3.2	Measurements of the cross sections and the centroid axis .....	87
Figure 3.3	The areas of the cross sections and their variation with CM values as a reference in the left and right earcanal for the five activities .....	92
Figure 3.4	The circularity indexes of the cross sections and their variation with CM values as a reference in the left and right earcanal for five activities .....	93
Figure 3.5	The minor axes of the cross sections and their variation with CM values as a reference in the left and right earcanal for five activities .....	94
Figure 3.6	The major axes of the cross sections and their variation with CM values as a reference in the left and right earcanal for five activities .....	95
Figure 3.7	Tortuosity of the ENtrance, First Bend and Second Bend Regions and its variations with CM values as reference in the left and right earcanals for five activities .....	97
Figure 3.8	Ear-related muscles involved directly or indirectly in the earcanal deformations observed in this study .....	99

Figure 3.9	Schematic representation in transverse view of the dynamic regions identified as part of earcanal discretization .....	100
Figure 4.1	Earcanal anatomy with the cavity and the surrounding tissues .....	109
Figure 4.2	TMJ simulator as six-bar linkage mechanism .....	114
Figure 5.1	Caractéristiques géométriques de 13 empreintes moulées réalisées sur un même sujet .....	138



## LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Deux-dimensions
3D	Trois-dimensions
A-P	Antéro-postérieur
Acfas	<i>Association canadienne-française pour l'avancement du savoir</i>
ATM	Articulation temporomandibulaire
CA	Conduit auditif
CAD	Computer Assisted Design
CBJ	Cartilage Bone Junction
CM	Closed Mouth
CRITIAS	Chaire de recherche industrielle ÉTS-EERS en technologies intra-auriculaires
CRSNG	Conseil des sciences naturelles et en génie du Canada
CS	Cross-Section
CT	Computerized Tomography
DL/DOF	Degré de liberté / Degree Of Freedom
EF/FE	Éléments finis / Finite Element
ENR	ENtrance Region
ÉTS	École de technologie supérieure
EX	EXperimental
FB	Earcanal first bend
FBLM	Four-Bar Linkage Mechanism
FBR	First Bend Region
IRM	Image(rie) à résonance magnétique
L-M	Latéral-médial

MO	Mouth Opening
OMS	Organisation mondiale de la santé
PLA	Acide polylactique
PTFE	Polytétrafluoroéthylène
PVDF	Polyvinylidène fluoride
PZT	Titano-zirconate de plomb
RE	Raising Eyebrows
RMSE	Root Mean Square Error
RRR	3-Rotational joints
S-I	Supérieur-inférieur
SCB/CSB	<i>Société canadienne de biomécanique / Canadian Society of Biomechanics</i>
SB	Second Bend
SBLM	Six-Bar Linkage Mechanism
SBR	Second Bend Region
SM	SMiling
SQP	Square Quadratic Programming / Programmation quadratique séquentielle
SYMME	SYstème et Matériaux pour la MÉcatronique
THL	Turning Heal Left
TMJ	TemporoMandibular Joint

## LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

$\alpha$	Orientation globale du mécanisme de Grashof (rad ou °)
$A$	Aire (mm <sup>2</sup> )
AR	Aspect Ratio (–)
$c$	Circonférence (mm)
CI	Circularity Index (–)
$d_{\max}$	Grand axe ou axe majeur (mm)
$d_{\min}$	Petit axe ou axe mineur (mm)
$E$	Module de Young (MPa)
$l$	Corde ou longueur rectiligne (mm)
$\Phi_{\text{hinge}}$	Rotation de l'axe charnière de l'ATM (°)
$\Phi_{\text{MC}}$	Orientation du plan midsagittal (ou médian) du condyle mandibulaire (°)
$\epsilon$	RMSE (–)
$s$	Longueur curviligne (mm)
$\theta_i$	Orientation angulaire au point $i$ (°)
TI	Tortuosity Index (–)
$\gamma$	Orientation du coupleur du mécanisme de Grashof (rad ou °)
(x,y,z)	Coordonnées spatiale suivant les directions A-P, S-I, et L-M (mm)
BCZ	Triade des variables de conception pour le modèle de couplage entre le CA et l'ATM (–)
MAPE	Mean Absolute Percent Error (–)



## INTRODUCTION

### 0.1 Contexte

#### 0.1.1 La perte auditive dans le monde et au Canada

Aujourd'hui, la perte auditive est une problématique sanitaire majeure à l'échelle mondiale. Dans son rapport mondial sur l'audition (Organisation mondiale de la santé, 2020), l'Organisation mondiale de la santé rapporte que plus de 430 millions de personnes souffrent de perte auditive incapacitante. Elle estime que d'ici 2050, le nombre de personnes concernées avoisinera les 700 millions, ce qui représenterait pas loin d'une personne sur 10. En plus des causes médicales comme les maladies génétiques, les maladies infectieuses ou le vieillissement, la perte auditive peut être la conséquence d'une exposition dans un environnement bruyant. Parmi les causes répertoriées, l'exposition sonore est probablement la plus évitable et donc celle qui peut être la plus prévenue. Trois approches sont possibles pour lutter contre cette exposition : réduire le bruit à la source, soit améliorer les caractéristiques vibratoires des dispositifs qui génèrent le bruit ; prendre des mesures administratives telles que la réduction du temps de travail dans les environnements bruyants ; ou bien imposer le port de protection auditive. Il existe des protections classiques telles que les bouchons en mousse ou les casques à réduction sonore, mais celles-ci sont trop souvent mal portées, ce qui diminue considérablement leur efficacité et augmente par la même occasion un risque d'endommagement de l'oreille. Aujourd'hui, la surdité (partielle ou totale) est une des principales causes d'invalidité professionnelle en Amérique du Nord.

Au Canada, on compte plus de 1,3 million de personnes ayant une perte auditive incapacitante, soit environ 5% de la population canadienne ayant 15 ans ou plus. Parmi elles, 30% ont recours à une prothèse auditive ou un implant cochléaire alors que 25% ayant besoin de ces aides ne les utilisent pas, principalement (pour 66%) en raison des coûts élevés (Statistique Canada, 2019).

### **0.1.2 L'alimentation et les besoins énergétiques des prothèses auditives et des implants cochléaires**

La première génération de prothèses auditives alimentées était dotée de piles de mercure. Pour des raisons environnementales et de prévention pour l'utilisateur, les piles zinc-air les ont remplacées (Sparkes & Lacey, 1987). Conformément aux normes IEC 60086-1 :2006 et IEC 60086-2 :2006, la taille des piles destinées aux prothèses auditives est normalisée. Il existe principalement trois modèles différents : 675, 13, 312, 10 (dans l'ordre décroissant). D'après les données 'constructeurs' listées dans l'étude de Penteado & Bento (2013), à savoir une tension nominale de 1.4 V et une charge électrique entre 65 mAh et 635 mAh, l'énergie disponible dans une pile zinc-air est comprise entre 91 mWh et 889 mWh avec une densité massique d'énergie typique de 350 Wh/kg (Girishkumar *et al.*, 2010).

Les conditions des tests de décharge permettant d'évaluer l'autonomie d'une pile sont spécifiées dans la norme IEC 60118-0. Selon le modèle, la fréquence de changement d'une pile varie de 25 à 50 changements par an (Passerini *et al.*, 2000). D'ailleurs, Penteado & Bento (2013) mesure une différence notable entre les caractéristiques annoncées par les constructeurs et les caractéristiques mesurées en laboratoire. Selon leurs résultats, la moitié des caractéristiques données par les constructeurs sont en deçà de celles mesurées, pour une erreur comprise entre 8 % et 57 %. Dernièrement, les études tentent d'améliorer les performances des piles zinc-air par intégration de nanotubes de carbone.

L'utilisation de la pile bouton zinc-air est quasi exclusive aux prothèses auditives et aux implants cochléaires. Pas moins de 29 millions de ces piles ont été mis sur le marché au Canada en 2015, et on estime ce nombre à la hausse en 2020 avec plus de 31 millions d'unités (Lachapelle Charette, 2014).

De par le fait qu'elles soient des consommables, les piles boutons zinc-air ainsi que celles à oxyde d'argent présentent des désavantages préjudiciables à l'utilisateur et à la planète. En

cumulé sur la durée de vie totale d'une prothèse auditive, elles se révèlent être un fardeau financier pour un montant qui dépasse la plupart du temps celui du coût d'achat de l'appareil. De plus, elles ont un impact environnemental significatif, car elles contiennent une petite quantité de mercure (Lachapelle Charette, 2014), qui est un métal non recyclable. En outre, du fait de leur petite taille, ces piles boutons nécessitent une manipulation méticuleuse qui peut s'avérer chronophage, voire impossible pour une population âgée sujette à être équipée.

Bien qu'ayant une densité massique d'énergie environ deux fois inférieure à celle d'une pile primaire (160 Wh/kg, Girishkumar *et al.* 2010), la pile secondaire (aussi appelée batterie rechargeable) de type lithium-ion est devenue le dispositif de stockage d'énergie standard et s'est répandue dans la grande majorité des technologies portables grâce à l'absence d'effet mémoire et une autodécharge faible. Les prothèses auditives et les implants cochléaires font pourtant exceptions. Elle présente tout de même quelques désavantages tels que d'être un dispositif rigide et fragile, assez onéreux et d'être constitué, tout comme la pile primaire, de composants nuisibles pour l'environnement. Bien que son énergie disponible sur un cycle soit trois fois inférieures à celle d'une pile zinc-air (environ 30 mWh contre 110 mWh), son aspect rechargeable lui permet de totaliser d'une quantité d'énergie supérieure à 10 Wh en cumulant mille cycles de charge/décharge (Passerini *et al.*, 2000). En outre, Passerini *et al.* (2000) montre que la pile lithium-ion est capable d'alimenter quotidiennement une prothèse auditive pendant une période de cinq ans.

Ainsi, il est important d'améliorer le standard d'alimentation des prothèses auditives et des implants cochléaires en normalisant les piles rechargeables et en les associant à une source d'énergie complémentaire qui soit fiable et située au plus près de l'oreille.

### 0.1.3 Le corps humain comme source d'énergie alternative

Connu comme étant une source d'énergie "quasi inépuisable" et "disponible à chaque instant", le corps humain s'avère être une source d'énergie adéquate pour de nombreux dispositifs portables connectés intelligents (de l'anglais *wearables*). Parmi eux, une sous-catégorie que l'on nomme "dispauditifs" (de l'anglais *hearables*) ont fait son apparition au milieu des années 2010 et désignent toutes les technologies connectées que l'on peut placer dans le conduit auditif (CA) ou autour de l'oreille, pour mesurer notamment des biosignaux tels que la température du corps, la saturation en oxygène dans le sang ou la fréquence cardiaque. La figure 0.1 montre la cartographie des différents usages des dispauditifs en fonction des phénomènes qu'ils peuvent mesurer (Röddiger *et al.*, 2022). Afin d'avoir une source d'énergie la plus proche du dispositif à alimenter et qui soit la plus ergonomique et la moins invasive possible pour l'utilisateur, la solution serait d'intégrer un grappilleur énergétique à même le dispauditif.

Des solutions permettant la conversion de diverses sources d'énergie proches de l'oreille sont proposées. Le potentiel photovoltaïque de la conque sous exposition au soleil, s'élevant jusqu'à 5 fois la puissance nécessaire selon le type de cellule utilisé (Pelechacz, 2013), semble intéressant pour alimenter une prothèse auditive, mais perd de son intérêt lors d'une exposition prolongée à la lumière artificielle. L'étude de Lay-Ekuakille *et al.* (2009) propose un générateur thermoélectrique permettant de convertir la chaleur corporelle provenant de la conque. Malheureusement, l'absence d'un gradient de température suffisant dans cette région ne permet pas de récupérer la puissance minimale requise, hormis en disposant plusieurs thermogénérateurs en parallèle thermiquement.

Une étude a récemment montré que les déformations du CA résultant du mouvement de la mâchoire peuvent être converties en énergie électrique par conversion piézoélectrique (Delnavaz & Voix, 2013a). En d'autres termes, parler, mastiquer ou même bâiller permettrait de produire de l'énergie afin d'alimenter un dispositif intra-auriculaire. C'est principalement de cette source d'énergie dont il sera question dans cette thèse.

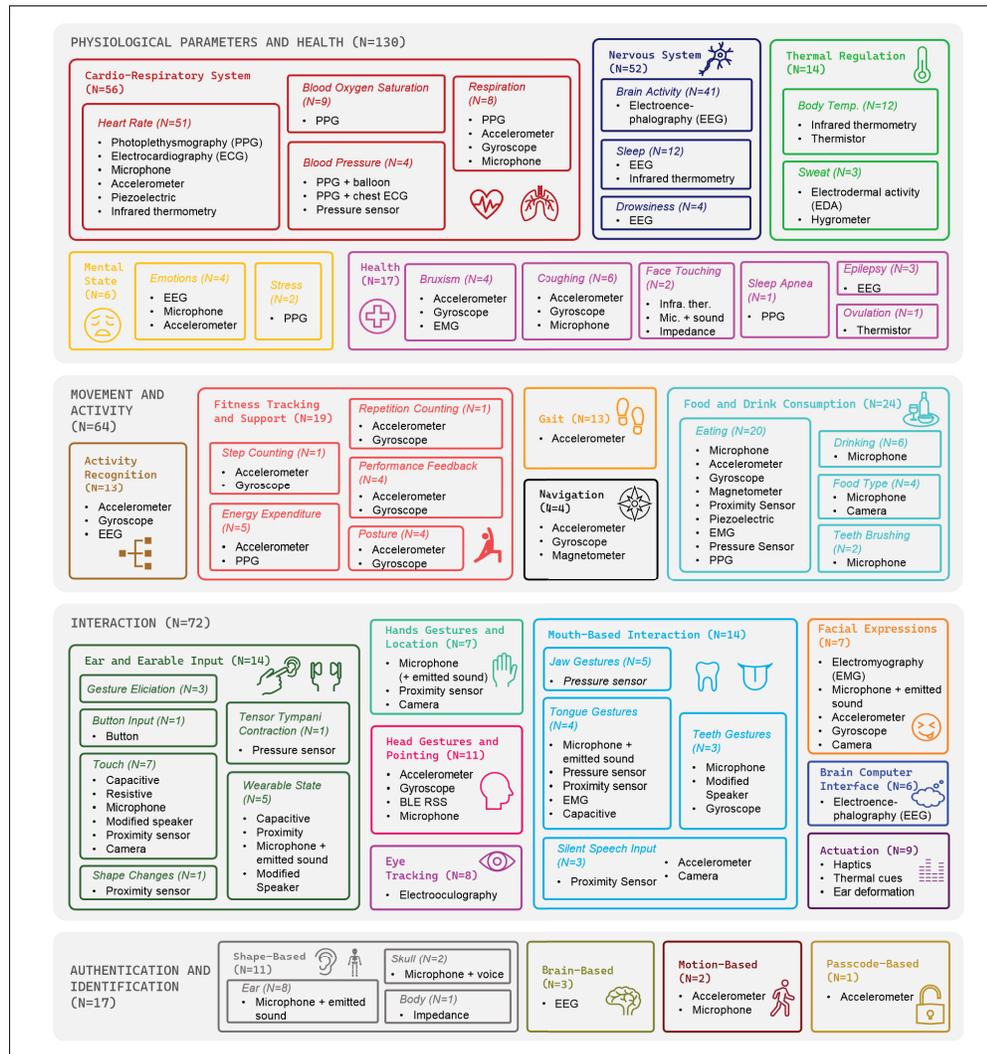


Figure 0.1 Cartographie des usages des dispositifs (Röddiger *et al.*, 2022)

## 0.2 Problématique de recherche

### 0.2.1 Notations et système de référence en anatomie

La terminologie médicale permettant de décrire l'anatomie humaine se base sur un système de référence composé de 3 plans et 3 axes, illustrés dans la figure 0.2 : le plan médian ou plan sagittal sépare la moitié gauche de la moitié droite du corps humain ; le plan axial ou

transverse sépare le corps horizontalement en une partie crâniale (du côté de la tête) et une partie caudale (du côté de la queue); le plan coronal ou frontal sépare le corps en une partie antérieure (ventrale) et une partie postérieure (dorsale); l'axe antéro-postérieur (A-P) est défini comme l'intersection entre les plans sagittal et transversal, l'axe caudo-cranial ou supérieur-inférieur (S-I) est défini comme l'intersection entre les plans sagittal et frontal; l'axe médio-latéral (L-M) ou droite-gauche est défini comme l'intersection entre les plans frontal et transversal.

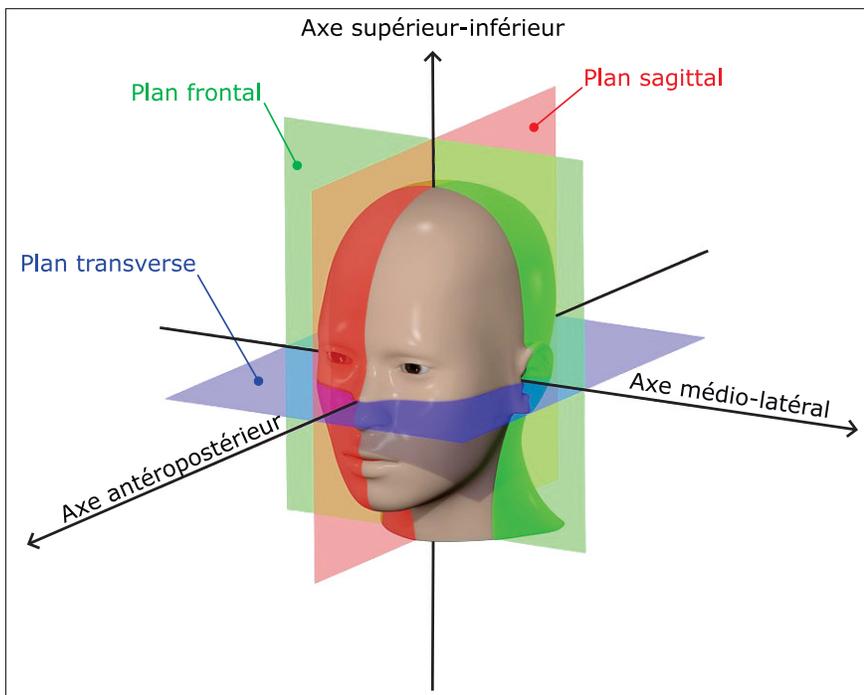


Figure 0.2 Système de référence en anatomie

### 0.2.2 L'environnement anatomique complexe de l'oreille externe

L'oreille externe est composée du pavillon ("pinna"), de la conque et du CA. Le pavillon désigne la partie visible que l'on peut diviser en plusieurs régions, illustrées à la figure 0.3 : l'hélix, l'anti-hélix, le tragus, l'antitragus et le lobule. La conque délimite l'entrée du CA qui s'étend jusqu'à la membrane tympanique. Le CA est une cavité entourée de cartilage élastique, de graisse et de peau, qui se caractérise par deux courbures remarquables lui donnant une forme de

"S" : la première est A-P et la seconde est S-I. La section du CA est ovale, dont la taille décroît entre l'entrée et la membrane tympanique.

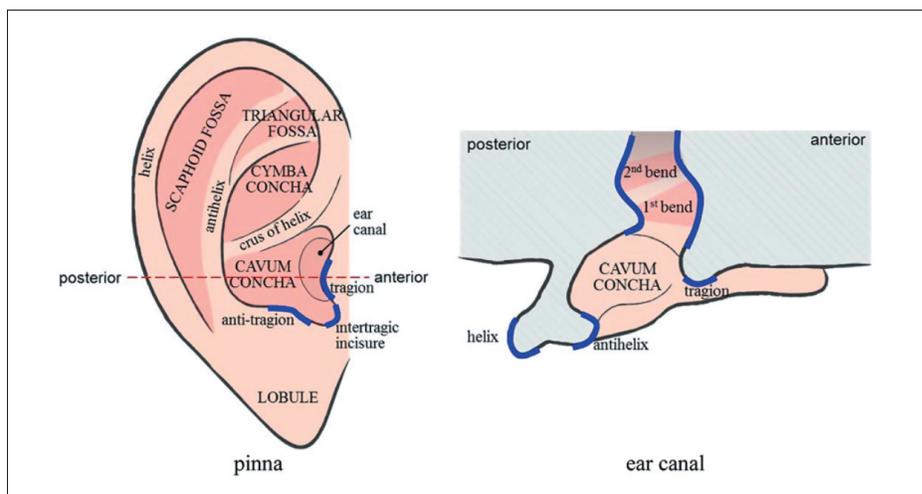


Figure 0.3 Structure anatomique de l'oreille externe (Fan *et al.*, 2021) : vue sagittale du pavillon (à gauche), vue transverse du CA (à droite)

Si les études ont proposé plusieurs méthodes permettant de caractériser géométriquement la cavité du CA, les mesures révèlent une forte variabilité anatomique entre les sujets compliquant la conception d'un modèle géométrique représentatif d'un standard anatomique.

Outre la géométrie du CA, l'environnement anatomique autour de la cavité présente lui aussi des complexités. Ce dernier se divise en deux parties distinctes, comme illustré à la figure 0.4 : une partie latérale déformable entourée de tissus mous (cartilage, peau, graisse) et une partie médiale rigide entourée de tissus osseux. Le pourtour de la cavité est composé de peau dont l'épaisseur décroît entre l'entrée (de 0.5 à 1 mm) et la partie osseuse (environ 0.2 mm, Lucente 1995). Selon les études, la proportion de tissus mous sur la longueur totale du CA n'est pas constante en anatomie humaine et peut varier entre 1/3 (Oliveira *et al.*, 1992; Maroonroge *et al.*, 2000) et 2/3 (Paulsen, 2004; Nielsen & Darkner, 2011), avec parfois une proportion symétrique avec l'os

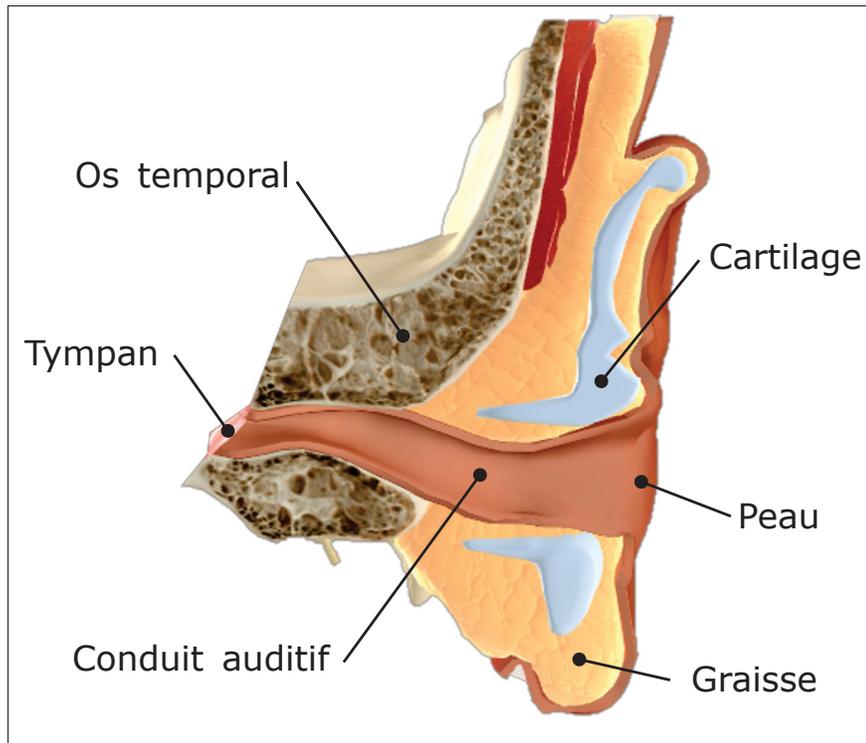


Figure 0.4 Représentation schématique d'une coupe transversale de l'oreille externe et des tissus constitutifs (adaptée de Healthline par *BioDigital*, New York, NY, USA) : peau (marron), graisse (jaune), cartilage (bleu) et os (gris)

(Willigen, 1976; Alvord & Farmer, 1997). La diversité des tissus complique la reconstruction géométrique ainsi que la caractérisation mécanique de l'environnement anatomique du CA.

### 0.2.3 Une relation anatomique encore incomprise entre le CA et l'ATM

Une expérience très simple permet d'appréhender la relation entre le CA et la mâchoire. Pour cela, il suffit de placer son auriculaire dans son CA puis d'ouvrir et fermer la bouche à répétition. Une légère pression pourra être ressentie au bout du doigt durant la fermeture de la bouche. En outre, des liens entre les troubles de l'ATM et la génération d'acouphènes (Vielsmeier *et al.*, 2011) ou certaines pathologies infectieuses de l'oreille (Mardinger *et al.*, 2003; Akcam *et al.*, 2011) laissent supposer une certaine proximité anatomique entre le CA et la mâchoire.

À ce propos, des recherches ont été menées pour essayer de mieux comprendre le mouvement dynamique du conduit auditif en fonction du mouvement de la mâchoire.

Il semble que l'étude de Willigen (1976) soit la première étude répertoriée dans la littérature portant sur cette relation dynamique. En procédant à un sectionnement d'une empreinte de CA, il constate une augmentation du volume du CA lors de l'ouverture de la bouche. Cette variation de volume est caractérisée par une augmentation de forme suivant l'axe S-I et par une diminution de forme suivant l'axe antéropostérieur A-P.

À la connaissance de l'auteur, l'étude de Delnavaz & Voix (2013b) est la seule proposant un modèle éléments finis (EF) qui inclue la géométrie du CA ainsi que le condyle mandibulaire, partie osseuse de la mâchoire la plus proche du CA. Ce modèle est destiné à étudier les déformations d'un embout intra-auriculaire moulé sur mesure entre les deux positions ouverte et fermée de la mâchoire. L'action de la mâchoire est modélisée par le déplacement d'une sphère rigide. Cependant, ce modèle reste très simplifié et présente plusieurs limitations. Premièrement, il n'y a pas vraiment d'optimisation du maillage en fonction de la localisation de la zone d'étude. Le maillage considéré est celui proposé par défaut dans le logiciel COMSOL Multiphysics® (Comsol AB, Sweden) et aucun raffinement n'est effectué. Deuxièmement, la modélisation de l'action du condyle mandibulaire sur le conduit auditif est réalisée indirectement, par l'intermédiaire d'une sphère dont on commande la position et le déplacement. Ces données sont déterminées à partir d'une méthode itérative consistant à comparer et faire coïncider la géométrie du conduit auditif numérique et celle obtenue par l'intermédiaire de l'empreinte 3D moulée. Il paraît donc évident que le chargement qu'exerce la mâchoire sur le conduit auditif n'est contrôlé ni en intensité ni en direction. Enfin, le modèle ne prend pas en compte les parties anatomiques environnantes du conduit auditif à savoir le cartilage, l'os temporal et la peau.

Finalement, bien que la proximité anatomique entre l'ATM et le conduit auditif soit observable et les déformations du CA mesurées lors de plusieurs études, les données disponibles ne permettent

pas de comprendre le phénomène biomécanique sous-jacent et de modéliser fidèlement le couplage biomécanique entre le condyle mandibulaire et le CA. Ni le positionnement, ni les déplacements, ni les forces mises en jeu anatomiquement ne sont disponibles pour être inclus dans une quelconque modélisation.

#### **0.2.4 L'évaluation du potentiel énergétique des déformations intra-auriculaires**

Delnavaz & Voix (2013a) sont les premiers à réaliser une évaluation expérimentale de la capacité énergétique du mouvement dynamique du CA. À partir d'un montage hydraulique connectant un embout intra-auriculaire sur mesure à deux colonnes d'eau modélisant les volumes initial (position 'bouche ouverte') et final (position 'bouche fermée') du dit embout, ils ont constaté une différence de hauteur d'eau correspondant à la différence de volume dans l'embout intra-auriculaire après fermeture de la bouche. La mise en équation des constantes géométriques et hydrauliques a permis de déduire une puissance instantanée maximale disponible de 9 mW. Ce résultat s'avère très prometteur, car il représente 800 % de la puissance requise d'une prothèse auditive lors d'un usage quotidien (Passerini *et al.*, 2000). Néanmoins, en pratique, la puissance moyenne générée reste la grandeur d'intérêt pour garantir le fonctionnement du dispositif sur une journée entière. Bouchard-Roy *et al.* (2020a) proposent une version optimisée de cette approche volumique grâce à l'intégration du circuit hydraulique dans un casque antibruit. Un modèle analytique masse-ressort modélisant le comportement mécanique de la membrane du bouchon en silicone à l'intérieur du CA permet l'évaluation du potentiel énergétique de la variation de volume lorsque l'on ouvre la bouche. Ainsi, Bouchard-Roy *et al.* (2020b) évalue la puissance moyenne récupérable à 3.8 mW, une valeur quatre fois plus grande que la puissance requise pour une prothèse auditive, en faisant des tests sur trois sujets pendant plusieurs activités de l'ATM (mâcher, avaler, tousser, parler).

Cependant, la variation volumique permet seulement de caractériser l'état de déformation global du CA. Cette approche ne garantit aucunement que l'évaluation énergétique corresponde au

potentiel énergétique maximal récupérable dans le CA. L'évaluation du potentiel énergétique des déformations intra-auriculaires serait d'autant plus pertinente si elle s'appuyait sur un champ de déformation, sinon une discrétisation géométrique de la cavité afin de caractériser l'état de déformation local du CA.

C'est dans cette optique que Carioli *et al.* (2016) réalisent une étude analytique calculant la capacité énergétique en fonction de la variation du diamètre des sections le long du CA, et la variation de courbure de l'axe centroïdal. L'étude menée sur une population de 12 sujets a montré que l'énergie de flexion ( $5 \text{ mJ} \pm 4.9 \text{ mJ}$ ) est en moyenne environ trois fois plus grande que l'énergie de compression radiale ( $1.3 \text{ mJ} \pm 1.5 \text{ mJ}$ ). Néanmoins, une validation expérimentale est nécessaire pour garantir la véracité de ces résultats.

### **0.2.5 Le micrograppillage énergétique adapté au conduit auditif**

La conversion de l'énergie mécanique de déformation en énergie électrique est requise pour pouvoir alimenter un dispauditif. Plusieurs prototypes permettant de faire la conversion énergétique sont proposés dans la littérature.

Delnavaz & Voix (2013b) proposent un bouchon totalement enveloppé d'un film en polyvinylidene fluorure (PVDF), illustré à la figure 0.5, un matériau biocompatible et souple qui peut s'enrouler facilement autour de formes complexes. D'autre part, Delnavaz & Voix (2014a) conçoit un film en forme de "T" avec une plus petite géométrie, de manière à ne former qu'un anneau à la surface du bouchon, comme illustré à la figure 0.6. Ces deux prototypes utilisent les propriétés piézoélectriques du PVDF pour convertir l'énergie source en énergie électrique et permettent de mesurer une puissance électrique moyenne générée de  $70 \mu\text{W}$  et  $0.2 \mu\text{W}$  respectivement.

Puis, Delnavaz & Voix (2016) propose un troisième concept de grappilleur qui puisse être intégré dans un bouchon, composé d'un faisceau en forme de "I" fabriqué en céramique piézoélectrique de titano-zirconate de plomb (PZT). La figure 0.7 illustre les deux rondelles d'aluminium et

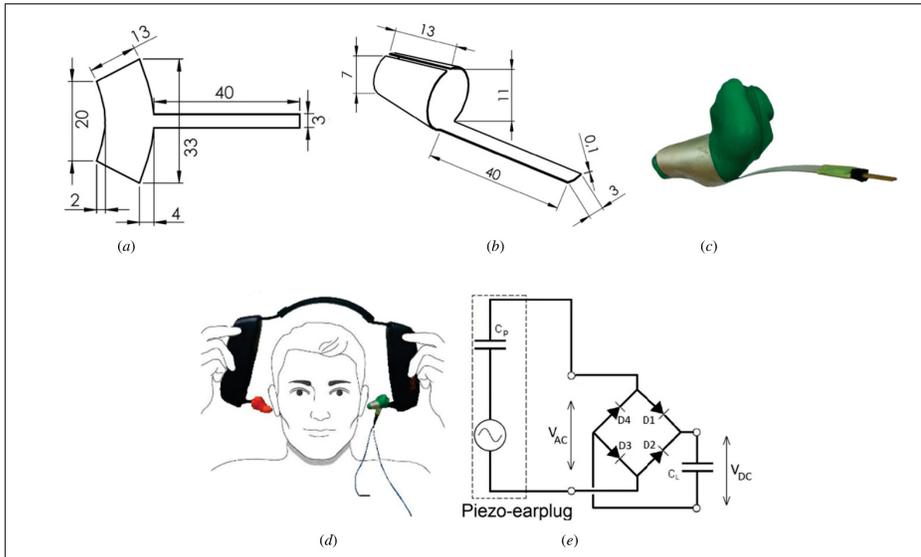


Figure 0.5 Prototype d'un embout piézo-auriculaire de Delnavaz & Voix (2013b) (dimensions en mm). (a) Couche de PVDF aplatie. (b) Couche de PVDF. (c) Prototype d'embout piézo-auriculaire. (d) Embout piézo-auriculaire monté sur le casque. (e) Dispositif de mesure.

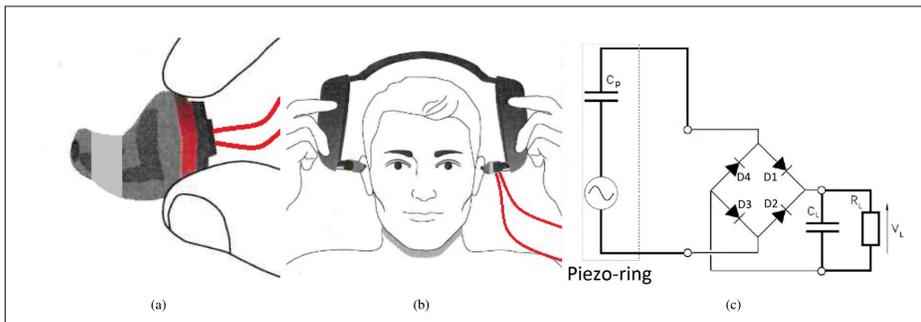


Figure 0.6 Prototype de grappillage énergétique intra-auriculaire de Delnavaz & Voix (2014a). (a) Bouchon d'oreille et anneau piézoélectrique. (b) Casque. (c) Circuit de charge du condensateur.

l'enveloppe en caoutchouc de silicone liquide souple qui viennent compléter le faisceau en "I" dans l'architecture du grappilleur. Contrairement aux études précédentes, ce prototype est destiné à récupérer l'énergie mécanique de flambement du faisceau : toute force exercée sur

l'enveloppe cylindrique en silicone contraint le faisceau piézoélectrique par l'intermédiaire des rondelles d'aluminium et génère une charge électrique. Soumis à un chargement mécanique sinusoïdal de faible fréquence, l'énergie de flambement stockée dans la capacité est évaluée à 4 nJ.

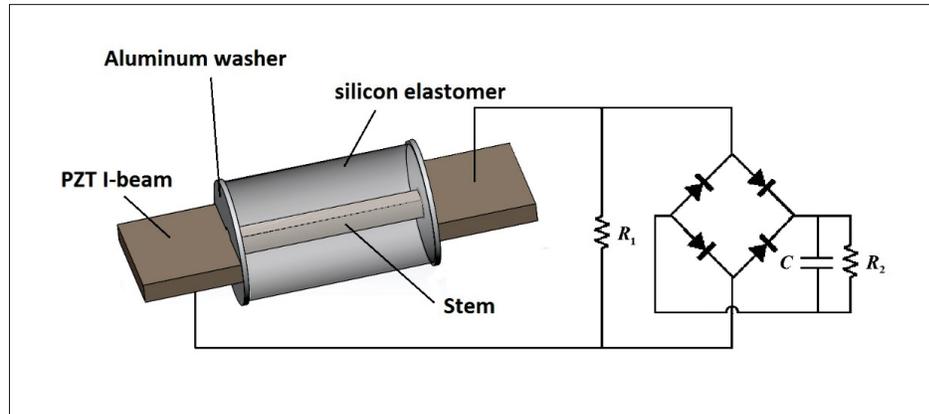


Figure 0.7 Prototype de poutre en "I" piézoélectrique de Delnavaz & Voix (2016)

Dernièrement, un capteur piézoélectrique destiné à évaluer les contraintes de flexion subies par le CA est proposé par Carioli *et al.* (2018). Ce prototype se rapproche de celui conçu par Delnavaz & Voix (2014a) car il consiste lui aussi en une bandelette fabriquée en matériau PVDF, comme illustré à la figure 0.8, dont la surface active recouvre  $50 \text{ mm}^2$ . La géométrie est déduite d'une étude analytique utilisant la théorie des poutres courbes de Winkler-Bach ainsi que les équations piézoélectriques régissant le comportement électromécanique du matériau considéré. Le moment de flexion est évalué entre  $3.52 \text{ N} \cdot \text{mm}$  et  $11.76 \text{ N} \cdot \text{mm}$  grâce à la tension électrique mesurée en sortie du capteur.

En comparant l'énergie mécanique disponible à la source et l'énergie électrique récupérée après conversion, on peut constater que l'efficacité des prototypes développés jusqu'ici reste très faible. La géométrie ou l'intégration de ces prototypes sur ou en dedans du bouchon peuvent expliquer les faibles taux de conversion récapitulés dans le tableau 0.1. Outre les propriétés

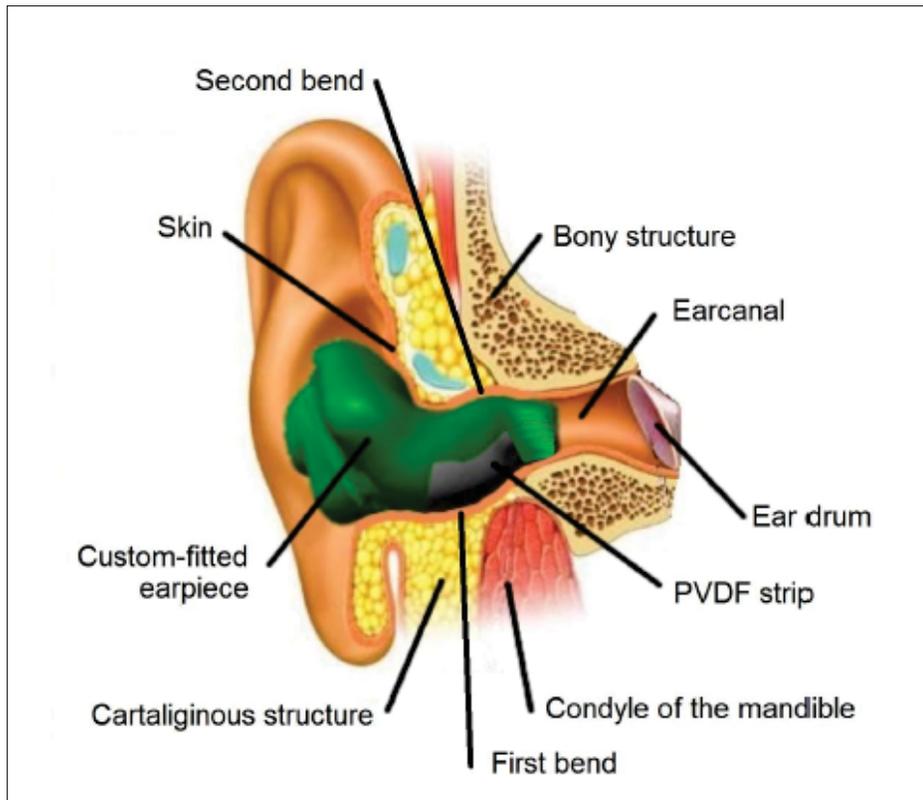


Figure 0.8 Coupe frontale de l'oreille externe illustrant la position du micro-grappilleur dans le conduit auditif (reproduit avec permission de Carioli *et al.*, 2018)

des matériaux utilisés, une autre limitation peut être le fait que le comportement dynamique du CA soit caractérisé par une faible fréquence et une amplitude de quelques millimètres. Pour pallier ce problème, un prototype hydraulique piézoélectrique est proposé par Avetissian *et al.* (2024). Ce dernier permet de convertir une excitation hydraulique basse fréquence, qui serait induite par l'ouverture de la mâchoire, en excitation mécanique haute fréquence par l'intermédiaire d'un résonateur bistable, avant d'être convertie en énergie électrique grâce à un transducteur piézoélectrique en PZT. Outre l'augmentation de la fréquence d'excitation pour maximiser l'efficacité énergétique, ledit prototype se veut innovant, car le résonateur bistable est autoactionné par deux pistons commandés par des valves hydrauliques passives reposant sur le flambage de tubes flexibles. Néanmoins, bien que le rendement théorique de

conversion énergétique de 85 % soit très encourageant, l'efficacité dudit prototype reste faible (2.6 %), notamment car 90 % de l'énergie électromécanique est actuellement consommée pour l'activation des vannes hydrauliques Avetissian *et al.* (2021b).

Tableau 0.1 Grappilleurs énergétiques adaptés au CA proposés dans la littérature et leur rendement respectif

Référence	Solution technologique	Grandeur active	Puissance avant conversion (mW)	Puissance électrique récupérée ( $\mu$ W)	Rendement (%)
Delnavaz & Voix (2013b)	Film PVDF recouvrant intégralement un bouchon	365 mm <sup>2</sup>	5	70	1,4
Delnavaz & Voix (2014a)	"Anneau" PVDF encerclant un bouchon	220 mm <sup>2</sup>	5	0.2	$4.0 \times 10^{-3}$
Delnavaz & Voix (2016)	Faisceau en PZT incorporé dans un bouchon	1 mm <sup>2</sup> (section carré)	-	-	-
Carioli <i>et al.</i> (2018)	Bandelette PVDF incorporée dans un bouchon	50 mm <sup>2</sup>	15 (Carioli <i>et al.</i> , 2016)	$5.0 \times 10^{-7}$	$3.3 \times 10^{-9}$
Avetissian <i>et al.</i> (2021b)	Oscillateur bistable + transducteur en PZT	60 mm <sup>3</sup>	-	50	4
Avetissian <i>et al.</i> (2024)	Résonateur bistable + transducteur en PZT	60 mm <sup>3</sup>	-	66	2,6

Il serait donc intéressant de s'inspirer d'autres applications utilisées sur le corps humain pour tenter de maximiser l'efficacité de la chaîne de conversion d'énergie entre la source d'énergie mécanique et l'énergie électrique en sortie.

### 0.3 Objectifs du projet de recherche

Le projet de recherche s'inscrit dans la programmation globale de la Chaire de recherche industrielle ÉTS-EERS en technologies intra-auriculaires (CRITIAS) de développement d'une véritable oreille "bionique" permettant une protection active contre les nuisances sonores, une communication dans le bruit, une détection et une surveillance efficaces des biosignaux dans un seul appareil intra-auriculaire. La possibilité de rendre cette plateforme autonome du point de vue énergétique serait une innovation disruptive qui ouvrirait la voie à une toute nouvelle génération de dispositifs.

L'objectif principal du projet de recherche est donc de développer un micrograppilleur énergétique capable d'être embarqué dans un embout intra-auriculaire afin de convertir les déformations du CA en énergie électrique. Ce projet de recherche est réalisé en collaboration avec le laboratoire SYMME de l'Université Savoie Mont Blanc et se décline en deux parties distinctes, chacune attribuée à une équipe de recherche : l'équipe de CRITIAS se concentre sur le

gisement énergétique intra-auriculaire ; l'équipe du laboratoire SYstème et Matériaux pour la Mécatronique (SYMME) est portée sur le prototype de grappilleur énergétique.

Les sous-objectifs spécifiques associés à chaque équipe sont définis ci-dessous :

## 1. **Caractérisation et modélisation du gisement énergétique (CRITIAS)**

- 1.1. Caractériser les déformations du CA en fonction du mouvement de la mâchoire,
- 1.2. Évaluer et modéliser le gisement énergétique,
- 1.3. Recommander une stratégie de grappillage énergétique intra-auriculaire adaptée au CA.

## 2. **Conception et validation du grappilleur énergétique intra-auriculaire (SYMME)**

- 2.1. Modéliser le comportement du grappilleur énergétique,
- 2.2. Concevoir un banc de test et valider l'architecture du grappilleur,
- 2.3. Évaluer le potentiel énergétique après conversion en énergie électrique.

## 0.4 **Objectifs du doctorat**

L'objectif principal de cette thèse de doctorat est de modéliser les déformations du CA en fonction du mouvement de la mâchoire. Cet objectif est partie intégrante du sous-projet de recherche attribué à l'équipe de CRITIAS.

Les objectifs spécifiques du projet de doctorat sont les suivants :

- Obj1.* Reproduire la cinématique d'ouverture-fermeture de la mâchoire,
- Obj2.* Localiser et quantifier les déformations du CA pendant l'ouverture de la mâchoire,
- Obj3.* Modéliser le couplage biomécanique entre l'ATM et le CA,

## **0.5 Structure de la thèse**

Cette thèse s'articule autour d'une revue de littérature (chapitre 1), de trois articles scientifiques publiés ou soumis dans des revues scientifiques révisées par des pairs (chapitres 2 à 4), décrivant les travaux scientifiques réalisés pour répondre aux objectifs spécifiques *Obj1* à *Obj3*, ainsi que d'un chapitre 5 réalisant la synthèse du projet de doctorat.

### **Chapitre 1 - Revue de littérature**

La revue de littérature dresse un état de l'art des travaux de recherche liés aux objectifs spécifiques du projet de doctorat. La première partie de la revue de littérature traite de l'anatomie fonctionnelle de l'ATM et passe en revue les études caractérisant la trajectoire du condyle mandibulaire ainsi que les modélisations physiques, ou simulateurs, reproduisant le modèle cinématique. La deuxième partie dresse un état de l'art des modélisations numériques et physiques de l'environnement anatomique du CA, en se focalisant principalement sur la géométrie et les propriétés biomécaniques. La troisième partie se concentre sur les méthodes de mesure de la géométrie et des déformations appliquées au CA. Enfin, la quatrième partie est une revue des dispositifs de grappillage énergétique destinés aux technologies portables connectées (appelées aussi "wearables") afin de mieux appréhender le contexte du micrograppillage énergétique intra-auriculaire.

### **Chapitre 2 - Mouvement de l'articulation temporomandibulaire humaine : une approche de synthèse pour la conception d'un simulateur à six barres (article de revue n°1)**

Le chapitre 2 est un article publié dans la revue « Journal of Mechanisms and Robotics » en décembre 2021 (Vol. 13, Issue 6) qui s'intitule "*Human temporomandibular joint motion : a synthesis approach for designing a six-bar simulator*". Cet article présente le développement d'un simulateur cinématique de l'ATM à six barres capable de reproduire les mouvements

complexes de la mâchoire afin de répondre à l'objectif spécifique *Obj1*. Le développement repose sur un algorithme de conception de mécanisme en deux phases : une optimisation numérique et une synthèse analytique. Dans cette étude, la trajectoire du condyle mandibulaire est supposée identique lors de l'ouverture et la fermeture de la mâchoire. De plus, la cinématique d'ouverture-fermeture de l'ATM est présumée symétrique entre les condyles mandibulaires gauche et droite ; de ce fait un seul condyle mandibulaire est considéré. Le modèle biomécanique en 2 dimensions (2D) choisi comme référence est défini à partir de paramètres biomécaniques de l'axe charnière, axe virtuel reliant le centre des deux condyles mandibulaires. Le simulateur cinématique reproduit la trajectoire d'un condyle mandibulaire, la rotation d'ouverture de l'axe charnière et la longueur curviligne des incisives. L'algorithme proposé permet de générer la trajectoire du condyle mandibulaire avec une erreur moyenne inférieure à 2 %, tout en respectant les contraintes biomécaniques de l'axe charnière de l'ATM.

### **Chapitre 3 - Analyse morphologique des déformations du conduit auditif humain lors d'activités liées à la face (article de revue n°2)**

Le chapitre 3 est un article accepté par la revue « Applied Ergonomics » en novembre 2023 et qui sera publié en avril 2024 (Vol. 116) qui s'intitule "*Morphological analysis of the human ear canal deformations during face-related activities*". Cet article présente une analyse des déformations du CA durant quatre activités liées à la face par rapport à sa géométrie au repos en bouche fermée. Cette étude a permis de localiser et quantifier les déformations radiales et axiales du CA afin de répondre à l'objectif spécifique *Obj2*. Les empreintes des oreilles gauche et droite de 18 sujets sains ont été prises avec la bouche fermée et pendant quatre activités de la face (bouche ouverte, tête tournée vers la gauche, sourcils levés, et sourire) puis ont été scannées et discrétisées. Huit paramètres anthropométriques, dont deux nouveaux (l'indice de circularité des sections et l'indice de torsion de l'axe central) ont été mesurés puis analysés. Dans cette étude, les petit et grand axes de chaque section du CA de forme elliptique sont respectivement

supposés orientés horizontalement et verticalement. Cette hypothèse, qui semble valide pour la plupart des sujets étudiés, permet notamment d'interpréter plus précisément l'orientation des déformations radiales pour chaque activité. Les résultats montrent que les plus grandes déformations statistiquement significatives se produisent lors d'une ouverture de la bouche et d'un sourire, précisément proche de l'entrée du CA et entre les deux courbures. Ces données suggèrent que la quantité maximale d'énergie mécanique qui peut potentiellement être récupérée à partir des déformations du CA se situe dans la région après la première courbure.

#### **Chapitre 4 - Couplage biomécanique entre le conduit auditif et l'articulation temporo-mandibulaire : une approche statique inversée utilisant la modélisation par éléments finis et un dispositif expérimental (article de revue n°3)**

Le chapitre 4 est un article soumis à la revue « Computers in Biology and Medicine » en février 2024 qui s'intitule "*Biomechanical coupling between the ear canal and the temporomandibular joint : a reverse-static approach using finite element modeling and experimental setup*". Cet article propose un modèle de couplage biomécanique entre le CA et l'ATM à partir d'une approche numérique puis expérimentale dans le but de concevoir un banc de test destiné à l'évaluation du potentiel énergétique des déformations intra-auriculaires, répondant ainsi à l'objectif spécifique *Obj3*. Un CA artificiel est conçu en épaississant la surface d'un embout sur mesure moulé en position "bouche ouverte" et imprimé en 3 dimensions (3D) avec une résine élastique ayant des propriétés mécaniques similaires au cartilage élastique présent autour du CA humain. Le mouvement du condyle mandibulaire est modélisé par le simulateur cinématique conçu à partir de l'algorithme détaillé au chapitre 2. Pour ce modèle préliminaire, seule la portion linéaire postérieure de la trajectoire du condyle mandibulaire est considérée. Dans cette étude, on considère trois variables de couplage biomécanique entre le CA et le condyle mandibulaire : la modélisation de la transition cartilage-os, la position du condyle mandibulaire et le comportement de la surface en contact avec la conque. Douze configurations numériques par éléments finis et quatre configurations expérimentales sont testées pour contraindre le CA en

flexion et en compression sous l'action du condyle mandibulaire lors d'une phase de fermeture de la mâchoire. Les géométries déformées générées numériquement et expérimentalement sont comparées à la géométrie de référence du CA moulée en position "bouche fermée" selon une discrétisation incluant 5 sections transversales. Les résultats permettent de déterminer l'influence de chaque variable de couplage sur les variations de taille et de forme tant radialement qu'axialement. De plus, la configuration du CA en porte-à-faux est celle minimisant l'erreur avec la géométrie de référence et conforte les hypothèses émises au chapitre 3.

## **Chapitre 5 - Synthèses et retombées**

Le chapitre 5 dresse une synthèse des développements scientifiques articulée autour des avancées, des limitations ainsi que des perspectives pour chacune des études détaillées au travers des différents chapitres. En deuxième partie, ce dernier chapitre liste les retombées scientifiques, technologiques et industrielles envisageables découlant des travaux entrepris dans ce projet de doctorat. Enfin, les contributions dans la littérature scientifique, la littérature grise ou les médias effectuées dans le cadre de ce doctorat sont énumérées.

# CHAPITRE 1

## REVUE DE LITTÉRATURE

Trois champs de recherche se dégagent à partir de la définition des objectifs du projet de recherche décrits à la Section 0.3, comme illustré sur la figure 1.1 : le mouvement de la mâchoire, les déformations du conduit auditif, et l'alimentation des technologies intra-auriculaires. Ces trois thématiques sont explorées au travers d'une revue de littérature s'articulant autour de quatre parties : la modélisation de l'ouverture de la mâchoire, la modélisation de l'environnement anatomique de l'oreille externe, les méthodes de mesure des déformations appliquées au CA et enfin les dispositifs de grappillage énergétique destinés aux technologies portables connectées.

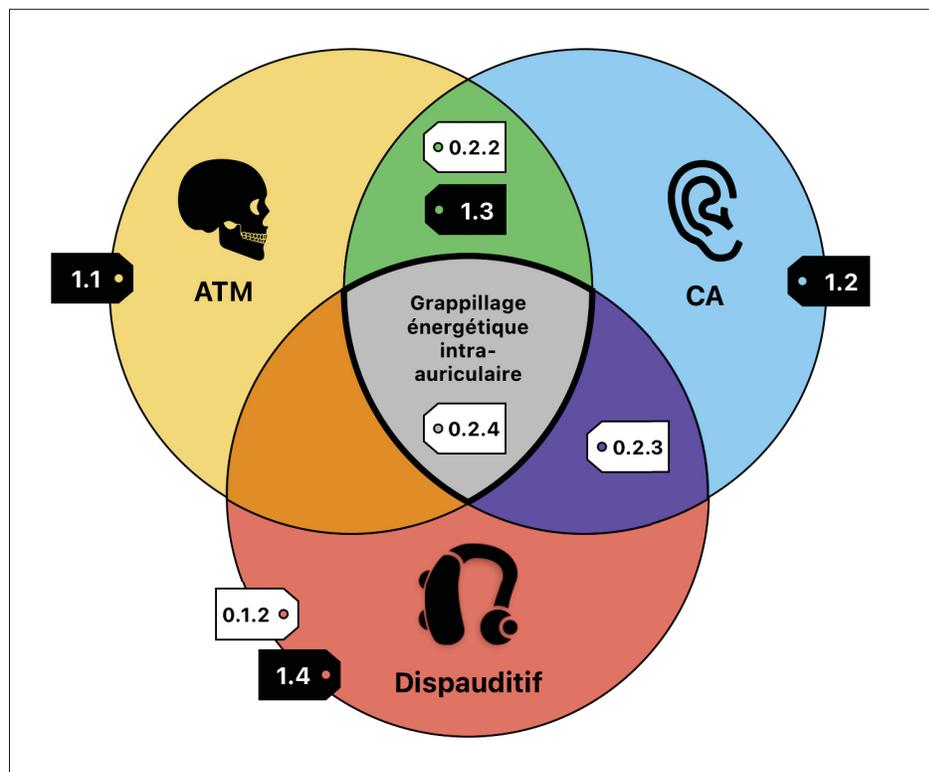


Figure 1.1 Diagramme de Venn illustrant les trois grandes composantes du projet de recherche et leurs interactions : l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), le conduit auditif (CA) et les dispauditifs. Les sections associées à chacune des thématiques sont représentées : problématique de recherche (étiquettes blanches) et de revue de littérature (étiquettes noires).

## 1.1 Modélisations de l'ouverture de l'ATM

Cette section fait un rappel concernant l'anatomie de l'ATM avant de passer en revue les études proposant des mesures *in situ* de la cinématique de la mandibule. Enfin, il est question d'un état de l'art des modélisations mathématiques et physiques de l'ATM explicitant le modèle de trajectoire condylienne considéré.

### 1.1.1 Rappels anatomiques de l'ATM

L'ATM est l'articulation qui permet le mouvement de la mandibule par rapport à l'os temporal du crâne, comme illustré à la figure 1.2. Ce mouvement est permis grâce au condyle mandibulaire (ou processus condyloire) qui avec sa forme convexe vient se loger dans la fosse temporale de forme concave, qui se prolonge ensuite avec le tubercule articulaire temporal lui-même convexe. Le disque articulaire réalise le contact entre le condyle mandibulaire et le contour de l'os temporal.

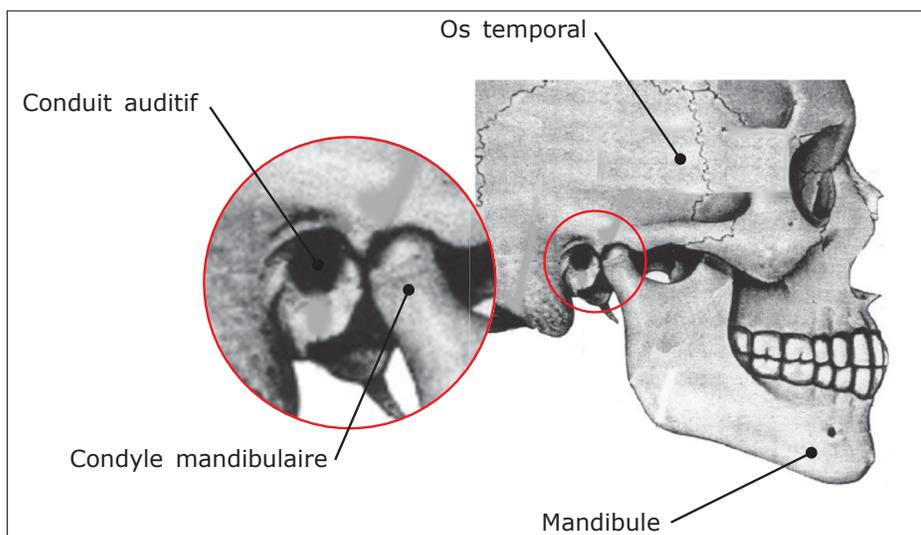


Figure 1.2 Articulatio temporo-mandibulaire avec crâne et mandibule.

La complexité de l'ATM réside dans le fait qu'elle soit la seule articulation du corps humain à être bicondyloire et couplée biomécaniquement à son homologue controlatérale.

Quatre paires de muscles masticateurs, illustrées sur les figures 1.3 et 3.8 sont responsables de la mise en mouvement de la mandibule : les masséters, les temporaux élévateurs, ainsi que les ptérygoïdiens latéraux et médiaux.

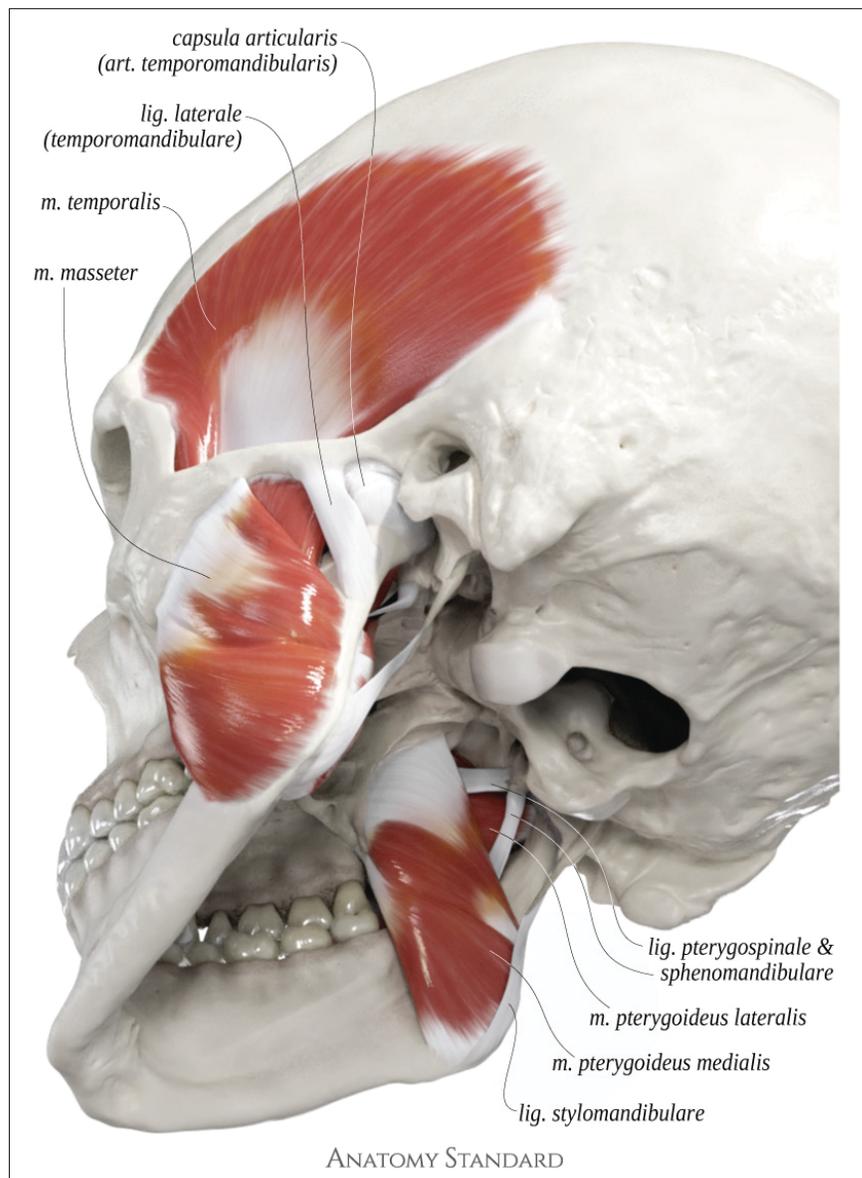


Figure 1.3 Crâne avec les muscles masticateurs en vue postérieure oblique (extrait de Anatomy Standard sous license CC BY-NC 4.0)

### 1.1.2 Mesures *in situ* du mouvement d'ouverture de la mâchoire

La cinématique de l'ATM est un sujet de recherche qui mobilise depuis plusieurs dizaines d'années en raison de son importance pour pouvoir traiter les troubles de cette articulation. Les premières études sur le sujet utilisent le même postulat et considèrent l'axe charnière, passant par le centre des deux condyles, comme axe de référence cinématique.

En comparant les mesures du mouvement de protrusion-rétractation (translation avant-arrière de la mâchoire) de la mâchoire avec celui d'ouverture-fermeture, Yatabe *et al.* (1997) constate que la trajectoire du centre condylien semble plus rectiligne lors de la protrusion ou de l'ouverture et que cette trajectoire est moins variable, contrairement à la translation curviligne mesurée lors de la rétractation ou de la fermeture. Ces résultats supposent que le condyle mandibulaire est plus contraint anatomiquement lors de l'ouverture et de la protrusion, indiquant ainsi que la trajectoire du centre d'articulation suit le contour de l'éminence articulaire de l'os temporal lors de ces deux mouvements.

L'ouverture de la mâchoire peut être considérée comme un mouvement de rototranslation de l'ATM dans le plan sagittal qui se décompose en une rotation autour de l'axe charnière corrélée à une translation curviligne de cet axe. Mapelli *et al.* (2009) analysent la contribution relative de la rotation et de la translation de l'ATM durant des mouvements d'ouverture et de fermeture de la mâchoire, et montrent que la rotation de l'ATM est le facteur dominant et qu'aucune corrélation significative n'est mesurée entre l'ouverture maximale de la bouche et la longueur de translation du condyle. Néanmoins, aucune rotation pure n'est constatée. Naeije (2002) confirme que l'amplitude maximale d'ouverture de la mâchoire est fortement corrélée à l'angle de rotation de l'axe charnière, ainsi qu'à la longueur de la mandibulaire.

Cependant, les variations anatomiques entraînent des variations cinématiques interindividus. Mesnard *et al.* (2012) proposent un modèle géométrique de la fosse temporale (confondue avec la trajectoire condylienne) pour trois modèles cinématiques de l'ATM : le modèle commun, la rotation prépondérante et la translation prépondérante. Pour cela, Mesnard *et al.* (2012) établissent une corrélation entre plusieurs caractéristiques cinématiques de l'ATM, à savoir

l'amplitude d'ouverture maximale de la mâchoire, la translation du centre condyalaire et l'angle de rotation mandibulaire, et la forme de la trajectoire condylienne. Celle-ci est représentée par un polynôme de degré trois selon une division en trois régions de la géométrie de la fosse temporale.

Bien que la considération de l'axe charnière comme référence cinématique soit la plus répandue, celle-ci ne fait pas consensus. Gallo *et al.* (1997) décrivent de manière exhaustive les mouvements de la mandibule pendant les mouvements habituels de la mâchoire, en utilisant l'axe hélicoïdal comme référence. La justification réside dans le fait que la plupart des études précédentes n'analysent que les mouvements d'un seul point de la mandibule. Gallo *et al.* (2000) estiment que l'axe hélicoïdal fournit une description plus précise de la cinématique du corps rigide par rapport aux trajectoires condyliennes et incisives. D'ailleurs, Gallo *et al.* (2008) montrent que les centres cinématiques de l'ATM n'étaient pas situés sur les axes principaux des condyles ou sur des points se rapprochant de la forme des fosses, ce qui remet en question leur signification anatomique et fonctionnelle.

Villamil *et al.* (2012) propose une caractérisation de la cinématique du condyle mandibulaire basé sur la cinématique inverse. En effet, l'étude a pour but de déduire les rotations et translations de chaque condyle mandibulaire (chemin condyalaire interne), et ce à partir d'un chemin externe (incisif) décrit par le point de contact des incisives dans le plan occlusal. Ce modèle est vérifié par comparaison, dans les trois plans anatomiques, du chemin incisif déduit numériquement et de celui obtenu à partir de clichés d'IRM. Ainsi, il mesure une rotation d'environ 43°, une translation A-P de 10 mm et une translation S-I de 4 mm correspondant à une amplitude d'ouverture de 44 mm de la mandibule.

### **1.1.3 Modélisations biomécaniques de l'ATM**

Outre la géométrie de la fosse temporale qui lui sert de guide, Osborn (1989) suggère que le mouvement de l'ATM est aussi contraint par la dimension du ligament temporo-mandibulaire qui agit comme actuateur. Le modèle mécanique équivalent proposé est celui des chaînes

de balançoire et de l'assise, permettant à la mandibule d'osciller et de tourner, reproduisant le mouvement de rototranslation décrit précédemment. Osborn (1993) propose un modèle mathématique permettant de tester son hypothèse du "*rotate and swing*".

Peck *et al.* (2000) propose un modèle mathématique du système craniomandibulaire simulant les interactions entre les forces musculaires et la morphologie de l'ATM pendant l'ouverture de la mâchoire. Dans ce modèle, montré à la figure 1.4, la trajectoire du condyle mandibulaire est contrainte et confondue avec la forme de la fosse temporale supposée curviligne et modélisée par la fonction sinusoïdale suivante :  $y(x) = 5 \cos\left(\frac{x}{13}\pi\right) - 5$ ; avec  $x$  la coordonnée suivant l'axe A-P et  $y$  la coordonnée suivant l'axe S-I. Notamment, le mouvement d'ouverture dit "normal" est caractérisé par une translation antérieure de 16 mm et une rotation sagittale de  $17^\circ$ .

Au contraire, le modèle biomécanique du système masticatoire humain de Tuijt *et al.* (2010) modélise la fosse temporale et l'éminence temporale par une forme doublement incurvée, montrée à la figure 1.5, générée par un polynôme de degré 3 suppléé par un polynôme de degré 2.

Outre les modèles analytiques, la littérature est pourvue de modélisations physiques de la biomécanique de l'ATM.

Bataller *et al.* (2018) présente un dispositif d'avancement mandibulaire personnalisé pour le traitement de l'apnée obstructive du sommeil, illustré à la figure 1.6, qui prend en compte la variabilité anatomique du comportement cinématique de la mâchoire de chaque patient. Le dispositif comprend deux cames reproduisant la trajectoire des deux condyles controlatéraux pour faire avancer la mandibule. Le profil de la came est conçu à l'aide d'une courbe cubique de Bézier qui est optimisée au moyen d'un algorithme évolutif.

Wen *et al.* (2015) propose une conception de robot masticateur à quatre degrés de liberté (DL) capable de simuler les mouvements et les forces mises en jeu dans l'ATM. Le robot, montré à la figure 1.7, comporte six liaisons prismatiques universelles sphériques pour représenter six groupes musculaires masticateurs et deux contacts ponctuels pour les ATM gauche et droite. La

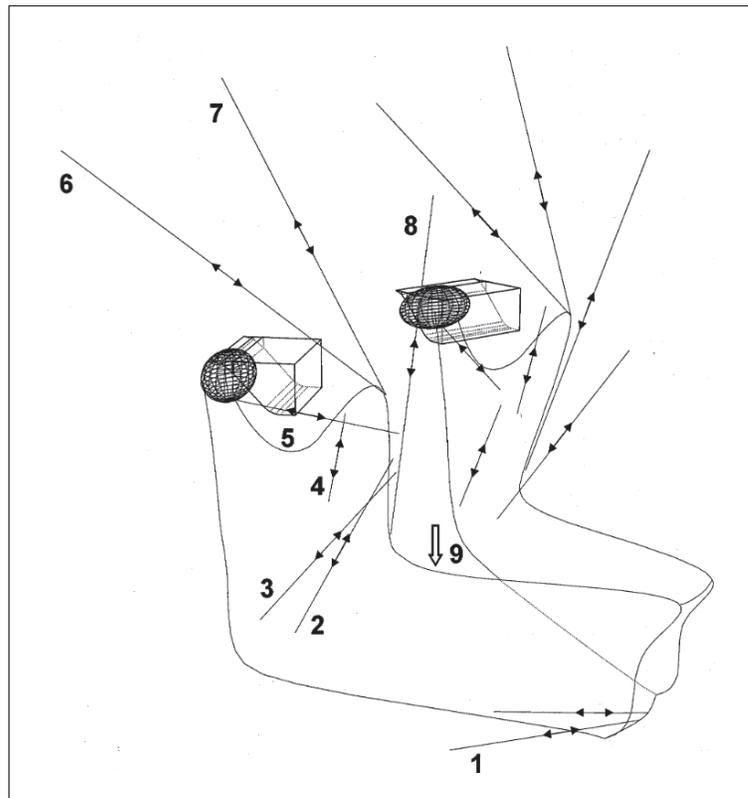


Figure 1.4 Vue antérolatérale du modèle dynamique de mâchoire de Peck *et al.* (2000) montrant les lignes d'action des actionneurs des groupes musculaires. Groupes musculaires : 1-digastrique antérieur ; 2-masséter superficiel ; 3-ptérygoïdien médian ; 4-masséter profond ; 5-ptérygoïdien latéral ; 6-temporal postérieur ; 7-temporal moyen ; 8-temporal antérieur. 9-direction du champ gravitationnel.

trajectoire condylienne ainsi modélisée est représentée par le polynôme de degré trois suivant :  
 $y = 0.0052 x^3 - 0.072 x^2 - 0.3837 x$  ; avec  $x$  la coordonnée A-P et  $y$  la coordonnée S-I.

D'autres robots masticateurs de la sorte à un, deux ou bien six DL sont proposés dans la littérature pour reproduire la biomécanique de la mâchoire afin d'étudier la mastication. Les articulateurs en dentisterie sont d'autres modélisations physiques du comportement de la mâchoire. Ces derniers permettent de transférer la position et l'orientation de plusieurs repères anatomiques, dont le plan occlusal, de manière à concevoir des solutions de réadaptation comme les implants dentaires.

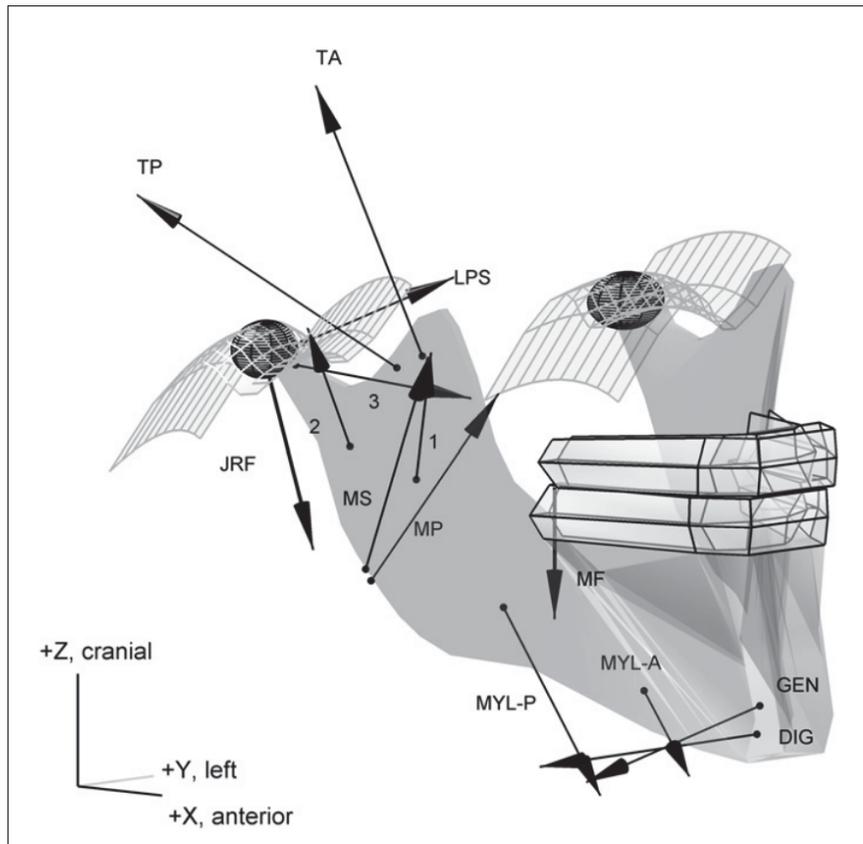


Figure 1.5 Représentation graphique du modèle mathématique du système masticatoire de Tuijt *et al.* (2010). Forces et ligne d'action des muscles : JRF, force de réaction de l'articulation. DF, force de la dentition. T-A, temporal antérieur. T-P, temporal postérieur. MP, ptérygoïdien médial. MS, masséter superficiel. 1, masséter antérieur profond. 2, masséter profond postérieur. 3, ptérygoïdien latéral inférieur. LPS, ptérygoïdien latéral supérieur. GEN, géniohyoïde. DIG, ventre antérieur du digastrique. MYL-A, mylohyoïdien antérieur. MYL-P, mylohyoïdien postérieur.

#### 1.1.4 Limites des études existantes et signification pour la thèse

Les études présentes dans la littérature explicitent clairement le mouvement d'ouverture de la mâchoire à l'aide de paramètres cinématiques pouvant être utilisés dans une modélisation répondant à l'objectif spécifique *Obj1*.

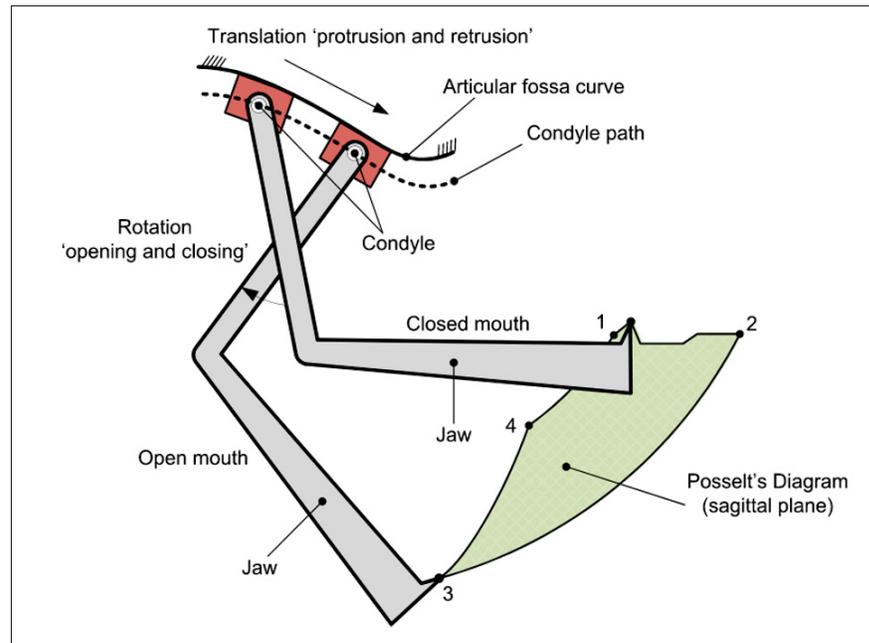


Figure 1.6 Schéma cinématique du mécanisme de Bataller *et al.* (2018) reproduisant le mouvement de la mâchoire

Au contraire, les modèles physiques pour applications dynamique ou dentaire semblent être trop complexes pour notre objectif, car ces derniers requièrent la considération d'éléments additionnels. La considération des muscles masticateurs ou du plan occlusal n'est pas primordiale dans notre étude, seulement la reproduction du mouvement anatomique du condyle mandibulaire.

De plus, il ne semble y avoir aucun modèle de couplage entre l'ATM et le CA. La modélisation du comportement dynamique du condyle mandibulaire serait possible grâce à une analyse dynamique inversée d'un simulateur ou une caractérisation de l'ATM basée sur les muscles masticateurs.

Ainsi, une modélisation de la trajectoire de l'axe charnière basée sur une formule analytique, comme celles proposées par Peck *et al.* (2000) ou Wen *et al.* (2015), semble être une solution pertinente pour reproduire fidèlement l'ouverture de l'ATM et étudier l'influence mécanique du condyle mandibulaire sur le CA.

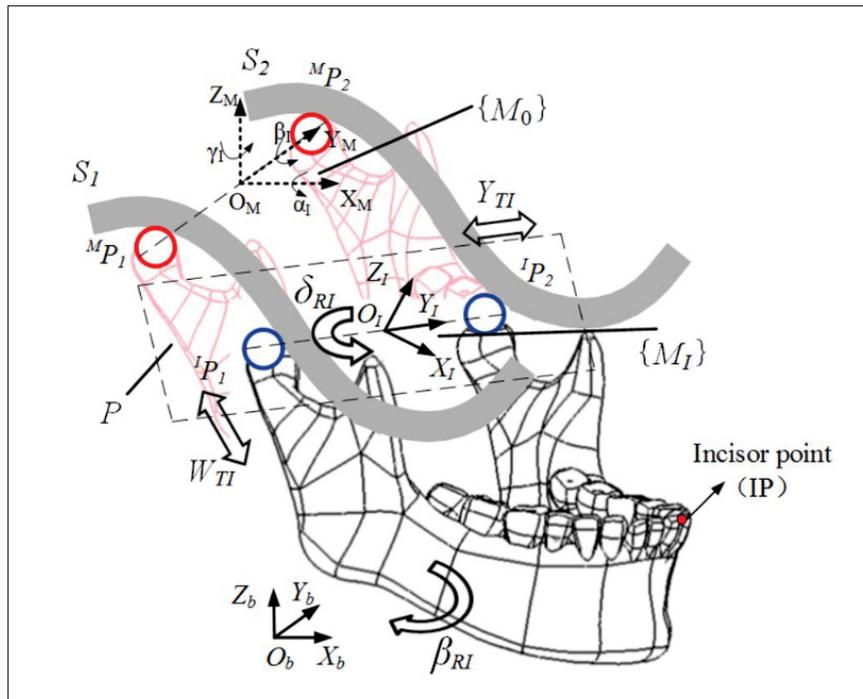


Figure 1.7 Représentation cinématique du robot masticateur à 4 degrés de liberté de Wen *et al.* (2015)

## 1.2 Modélisations de l'oreille externe

Cette section présente un état de l'art des modélisations de l'oreille externe incluant les modèles numériques EF et les modélisations physiques de type oreilles artificielles.

### 1.2.1 Modélisations numériques par éléments finis

Le modèle 3D de Brummund *et al.* (2014) est obtenu à partir d'une reconstruction géométrique de l'oreille externe d'un cadavre de femme à partir d'images médicales *ex vivo* provenant de la base de données *Visible Human Project*. Le modèle anatomique comprend le CA sur toute sa longueur de la conque jusqu'au tympan, entouré d'une partie latérale dite cartilagineuse (phase homogène représentant le cartilage, les muscles et la graisse) et d'une partie médiale dite "osseuse". Une couche de peau est intercalée entre la cavité du CA et chacune des deux parties. Alors que la partie osseuse est quasiment modélisée dans son intégralité, la partie cartilagineuse

et la conque sont tronquées par un cylindre de 27 mm de diamètre. Le comportement mécanique des matériaux est supposé être linéaire et isotrope et leurs propriétés mécaniques sont tirées de la littérature lorsque disponibles, ou alors définies arbitrairement dans le cas contraire.

Le modèle 3D de Poissenot-Arrigoni (2019) est obtenu à partir d'une segmentation de clichés obtenus par IRM de l'oreille gauche d'un homme de 28 ans provenant de l'étude de Benacchio *et al.* (2018b). Contrairement au modèle précédent, celui-ci distingue le cartilage d'une autre phase incluant les autres tissus mous tels que les muscles, la graisse et la peau et la partie osseuse est aussi incluse. Contrairement aux propriétés mécaniques de la partie osseuse qui sont tirées de la littérature, des tests mécaniques ont permis de déduire les propriétés du cartilage et des tissus mous à partir du modèle physique associé.

Outre les modèles anatomiques 3D, des modèles simplifiés ont aussi été proposés. C'est le cas du modèle 2D axisymétrique de Brummund *et al.* (2015) qui n'est autre qu'un modèle équivalent du modèle 3D de Brummund *et al.* (2014). Celui-ci comprend un CA cylindrique entouré des trois mêmes phases décrites précédemment, avec une épaisseur de peau plus grande autour du CA dans la partie cartilagineuse que dans la partie osseuse. Le modèle 2D axisymétrique au complet est inclus dans un cylindre de diamètre 24.7 mm et adopte une proportion symétrique de cartilage et d'os le long du CA.

Viallet (2014) contribue à améliorer la modélisation 2D axisymétrique. Pour cela, il étudie six géométries axisymétriques du conduit auditif. Cette géométrie est caractérisée par deux parties représentant les deux courbures, qui sont elles-mêmes contrôlées soit par leur volume soit par leur surface d'entrée ou de sortie.

Carillo *et al.* (2021) propose un modèle 2D axisymétrique semblable à celui de Brummund *et al.* (2015), dans lequel l'épaisseur de peau diminue graduellement de l'entrée du CA au tympan. De plus, la transition cartilage-os est paramétrée de manière à tester trois proportions de tissus autour du CA : une transition droite perpendiculaire à l'axe du CA maximisant la partie osseuse, une transition inclinée latérale-médiale et enfin une transition courbée maximisant la partie cartilagineuse autour du CA.

Dans une étude dont le but est d'évaluer les variations volumiques de conduits auditifs de nouveau-nés sous haute pression statique, Qi *et al.* (2006) proposent un modèle EF non linéaire comprenant le conduit auditif, la membrane tympanique et les tissus mous environnants. La géométrie de l'ensemble, dont l'intégralité des données (diamètre, longueur supérieure, longueur inférieure du conduit auditif; répartition de la partie osseuse et du cartilage) est tirée de la littérature, est extraite des clichés tomodensitométriques (*CT-scans*) d'une oreille de nouveau-né. Des hypothèses concernant les propriétés mécaniques de chaque partie sont considérées, notamment l'homogénéité, l'isotropie, la quasi-incompressibilité et l'hyper élasticité des tissus mous entourant le conduit auditif.

Une étude publiée par Murakoshi *et al.* (2017) propose un modèle simplifié du conduit auditif et des tissus constitutifs. Cependant, à l'image de Qi *et al.* (2006), l'étude se concentre sur les oreilles de nouveau-nés. La géométrie du modèle est basée sur un gel de forme cylindrique dont la partie centrale est percée, pour représenter le conduit auditif. Ce modèle distingue la partie osseuse du cartilage.

Enfin, une modélisation quasi complète de l'oreille est réalisée à partir d'images *ex vivo* provenant du projet *The Visible Ear*. Dans ce modèle, le comportement mécanique de la peau, le cartilage et l'os temporal formant l'oreille externe sont supposés être linéaires, homogènes et isotropes et les caractéristiques sont tirées de la littérature.

### **1.2.2 Modélisations physiques d'oreilles artificielles**

Pour des perspectives d'étude sur le confort des bouchons, Benacchio *et al.* (2018b) développent un modèle d'oreille artificielle reproduisant le comportement mécanique de l'oreille humaine. La géométrie du modèle correspond à celui de Poissenot-Arrigoni (2019) mentionné précédemment. Fabriquée par impression 3D par l'entreprise *True Phantom Solutions* (Windsor, ON, Canada), le modèle se présente comme un cylindre (70 mm de long et 80 mm de diamètre) dans lequel un composite céramique à base d'époxy représente la partie osseuse, et dans lequel deux résines

polyuréthane de duretés 65 shore A et 35 shore 00 représentent respectivement le cartilage ainsi que les tissus mous.

Dernièrement, un modèle d'oreille artificielle 3D axisymétrique est développé par Cyr-Desroches (2021) dont la forme globale est parallélépipédique. Les proportions des différents volumes de cartilage, tissus mous et d'os et les propriétés mécaniques sont identiques au modèle de Benacchio *et al.* (2018b). La transition cartilage-os est choisie perpendiculaire à l'axe du CA. Une analyse EF dans laquelle plusieurs transitions cartilage-os ont été testées a permis d'identifier la configuration la plus réaliste.

### **1.2.3 Limites des études existantes et signification pour la thèse**

L'intégralité des modèles explicités dans les sections 1.2.1 et 1.2.2 est développée pour des applications acoustiques. Il paraît donc logique qu'aucun d'entre eux ne fasse intervenir le condyle mandibulaire. Bien qu'il semble difficile d'utiliser à l'identique une des modélisations précédentes, il est possible d'adapter un modèle simplifié et tenter d'y coupler un condyle mandibulaire avec une géométrie simplifiée. La considération de la peau ne semble pas pertinente pour une étude préliminaire de couplage, car le cartilage élastique entourant l'oreille est plus rigide. Privilégier un modèle avec une partie latérale cartilagineuse et une partie médiale osseuse paraît être l'approche à privilégier.

De plus, le manque de modèles physiques reproduisant la géométrie anatomique de toutes les parties constitutives (peau, cartilage, tissus mous et os) avec des matériaux possédant des propriétés mécaniques semblables souligne la complexité de trouver une géométrie multiphasique et un ou plusieurs procédés d'obtentions adéquats. Afin de répondre à l'objectif spécifique *Obj3*, une étude à partir d'un modèle physique commercial semble être l'approche à privilégier. Un modèle moulable ou imprimable avec des matériaux destinés à reproduire les différents tissus humains disponible sur le marché semble être une autre approche pertinente, minimisant probablement le coût d'obtention.

### 1.3 Méthodes de mesure de la géométrie et des déformations appliquées au CA

Cette section présente les différentes études répertoriées dans la littérature qui traitent des mesures de la géométrie du CA. Les mesures *in vivo* et *in situ* sont distinguées de manière à souligner les avantages et inconvénients de chaque méthode. De plus, il est question dans cette section de mettre l'accent sur la mesure des déformations à partir de variations géométriques ou bien à partir du calcul d'un champ de déplacements.

#### 1.3.1 Mesures *in vivo* par imagerie médicale

Afin de démontrer que la tomodensitométrie (CT) peut être utilisée comme une méthode de mesure précise pour quantifier la géométrie du conduit auditif, Egolf *et al.* (1993) effectuent une comparaison entre des clichés CT-scans dans le plan parasagittal et des sections microtomiques d'empreintes de CA cadavériques, démontrant ainsi une différence de volume de 6.12 % entre les deux mesures. Une autre effectue la comparaison entre des CT-scans et des mesures tympanométriques, qui est la référence en termes de mesure dans le conduit auditif pour les audiologistes et tout le corps médical (Barnes *et al.*, 2018). Cette étude confirme que l'analyse par scanner a la capacité de fournir plus d'information concernant la morphologie du conduit auditif, car elle n'est pas restreinte uniquement au volume, contrairement aux techniques traditionnelles comme la tympanométrie. Ainsi, elle permet notamment d'obtenir la circonférence dans le plan sagittal ainsi qu'une estimation de la longueur du conduit (Barnes *et al.*, 2018).

D'autres études utilisent la tomographie pour quantifier le volume de la conque, du pavillon ou du CA (Yu *et al.*, 2007), la longueur du CA auditif et sa courbure (Yu *et al.*, 2008), ou encore les longueurs horizontales et verticales des parois antérieures, postérieures, supérieures et inférieures des deux courbures du CA projetées dans les plans coronal et axial (Yu *et al.*, 2015). Dernièrement, Nasiri *et al.* (2024) effectuent des mesures linéaires, angulaires et circonférentielles de la pinna et du CA, de l'entrée à la membrane tympanique, à l'aide de 41 dimensions sur une population d'étude iranienne. Les mesures permettent notamment de montrer que la hauteur et

la circonférence des courbures du CA sont significativement différentes en fonction du groupe d'âge et suggèrent que ces dimensions augmentent significativement avec l'âge.

En vue d'être utilisée pour l'ajustement des prothèses auditives, Chen *et al.* (2019) valide la faisabilité d'obtenir une empreinte de l'oreille incluant la conque et le CA jusqu'à la deuxième courbure grâce à la tomographie à haute résolution.

L'IRM est une autre mesure *in vivo* possible pour quantifier la géométrie du CA. Oliveira *et al.* (1992) parviennent à observer des différences de morphologie du conduit auditif entre les positions bouche ouverte et bouche fermée de l'ordre de 25 %.

Plus récemment, Benacchio *et al.* (2019) proposent une nouvelle méthode pour estimer le déplacement de la paroi du CA dû à l'insertion de dispositifs intra-auriculaires en utilisant des IRM et un procédé de recalage d'images. L'amplitude, l'emplacement et la direction du déplacement de la paroi du CA sont calculés pour quatre types de bouchons d'oreille utilisés par un participant, ce qui permet de comprendre l'influence de la géométrie du bouchon et de la profondeur d'insertion sur le CA.

### **1.3.2 Mesures *in situ* par empreintes moulées**

Grâce à l'injection d'un silicone biocompatible, il est possible d'obtenir une empreinte d'oreille incluant une portion du CA et quasiment l'intégralité de la surface intérieure du pavillon.

En procédant à des mesures de diamètre, à l'aide d'un pied à coulisse numérique, de plusieurs empreintes d'oreilles d'un sujet de référence prises à différents degrés d'ouverture de la mâchoire, Oliveira *et al.* (1992) constatent une variation maximale d'environ 25 % du conduit auditif suivant l'axe A-P, alors qu'aucune variation significative n'est relevée suivant l'axe S-I. Ils suggèrent que cette différence provient du fait que le chargement induit par le condyle mandibulaire sur l'environnement cartilagineux du conduit auditif est asymétrique.

Pour faciliter l'appréciation des déformations dues à la mâchoire, Pirzanski (1996) propose une technique d'empreinte en position 'bouche ouverte' dans le but d'insérer l'empreinte d'oreille

en position 'bouche fermée' dans le négatif de cette première. Cette technique lui permet de mesurer les variations géométriques du CA d'un sujet de référence entre lesdites positions et de constater que les changements observables sont majoritairement dans la direction A-P.

De son côté, Grenness *et al.* (2002) utilisent un microscope de mesure reflex, traceur optique relié à un micro-ordinateur, pour mesurer directement la géométrie en 3D de 14 empreintes d'oreilles provenant de 10 sujets. Une méthode de recalibrage par région lui permet d'évaluer la distorsion des surfaces correspondant aux deux positions 'bouche ouverte' et 'bouche fermée' et d'observer les mouvements du CA relatifs à la conque suivant les axes anatomiques :  $-3.8$  mm à  $2$  mm dans la direction L-M,  $-2.7$  mm à  $3.7$  mm dans la direction S-I, et  $-8.5$  mm à  $7.5$  mm dans la direction A-P. Ainsi, ils confortent les précédentes observations sur le fait que le CA agit principalement dans le plan transversal suivant l'axe A-P. Cependant, il contredit l'observation selon laquelle lorsque l'on ouvre la bouche, la section du CA ne fait seulement que s'élargir.

Darkner *et al.* (2007) améliore la méthode en obtenant la géométrie de 30 paires d'empreintes d'oreille prises dans les deux positions de la bouche grâce à un procédé de numérisation laser. Une fois les surfaces digitales obtenues, un recalage rigide automatique lui permet d'aligner toutes les empreintes par rapport à la partie supérieure de la conque, aussi appelée *cymba conchae*, avant d'utiliser un recalage de surface non rigide pour générer les champs de déformations. En plus de constater les déformations maximales sur la paroi antérieure du CA entre les deux courbures, l'étude montre que tous les sujets ont une déformation significative au niveau du tragus. Ces résultats viennent donc contredire ceux de Grenness *et al.* (2002) qui supposaient que la conque ne présentait aucun mouvement relatif au CA lors de l'ouverture de la bouche. Les déformations interindividus mesurées dans cette étude varient de  $0.2$  mm à  $2.3$  mm.

De même que Darkner *et al.* (2007), Delnavaz & Voix (2013a) et Carioli *et al.* (2016) utilisent une méthode de numérisation pour l'obtention des surfaces digitale d'empreintes de 13 et 12 sujets respectivement. Tous deux utilisent la méthode de discrétisation développée par Stinson & Lawton (1989) pour obtenir l'aire, le ratio de forme et la courbure des sections du CA dans les deux positions 'bouche ouverte' et 'bouche fermée'.

Dernièrement, un capteur piézoélectrique destiné à évaluer les contraintes de flexion subies par le conduit auditif a été proposé par Carioli *et al.* (2018). Ce prototype se rapproche de celui étudié par Delnavaz & Voix (2014a), car il consiste lui aussi en une bandelette fabriquée en matériau PVDF dont la surface active recouvre  $50 \text{ mm}^2$ . La conception est basée sur une étude analytique utilisant la théorie des poutres courbes de Winkler-Bach ainsi que les équations piézoélectriques régissant le comportement électromécanique du matériau considéré. Le moment de flexion résultant est ainsi évalué grâce à la tension électrique mesurée en sortie du capteur. Cette étude permet de mettre en évidence que le moment de flexion résultant subi par le conduit auditif est compris entre  $3.52 \text{ N} \cdot \text{mm}$  et  $11.76 \text{ N} \cdot \text{mm}$  selon les sujets.

### 1.3.3 Pistes et outils de recherche

Une étude récente de Dritsas *et al.* (2024) teste la possibilité d'automatiser le prétraitement des empreintes moulées grâce à l'utilisation de réseaux neuronaux convolutifs. Avec une précision supérieure à 90 %, la méthode développée permet de classifier l'orientation droite-gauche, d'effectuer un alignement dans un repère commun et de supprimer les artefacts en surface dues à l'injection de silicone pour un ensemble 3000 empreintes moulées. Cette méthode permettrait de s'affranchir des étapes manuelles de prétraitement très chronophages qui sont nécessaires pour positionner des repères anatomiques sur la surface du CA ou effectuer des mesures morphométriques.

Fondée en 2009, *Lantos Technologies* (Wilmington, MA, USA) a développé, avec l'appui d'une équipe de chercheurs du *Massachusetts Institute of Technology*, le premier scanner 3D approuvé par la *Food and Drug Administration* permettant de numériser *in situ* l'oreille externe, de l'entrée du conduit auditif jusqu'au tympan. En plus de sa simplicité, cette technologie bouleverse les méthodes utilisées jusqu'à présent en proposant un déroulement des opérations très rapide. En effet, par comparaison avec la méthode d'obtention classique à partir d'une empreinte, elle permet de s'abstenir de l'injection de silicone dans l'oreille et des étapes qui en découlent. Basé sur une technologie de membrane éliminant les difficultés liées aux poils, au cérumen et à la luminosité, ce scanner permet de recueillir les données d'environ un million

de points qui servent à discrétiser la géométrie du conduit auditif. Le scanner portable eFit® commercialisé par *United Sciences* (Atlanta, GA, USA) est venu concurrencer le marché des technologies de numérisation 3D intra-auriculaire. Selon les données constructeurs, ce dernier, possédant une précision volumétrique de  $\pm 90 \mu\text{m}$ , permet la numérisation complète d'une oreille en 90 secondes. D'ailleurs, il en existe une version quasi similaire spécialement conçue pour numériser le CA en vue de concevoir une prothèse auditive. Il s'agit de l'Otoscan® commercialisé par *Natus Medical Incorporated* (Middleton, WI, USA). En comparaison avec la méthode d'obtention classique par empreinte moulée, *Zheng et al. (2023)* montrent que la technique de numérisation 3D du CA est perçue comme plus confortable et avec une sécurité similaire, sauf pour les professionnels participants pour qui la technique de numérisation est bien plus sécuritaire. Finalement, il serait tout à fait possible d'utiliser le Système SonoFit™ et la technologie Self-Fit, commercialisé par *Sonomax Technologies Inc* (Montréal, QC, Canada) permettant de réaliser un embout intra-auriculaire sur mesure en moins de 5 minutes. Il consiste en un serre-tête à usage unique intégrant deux pompes mécaniques permettant l'injection d'un mélange liquide de silicone de qualité médicale, ainsi que des bouchons d'oreille gonflables préinstallés et prêts à être remplis pour s'ajuster au conduit auditif. Bien que l'utilisation d'un tel système permette de s'abstenir d'une personne qualifiée pour réaliser des empreintes d'oreille, il requiert tout de même une étape de numérisation pour obtenir la surface numérisée du CA.

Dernièrement, *Chua et al. (2024)* conçoivent un prototype de scanner d'oreille destiné à numériser la pinna. De plus, ils ont développé un modèle d'apprentissage automatique supervisé par réseau de neurones convolutif permettant de prédire la géométrie du CA en fonction de la géométrie de la pinna numérisée. Bien que le caractère non invasif de la méthode ait été souligné par les participants, des travaux supplémentaires sont nécessaires pour augmenter la précision de prédiction du modèle.

### **Limites des études existantes et signification pour la thèse**

Les deux méthodes de mesures par images médicales et par empreinte moulée se distinguent sur plusieurs points. La première permet d'obtenir la géométrie entière du CA et des tissus

environnants de manière non invasive et permet d'effectuer des mesures directes sur les clichés. En contrepartie, cette méthode est dispendieuse, chronophage et nécessite du personnel qualifié. En opposition, la méthode par empreinte moulée s'avère peu chère et rapide, mais elle ne permet d'obtenir que la partie médiale de la géométrie du CA, jusqu'à quelques millimètres après la deuxième courbure à cause de son caractère invasif, et requiert une étape de numérisation. De plus, le positionnement des repères anatomiques préalablement à la prise de mesure se veut plus difficile, car la géométrie obtenue est dépourvue de son "contexte anatomique". Enfin, l'éventuelle pression appliquée sur la paroi du conduit auditif lors de la prise d'empreinte, contrairement à une imagerie sans contact, peut causer des différences de géométries entre les deux techniques. Des mesures de cette pression ont d'ailleurs permis de montrer une certaine variabilité (Lantos Technologies, 2013), supposant une robustesse moindre de la technique d'impression par rapport à l'imagerie médicale.

Le laboratoire CRITIAS possédant une expertise dans la conception d'empreintes moulées, mais ne disposant pas d'une technologie de numérisation intra-auriculaire, il semble que la méthode traditionnelle d'obtention de la géométrie du CA à partir des empreintes moulées soit le choix le plus approprié pour atteindre nos objectifs, et ce sera cette méthode qui sera employée dans ce travail pour des raisons de temps et de coûts.

De plus, la revue de littérature permet de constater que des dimensions géométriques telles que l'indice de circularité, l'indice de torsion, l'orientation elliptique ainsi que les longueurs des grands axes et petits axes des sections peuvent être analysées afin d'améliorer la caractérisation de la géométrie du CA.

Enfin, contrairement à la conque, on peut constater que très peu d'études proposent des repères anatomiques permettant de réaliser des mesures anthropométriques précises de la géométrie du CA. Cela est probablement dû à la difficulté d'accès de la cavité du CA comparé à la conque.

## **1.4 Dispositifs de récupération et conversion d'énergie appliqués aux technologies portables**

Parmi les nombreux phénomènes physiques connus, quatre semblent être adaptées, des points de vue énergétique et ergonomique, pour être exploités dans la conception de dispositifs de récupération d'énergie destinés aux technologies portables : l'effet thermoélectrique, l'effet piézoélectrique, l'effet d'induction électromagnétique et l'effet électrostatique. Dans les sections 1.4.1 à 1.4.4, un état de l'art des différentes technologies selon la nature de l'énergie extérieure est effectué. Les principes de base du phénomène physique associé, les avantages et inconvénients du dispositif de charge, le contexte dans lequel il peut être utilisé actuellement ainsi que les perspectives de recherche sont traités. L'annexe I fournit une carte conceptuelle non exhaustive qui illustre le cheminement de l'énergie, du milieu ambiant jusqu'à sa forme de stockage, et qui met en valeur les recherches en cours et les futures innovations.

### **1.4.1 Récupération d'énergie thermique**

Pour une application aux technologies portables, la chaleur à récupérer peut provenir soit du milieu ambiant, soit directement du corps humain. Le couple thermoélectrique est sans doute le composant le plus connu. Son fonctionnement est régi par un effet thermoélectrique appelé effet Seebeck, qui dit que quand deux métaux distincts sont joints à leurs extrémités et sont soumis à une différence de température, il existe une différence de potentiel entre eux qui résulte en un flux d'électrons. Ces derniers s'apparentent à des petites puces dont l'ordre de grandeur varie entre le micromètre carré et le centimètre carré.

Il est possible de placer plusieurs couples thermoélectriques en série électriquement et en parallèle thermiquement pour former des microgénérateurs (plusieurs dizaines de couples thermoélectriques) ou des générateurs thermoélectriques (plusieurs dizaines de milliers de couples thermoélectriques). Tout comme pour la récupération de l'énergie solaire, il s'agit d'une méthode peu coûteuse, légère, très fiable, composée de modules simples, qui ne présente aucune partie mobile et qui ne nécessite aucune maintenance. Elle est donc facilement miniaturisable et adaptable. Cependant, une différence de température importante est nécessaire pour obtenir

de bonnes performances (densité de puissance typique de  $60 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , Ghomian & Mehraeen 2019) et, pour un échange entre la température corporelle et la température ambiante, cette technologie ne bénéficie pas d'un bon rendement (entre 0.1 et 25 %, Zhang *et al.* 2018). D'après Bhatnagar & Owende (2015), un microgénérateur thermoélectrique est capable de produire une puissance avoisinant  $9.4 \mu\text{W}$  avec une différence de température de  $15^\circ\text{C}$  alors qu'un générateur thermoélectrique est capable de produire une puissance avoisinant  $1.3 \mu\text{W}$  et une tension de  $16.7 \text{V}$  avec une différence de température de seulement  $5^\circ\text{C}$ .

Plusieurs technologies intégrant un générateur thermoélectrique ont été commercialisées. On retrouve notamment différents modèles de montre autonomes en énergie tels que la Thermic de *Seiko Holdings Corporation* (Minato-ku, Tokyo, Japon), la CTY66-0341 de *Citizen Watch Co.* (Tokyo, Japon), la PowerWatch de *Matrix Industries* (Menlo Park, CA, USA) ou encore la Heat-Sync, montre électronique en papier conçue par Grace Kayin Cheung, étudiante à l'École cantonale d'art de Lausanne, en collaboration avec la compagnie *Mithras Technology* (Chur, Graubünden, Suisse). Ladite compagnie travaille d'ailleurs sur d'autres concepts qui se voudront autonomes en énergie, à savoir un patch agissant comme un biocapteur capable de monitorer la température corporelle, dont la puissance générée serait comprise entre 0.1 et 1 mW pour une surface active de  $11 \text{cm}^2$ , et un implant cochléaire avec une plus grande puissance générée, allant de 0.4 et 4 mW pour une surface active quasi semblable ( $12 \text{cm}^2$ ). Il serait même question d'un bracelet capable de générer jusqu'à 1 mW de puissance pour une surface active de  $30 \text{cm}^2$ . Dans un tout autre registre, la compagnie *Hewlett-Packard* (Palo Alto, CA, USA) a conçu un casque, le OMEN by *HP Mindframe Headset*, équipé d'un système de refroidissement actif thermoélectrique se trouvant à l'intérieur des oreillettes. Selon le constructeur, des coupelles thermoélectriques refroidissent les plaques en aluminium de la grille des haut-parleurs, qui transfèrent la chaleur des chambres acoustiques à l'extérieur et maintiennent l'air frais au plus près de la peau encapsulée dans les oreillettes.

Concernant les axes de recherches, des prototypes de générateurs thermoélectriques sont développés de sorte à pouvoir alimenter des dispositifs médicaux portables. L'étude de Torfs *et al.* (2007) propose un générateur thermoélectrique embarqué dans une montre capable de convertir la

chaleur corporelle en énergie électrique, de sorte à alimenter un oxymètre de pouls : le dispositif produit  $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2$  pour une puissance nécessaire de  $89 \mu\text{W}$ . De plus, des systèmes portés autour de la tête, composés de plusieurs modules thermoélectriques, ont été conçus pour récupérer le flux de chaleur au niveau du front (Bavel *et al.*, 2008). Ce système, composé de 10 modules fixés à une bande élastique, a réussi à alimenter un système d'électroencéphalogramme (EEG) avec module de transmission sans fil, ayant une consommation moyenne d'environ  $0.8 \text{ mW}$ . À une température ambiante de  $23^\circ\text{C}$ , le prototype est capable de générer une puissance électrique moyenne d'environ  $2 \text{ mW}$  (soit  $31 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ ). À noter que ce prototype a été conçu pour fonctionner dans une plage de températures ambiantes située entre  $21^\circ\text{C}$  et  $26^\circ\text{C}$ , afin de garantir le confort thermique de l'utilisateur. Dans une démarche similaire, un dispositif expérimental visant à reproduire un CA thermorégulé a été développé (Avetissian *et al.*, 2023). Outre l'évaluation du potentiel d'énergie thermique pouvant être exploité dans le CA humain en raison du gradient de température entre l'intérieur de l'oreille et la température ambiante, cette étude prévoit d'analyser l'évolution de la température de l'appareil pour des raisons de confort thermique. Tout comme les dispositifs portés sur la tête, ceux insérés dans l'oreille sont situés dans des zones anatomiques sensibles qui pourraient causer un inconfort voire des problèmes de santé si elles sont exposées à un refroidissement excessif.

Les récentes avancées dans le domaine tendent à rendre flexibles les nouveaux générateurs thermoélectriques. Dans l'étude de Wang *et al.* (2018), il est question d'un générateur thermoélectrique composé de 52 paires de pattes thermoélectriques cubiques, placé sur le poignet pour alimenter un accéléromètre miniaturisé destiné à détecter les mouvements du corps humain. Ce dernier produit une puissance instantanée de  $192.6 \mu\text{W}$  avec une densité de puissance de  $16.7 \mu\text{W}/\text{cm}^2$  pour une différence de température de  $50^\circ\text{C}$ . Dernièrement, pour améliorer les performances (densité de puissance et rendement) qui restent faibles comparées à d'autres méthodes de grappillage énergétique, certains chercheurs tentent d'intégrer des nanotubes de carbone dans la structure atomique des matériaux utilisés.

Une autre méthode de grappillage d'énergie thermique consiste à utiliser un matériau à changement de phase possédant une haute température de fusion, accompagné d'un couple

thermoélectrique. Dès lors que ce matériau change de phase, il emmagasine ou libère l'énergie thermique suivant le sens de la transformation. On peut noter trois types de matériau à changement de phase : ceux à phases solide-solide qui change de structure cristalline, ceux à phases solide-liquide dont la transition vers l'état liquide permet d'absorber l'énergie thermique (et inversement), et ceux à phases liquide-gaz dont la transition vers l'état gazeux permet d'absorber l'énergie thermique (et inversement). Cependant, bien que présentant une grande capacité énergétique, ces technologies impliquent généralement la présence d'un gaz ou d'un liquide et donc une étanchéité adéquate.

#### **1.4.2 Récupération d'énergie mécanique par transduction piézoélectrique**

Un son ambiant (ondes acoustiques), des vibrations, une pression sur une surface ou encore une déformation sont autant de sources d'énergie mécanique qui peuvent être converties en énergie électrique. Le principe physique permettant la transduction est appelé effet piézoélectrique. Certains matériaux possèdent cette propriété de se polariser électriquement lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique et de se déformer lorsqu'ils sont polarisés électriquement. Les principaux matériaux utilisés dans le cas des technologies portables sont les polymères PVDF et les céramiques PZT.

Du fait qu'ils sont très sensibles aux excitations mécaniques, qu'ils puissent être facilement miniaturisés jusqu'à l'échelle nanoscopique, et qu'ils soient très bon marché, les systèmes utilisant l'effet piézoélectrique sont très répandus et souvent privilégiés à d'autres méthodes disponibles. Cependant, cette méthode présente encore quelques limitations, même avec une densité de puissance typique élevée (environ  $37 \text{ mW/cm}^2$ , Ghomian & Mehraeen 2019). Tout d'abord, peu de matériaux possèdent cette propriété, et ceux ayant les meilleurs coefficients piézoélectriques s'avèrent être des céramiques, donc fragiles et peu adaptables dans le contexte des dispositifs portables. De plus, il a été expérimenté que les excitations en basses fréquences offrent de mauvaises performances. De même, les vibrations, pouvant résulter d'ondes sonores par exemple, ont une énergie mécanique intrinsèque extrêmement basse et pratiquement inutilisable.

Les matériaux piézoélectriques offrent de potentielles applications de récupération d'énergie dans plusieurs domaines. Une étude de Kymissis *et al.* (1998) teste l'intégration de deux dispositifs de type piézoélectrique dans une semelle de chaussure au niveau de l'appui du talon : un premier composé d'une bande unimorphe (une couche active et une autre inactive) de piézocéramique PZT et un autre consistant en un stratifié composé de plusieurs couches de PVDF. L'étude montre qu'il est possible de générer des puissances maximales moyennes d'environ 50 mW pour la bande de PZT et de 12 mW pour le stratifié en PVDF. Iqbal *et al.* (2022) présente un autre type de récupérateur d'énergie piézoélectromagnétique qui puisse être intégré dans une semelle. Composé de deux plaques piézocéramiques, de deux aimants et de deux bobines, le prototype permet de générer une puissance maximale de 1.6 mW pour une densité de puissance de  $35.7 \mu\text{W}/\text{cm}^3$ .

D'autres études proposent des dispositifs permettant de grappiller les vibrations ambiantes. La première de Liu *et al.* (2013) consiste en un oscillateur bistable. L'architecture du dispositif est composée d'une masse inertielle centrale oscillant entre deux positions d'équilibre entre deux composants piézoélectriques connectés au bâti. Ce dispositif permet de générer une puissance maximale de 16 mW, correspondant à une densité de puissance de  $0.33 \text{ mW}/\text{cm}^3$  (équivalent à  $3.7 \text{ mW}/\text{cm}^3$  après normalisation pour comparaison avec les autres bistables) et à un signal d'excitation chirp de  $3 \text{ m}/\text{s}^2$ . D'autre part, Huet *et al.* (2016) propose un grappilleur composé d'une membrane, elle-même excitée par un fluide incompressible mis en mouvement par les vibrations environnantes. Ce dispositif présente une densité de puissance maximale d'environ  $158 \mu\text{W}/\text{cm}^3$  pour une fréquence d'excitation avoisinant 120 Hz. De leur côté, Dagdeviren *et al.* (2014) propose un grappilleur énergétique piézoélectrique flexible capable de convertir les mouvements naturels de contraction et relaxation du cœur, des poumons et du diaphragme de plusieurs animaux en énergie électrique. Ce dispositif est constitué de plusieurs modules de grappillage énergétique, chacun constitué de 12 groupes d'empilement connectés en série. Chaque empilement est constitué de 10 stratifiés de type capacitifs connectés en parallèle, composé d'une couche de PZT placée entre une bicouche supérieure de titane et de platine et une bicouche inférieure de chrome et d'or. Un dispositif du genre comptant 5 modules de

grappillage permet d'atteindre une densité de puissance de  $1.2 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , suffisant pour alimenter un stimulateur cardiaque. Dernièrement, un capteur inertielle autonome incorporant un dispositif complexe de grappillage multiénergétique a été proposé par Koh *et al.* (2019). Ce dernier consiste en une coque sphérique multicouche contenant plusieurs boules magnétiques et disposant de bobines enroulées sur sa paroi externe. Les films de polytétrafluoroéthylène (PTFE), PVDF et aluminium permettent de former deux hémisphères électriquement indépendant au travers de différentes couches. Le fonctionnement du dispositif de grappillage réside dans le fait que la contrainte mécanique exercée par la masse mobile, représentée par les boules à l'intérieur de la coque, est convertie en énergie électrique par l'intermédiaire des films PVDF présents sur les parois internes. Les puissances maximales générées, obtenues avec 127 boules magnétiques et une fréquence de vibration de 2.5 Hz, atteignent  $0.139 \mu\text{W}$  pour l'hémisphère gauche et  $0.224 \mu\text{W}$  pour l'hémisphère droit.

### 1.4.3 Récupération d'énergie mécanique par transduction électromagnétique

Le phénomène d'induction électromagnétique repose sur le fait que lorsqu'un conducteur électrique est soumis à un champ magnétique variable, une force électromotrice apparaît dans ce dernier. Dans certains cas, cette force peut créer un courant électrique dit induit et celui-ci apparaît aux bornes du conducteur. Il est alors possible de récupérer l'énergie provenant du courant induit, appelée énergie électromagnétique. Du fait qu'il n'existe aucun champ magnétique d'origine naturelle (hormis le champ magnétique terrestre), les dispositifs de récupération d'énergie électromagnétique sont conçus pour exploiter des champs magnétiques résultant d'une action intermédiaire.

Cette méthode de grappillage énergétique présente l'avantage d'avoir un rendement (jusqu'à 90 %, Zhang *et al.* 2018) et une densité de puissance typique (environ  $500 \mu\text{W}/\text{cm}^3$ , Ghomian & Mehraeen 2019) élevés. Cependant, elle est limitée par beaucoup d'aspects liés à ses composants. Premièrement, la création d'un champ magnétique variable nécessite une pièce mobile, généralement un barreau aimanté, qui rend difficile l'intégration du dispositif dans une technologie portable dû à son encombrement. D'autre part, ce composant alourdit le

système et modifie son équilibre global à cause de ses oscillations. Enfin, la conception d'un dispositif utilisant cette méthode nécessite beaucoup de réflexion, car elle nécessite d'intégrer obligatoirement un induit (pièce mobile) et un inducteur (solénoïde) tout en minimisant les modifications de facteur de forme.

Les potentielles applications de grappillage d'énergie électromagnétique sont diverses. Comme cité dans la section précédente, Koh *et al.* (2019) propose un capteur inertiel autonome grâce à un dispositif de grappillage multiénergétique. En plus de récupérer l'énergie piézoélectrique provenant de l'impact des boules sur les parois internes de la coque sphérique, le dispositif est capable de récupérer l'énergie électromagnétique générée par le mouvement des boules magnétiques dans le solénoïde représenté par les bobines enroulées autour de la coque. Les puissances maximales générées sont obtenues à une fréquence de vibration de 2.5 Hz avec 91 boules magnétiques et s'élèvent à 0.344  $\mu\text{W}$  pour l'hémisphère gauche et 0.405  $\mu\text{W}$  pour l'hémisphère droit. Une autre étude a développé un modèle mathématique et testé le prototype de cathéter grappilleur d'énergie basé sur ce modèle. Il est composé d'un alignement linéaire d'aimants permanents oscillant dans des bobines de cuivre lorsque le boîtier est soumis à une accélération. Ce dispositif est proposé pour convertir l'énergie provenant des battements cardiaques en énergie électrique, afin d'alimenter des implants médicaux tels que des stimulateurs cardiaques. Selon le modèle mathématique, il permet de générer des puissances moyennes allant de 14.5 à 41.9  $\mu\text{W}$ , mais après expérimentation sur un animal, le dispositif fournit des puissances moyennes de 0.78 et 1.7  $\mu\text{W}$  pour des fréquences de battements cardiaques respectives de 84 et 160 battements par minute.

Les matériaux magnétostrictifs représentent une alternative pour grappiller l'énergie sous forme électromagnétique. Ils possèdent une propriété analogue aux matériaux piézoélectriques reposant sur les effets magnétomécanique et magnétomécanique inverse. Ces effets sont caractérisés par la modification de l'aimantation de ces matériaux lorsqu'ils sont contraints mécaniquement, et par le fait qu'ils se déforment lorsqu'ils sont sous l'influence d'un champ magnétique. Tout comme les dispositifs cités précédemment, les grappilleurs magnétostrictifs sont composés d'une bobine, dans laquelle est placé un barreau magnétostrictif, et d'un cylindre assurant la

fermeture du circuit magnétique. Mais, cette fois-ci, le principe ne repose pas sur le mouvement du barreau, mais bien sur les déformations de ce dernier dues à des excitations extérieures (telles que des vibrations), ce qui va engendrer une variation de champ magnétique et créer ainsi un courant électrique aux bornes de la bobine. Les grappilleurs de ce type, conçus à partir de galfenol, un alliage ductile de fer et de gallium, s'avèrent même être de meilleures alternatives que les transducteurs piézoélectriques. En effet, du point de vue énergétique, ils offrent un coefficient de magnétostriction élevé et une densité énergétique jusqu'à 20 fois supérieures à celle des grappilleurs piézoélectriques. Cependant, leur coût très élevé et l'indisponibilité de ce type de matériau sur le marché public ne permettent pas que ce type de dispositif de récupération d'énergie soit utilisé à grande échelle. Dey *et al.* (2019) étudie les performances d'un grappilleur de ce type. Il consiste en une poutre métallique, ayant une extrémité fixe et une autre soumise à une excitation mécanique, dans laquelle une bande de galfenol est encastrée. Ce dispositif peu encombrant ( $7 \text{ mm}^3 \times 2 \text{ mm}^3 \times 42 \text{ mm}^3$ ) possède un rendement maximal de 49 % pour une fréquence d'excitation de 30 Hz et permet de générer une puissance moyenne maximale avoisinant 50 mW.

Des prototypes hybrides, couplant notamment la récupération d'énergie électromagnétique et triboélectrique, sont proposés. Le générateur conçu par Bai *et al.* (2023) en est un exemple. Ce dernier comprend un générateur électromagnétique rotatif, un générateur triboélectrique à vibration ainsi qu'un mécanisme de transmission de mouvement permettant la conversion rotation-vibration et réciproquement. Ce prototype électromagnétique-triboélectrique mesure une dizaine de centimètres de hauteur et peut s'attacher sur les membres inférieurs, supérieurs ou sur un sac à dos. Il peut atteindre une efficacité de 70 % lorsqu'il est soumis à plusieurs fréquences de vibration pour une puissance moyenne générée de 300 mW lors d'un jogging.

#### **1.4.4 Récupération d'énergie mécanique par transduction triboélectrique**

Tout comme les grappilleurs d'énergie électromagnétique, les grappilleurs d'énergie électrostatique sont conçus pour récupérer ce type d'énergie, préalablement générée par une excitation mécanique. Ils sont basés sur la triboélectricité qui est un phénomène électrostatique consistant

en une électrification par contact entre deux matériaux de nature différente. Concrètement, une partie des électrons d'une des surfaces de contact est transférée à l'autre et demeure en état lors de la séparation. D'ailleurs, un apport d'énergie mécanique tel que la friction permet d'accroître cet effet.

Il existe quatre types de générateur triboélectrique, chacun caractérisé par la nature du contact mis en jeu. Le mode contact-séparation implique deux paires triboélectriques se mouvant dans une direction orthogonale au plan de contact, accompagnées de deux électrodes placées à l'arrière. Il offre une tension de sortie élevée, une géométrie simple lui permettant d'être facilement intégrée dans un système et une densité de puissance de l'ordre de  $10 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ , mais en revanche le signal généré en sortie est impulsionnel. Le deuxième mode de contact est un glissement relatif entre les deux paires triboélectriques, accompagnées de deux électrodes placées à l'arrière. Ce mode est très avantageux pour la récupération de vibrations hautes fréquences et fournit un signal de sortie continu. Cependant, il est sujet à des maintenances en raison des dommages éventuels dus à la friction entre les deux surfaces. Le troisième mode consiste à retirer une électrode ou une paire triboélectrique pour simplifier la configuration et rendre plus facile l'intégration. Généralement, l'élément manquant est remplacé par la peau de l'utilisateur qui va venir compléter la boucle, c'est pourquoi ce type de contact est très prometteur pour les écrans électroniques. Le quatrième et dernier mode est similaire au deuxième, mais avec deux électrodes fixes et donc sans mouvement relatif. Cette configuration permet d'obtenir un rendement pouvant atteindre les 100 % théoriquement, seulement l'intégration de ce mode dans un système demeure très complexe.

Le capteur inertiel proposé par Koh *et al.* (2019) est un exemple d'application potentielle exploitant le grappillage d'énergie électrostatique. Plusieurs boules magnétiques placées à l'intérieur d'une coque sphérique agissent comme une masse mobile impactant les films de PTFE placés sur la paroi interne de cette dernière, créant ainsi un contact d'électrification. Les puissances maximales sont obtenues avec 127 boules magnétiques pour une fréquence de vibration de 3 Hz et avoisinent  $0.34 \mu\text{W}$  pour le premier film de PTFE et  $0.86 \mu\text{W}$  pour le deuxième film.

Les dernières recherches portent sur la conception de générateurs triboélectriques souples et de tissus triboélectriques qui puissent ensuite être intégrés dans les vêtements (Paosangthong *et al.*, 2019; Luo & Wang, 2019). Meena *et al.* (2023) propose un générateur triboélectrique qui puisse être intégré dans un masque facial. Ce dernier, ayant la particularité d'être lui-même fabriqué en tissu, est autoalimenté par le débit d'air provenant d'une respiration normale. Ce prototype peut fournir jusqu'à  $120 \mu\text{W}$  pour une densité surfacique de  $6.86 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ . Les auteurs de cette étude mentionnent que cette technologie pourrait servir à distinguer les modes respiratoires en fonction de la mesure de la tension de sortie.

### **Limites des études existantes et signification pour la thèse**

Un état de l'art des différents types de récupération d'énergie applicables aux technologies portables a été effectué, dans le but d'identifier la méthode de transduction adaptée aux contraintes anatomiques du CA. De plus, celle-ci se doit de répondre aux besoins énergétiques de dispositifs, tels qu'un modèle commercial de prothèse auditive (environ 2 mW selon les données constructeurs de *Signia Hearing*) basée à Singapour) ou un prototype à faible consommation (entre  $500 \mu\text{W}$ , Chang *et al.* 2014 et 2.2 mW, Karrenbauer *et al.* 2022), ou encore la Auditory Research Platform développée au sein de la chaire de recherche CRITIAS (de  $81 \mu\text{W}$  à 19 mW selon les données constructeur Qualcomm, 2018).

Tout d'abord, l'exploitation de la chaleur humaine a déjà été testée pour alimenter une prothèse auditive (Lay-Ekuakille *et al.*, 2009). Bien que les performances des générateurs thermoélectriques soient prometteurs, le potentiel d'énergie thermique entre la peau et l'environnement ambiant est limité par la surface exploitable autour de l'oreille et dans le CA, ainsi que par le gradient de température disponible entre les deux surfaces. Par conséquent, outre la problématique du confort thermique, une évaluation plus approfondie du potentiel d'énergie thermique à l'intérieur du CA est nécessaire pour concevoir un récupérateur d'énergie adéquat (Avetissian *et al.*, 2023).

Contrairement à la récupération d'énergie par transduction électromagnétique qui pâtirait de l'absence de mouvement de grande amplitude ou de fréquence élevée dans la région de l'oreille,

Tableau 1.1 Comparaison de la densité de puissance pour différentes méthodes de grappillage énergétique, adaptée de Dziadak *et al.* (2023)

Type de transducteur	Densité de puissance	Localisation (activité)
Piézoélectrique	jusqu'à 10.55 mW/cm <sup>3</sup>	Semelle de chaussure (marche)
Électromagnétique	jusqu'à 3.4 mW/cm <sup>2</sup>	Sac à dos (marche)
Triboélectrique	jusqu'à 0.6 mW/cm <sup>2</sup>	Doigt (flexion)
Thermoélectrique	jusqu'à 0.02 mW/cm <sup>2</sup>	Poignet (-)

la transduction triboélectrique semble mieux convenir pour une application dans le CA. Une électrification en considérant la peau comme une électrode pourrait permettre un gain de place, tout en garantissant une densité de puissance élevée. Aucun prototype intégrant un générateur triboélectrique ne semble avoir été proposé. Mais, une technologie adoptant un mode d'électrification en monoélectrode semble être envisageable compte tenu de l'excitation mécanique créée par le condyle mandibulaire sur un embout intra-auriculaire.

Outre le fait qu'elle soit la méthode de grappillage énergétique la plus performante en termes de densité de puissance, comme le montre le tableau 1.1, la transduction piézoélectrique semble être la méthode la plus appropriée pour une application dans le CA. L'utilisation d'un matériau tel que le PVDF permet de concevoir des dispositifs flexibles et très fins qui peuvent s'adapter aux contraintes anatomiques du CA, tout en bénéficiant de bonnes performances énergétiques. Il faut noter que ces dernières diminuent en basses fréquences, ce qui pourrait être un aspect limitant par rapport à la fréquence de mastication (environ 1.5 Hz). L'intégration d'un module de conversion "*frequency-up*" (à augmentation de fréquence) pourrait ainsi compenser cette perte d'efficacité avec une excitation mécanique créée par le condyle mandibulaire (Avetissian *et al.*, 2024).

## 1.5 Synthèse

La revue de littérature nous a permis d'identifier les manques de connaissances ainsi que les ressources qui peuvent être utilisées pour mener à bien les objectifs spécifiques de la thèse.

Compte tenu des contraintes anatomiques et des besoins énergétiques pour l'alimentation d'un dispauditif, la récupération d'énergie mécanique par transduction piézoélectrique est à privilégier. Des études ont mis en évidence que les déformations du CA résultant du mouvement de l'ATM peuvent être converties en énergie électrique. Les résultats proposés dans la littérature laissent supposer que la paroi antérieure du CA, entourée de cartilage et très proche de la zone d'interaction avec le condyle mandibulaire, est la région du CA ayant le mouvement dynamique maximal, fournissant ainsi le plus grand potentiel d'énergie mécanique.

Cependant, la complexité de l'environnement anatomique de l'oreille externe, tant au niveau géométrique que structurelle, rend difficile la caractérisation géométrique *in situ* du CA et la mesure de ses déformations en fonction du mouvement de l'ATM. De plus, le manque de modélisations physiques et numériques reproduisant le comportement mécanique de l'oreille humaine en fonction du mouvement de l'ATM ne permet pas de s'affranchir des contraintes inhérentes à la région d'application pour mener des campagnes de mesures. Ainsi, l'estimation précise du potentiel énergétique des déformations du CA est encore à déterminer pour pouvoir concevoir un micrograppilleur énergétique par transduction piézoélectrique.

Par conséquent, il serait intéressant de concevoir un mécanisme reproduisant la cinématique de la mâchoire (présenté au chapitre 2) qui puisse être couplé à un conduit auditif artificiel de sorte à disposer d'un montage expérimental (présenté au chapitre 4) modélisant les déformations du CA lors de l'ouverture de la mâchoire (présenté au chapitre 3). Ce banc de test, complété par le modèle numérique homologue (présenté au chapitre 4), permettrait ainsi d'étudier les mécanismes sous-jacents caractérisant l'interaction entre le CA et l'ATM, ce qui amènerait à une meilleure estimation du potentiel énergétique des déformations intra-auriculaires.



## CHAPITRE 2

### HUMAN TEMPOROMANDIBULAR JOINT MOTION : A SYNTHESIS APPROACH FOR DESIGNING A SIX-BAR SIMULATOR

Michel Demuynck<sup>1</sup> , Aidin Delnavaz<sup>1</sup> , Jérémie Voix<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département de Génie Mécanique, École de technologie supérieure,  
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Article publié dans la revue « *Journal of Mechanisms and Robotics* » en décembre 2021 (Vol. 13, Issue 6).

#### 2.1 Abstract

The human earcanal can accommodate several types of in-ear devices including hearing aids, earphones, hearing protectors and earplugs. This canal-type home has a neighbor called the Temporomandibular Joint (TMJ) whose movements slightly deform the shape of the earcanal. While these cyclic deformations can influence the positioning, comfort and functioning of ear-fitted devices, they can also provide a significant amount of energy to harvest. Given their importance, the TMJ movements and earcanal deformations have been well studied. However, their mutual actions are still not fully understood. This paper presents the development of a six-bar kinematic TMJ simulator capable of replicating the complicated motion of the jaw. The development relies on a two-phase mechanism design algorithm to numerically optimize and analytically synthesize linkage mechanisms for which the classical optimization approaches cannot return a converged solution. The proposed algorithm enables the design of a kinematic simulator to generate the TMJ path with an average error as low as 1.65 % while respecting all the hinge-axis parameters of the jaw. This algorithm can be subsequently used to solve nonlinear complex linkage synthesis problems and ultimately, the developed kinematic simulator can be used to further investigate TMJ-earcanal interactions.

## 2.2 Introduction

The human body is able to move thanks to the joints that connect its bones. One of the body's most interesting joints is located in the area of the head, the temporomandibular joint (TMJ). Also called the jaw joint, it is involved in many activities including eating, speaking, chewing, laughing, etc. More specifically, the TMJ is the bony protuberance of the jaw called the mandibular condyle hosted within the fossa of the temporal bone of the skull. Many studies show the mechanical influence the TMJ exerts on its surrounding soft tissues when the jaw opens and closes. This movement results in geometrical deformations of the earcanal, also called earcanal dynamic movement (Delnavaz & Voix, 2013a). The earcanal movements caused by TMJ activity possess some kinetic energy, which can be harvested to power the electronic circuits of in-ear devices. Energy harvesting from within the earcanal has been studied in recent years and a few energy scavenger prototypes have been developed. However, the exact magnitude of the earcanal deformations and the amount of energy available from TMJ activity is yet to be investigated. Given the small size and curving shape of the earcanal, the TMJ is hard to access for *in vivo* measurements. Furthermore, the biomechanical interactions between the TMJ and the earcanal are not yet fully understood. So far, two methods have been proposed to quantify the earcanal dynamic movement : 1) an experimental method consisting of a hydraulic system that transforms the earcanal deformation into a measurable pressure variation in a water column (Delnavaz & Voix, 2013a; Bouchard-Roy *et al.*, 2020a) and 2) an analytical method based on the bending beam theory to model the earcanal wall deformation (Carioli *et al.*, 2016). Although the results are encouraging, the extent to which the modeling used was simplified throws into question the accuracy of the results, thus calling for a more precise modeling of the TMJ-earcanal interactivity and interactions.

Up to now, TMJ activity and the earcanal's shapes and deformations have been separately investigated by many groups of researchers. The complex kinematic of the TMJ has been studied either in 2D or 3D, by focusing either on the incisor path (Travers *et al.*, 2000; Koolstra *et al.*, 2001; Azuma *et al.*, 2009; Baeyens *et al.*, 2013), the mandibular condyle path (Yatabe *et al.*, 1997;

Ahn *et al.*, 2015; Mesnard *et al.*, 2012; Chen *et al.*, 2013) or the mandibular helical axis path (Gallo *et al.*, 1997; Hayashi *et al.*, 2012). These studies provide more insight into the mechanical behavior of the TMJ in different ranges of motion including elevation/dropping, lateral deviation and protraction/retraction of the jaw. The forces applied by the TMJ during mastication have also been the topic of many experimental studies. Some types of jaw motion simulators, replicators or robots have been developed to measure the TMJ loads during mastication. All these robotic platforms mimic both the kinematics and dynamics of the jaw movement either in a simple 1 degree of freedom (1-DOF) model (Takanobu *et al.*, 1994), or a 3-DOF model (Takanishi *et al.*, 1991; Takanobu *et al.*, 1998; Galer *et al.*, 2007) or more recently in a complicated 6-DOF model (Tahir *et al.*, 2019; Mostashiri *et al.*, 2020). In addition, the dental articulators which are currently in use by dentists and orthodontists enable the reproduction of some or all of the movements of the mandible (lower jaw) in relation to the maxilla (upper jaw) to assist in the accurate fabrication of prosthodontic or orthodontic appliances.

On the other hand, the earcanal geometry and its associated dynamic movements have been the subject of many studies by audiologists and hearing conservationists to improve the process of ear impression required to make customized hearing aids and custom-fitted earplugs (Pirzanski & Berge, 2005; Pirzanski, 2010; Nielsen & Darkner, 2011). To the best of the authors' knowledge, a comprehensive study involving both TMJ and earcanal as well as their mutual interactions is still lacking in the literature. To this end, a TMJ-earcanal simulator based on a planar linkage mechanism is required to investigate how the TMJ deforms the earcanal and how the earcanal reacts to the TMJ forces during jaw joint activity.

One of the best candidates to achieve an optimal TMJ-earcanal simulator is a planar linkage mechanism. Planar linkage assemblies are widely used to design anatomic prostheses, humanoid robots or exoskeletons capable of mimicking the human body's joint motions. Compared to servo-controlled devices such as machine tool arms, the proposed linkage mechanism control design has the clear advantage of being much less expensive and much simpler to duplicate as a research tool : the integration of the proposed mechanics with an electrical motor could reproduce the TMJ's anatomical behavior with a rotational input movement. Compared to

other motion-transforming mechanisms such as cam-and-roller or rack-and-pinion, linkage mechanisms are capable of offering more complex types of motion while requiring a simpler architecture and fewer joints. Also, the theory of such mechanisms is well known which makes their synthesis, design and analysis much easier to implement using an inverse dynamics solution. Path generation and motion generation are two important types of problems to be considered in the mechanism's synthesis. Path generation is the control of the mechanism coupler point passing through a desired set of discrete points while motion generation is the control of a coupler as a solid body in both position and orientation moving through a set of prescribed positions. Given the very limited number of design parameters for the linkage mechanisms, an optimization process is normally required for the mechanism synthesis. Optimal synthesis of mechanisms can be found in many types of biomedical prosthesis design. For example, a cross four-bar linkage mechanism reproducing the movement of the middle finger of the human hand was presented in Haulin *et al.* (2001). This type of mechanism is optimized according to the bending angle of the second phalanx by minimizing the mean quadratic error between the generated and desired values. An optimized *Stephenson* six-bar linkage mechanism capable of reproducing the trajectory of the ankle joint according to the hip joint for a human, walking exoskeleton was developed in Tsuge *et al.* (2016). The study proposed an 11-point path synthesis combined with an optimization process allowing the mechanism to pass through 60 accuracy points by minimizing the difference between the coupler point and the data points collected by a motion-capture sensor. Another kind of six-bar linkage mechanism design was proposed for a three-jointed finger mechanism (Guo *et al.*, 1993). The position of the coupler and its orientation compared with the data of the distal segment of the human finger are minimized with the least squares criteria.

The purpose of this study is to propose a two-phase motion generation synthesis with a biomechanics-driven approach to design a six-bar linkage mechanism (SBLM) reproducing the TMJ movement and replicating the jaw rotation during the mouth opening motion. This paper will also evaluate the feasibility of designing a simplified-architecture mechanism that is only driven by revolute joints. The results of this paper could be useful to several fields including, but

not limited to, the design of dental articulators, surgical mandibular implants or devices used to cure TMJ disorders. Also, other studies relating to the interaction of the TMJ and earcanal such as those focused on earplug comfort (Doutres *et al.*, 2019), the hearing aid retention problem (Kochkin, 2000; Berger & Voix, 2018) or energy harvesting from earcanal dynamic movements (Delnavaz & Voix, 2014a,b; Carioli *et al.*, 2018) could substantially benefit from the results of this study.

### 2.3 Biomechanics of the TMJ

In order to study jaw joint movements and their influence on earcanal deformations, certain reference points describing the TMJ movements and constraints need to be defined. The hinge axis is defined as an imaginary line which is perpendicular to the mid-sagittal plane of the head, passing through the centers of both mandibular condyles as shown by point C in Fig. 2.1a. In most studies, the hinge axis is a reference axis used to measure the kinematic parameters of the jaw movements such as the mandibular condyle path (yellow dashed line with both initial and final points  $C_1$  and  $C_N$ ), the incisor path  $s_{\text{incisor}}$  (red line) and the sagittal rotation  $\Phi_{\text{hinge}}$  (red arc) as illustrated in Fig. 2.1a.

The geometrical path of the hinge axis represents the curvilinear translation of the mandibular condyle. The following mathematical function has been proposed by Peck *et al.* as a boundary condition for the mandibular condyle path when the jaw is opening (Peck *et al.*, 2000), in which :

$$y(x) = 5 \cos\left(\frac{\pi}{13}x\right) - 5 \quad (2.1)$$

where  $x$  denotes the coordinate along the antero-posterior (A-P) axis and  $y$  denotes the coordinate along the supero-inferior (S-I) axis, both expressed in millimeters. In fact, this formula represents the shape of the temporal fossa of the skull bone, which is the superior anatomical bound of the mandibular condyle movement. As shown in Fig. 2.1a, the orientation of the proposed profile follows the anatomical planes of the human head by a  $40^\circ$  rotation with respect to the occlusal

plane and a  $20^\circ$  rotation with respect to the mid-sagittal plane. Moreover, the profile length corresponds to a 16-millimeter horizontal translation of the mandibular condyle along the A-P axis.

The hinge axis is also the axis around which the jaw performs its rotation when the mouth opens. This rotation induces a curvilinear translation of the incisor. Several studies have focused on the relationship between the incisor and the condylar paths. For example, a  $32.05 \pm 0.90^\circ$  sagittal rotation of the jaw can be associated to a  $48.60 \pm 1.03$  mm curvilinear translation of the incisor by tracking the jaw using an optoelectric device (Travers *et al.*, 2000).

For this preliminary study, the following parameters are assumed : the occlusal plane is horizontal, the hinge-axis opening rotation of the jaw  $\Phi_{\text{hinge}}$  is fixed at a clockwise rotation of  $32^\circ$  and the mouth-opening movement is symmetrical between the left and right TMJ. The *target path* is defined as a set of discrete positions resulting from the function presented in Eq. (2.1) after performing the anatomical transformations ( $40^\circ$  orientation according to the occlusal plane and 16 mm truncation of the translation path). Since the study frame is based on the parasagittal plane passing through the mandibular condyle center, the angular orientation of the temporal fossa profile according to the mid-sagittal plane will not be considered. The mandibular condyle is assumed as going back-and-forth along the profile described by the anatomical-adjusted function of Peck et al. The curvilinear length of the incisor path  $s_{\text{incisor}}$  is assumed to be 50 mm.

## 2.4 One-phase optimization approach : Motion generation synthesis

Several mechanisms can be used to generate a continuous path passing through a set of specified discrete positions. The mechanism should be able : (1) to perform a planar (2D) motion as the target path is a 2D curve, (2) to be driven by one input signal so as to have the simplest possible controls, and (3) to favor pivoted links over slider links as the design and implementation of pivoted links are technically much simpler than those of slider links. Based on these criteria, the four-bar linkage mechanism (FBLM-1) composed only of pivoted or rotating joints is the best

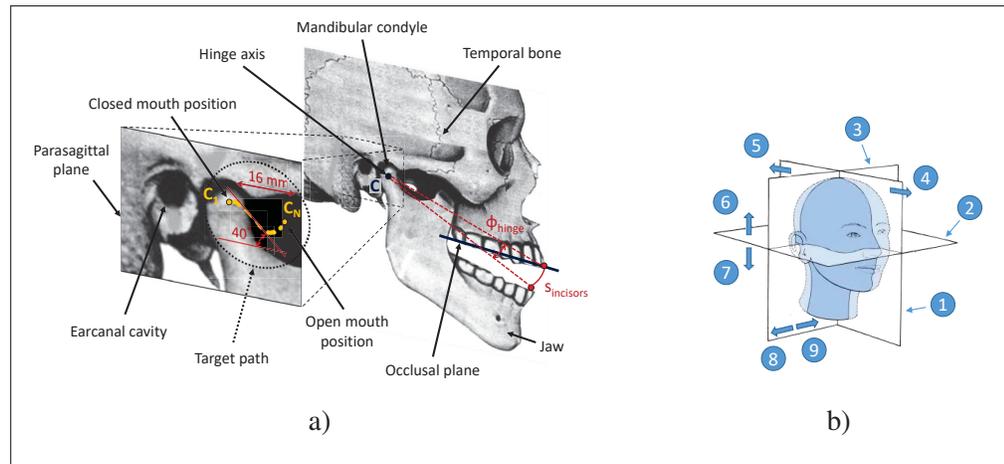


Figure 2.1 (a) Anatomical setting of the TMJ model and (b) Anatomical planes and axes associated with the head : (1) median or mid-sagittal plane, (2) horizontal or transverse plane, (3) frontal or coronal plane, (4) anterior axis, (5) posterior axis, (6) superior axis, (7) inferior axis, (8) lateral axis, and (9) medial axis

choice for this study. Figure 2.2 schematically shows the FBLM-1 model in its initial (solid line) and intermediate (dashed line) positions after an arbitrary rotation of  $\Delta\theta_A$  for the input link.

As illustrated in Fig. 2.2, 11 design variables can be identified for the FBLM-1 model : the lengths of all the links  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$ ,  $l_4$  and  $l_C$ , the global orientation of the mechanism according to its angle  $\alpha$  with respect to the reference A-P axis, the coupler angle  $\gamma$ , the initial angular position of the input link  $\theta_{A,0}$ , the angular variation of the input angle  $\Delta\theta_A$ , and the coordinates  $[x_A, y_A]$  of point A. The global  $(x, y)$  and local  $(u, v)$  frames are orthogonal coordinate systems fixed in point A, whose first axes are aligned with the reference A-P axis and link  $l_1$  respectively as shown in Fig. 2.2.

The optimized configuration of the FBLM-1 model should generate a path at point C that matches the target path as closely as possible, however the timing at which the point C reaches the precision points on the target path in terms of the input rocker angle is not of concern. To this end, the coordinates of the coupler point C should be expressed as a function of the design variables in the global coordinate system by :

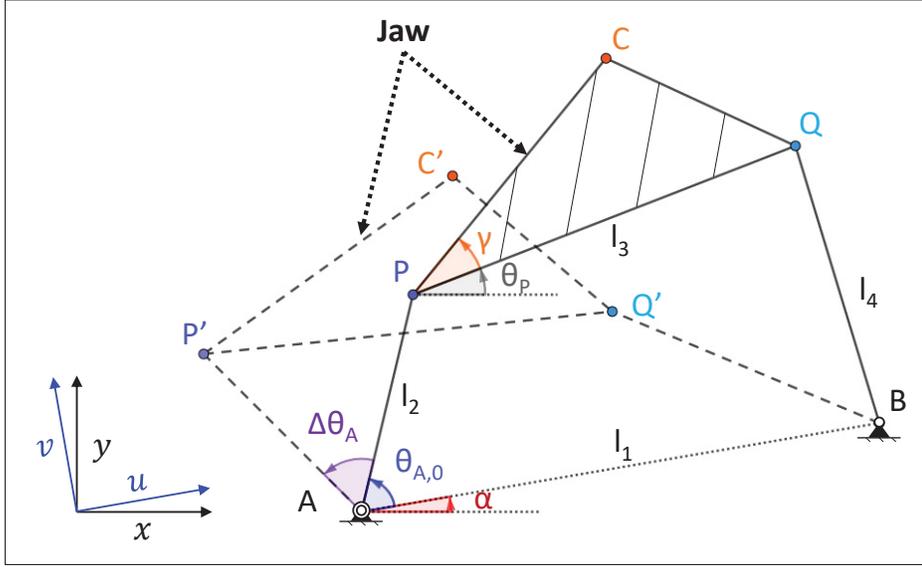


Figure 2.2 Schematic representation of the FBLM-1 in its initial (solid line) and intermediate (dashed lines) positions

$$\begin{cases} x_C = x_A + l_2 \cos(\theta_A + \alpha) + l_3 \cos(\gamma + \theta_P + \alpha) \\ y_C = y_A + l_2 \sin(\theta_A + \alpha) + l_3 \sin(\gamma + \theta_P + \alpha) \end{cases} \quad (2.2)$$

It is therefore necessary to express the design parameter  $\theta_P$  as a function of the design variables by using Freudenstein's method (Mata *et al.*, 2016). Projecting the geometric loop in Fig. 2.2 onto the directions  $\vec{u}$  and  $\vec{v}$  yields :

$$\begin{cases} l_2 \cos(\theta_A) + l_3 \cos(\theta_P) - l_4 \cos(\theta_B) - l_1 = 0 \\ l_2 \sin(\theta_A) + l_3 \sin(\theta_P) - l_4 \sin(\theta_B) = 0 \end{cases} \quad (2.3)$$

By eliminating  $\theta_B$  in Eqs. (2.3) and using  $K_1 = \frac{l_1}{l_2}$ ,  $K_2 = \frac{l_1}{l_4}$ ,  $K_3 = \frac{l_4^2 - l_1^2 - l_2^2 - l_3^2}{2l_2l_3}$ , one can obtain :

$$\begin{aligned}
& K_1 \cos(\theta_P) + K_2 \cos(\theta_A) + K_3 \\
& = \cos(\theta_P) \cos(\theta_A) + \cos(\theta_P) \cos(\theta_A)
\end{aligned} \tag{2.4}$$

Then, by using the half-angle entities in Eq. (2.4), a quadratic polynomial of unknown  $\tan\left(\frac{\theta_P}{2}\right)$  can be expressed as :

$$A \tan^2\left(\frac{\theta_P}{2}\right) + B \tan\left(\frac{\theta_P}{2}\right) + C = 0 \tag{2.5}$$

in which :

$$A = (1 + K_2) \cos(\theta_A) - K_1 + K_3,$$

$$B = -2 \sin(\theta_A),$$

$$C = K_1 + (K_2 - 1) \cos(\theta_A) + K_3$$

Finally,  $\theta_P$  is derived by solving Eq. (2.5) :

$$\theta_{P_{1,2}} = 2 \arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right) \tag{2.6}$$

Equation (2.6) potentially provides two solutions, each corresponding to a specific configuration of the mechanism : '+' represents the solution of the open configuration (none of the links are crossed), whereas '-' corresponds to the crossed configuration (two links cross over each other). The optimization process takes into account both configurations. By replacing Eq. (2.6) into Eqs. (2.2), the coordinates of point  $C$  are expressed as a function of the design variables.

For the optimization process, the target path is modeled as an interpolation of  $N = 50$  discrete precision points. Each of these points is compared to its associated generated point  $C_i$ , which corresponds to the angle value of  $\theta_{A,i}$ . The performance of the mechanism synthesis is evaluated based on the root-mean-square error (RMSE) between the target and the generated path, normalized to the arc length of the target path  $s_{\text{target}}$  in millimeters within the target zone. Therefore, the optimum design is obtained by minimizing the following objective function :

$$\epsilon = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [(x_{\text{target},i} - x_{C,i})^2 + (y_{\text{target},i} - y_{C,i})^2]}}{s_{\text{target}}} \quad (2.7)$$

The optimized FBLM-1 model would be physically realizable and biomechanically capable of reproducing the movement of the jaw if the following constraints were satisfied :

**Constraint #1 :** The size of the links should remain within an acceptable range in order to minimize the space requirement ;

$$\forall i \in \{1, 2, 3, 4\}, 15 \text{ mm} \leq l_i \leq 150 \text{ mm} \quad (2.8)$$

**Constraint #2 :** The Grashof condition should be imposed to ensure the smooth movement of the mechanism in its operating range including the entire target curve ;

$$\begin{aligned} 2 \min(\{l_1, l_2, l_3, l_4\}) + 2 \max(\{l_1, l_2, l_3, l_4\}) \\ - (l_1 + l_2 + l_3 + l_4) \leq 0 \end{aligned} \quad (2.9)$$

**Constraint #3 :** Link 2 is the input crank and should be capable of rotating a full  $360^\circ$  without any restriction or toggle position. Therefore, link 2 should be the shortest link in the mechanism whereby its length  $l_2$  should be the shortest of all the links ;

$$\forall i \in \{1, 3, 4\}, l_2 \leq l_i \quad (2.10)$$

**Constraint #4 :** The incisor movement is modeled by point  $P$  in Fig. (2.2) and so, the curvilinear path of point  $P$  should be equal to  $s_{\text{incisor}}$  ;

$$l_2 \Delta\theta_A = s_{\text{incisor}} = 50 \text{ mm} \quad (2.11)$$

**Constraint #5 :** The coupler should perform the biomechanical rotation  $\Phi_{\text{hinge}}$  of the jaw ;

$$\Delta\theta_P = \Phi_{\text{hinge}} = -32^\circ \quad (2.12)$$

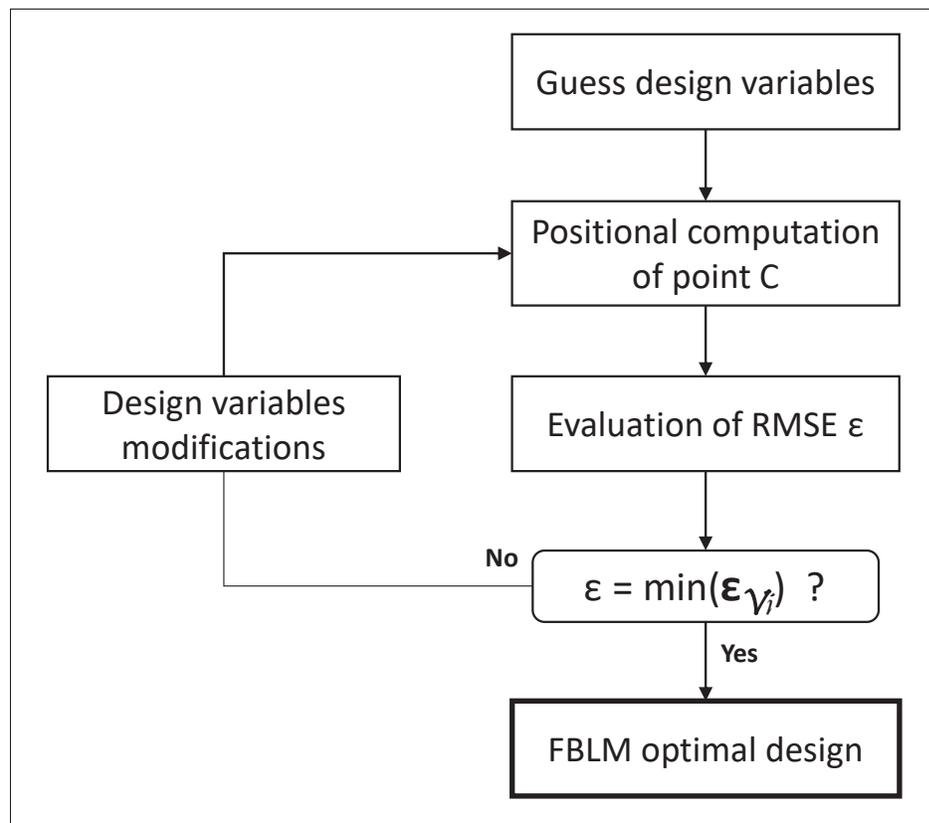


Figure 2.3 Flowchart of the iterative process used to solve the one-phase optimization problem of the FBLM-1 model.  $\epsilon_{V_i}$  : set of RMSE for the neighborhood of evaluation points at iteration 'i'

The *fmincon* function with the Sequential Quadratic Programming (SQP) algorithm in the *Optimization Toolbox* of MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA) is chosen as it is able to keep running the solving process of a nonlinear objective function even if the intermediate values are non-real. *fmincon* receives a number of input parameters including an initial set of the design variables. Therefore, it is necessary to run the optimization process by using different initially guessed variables to enlarge the design space. The solving process of the one-phase optimization approach is summarized in Fig. 2.3.

In this study, ten iterations of the process are performed for each open- and crossed-configuration of the FBLM-1 model. Finally, the optimized model is chosen based on the lowest RMSE criterion. Among the 20 results, the lowest RMSE is  $\epsilon = 3.12\%$  for the open configuration, for which the optimized set of design variables are detailed in Table 2.1. Figure 2.4 shows the optimized generated path (dashed line) compared to the target path (solid line).

Tableau 2.1 Optimized values of the design variables for the FBLM-1 model

$l_1$	123.45	mm
$l_2$	106.38	mm
$l_3$	150	mm
$l_4$	150	mm
$l_C$	143.72	mm
$\alpha$	79.49°	
$\gamma$	0°	
$\theta_{A,O}$	206.36°	
$\Delta\theta_A$	25.31°	
$x_A$	69.61	mm
$y_A$	-1.06	mm

Although the optimized generated path can follow the target curve, the difference between the two curves is quite considerable as seen in Fig. 2.4. The general shape of the generated path is not sufficiently curved and does not exhibit an inflection point. Therefore, the first-order optimality value which is a measure of how close the solution points are to optimal is relatively high, equaling 192.77. Also, the maximum constraint violation value equaling 27.68

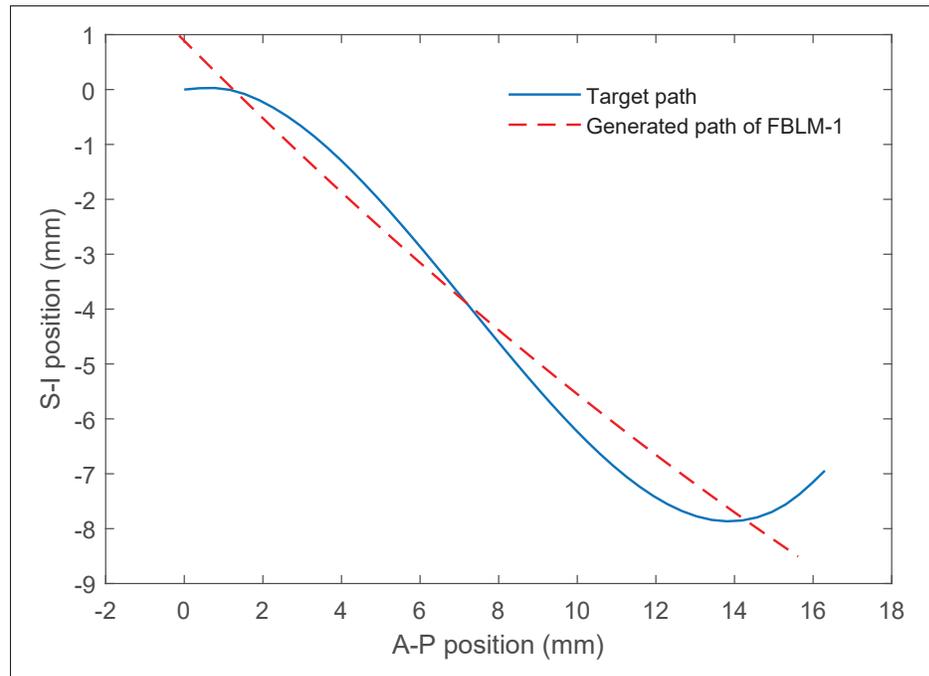


Figure 2.4 Optimized generated path for the FBLM-1 model compared with the target path. Closed jaw position corresponds to the origin of the coordinate system

confirms that some constraints are evaluating far from their acceptable boundaries during the optimization process. These parameters indicate that the FBLM-1 model is not performing well and is overconstrained. Therefore, it is necessary to either relax some of the constraints or modify the architecture of the mechanism to divide the constraints between several links. The two-phase hybrid optimization approach presented in the following section aims to improve the shortcomings of the FBLM-1 model by imposing the constraints on two different links.

## 2.5 Two-phase hybrid optimization approach : Path and motion generation synthesis

The two-phase hybrid approach consists in synthesizing two separate linkages for the path and motion generation of the jaw and then integrating both subordinate mechanisms into the final setup. To this end, two different methods will be used to synthesize each sub-mechanism : 1) The numerical optimization approach is used for the path generation and 2) the analytical synthesis

approach is adopted for the motion generation. Indeed, the proposed design is a marriage of a four-bar linkage mechanism (FBLM-2) to generate the desirable trajectory of point  $C$  and a three-rotational-joint (R) sub-mechanism called RRR-dyad to control the orientation of the jaw during its travel. The resulting mechanism is a six-bar linkage mechanism called SBLM, as illustrated in Fig. 2.5c.

### 2.5.1 Path generation optimization of FBLM-2

FBLM-2 is a four-bar closed mechanism composed of links  $l_1$  through  $l_4$  as shown in Fig. 2.5b. Four out of the five constraints mentioned in the previous section are imposed to FBLM-2. In fact, constraint #1 to constraint #4 are all applied to FBLM-2, but constraint #5 is relaxed to make the generated path closer to the target path for point  $C$ . Except for the constraints, the optimization procedure for the FBLM-2 model remains quite similar to that of FBLM-1 with the same computational process, objective function and optimization algorithm.

### 2.5.2 Analytical motion generation synthesis of RRR-dyad

RRR-dyad is an open linkage consisting of links  $l_5$  and  $l_6$  as shown in Fig. 2.5a. RRR-dyad is coupled to the FBLM-2 model via the joint located at  $C$ . This point represents the TMJ and  $l_6$  represents the jaw. The RRR-dyad makes the jaw link  $l_6$  pass through three specified positions of point  $C$  along the TMJ trajectory while controlling its orientation with the rotation angles  $\alpha_2$  and  $\alpha_3$  at the intermediate and final positions.

The analytical synthesis of the RRR-dyad for three precise positions is based on the algebraic analysis of the vector loops formed by its links in the starting, intermediate and final positions. Therefore, three distinct positions of point  $C$  along the TMJ trajectory are chosen and the RRR-dyad model is schematically built at these positions as demonstrated in Fig. 2.5a.

The design variables including  $l_5$  and  $l_6$ , their initial angular positions,  $\theta_{O,0}$  and  $\theta_{M,0}$ , their intermediate and final rotations  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\beta_2$  and  $\beta_3$  with respect to their initial angular positions and the magnitude and orientation of the displacement vectors  $p_2$ ,  $p_3$ ,  $\delta_2$  and  $\delta_3$  to reach the

intermediate and final positions can be identified in the model. Two vector loops are formed in Fig. 2.5a resulting in the following two vector equations :

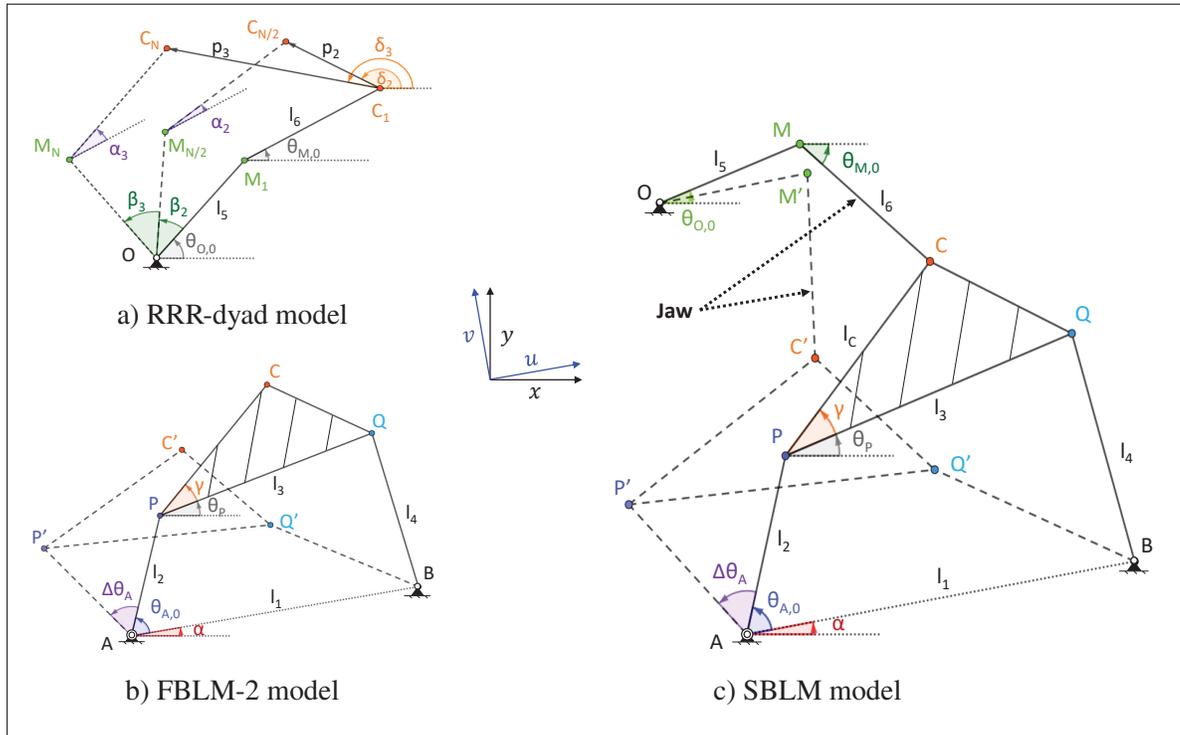


Figure 2.5 Schematic representation of (a) RRR-dyad model, (b) FBLM-2 model and (c) SBLM model obtained by attaching (a) and (b) from point C. The initial positions are shown by the solid line

$$\begin{aligned}
 \overrightarrow{OM_1} + \overrightarrow{M_1C_1} + \overrightarrow{C_1C_{N/2}} + \overrightarrow{C_{N/2}M_{N/2}} + \overrightarrow{M_{N/2}O} &= 0 \\
 \overrightarrow{OM_1} + \overrightarrow{M_1C_1} + \overrightarrow{C_1C_N} + \overrightarrow{C_NM_N} + \overrightarrow{M_NO} &= 0
 \end{aligned} \tag{2.13}$$

By decomposing the vector equations into two orthogonal scalar equations along  $\vec{x}$  and  $\vec{y}$ , one can obtain :

$$\left\{ \begin{array}{l} l_5 \cos \theta_O (\cos \beta_2 - 1) - l_5 \sin \theta_O \sin \beta_2 \\ \quad + l_6 \cos \theta_M (\cos \alpha_2 - 1) - l_6 \sin \theta_M \sin \alpha_2 = p_2 \cos \delta_2 \\ l_5 \sin \theta_O (\cos \beta_2 - 1) - l_5 \cos \theta_O \sin \beta_2 \\ \quad + l_6 \sin \theta_M (\cos \alpha_2 - 1) - l_6 \cos \theta_M \sin \alpha_2 = p_2 \sin \delta_2 \end{array} \right. \quad (2.14)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} l_5 \cos \theta_O (\cos \beta_3 - 1) - l_5 \sin \theta_O \sin \beta_3 \\ \quad + l_6 \cos \theta_M (\cos \alpha_3 - 1) - l_6 \sin \theta_M \sin \alpha_3 = p_3 \cos \delta_3 \\ l_5 \sin \theta_O (\cos \beta_3 - 1) - l_5 \cos \theta_O \sin \beta_3 \\ \quad + l_6 \sin \theta_M (\cos \alpha_3 - 1) - l_6 \cos \theta_M \sin \alpha_3 = p_3 \sin \delta_3 \end{array} \right. \quad (2.15)$$

The system of equations contains 12 unknowns for 4 equations. The 4 variables related to point  $C$ , that is  $p_2$ ,  $\delta_2$ ,  $p_3$  and  $\delta_3$  are defined by the generated path obtained from the optimized FBLM-2 model. Moreover, according to constraint #5, link  $l_6$  should rotate  $\Phi_{\text{hinge}}$  between the initial and final positions resulting in  $\Phi_{\text{hinge}}/2$  between the initial and the intermediate position  $\frac{N}{2}$ ; so that  $\alpha_2$  and  $\alpha_3$  are determined by :

$$\left\{ \begin{array}{l} \alpha_2 = \Phi_{\text{hinge}}/2 = -16^\circ \\ \alpha_3 = \Phi_{\text{hinge}} = -32^\circ \end{array} \right. \quad (2.16)$$

Furthermore,  $\beta_2$  and  $\beta_3$  are chosen arbitrarily. The system of Eq.(2.14) and (2.15) can be presented in a matrix form by :

$$\begin{bmatrix} A & -B & C & -D \\ F & -G & H & -K \\ B & A & D & C \\ G & F & K & H \end{bmatrix} \begin{pmatrix} l_{5x} \\ l_{5y} \\ l_{6x} \\ l_{6y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E \\ L \\ M \\ N \end{pmatrix} \quad (2.17)$$

in which

$$\begin{array}{lll} l_{5x} = l_5 \cos \theta_O & A = \cos \beta_2 - 1 & G = \sin \beta_3 \\ l_{5y} = l_5 \sin \theta_O & B = \sin \beta_2 & H = \cos \alpha_3 - 1 \\ l_{6x} = l_6 \cos \theta_M & C = \cos \alpha_2 - 1 & K = \sin \alpha_3 \\ l_{6y} = l_6 \sin \theta_M & D = \sin \alpha_2 & L = p_3 \cos \delta_3 \\ & E = p_2 \cos \delta_2 & M = p_2 \sin \delta_2 \\ & F = \cos \beta_3 - 1 & N = p_3 \sin \delta_3 \end{array}$$

The solution of the matrix equation gives the link size variables  $l_{5x}$ ,  $l_{5y}$ ,  $l_{6x}$  and  $l_{6y}$ . By knowing the position of point  $C$ , one can find the position of the fixed pivot  $O$  by :

$$\begin{cases} x_O = x_{C_1} - l_{6x} - l_{5x} \\ y_O = y_{C_1} - l_{6y} - l_{5y} \end{cases} \quad (2.18)$$

Finally, the analytically synthesized RRR-dyad sub-mechanism can be integrated to the optimized FBLM-2 model to form the six-bar mechanism SBLM capable of generating both the path and the motion of the jaw link during its travel from a closed to open jaw position. The process of the two-phase hybrid approach is outlined in Fig. 2.6.

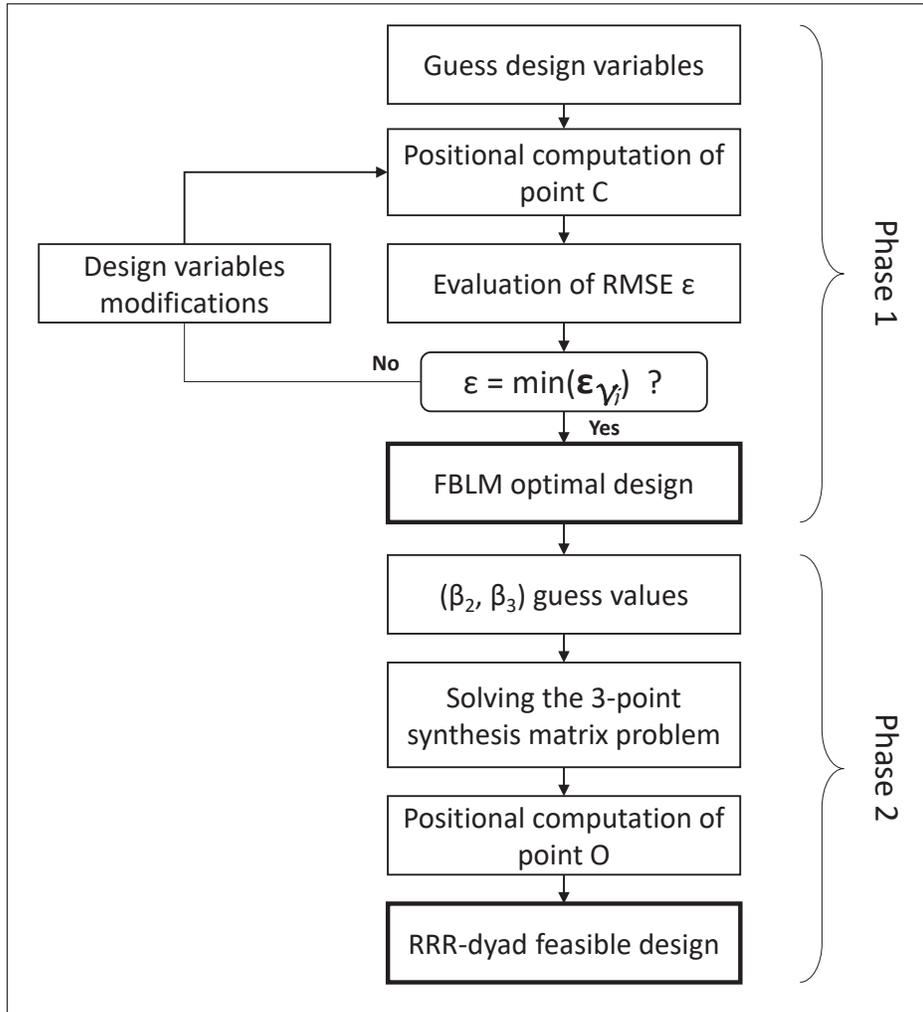


Figure 2.6 Flowchart of the process for solving the two-phase hybrid optimization-analytical problem for the FBLM-2 and RRR-dyad models.  $\epsilon_{V_i}$  : set of RMSE for the neighborhood of evaluation points at iteration 'i'

## 2.6 Results

A two-phase hybrid optimization approach is executed for ten different starting points in both configurations just as for the one-phase approach. The lowest obtained RMSE for the converged solution is calculated to be  $\epsilon = 1.29\%$  for the open configuration, with the optimized set of design variables being detailed in Table 2.2. Moreover, the first-order optimality value is equal to 0.015, which demonstrates a significant improvement over the results that were obtained using

the classical one-phase optimization. In addition, the maximum constraint violation value is as low as  $4.12 \times 10^{-5}$ , which guarantees that all the imposed constraints have been satisfied.

Tableau 2.2 Optimized values of the design variables for the FBLM-2 model

$l_1$	137.72	mm
$l_2$	24.84	mm
$l_3$	26.94	mm
$l_4$	137.68	mm
$l_C$	34.47	mm
$\alpha$	111.40°	
$\gamma$	14.04°	
$\theta_{A,O}$	185.16°	
$\Delta\theta_A$	108.42°	
$x_A$	17.53	mm
$y_A$	3.62	mm

The RRR-dyad analytical synthesis for the jaw link's motion generation depends highly on the arbitrary values of  $\beta_2$  and  $\beta_3$ . Therefore, several couple values of  $(\beta_2, \beta_3)$  are tested for the RRR-dyad and the obtained feasible designs are marked. Among the marked designs, several candidates are chosen based on the magnitude of the length and rotation of the links to minimize the work space of the mechanism. Finally, the best design is chosen by evaluating the key characteristic criterion of the jaw link rotation, which is the smooth and uniform transition between the initial closed and the final open jaw positions. The values of the chosen angles are  $\beta_2 = -25^\circ$  and  $\beta_3 = -35^\circ$  and the associated values of the design variables are listed in Table 2.3.

The optimized design of FBLM-2 and analytical synthesis of RRR-dyad are subsequently joined at point  $C$  to form the SBLM model. Finally, the computer simulation of the optimally synthesized six-bar linkage mechanism shown in Fig. 2.8a and Fig. 2.8b is provided using the Computer-Assisted Design (CAD) software CATIA V5 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). This virtual prototype enables the verification of the mechanism's global kinematics,

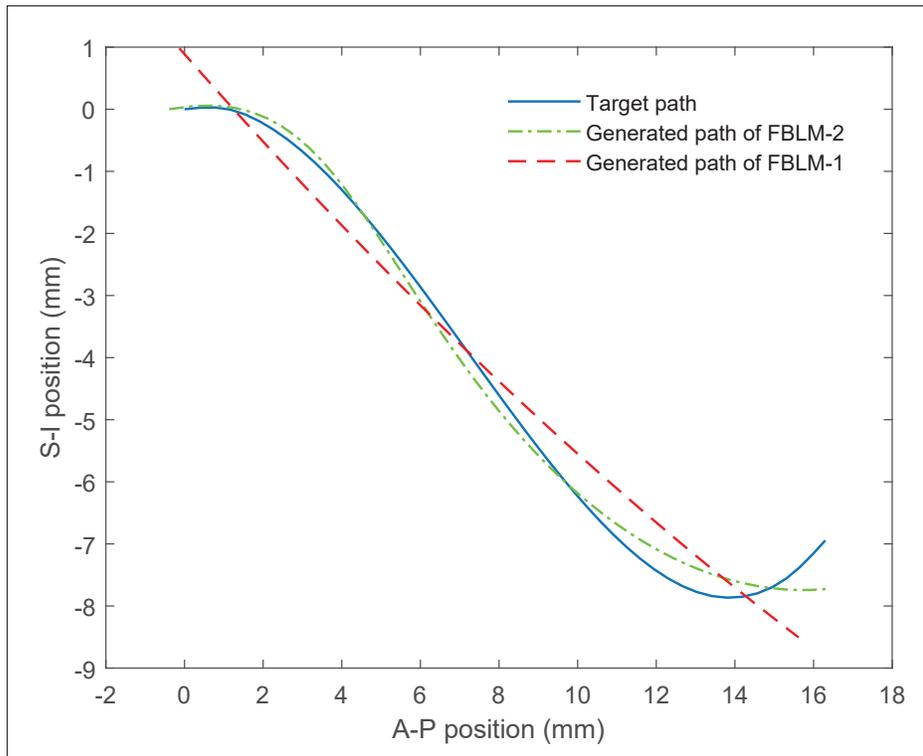


Figure 2.7 Optimized generated path for the FBLM-2 model compared with the FBLM-1 and the target path. Closed jaw position corresponds to the origin of the coordinate system

Tableau 2.3 Values of the design variables for the analytical solution of the RRR-dyad model

$l_5$	17.06	mm
$l_6$	34.05	mm
$\theta_{O,0}$	$6.64^\circ$	
$\theta_{M,0}$	$113.19^\circ$	
$x_O$	-3.93	mm
$y_O$	-33.27	mm

and validation of the effectiveness of the proposed hybrid approach to replicate the motion of the jaw, as shown in Fig. 2.8c.

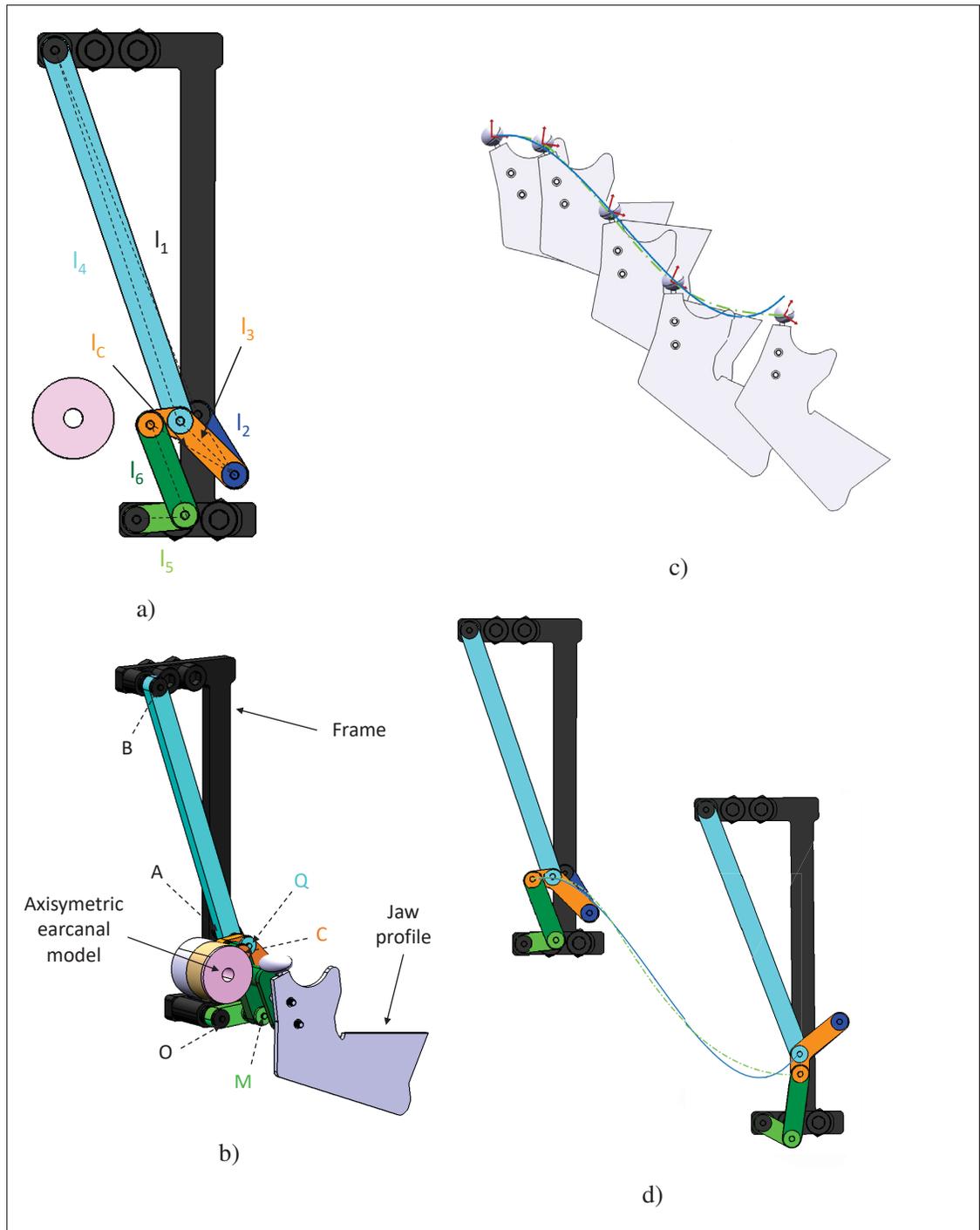


Figure 2.8 Computer simulation of the optimized six-bar linkage mechanism : (a) planar view, (b) 3D view with the jaw profile and axisymmetric model of the ear canal, (c) large-scale view of the optimized (dash-dotted line) and target (solid line) path with the orientation of the jaw along the path and (d) configuration of the mechanism at two extreme positions with the optimized and target path

## 2.7 Discussion

According to Table 2.2, the length of all the links is less than 150 mm, as required by constraint #1, the Grashof condition is satisfied as per constraint #2 and  $l_2$  is the shortest link, which meets constraint #3. Therefore, the overall size of the mechanism remains within an acceptable range. The optimized generated path of FBLM-2 (dash-dotted line) is illustrated in Fig. 2.7, which also compares it to FBLM-1 (dashed line) and the target path (solid line).

According to Fig. 2.7, the overall shape of the FBLM-2 curve is much closer to the target path than that of FBLM-1. Particularly, an inflection point and S-shape form can be explicitly observed for the FBLM-2 curve in contrast to FBLM-1's path. Furthermore, the path generated by FBLM-2 is more successful in pursuing the target path, specifically at both extremities of the curves. Since most of the interactions between the earcanal and the TMJ occur at the end of the curve, the accuracy of the generated path at this location is very crucial. The overall improvement achieved by the proposed two-phase hybrid optimization over the classical single-phase optimization can be quantified by comparing their associated errors, which reveals a two-fold increase in performance by the FBLM-2 model. The main reason for this is that the combined path and motion generation synthesis is overconstrained for the FBLM-1 model, whereas the FBLM-2 model is under more reasonable constraints, having had the motion generation constraint assigned to the RRR-dyad submechanism. Therefore, the maximum constraint violation value drops remarkably and becomes almost zero for the path generation synthesis of FBLM-2.

The rotation of jaw link  $l_6$  in the RRR-dyad is calculated while the TMJ is traveling along the trajectory curve. The results for this, demonstrated in Fig. 2.9, show that the angular variation of the jaw link is almost linear with a constant rate of  $2^\circ$  per millimeter of the TMJ's displacement. From an anatomic point of view, this means that the jaw link rotation and translation are mainly done simultaneously which is an integral part of the natural jaw opening and closing cycle. The translation-rotation correlation of the jaw has already been investigated by other researchers. For example, the contribution of the jaw rotation is estimated to be  $2.1 \pm 0.2^\circ$  per millimeter of the TMJ's translation (Mesnard *et al.*, 2012) showing a difference of about 4.8 % compared to

what our results report in this research. The difference can be explained by (1) the difference in measuring the horizontal translation of the TMJ ( $15.0 \pm 1.6$  mm versus 16 mm used in this work) and (2) the jaw opening rotation around the hinge axis ( $31.9 \pm 4.2^\circ$  versus  $32^\circ$  in this work).

As both optimization approaches depend on the initial guesswork used to establish the design variables, the validity of the optimized designs is limited to the vicinity of the initial conjectures. To determine the overall optimal solutions, all the possibilities of the initial speculations would need to be verified.

It should be noted that the human body's anatomy is not unique and hence, the kinematic parameters used to describe the mouth-opening movement may vary among individuals. Three well-individualized kinematic TMJ models correlated with temporal bone geometries have been reported in the literature and it is estimated that the inter-individual variation of the parameters is weak within each group (Mesnard *et al.*, 2012). All the results obtained in this study are closely dependent on the TMJ model described in section 2.3.

However, the proposed synthesis approach could make it possible to customize the SBLM generated path to model more than one TMJ anatomy. The solving process detailed in Fig. 2.6 would remain the same, and only the biomechanical constraints values would be adjusted according to the TMJ anatomical model. In addition, the prototype could integrate threaded rods, adjustment spacers and a compass-like coupler. This design could make it possible to adjust all the link lengths and the coupler angle in order to take into account the variability of the TMJ's anatomy.

## **2.8 Conclusions**

This paper presents a two-phase motion generation synthesis which enables designing a six-bar kinematic simulator consisting of a four-bar mechanism and RRR-dyad linkage. The complexity of the objective function to minimize the error between the anatomical target path and the mechanism's generated curve as well as the strong nonlinear constraints imposed by the anatomy of the jaw movements rendered the solution consisting of a simple four-bar linkage mechanism

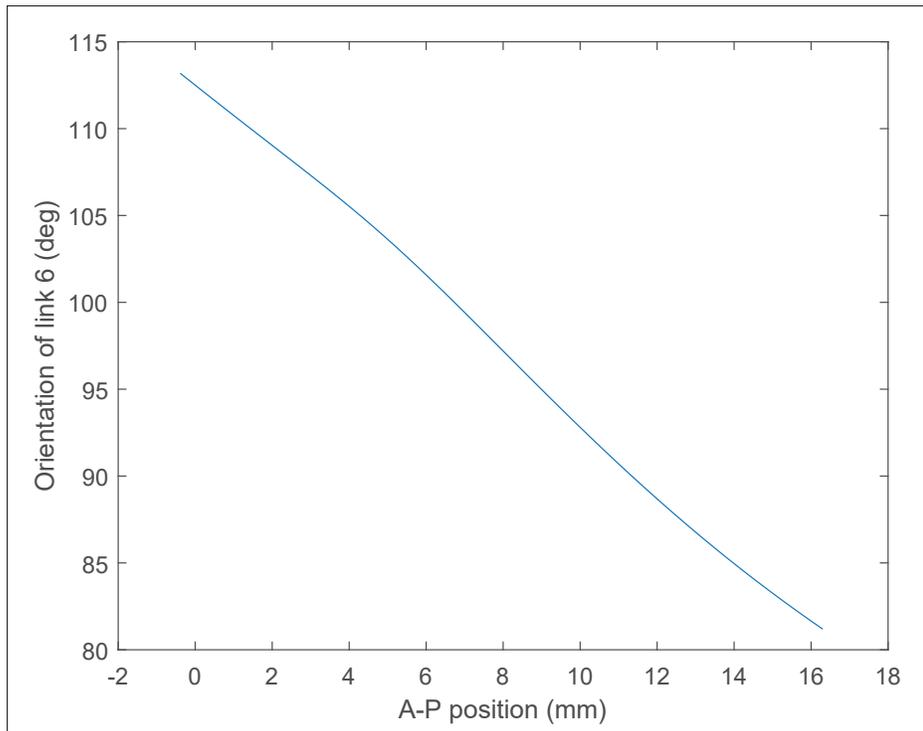


Figure 2.9 Angular orientation of the jaw link  $l_6$  according to the A-P position

(FBLM-1) insufficient. Accordingly, the associated design became overconstrained and the classical single-phase optimization approach could not return an acceptable converged solution. Therefore, the two-phase optimization approach was proposed, splitting the path and motion generation of the jaw movement between two different submechanisms. Subsequently, the solution of a nonlinear optimization involving a properly constrained four-bar linkage mechanism (FBLM-2) was integrated into an analytical solution for the three-position synthesis of a two-link dyad (RRR-dyad).

The results prove the effectiveness of the proposed synthesis approach in reproducing the TMJ path as well as replicating the jaw rotation during a typical jaw opening motion. In addition, the required correlation between the translation of the TMJ and the rotation of the jaw could be successfully achieved by the optimized mechanism assuring that the generated movement is close to the natural jaw opening motion. The synchronization of movements has not been

sought in this paper, however the synthesized mechanism would be capable of generating the synchronous movement with the natural movement of the jaw through an appropriate control of the input crank angle.

The proposed two-phase optimization approach can be further used to design linkage mechanisms in general and human prosthesis in particular where complicated objective functions and highly nonlinear constraints impair the use of the classical optimization approach. Moreover, the developed kinematic simulator would facilitate the morphological study of the TMJ and the deformation analysis of the earcanal while providing a platform to validate the kinematic mechanisms, biomechanical computer simulations or finite element models of the TMJ-earcanal interactions. Additionally, the proposed simulator can give new insights into the complex motion of the TMJ, improve mandibular implant design and eventually lead to a better understanding and treatment of temporomandibular joint diseases. Furthermore, this approach can enable the investigation of discomfort issues related to hearing prostheses and simplify the evaluation of the kinetic energy associated with earcanal dynamic movements for energy harvesting.

## **2.9 Acknowledgment**

The authors would like to acknowledge the support of the Natural Sciences and Engineering Council of Canada (NSERC), through the last author's Discovery grant (RGPIN-2017-06192). The technical support received from the NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS) is also greatly appreciated.



## CHAPITRE 3

### MORPHOLOGICAL ANALYSIS OF THE HUMAN EARCANAL DEFORMATIONS DURING FACE-RELATED ACTIVITIES

Michel Demuynck<sup>1</sup>, Aidin Delnavaz<sup>1</sup>, Jérémie Voix<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département de Génie Mécanique, École de technologie supérieure,  
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Article accepté dans la revue « *Applied Ergonomics* » en novembre 2023 et publié en avril 2024  
(Vol. 116).

#### 3.1 Abstract

Ear-related technologies are spreading in our daily life and have become essential in several applications. The comfort, retention and battery life of in-ear devices can be substantially improved by considering the dynamic behavior of the earcanal. A better understanding of the earcanal dynamic motion would not only result in the improved fit and performance of earpieces but could also pave the way to harvest energy from these movements to power future ear-related technologies. The contours of the left and right ears of 18 healthy subjects during closed mouth and 4 activities (mouth opening, turning head left, raising eyebrows and smiling) were discretized. Eight parameters were analyzed to investigate the possible relation between each of these face-related activities and the radial and axial deformations of the earcanal. The largest significant deformations in reference to the closed-mouth geometry were observed during mouth-opening and smiling at the earcanal entrance and between the two bends.

#### 3.2 Introduction

In-ear, over-ear and behind-the-ear technologies are spreading massively in our daily life, spurring interest in improving the design of earpieces for increased comfort and superior retention. The battery life of such technologies may be the biggest limitation to their computing power and versatility. Therefore, energy harvesting has recently been investigated as a way to extend their operating time. However, this solution is still challenging for ear-centered applications.

The ear canal is surrounded by soft tissues that are compressed and stretched when chewing, speaking or yelling. The jaw movements and more generally the activation of the muscles around the ear cause geometrical deformations, also called ear canal dynamic motion (Delnavaz & Voix, 2013a). Several studies have proven that a significant amount of energy can be harvested from these actions (Carioli *et al.*, 2018; Bouchard-Roy *et al.*, 2020a). Although they evaluate the power capability of ear canal dynamic motion, none of these studies investigate predicting the precise locations where the energy capability of the ear canal is highest. The precise knowledge of this location would allow to fully characterize ear canal deformations and facilitate the design of optimal and reliable energy harvesting systems adapted to each individual's unique ear canal geometry and its associated biomechanical behavior.

Ear canal anthropometry is mainly performed using 3D scanning of custom earmolds, as the region of interest is hardly accessible. Moreover, *in vivo* measurements are invasive (Chiou *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021; Carioli *et al.*, 2018; Darkner *et al.*, 2007; Oliveira *et al.*, 2005; Pirzanski, 1996) and medical imaging is very difficult to implement (Yu *et al.*, 2015). Ear molding methods require anatomical landmarks of an ear canal to calculate its dimensions, quantify its geometrical parameters and identify the important locations such as the entrance, first bend (FB) and second bend (SB). The superior, inferior, anterior and posterior landmarks on three cross sections (CSs) have been used to measure the lengths of each ear canal location (Chiou *et al.*, 2016; Yu *et al.*, 2015). As the CSs have an elliptical shape, these landmarks have also been used to identify the major and minor axis of the entrance (Chiou *et al.*, 2016; Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021; Yu *et al.*, 2015) and of the FB and SB (Fan *et al.*, 2021). The area (Fan *et al.*, 2021) and the circumference (Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021) of these CSs can also be calculated at the CS level. In addition, the depth of the FB (Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021) and SB (Fan *et al.*, 2021) can be measured along the centroid axis, a curve that passes through all the CS's centers. Moreover, it is possible to estimate the angular dimensions, such as the azimuth and the elevation angles of both ear canal bends with respect to the center of the concha (Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021). The descriptive statistics of the ear canal dimensions have already been reported for Taiwanese (Darkner *et al.*, 2007; Yu *et al.*, 2015), Korean compared

to Caucasian (Lee *et al.*, 2018), Chinese (Fan *et al.*, 2021) populations and Canadian workers (Poissenot-Arrigoni *et al.*, 2022). Ear-related studies focused on descriptive or design-driven analysis can also be found elsewhere (Fu & Luximon, 2020).

Several face-related activities have been found to change the air pressure within the earcanal (Ando *et al.*, 2018), implying their impact on the morphological changes of the earcanal. However, the geometrical changes induced by different activities have not yet been widely studied. Since eating and speaking are among the most frequent daily activities, many studies have focused on earcanal dynamic motion resulting from the mouth opening and closing cycles. According to the results, the maximum variations in the area, major and minor axis of the cross sections during mouth opening are along the anterior direction (Pirzanski, 1996) just after the FB (Oliveira *et al.*, 1992; Oliveira, 1997). Other parameters, such as the curvature of the centroid or the aspect ratio of the cross sections have also been reported in the literature (Delnavaz & Voix, 2013a; Carioli *et al.*, 2018). The changes in earcanal volume is another parameter evaluated during earcanal dynamic motion. The variations of the total earcanal volume (Oliveira *et al.*, 2005), and the volumes between entrance-FB or between FB-SB (Delnavaz & Voix, 2013a) have been measured. The earcanal dynamic motion can also be investigated by computing the deformation field between the two earcanal numerical models using a highly constrained non-rigid surface registration algorithm (Darkner *et al.*, 2007); and the results are consistent with those reported earlier (Pirzanski, 1996; Oliveira, 1997).

Studies on earcanal dynamic motion have been limited to the mouth opening cycle and have only involved a few reliable discretization, relevant size or shape indexes. The purpose of this study is to assess size and shape of the earcanal through eight dimensions and indexes to study its dynamic motion during mouth opening and four other jaw, face or head-related activities. Comparing these geometrical indexes during those activities with respect to the closed-mouth position will enable us to identify the earcanal regions with the most induced deformations and calculate the highest amount of associated mechanical energy to harvest.

This paper is organized as follows : Section 3.3 details the study population, the face-related activities considered in this study and the material used for the earcanal impression ; the workflow process from the discretization in CSs to the computation of the morphological parameters is described in Section 3.4, as well as the statistical analysis ; the resulting observations are presented in Section 3.5 ; the interpretations of the results are provided and discussed in Section 3.6 ; and Section 3.7 draws the conclusions. The detailed abbreviations and definitions used in the paper are listed in Table 3.1.

Tableau 3.1 List of abbreviations and acronyms used in the paper

<b>Abbreviation</b>	<b>Definition</b>
$A$	Area
$c$	Circumference
CI	Circularity Index
CM	Closed Mouth
CS	Cross Section
$d_{\max}$	Major axis
$d_{\min}$	Minor axis
ENR	ENtrance Region
FB	First Bend
FBR	First Bend Region
$l$	Straight length (cord)
MO	Mouth Opening
RE	Raising Eyebrows
$s$	Curvilinear length
SB	Second Bend
SBR	Second Bend Region
SM	SMiling
THL	Turning Head Left
TI	Tortuosity Index

### 3.3 Material

Eighteen healthy subjects (6 females, 12 males) aged 22 to 61 (33.5 [31 ;39], median [quartiles]) participated in this study. The following procedure was approved by the appropriate ethics committee ("Comité d'éthique de la recherche", École de technologie supérieure's internal

review board). An otoscopic examination was performed for each participant. The subjects were also examined to determine if there was any earwax blockage, earcanal or tympanic deformities or prior occurrence of any ear-related surgery.

Earcanal impressions were taken by a professional technician with a more than 10,000 ear-impression track record. These impressions were realized during five different activities on both left and right ears : Closed Mouth (CM), Mouth Opening (MO) with a 20 mm bite block, Turning Head Left (THL) by looking over the shoulder and using a poster on a wall to fix the gaze, Raising Eyebrows (RE), and SMiling (SM). The professional technician was supervising the subject during the 7 minutes, asking him to correct his posture if necessary. Green Eco polymer (Detax, Ettlingen, Germany) was injected into the earcanal to fill the area from the concha to about 2 mm beyond the SB and cured for 7 minutes. All the earmolds were then scanned with an accuracy of 20  $\mu$ m in a Free Stage scanner using Aural Scan software (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Germany).

### **3.4 Methods**

#### **3.4.1 Generation of the cross sections**

The digital model in CM was considered as the reference for all participants. Three reference planes were identified using Secret Ear Designer (Cyfex, Zurich, Switzerland) : the entrance plane, the FB plane and the SB plane. First, the earcanal entrance plane was identified using three anatomical landmarks widely used for anthropometric purposes (Lee *et al.*, 2018). They correspond to the most anterior point after the tragus (P1), and the most posterior point after the concha cavum area in the transverse plane (P2), then to the most inferior point after the concha cavum area in the frontal plane (P3), which are illustrated on one example earmold in Fig. 3.1. The FB and SB planes were then located by cutting the digital model into two U-shaped regions where the curvature is maximum based on the visual estimations of the (experienced) operator.

The earcanal models associated with other activities were aligned to the CM model using the 3D metrology software PolyWorks (InnovMetric Software, Québec, QC, Canada). An iterative error minimization algorithm was used in this software to obtain the best fit between the CM and the other models. All the models were then trimmed according to the entrance and SB planes of their matching CM model to remove the concha and the tip, thereby retaining only the geometry of the earcanal.

The earcanal models were discretized into 11 CSs : an entrance (CS1), a FB (CS6), a SB (CS11) and 4 equidistant CSs between each two reference planes. Figure 3.1 illustrates the process from the earmold impression to the resulting earcanal discretization. After the first verification, an open discrete curve from the CS representing the earcanal entrance was observed for most of the models. This artifact in the set of points describing CS1 seemed to be a part of the tragus. Therefore, CS1 was excluded from the study and CS2 was considered as a new reference. Figure 3.2a illustrates the discretized earcanal with the 10 remaining CSs.

### 3.4.2 Computation of anthropometric parameters and indexes

In this study, the area ( $A$ ) and circumference ( $c$ ) are computed for each CS to evaluate their circularity index (CI), as detailed in Eq. 3.1 by using the functions *polyarea* and *arclength* of MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA). The CI assesses the quality of the CS of being a circle regardless of its size (Jain *et al.*, 2015). The value of 1.0 corresponds to a perfect circle, and the lower the value is, the more the shape is elongated. Since the earcanal CSs have an elliptical-like shape, both the major ( $d_{\max}$ ) and minor ( $d_{\min}$ ) axes are identified as the shortest and the longest lengths, respectively, connecting a pair of diametrically-opposed points and passing through the CS centroid. Figure 3.2c resumes the morphological parameters measured for each CS.

$$CI = \frac{4\pi A}{c^2} \quad (3.1)$$

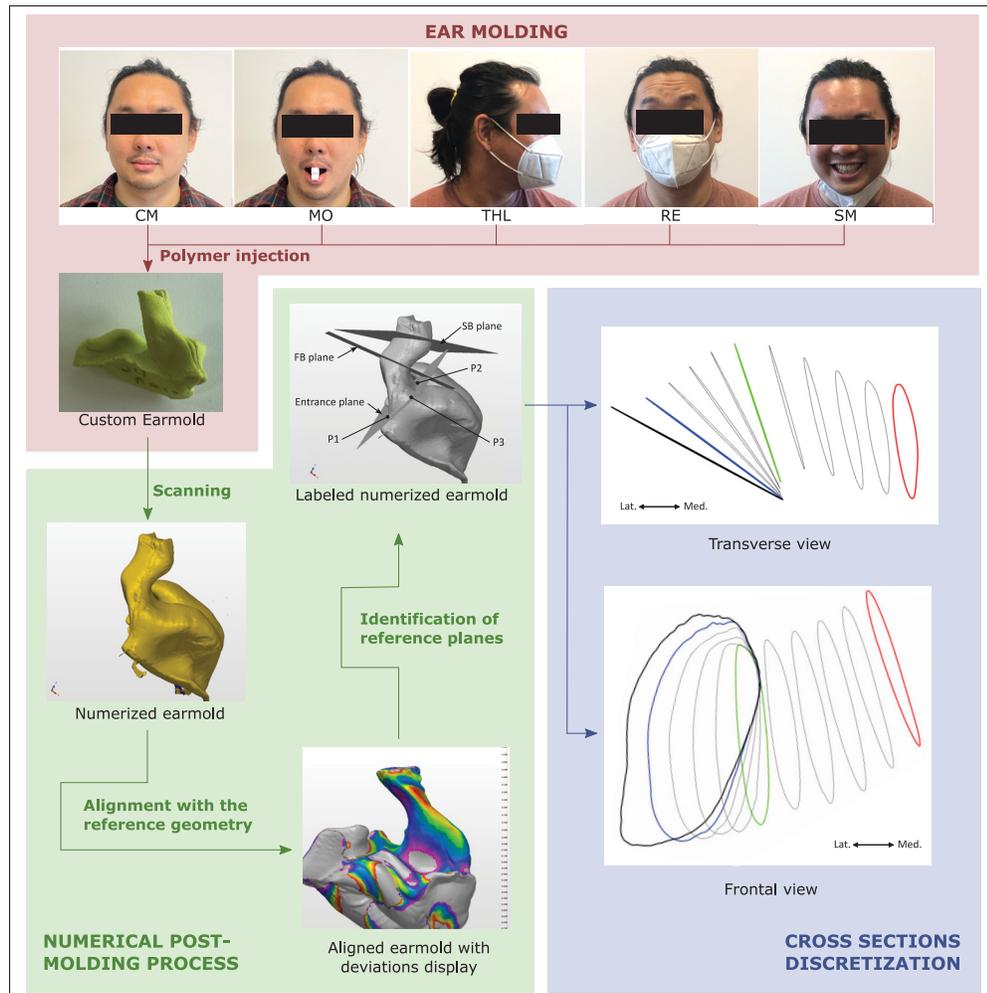


Figure 3.1 Top to bottom and left to right : Workflow process from ear canal impression for each of the 5 activities to the discretization in 11 cross sections (CS) with initial entrance (CS1, black bold curve), considered entrance (CS2, blue curve), first (CS6, green curve) and second bends (CS11, red curve) in frontal and transverse view for Closed-Mouth (CM), Mouth-Opening (MO), Turning Head Left (THL), Raising Eyebrows (RE) and SMiling (SM)

Three ear canal regions are considered to measure the axial shape variations by grouping the discretized CS. The ENtrance Region (ENR) corresponds to CS2 to CS4, the First Bend Region (FBR) is represented by CS4 to CS9, and the Second Bend Region (SBR) is represented by CS9 to CS11. For each region, the curvilinear length of its centroid axis ( $s$ ) passing through

the CS centroids and the cord ( $l$ ) connecting the first and the last centroids are computed to obtain the tortuosity index (TI), as illustrated in Fig. 3.2b. The TI assesses the quality of the earcanal of being twisted, corresponding to the earcanal curl (Thore *et al.*, 2007). The value of 1.0 corresponds to a perfect straight line, and the lower the value is, the more the shape is curled.  $TI_{ENR}$ ,  $TI_{FBR}$  and  $TI_{SBR}$  are detailed in Eq. 3.2.

$$TI = \frac{l}{s} \quad (3.2)$$

The three quantities  $A$ ,  $CI$  and  $TI$  were statistically analyzed to characterize the size, radial shape and axial shape deformation modes, respectively. By considering  $d_{min}$  and  $d_{max}$  as the width and length, respectively, of the elliptical-like CS (Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021), the directions of the radial shape variations were deduced.

### 3.4.3 Statistical analysis

The parameters were compared between the four activities considering the CM parameters as a reference for matching sides using the Wilcoxon signed-rank test for paired non-normally distributed data. The parameters were also compared between left and right earcanals for matching activities using the same process. The statistical significance level was set at  $p < 0.05$  for both the region and CS comparisons. Nonparametric tests were used because not all the dimensions are normally distributed according to the Shapiro-Wilk test (13% of non-normally distributed dimensions overall with the statistical significance level set at  $p < 0.05$ ).

All the statistical analysis was performed after importing the CS coordinates in MATLAB.

## 3.5 Results

To help interpret the results, the following namings are proposed here as a geometrical aid : *expansion* ( $\Delta A > 0$ ), *shrinking* ( $\Delta A < 0$ ), *stretching* ( $\Delta d_{min/max} > 0$ ) and *compression* ( $\Delta d_{min/max} < 0$ ) resulting in *pinching* ( $\Delta CI < 0$ ) or *rounding* ( $\Delta CI > 0$ ) refer to the radial

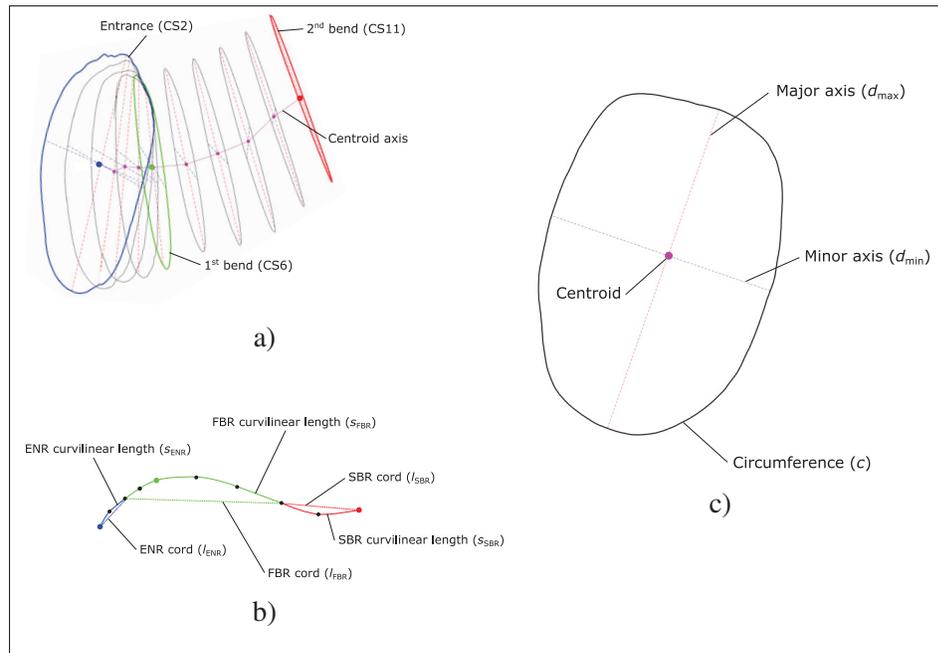


Figure 3.2 Measurements of the cross sections (CSs) and the centroid axis considering the ENtrance region (ENR), the first bend region (FBR) and the second bend region (SBR) : (a) Discretized ear canal including the three reference CSs (blue for the entrance, green for the first bend, red for the second bend), the seven remaining CSs (solid black line) and the centroid axis (pink curve); (b) Curvilinear length (solid line) and cord (dashed line) of the centroid axis associated to each ear canal region (blue for the ENR, green for the FBR, red for the SBR); and (c) Circumference (solid black line), area (region delimited by the solid black line), major axis ( $d_{max}$ , dashed red line) and minor axis ( $d_{min}$ , dashed blue line) crossing at the centroid (purple circle) of the CS

deformation modes of the ear canal; and *bending* ( $\Delta TI < 0$ ) or *flattening* ( $\Delta TI > 0$ ) refer to the axial deformation modes. This section presents the geometrical results based on the morphological studies of the CM as a reference activity and the comparative results between all other activities and the CM.

### 3.5.1 Morphology of the earcanal in the CM position

Descriptive statistics (median, 1<sup>st</sup> quartile, 3<sup>rd</sup> quartile, minimum and maximum) of  $A$ ,  $CI$ ,  $d_{\min}$ ,  $d_{\max}$  for all the CSs and TIs for the ENR, FBR and SBR are presented in Tables 3.2, 3.3, 3.4, 3.5 and 3.6, respectively. According to the area and CI results, it is possible to identify the following overall trend between CS2 and CS11 : the deeper a CS is in the earcanal, the smaller and the more circular it is. For example, in the left earcanal, the median CS area decreases by half from 97.6 mm<sup>2</sup> to 49.0 mm<sup>2</sup> and the median CI increases from 0.837 to 0.945, as detailed in Tables 3.2 and 3.3, respectively. The comparison of the median between the left and right values shows that the static geometry of an earcanal in the CM position tends to be symmetric in most regions, except after FB (CS7-8), where the right side is larger and more stretched in the horizontal direction ( $p < 0.05$ ).

Moreover, based on the median TI values, the FBR and the SBR are more tortuous than the ENR, which is consistent with the existence of two bends in the earcanal anatomy. Despite the similarity between the left and right sides in TI at the ENR, the results show that the FBR is more tortuous on the right side (0.926), with a difference of  $-0.017$ , while the SBR is more tortuous on the left side (0.953), with a difference of  $-0.012$ . However, no statistically significant differences are observed.

### 3.5.2 Comparison of the radial deformation modes during activities and between sides

The measurements of  $A$ ,  $CI$ ,  $d_{\min}$ ,  $d_{\max}$  during MO, THL, RE and SM and their respective variations for the left and right sides with respect to a CM as a reference are illustrated in Fig. 3.3, 3.4, 3.5 and 3.6, respectively.

According to Fig. 3.3 and its representation of size deformations, all activities except THL tend to shrink the entrance on the left side. The largest shrinkage ( $-3.15\%$ ) and expansion ( $+1.44\%$ ) are measured during SM and THL at CS2, but variations are only significant during MO ( $p < 0.01$ ) with a rate of  $-2.30\%$  at CS2. Around the FB, the results show that MO, THL and SM mostly

Tableau 3.2 Descriptive statistics of A in the CM position in the left and right earcanals (in mm<sup>2</sup>).

	L					R					L-R
	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med
CS2	97,6	78,5	109,4	70,4	126,6	95,0	83,0	114,3	65,9	134,0	-3,6
CS3	84,1	65,4	100,8	57,3	115,4	81,4	71,7	104,9	57,2	116,4	-1,3
CS4	76,1	56,4	94,7	47,0	108,5	73,4	63,0	95,0	50,6	106,0	-2,2
CS5	69,6	54,8	87,5	40,5	109,4	66,6	57,8	88,8	47,0	104,3	1,0
CS6	58,9	51,2	79,3	35,5	113,5	61,5	53,2	79,5	45,2	99,9	-0,9
CS7	53,8	43,9	64,6	29,7	93,7	57,5	44,7	65,9	39,8	87,8	-2,3*
CS8	52,8	43,1	59,9	26,4	91,7	59,6	44,4	70,5	33,3	88,6	-5,0*
CS9	51,4	44,5	66,9	24,9	102,7	58,6	44,5	68,6	28,2	99,1	-1,7
CS10	52,2	43,6	56,5	25,2	99,6	50,0	41,8	64,6	26,2	105,7	-0,6
CS11	49,0	38,6	58,9	26,6	91,1	49,0	39,8	62,4	26,2	95,3	-0,9

\* $p < 0,05$ .

Tableau 3.3 Descriptive statistics of CI during in the CM position in the left and right earcanals

	L					R					L-R
	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med
CS2	0,837	0,805	0,882	0,690	0,922	0,847	0,822	0,874	0,721	0,907	-0,002
CS3	0,862	0,818	0,906	0,710	0,934	0,851	0,829	0,900	0,736	0,922	0,002
CS4	0,888	0,847	0,924	0,710	0,949	0,878	0,858	0,932	0,770	0,957	-0,008
CS5	0,914	0,888	0,934	0,764	0,969	0,911	0,894	0,950	0,831	0,974	-0,008
CS6	0,937	0,916	0,949	0,852	0,980	0,925	0,917	0,950	0,854	0,989	-0,003
CS7	0,927	0,903	0,952	0,845	0,968	0,913	0,909	0,954	0,871	0,991	0,002
CS8	0,920	0,904	0,942	0,808	0,979	0,924	0,899	0,949	0,819	0,985	-0,005
CS9	0,932	0,917	0,949	0,789	0,980	0,937	0,920	0,948	0,820	0,973	0,000
CS10	0,940	0,913	0,963	0,809	0,989	0,949	0,915	0,954	0,834	0,985	-0,005
CS11	0,945	0,900	0,959	0,861	0,994	0,944	0,925	0,966	0,869	0,984	-0,006

expand the FBR with some minor local shrinkage. Unlike other activities, RE shrinks the FBR over all the region, with the maximum shrinkage at CS6 (-2.04%). Also, the maximum expansion occurs during SM at CS8 (+4.66%). The variations are only significant during MO at CS7-8 ( $p < 0.05$ ) and SM at CS8 ( $p < 0.05$ ). Closer to the SB, the results show that THL, RE and SM expand the earcanal. MO also expands the SBR, but a local shrinkage is still observed. In the

Tableau 3.4 Descriptive statistics of  $d_{\min}$  in the CM position in the left and right earcanals (in mm)

	L					R					L-R
	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med
CS2	8,0	6,8	8,7	5,7	9,3	8,2	7,1	8,5	5,8	9,0	-0,043
CS3	7,7	6,7	8,3	5,3	9,1	7,6	7,0	8,2	5,2	9,2	-0,165
CS4	7,7	6,3	8,4	5,0	9,4	7,5	6,8	8,4	5,6	9,9	-0,295
CS5	7,8	6,5	8,6	5,2	9,9	7,5	6,9	8,8	6,3	9,9	-0,146
CS6	7,4	6,8	8,3	5,0	10,8	7,4	6,7	8,7	6,5	9,9	-0,113
CS7	6,5	6,1	7,2	4,5	9,3	7,0	6,3	7,5	5,8	8,8	-0,216*
CS8	6,7	5,8	7,0	4,3	8,6	6,9	6,0	7,8	5,2	8,4	-0,354*
CS9	6,9	5,9	7,5	4,4	9,5	6,8	6,1	7,9	4,7	9,0	-0,309
CS10	6,6	6,2	7,5	4,6	11,0	6,9	5,7	7,5	4,7	11,2	-0,127
CS11	7,0	5,9	7,4	4,9	10,2	6,9	5,8	7,4	4,8	10,7	-0,044

\* $p < 0,05$ .

Tableau 3.5 Descriptive statistics of  $d_{\max}$  in the CM position in the left and right earcanals (in mm)

	L					R					L-R
	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med
CS2	14,9	13,8	16,2	11,2	16,9	15,2	14,2	16,3	11,0	17,6	-0,252
CS3	13,7	12,3	14,6	10,7	16,3	14,0	12,6	15,1	10,3	16,8	-0,368
CS4	12,6	11,4	13,4	10,0	14,8	12,4	11,4	13,8	9,9	17,0	-0,159
CS5	11,7	10,5	12,4	9,2	13,7	11,3	10,2	12,4	9,2	15,0	-0,132
CS6	10,8	10,2	11,6	8,3	13,2	10,7	9,8	11,4	8,5	13,4	-0,241
CS7	10,0	9,0	11,5	8,1	13,2	10,4	8,9	11,2	8,2	13,4	-0,277
CS8	10,3	8,9	11,1	8,0	13,6	10,5	8,6	11,9	8,3	13,4	-0,293
CS9	10,1	8,7	11,3	7,4	13,2	10,5	8,9	11,0	7,6	13,2	-0,133
CS10	9,3	8,4	10,3	6,9	12,4	9,5	8,6	11,2	7,1	12,3	-0,085
CS11	8,8	8,2	10,3	6,9	12,3	9,3	8,0	10,5	6,8	11,9	0,057

SBR, the largest shrinkage (-0.47%) and expansion (+4.59%) are measured during MO and SM, but neither of them is statistically significant.

Tableau 3.6 Descriptive statistics of  $l$ ,  $s$  (in mm) and TI in the CM position in the left and right earcanals by region

	L					R					L-R
	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med	Q1	Q3	Min	Max	Med
$l_{ENR}$	2,38	2,10	2,49	1,36	3,61	2,32	2,18	2,76	1,85	3,70	-0,115
$s_{ENR}$	2,39	2,21	2,52	1,41	3,66	2,39	2,19	2,78	1,85	3,75	-0,123
$TI_{ENR}$	0,987	0,979	0,993	0,918	0,999	0,988	0,960	0,998	0,938	0,999	0,001
$l_{FBR}$	5,62	5,27	6,03	4,17	6,74	5,81	5,22	6,44	4,83	7,31	-0,087
$s_{FBR}$	5,99	5,72	6,50	4,58	7,42	6,25	5,57	6,93	4,93	7,83	-0,196
$TI_{FBR}$	0,943	0,911	0,964	0,827	0,978	0,926	0,912	0,945	0,832	0,980	0,003
$l_{SBR}$	5,66	4,79	5,95	3,95	6,93	5,54	4,94	6,33	3,84	7,30	-0,139
$s_{SBR}$	5,95	5,13	6,40	4,05	7,42	5,80	4,98	6,51	3,92	7,39	-0,010
$TI_{SBR}$	0,953	0,935	0,975	0,861	0,994	0,965	0,940	0,987	0,897	0,996	-0,005

The radial shape deformations shown in Fig. 3.4 indicate that all the activities except THL tend to make the ENR more elliptical on the left side. In the ENR, the largest elliptical (-3.65%) and circular deformations (+0.90%) are measured during SM at CS3 and THL at CS2, respectively. However, radial shape deformations are only significant during SM ( $p < 0.01$ ) at three cross sections where a significant stretching ( $p < 0.05$ ) in the vertical direction can be reported. Unlike MO and THL that make the FBR more circular, RE and SM make it more elliptical. In the FBR, the largest elliptical (-2.30%) and circular deformations (+1.50%) occur during SM at CS5 and MO at CS8, respectively. Around the FB, radial shape deformations are significant during SM and RE ( $p < 0.05$ ), where the most significant deformations are in vertical stretching ( $p < 0.01$  during SM and  $p < 0.05$  during RE). Other important radial deformations can be found during MO at CS8 ( $p < 0.001$ ), where both horizontal stretching ( $p < 0.001$ ) and vertical compression ( $p < 0.05$ ) are significant. Our observations at CS8 during MO support the conclusion of Oliveira *et al.* (1992) that there are more changes in the anterior-posterior plane than in the superior-inferior plane after the FB. Around the SB, all activities except RE deform the earcanal in a circular way. In the SBR, the largest elliptical (-0.33%) and circular deformations (+1.87%) are obtained during RE at CS10 and SM at CS9, respectively. Radial shape deformations are only statistically significant during MO at CS9 ( $p < 0.01$ ), where both horizontal stretching ( $p < 0.05$ ) and vertical compression ( $p < 0.05$ ) contribute to deformation.

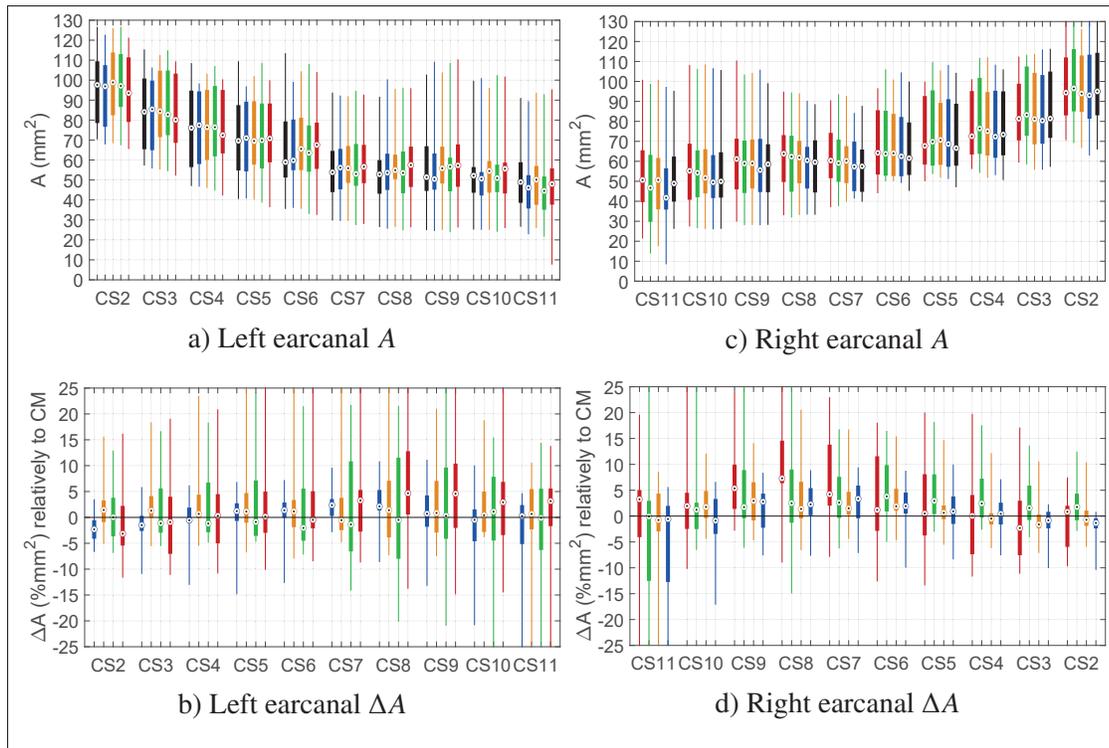


Figure 3.3 The areas of the cross sections (CSs) and their variation with CM values as a reference in the left and right ear canal for the five activities (stacked at each CS) : Closed-Mouth (black), Mouth-Opening (blue), Turning Head Left (yellow), Raising Eyebrows (green) and Smiling (red). Boxplots represent the median, first and third quartiles and the range of variation

Comparing the variations in both the left and right ear canal reveals that the size and radial shape deformations as well as their significance level are symmetrical for MO and SM. However, a few additional statistically significant deformations can be found at CS6, CS7 and CS9 on the right side.

In addition, the size deformation modes are asymmetric at the ENR during both THL and RE. Similar behavior can be seen at the FBR during RE. Asymmetrical deformations in radial shape can be detected from the entrance to the FB during THL and between the FB and the SB during RE. While the size deformations are not significant during THL and RE on the left side, the expansion of the FBR during RE ( $p < 0.05$ ) and after the FB during THL ( $p < 0.05$ ) are both

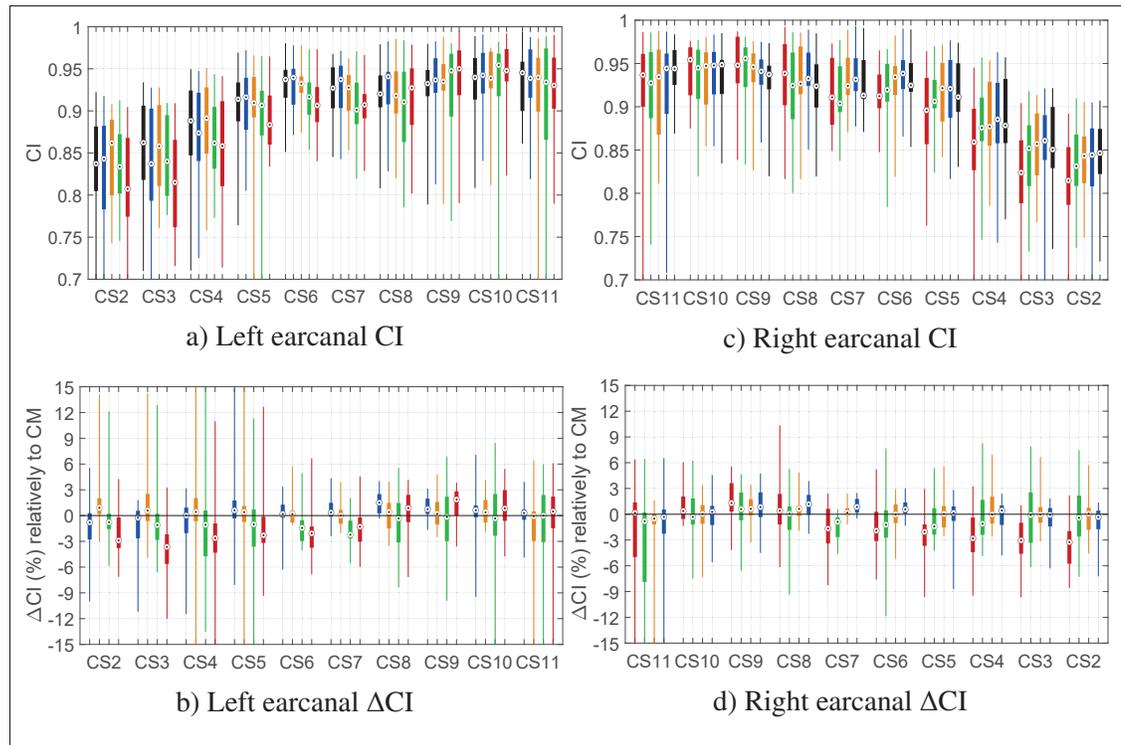


Figure 3.4 The circularity indexes of the cross sections (CSs) and their variation with CM values as a reference in the left and right earcanal for five activities (stacked at each CS) : Closed-Mouth (black), Mouth-Opening (blue), Turning Head Left (yellow), Raising Eyebrows (green) and Smiling (red). Boxplots represent the median, first and third quartiles and the range of variation

significant. Finally, it can be verified that the statistical significance of radial shape deformations is symmetrical during THL and RE.

Some differences in intensity of deformation can be observed between the left and right sides for each activity. While all the deformations caused by MO seem symmetrical, few significant asymmetrical deformations were observed for the three other activities : the rounding deformation at CS2 during THL is significantly higher on the left earcanal (+1.5%,  $p < 0.05$ ) due to a significantly lower compression along the major axis (-1.0%,  $p < 0.05$ ); the pinching deformation at CS5 and CS6 during RE is significantly lower on the left earcanal (-2.6% and -2.3% respectively,  $p < 0.05$ ); the expansion of CS8 during SM is significantly lower on the left

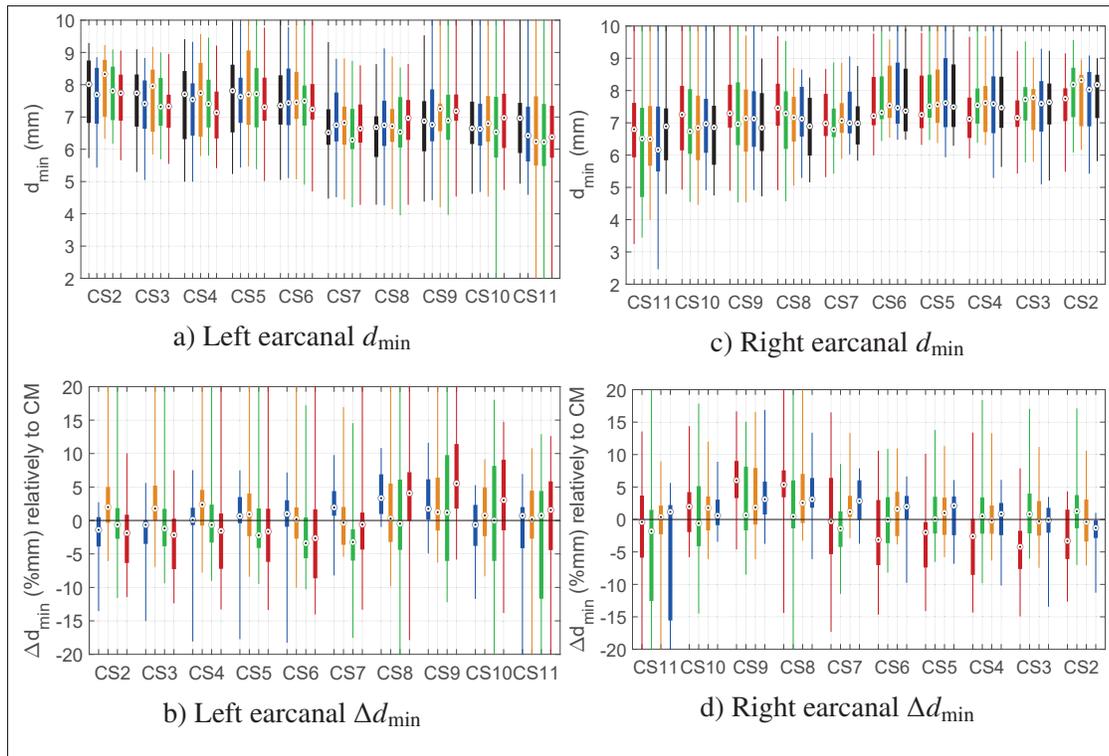


Figure 3.5 The minor axes of the cross sections (CSs) and their variation with CM values as a reference in the left and right ear canal for five activities (stacked at each CS) : Closed-Mouth (black), Mouth-Opening (blue), Turning Head Left (yellow), Raising Eyebrows (green) and Smiling (red). Boxplots represent the median, first and third quartiles and the range of variation

side ( $-5.1\%$ ,  $p < 0.05$ ). Indeed, the right CS8 expands ( $7.29\%$ ) almost twice as much as the left side ( $4.66\%$ ) during SM.

The radial shape deformations between left and right ears are mostly symmetrical. The only exception is at the ENR, where none of the activities makes the CS more circular on the right side. Unlike the radial shape deformations, the symmetry in size deformations is only detectable in MO and SM. Otherwise, the largest expansion at the ENR and the largest shrinkage at the FBR on the right side occur during RE and THL, respectively.

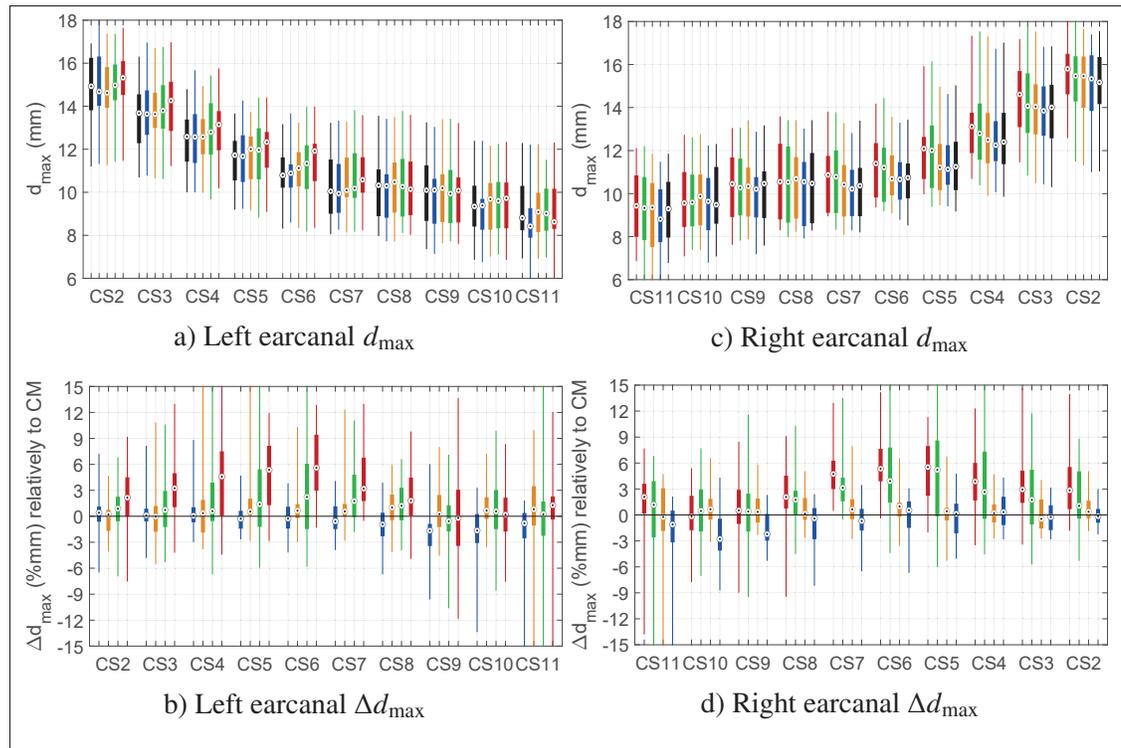


Figure 3.6 The major axes of the cross sections (CSs) and their variation with CM values as a reference in the left and right ear canal for five activities (stacked at each CS) : Closed-Mouth (black), Mouth-Opening (blue), Turning Head Left (yellow), Raising Eyebrows (green) and Smiling (red). Boxplots represent the median, first and third quartiles and the range of variation

### 3.5.3 Comparison of axial shape deformation modes during activities and between sides

The results for TI measured at the ENR, FBR and SBR during MO, THL, RE and SM for both left and right sides are illustrated in Fig. 3.7. The variations in TI with respect to CM as a reference are also presented in this figure.

The results show that the left ear canal becomes more curved during RE and SM. Moreover, except around the SBR, where a small flattening deformation ( $< 0.01\%$ ) is observed, THL tends to curve the ear canal. MO also tends to bend the ear canal, but mostly at the FBR. The

largest bending deformation ( $-1.70\%$ ,  $p < 0.05$ ) is reported at the FBR during RE, and the largest flattening one ( $0.223\%$ ) is observed at the ENR during MO. However, most deformations are not significant except the largest one during RE. The comparison between left and right sides reveals that most of the deformation modes are symmetric. Two exceptions are the flattening deformation at the ENR during RE ( $0.507\%$ ) and the bending deformation at the SBR during MO ( $-0.951\%$ ). The results also show differences in the intensity of deformation. On the right side, the SBR is almost twice more flattened during THL ( $0.737\%$ ) and half more curved during SM ( $-1.22\%$ ), compared to their related left values. Like the left side, the largest bending deformation ( $-1.97\%$ ) is observed at the FBR on the right side but during SM, and the largest flattening one ( $0.737\%$ ) at the SBR but during THL. In the right earcanal, significant deformations are limited to the SBR during MO and SM ( $p < 0.05$ ). Furthermore, the results exhibit a statistically significant difference between the left and right SBRs in tortuosity during THL ( $p < 0.05$ ).

The TI calculation algorithm based on the CS centroid position can explain why there are no significant axial deformations in the ENR. First, the ENR can deform in a more concentric way without any remarkable movement in the centroid axis. Moreover, the earcanal centroid axis can act as a cantilever beam fixed medially after the SB. As the free extremity, the entrance encounters the largest deflection, but it will have a weak motion relative to the entrance region. In addition to explaining why the FBR and SBR are more prone to axial deformations, this assumption supports our observation that the largest radial deformations at the entrance are due to the deflection of the centroid axis at the free extremity.

### **3.6 Discussion**

Our observations about the earcanal geometry in CM are different from those reported in Fan *et al.* (2021) showing that the entrance is significantly larger and more elliptical on the left side ( $p < 0.05$ ). This disagreement may be explained by the different population sizes (18 vs 700) and by the probable dissimilar ethnicities between the participants of this study whose ethnicity

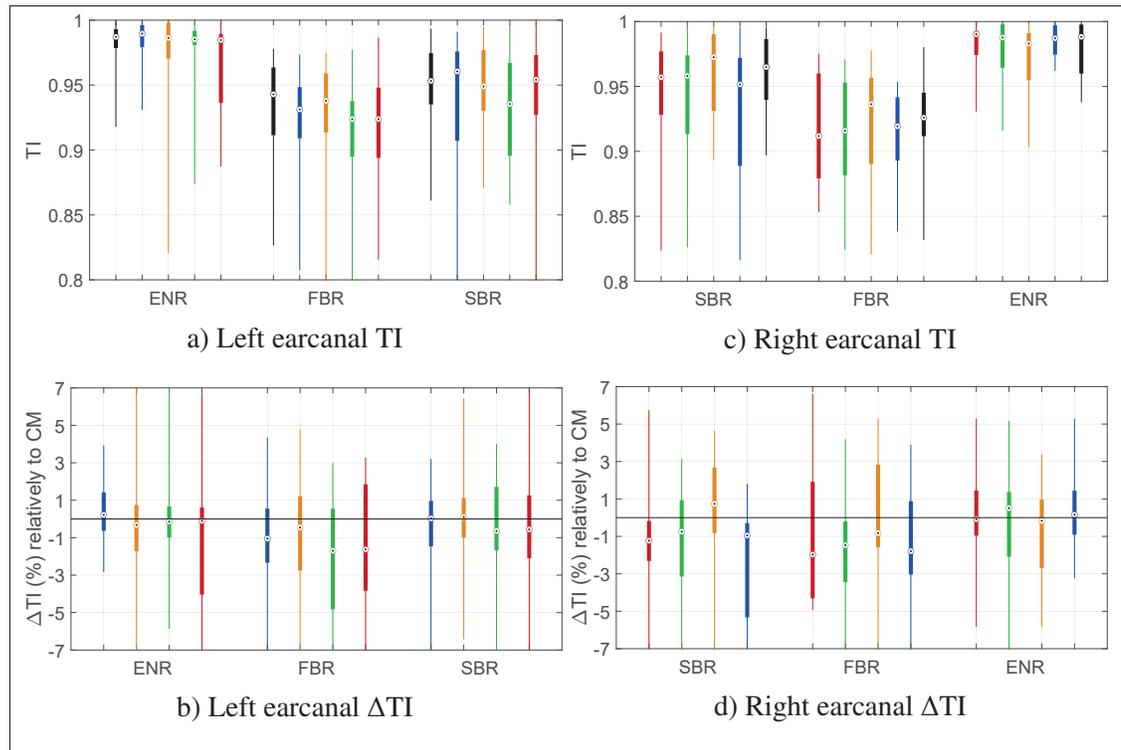


Figure 3.7 Tortuosity of the ENtrance, First Bend and Second Bend Regions (ENR, FBR and SBR) and its variations with CM values as reference in the left and right earcanals for five activities (stacked at each region) : Closed-Mouth (black), Mouth-Opening (blue), Turning Head Left (yellow), Raising Eyebrows (green) and Smiling (red). Boxplots represent the median, first and third quartiles and the range of variation

is unknown and those in Fan *et al.* (2021) whose ethnicity is specified. Besides, age could be another reason as aging has an effect on the earcanal morphology (Buysens *et al.*, 2023).

The deformations modes and the CS discretization method are discussed in the following subsections.

### 3.6.1 Deformation modes as a function of the earcanal anatomical environment

According to the radial deformation results obtained here, the largest size deformations of the study population are in the region between the two bends, while the maximum radial shape

deformations can be observed at the entrance. The results also show that the SBR is less deformed than the two other regions, mainly because of the tissues surrounding the earcanal at this region. The SBR is close to the cartilage transition region which is partly covered by bone, while the lateral part of the earcanal at the entrance region is completely surrounded by soft cartilaginous tissues that are more deformable (Oliveira, 1997).

Moreover, by focusing on the radial deformations after the FB, the results show that there is an important interaction between the earcanal and the mandibular condyle located on its anterior side, particularly during MO (Oliveira *et al.*, 2005; Pirzanski, 1996; Darkner *et al.*, 2007). While opening the mouth, the condyle pulls the earcanal's surrounding tissues forward in an anterior-posterior plane thanks to masticatory muscles such as the temporalis and the masseter, as illustrated in Fig.3.8a. This action makes the earcanal bigger and more circular between the FB and SB sections. As the condyle is much closer to the FBR than to the ENR, its forward motion has an opposite effect in the ENR, making the earcanal smaller in this region. The inflection point is located before the FB between CS4 and CS5, where the switch of the sign in the deformation can be observed in Fig. 3.3b, 3.3d and 3.4b, 3.4d. This proposed theory is in agreement with the assumption that the condyle has a leverage-like action on the soft tissues surrounding the earcanal and supports the idea that the earcanal centroid axis can be simulated as a cantilever beam whose support is located at the inflection point before the FB. Like MO, SM involves the masticatory muscles (Steele *et al.*, 2018) exhibiting opposite effects in the ENR and the FBR. However, the movement of the mandibular condyle is much more limited in SM than MO, resulting in smaller horizontal deformations after the FB. It also confirms the analogy between the earcanal and the cantilever beam with a support at the inflection point during SM, except that the centroid axis seems to be more prone to vertical than horizontal deformations, as during MO.

Unlike MO and SM using the masticatory muscles, other activities like THL and RE cause smaller deformations to the earcanal, as the muscles involved in these activities either generate less force or are more distant from the earcanal's surrounding tissues. While the sternocleidomastoid muscles' insertions (see illustration in Fig. 3.8b) are at the lateral surface of the mastoid process

located on the temporal bone beyond the concha, the frontalis muscles contracted during RE do not seem to have their insertions located directly in the earcanal's surrounding tissues. Thus, it is assumed that the frontalis muscles cause indirect earcanal deformations through a possible interaction with the auricularis anterior muscles, whose insertions are located in the major helix of the ear.

According to the tortuosity results and considering the location of the muscle insertions, the earcanal seems to be more prone to axial deformations in this study population when stretched upward or forward by the masticatory or the frontalis muscles that help perform RE.

While the asymmetric deformation during THL might be expected because of the asymmetric action of the sternocleidomastoid muscles, it is supposed that RE can cause symmetric deformations. Similar to predisposition to left- or right-handedness, the muscle activation pattern during RE may have a preferred laterality. This point can also explain the small differences observed during MO and SM.

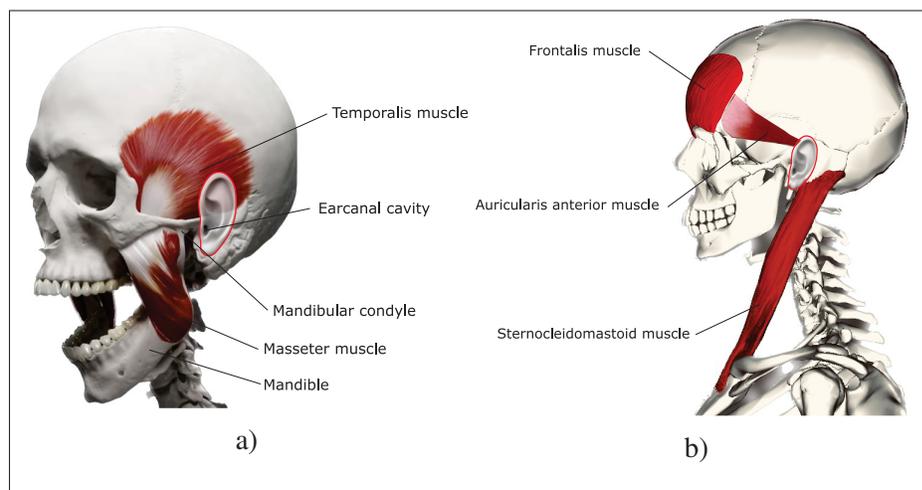


Figure 3.8 Ear-related muscles involved directly or indirectly in the earcanal deformations observed in this study : (a) Skull isometric view with "The primary muscles of mastication" (by Anatomy Standard under CC BY-NC 4.0 license); (b) Sagittal view of the skull and the cranial part of the spine with some head and facial muscles

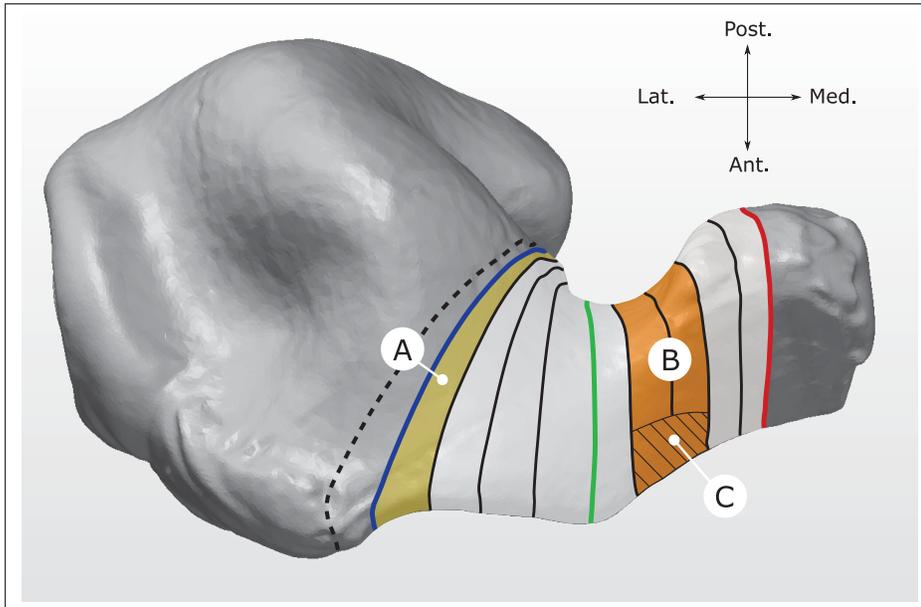


Figure 3.9 Schematic representation in transverse view of the dynamic regions identified as part of earcanal discretization : initial entrance section (black dashed line), considered entrance (blue line), most compressed and pinched region at the entrance (A), the first bend section (green line), most expanded and rounded region (B) including the suggested location for an in-ear energy harvester on the earcanal anterior wall in front of the mandibular condyle (C), and the second bend section (red line)

Figure 3.9 highlights the most deformed region observed in this study with the CS discretization. There is strong evidence that the highest amount of mechanical energy from the earcanal deformations can be harvested in region B. Piezoelectric materials are good candidates to harvest the mechanical energy from the measured earcanal deformations and convert it into electrical energy. The best candidate must be flexible and biocompatible so that it can be embedded on an earplug. A ring- (Delnavaz & Voix, 2013b) then a strip-shaped prototype (Carioli *et al.*, 2018) made of Polyvinylidene fluoride proved that radial compression and bending can be harvested with such design. Hence, a hybrid design combining both previous prototype designs could be considered. The piezoelectric harvester should target the region B in Fig. 3.9 to maximize radial and axial harvested energy. Although we observed significant deformations with encouraging

intensities, the low movement frequency of the jaw could be one limitation of such piezoelectric earplug. To tackle this issue, a frequency-up module such as a bi-stable structure could be integrated in the energy harvester earplug (Avetissian *et al.*, 2021a).

### **3.6.2 Robustness of the discretization method**

The location of the reference planes has a significant effect on the accuracy of the results. The method used in this study is based on the manual evaluation of several key locations via time-consuming data manipulations. In addition to the complexity of earcanal anatomical, finding the location and the orientation of the entrance and SB planes presents a real challenge. In fact, the imprints of the concha and the tragus at the entrance and the retraction of the silicone, especially at the medial tip, make the geometrical analysis of earmolds very complicated. In fact, the first CS identified as the entrance reference plane was removed from this study because of the large number of the tragus artifacts detected in the ear models. The method of geometrical identification based on visual observation is highly dependent upon the operator's anatomical knowledge and skill. While the identification was performed by the same trained operator in this study, it was still a difficult task to locate the anatomical references with high precision, which could substantially reduce the robustness of the procedure.

The CS discretization process is strongly affected by the method used to identify the reference plane and by the degree at which the errors are dispersed throughout the model. The use of a semi-automatic method based on one reference plane or the adoption of an anatomical landmarks set can remarkably increase the robustness and accuracy of the discretization procedure. Furthermore, the discretization procedures based on the earcanal centroid axis and its geometrical characteristics (Stinson & Lawton, 1989) to identify the FB and the SB can substantially improve the results. In addition, increasing the number of CSs in earcanal discretization would increase the measurement accuracy. It would also resolve the continuity problem between the three earcanal regions and very likely increase the accuracy of TI calculations.

### **3.6.3 Implications of the earcanal deformations on an earplug**

Most comfort studies focused on earplug ergonomics purposes while the earcanal is at rest and not affected by any face-related movements. Yet, the results show that activities such as MO or SM cause significant variations of size and shape in the earcanal for the study population, especially at the entry and beyond the FB. Any earcanal deformation is causing similar ones on the earplug which can lead to unintended implications in terms of mechanical ergonomics for the user.

Indeed, expansion and pinching (in the increasing direction) deformations can potentially create ring of pressure or pressure point on the earcanal wall. Besides, acoustical ergonomics could be affected by earcanal deformations. Shrinking or pinching (in the decreasing direction) can reduce the contact surface between the earplug and the earcanal wall. While it could be good in terms of pressure, there is a risk of decreasing the earplug retention and then losing its fit. Also, bending deformation could create a sort of squeezing effect if located on the earplug tip, inducing a movement that would tend to push it out of the earcanal.

Hence, while wearing an earplug, the user should have the more mechanical and acoustical inconveniences during MO and SM. The significant deformations observed at entry and between FB and SB could create either uncomfortable pressure points or retention perdution areas.

On the contrary, rounding and flattening deformations could be beneficial to maintain the acoustic usefulness of an earplug while guaranteeing its mechanical comfort. It could be explained by a better pressure distribution induced by these deformations in the areas concerned.

The design of both custom-molded or generic earplug can be improved thanks to the results of this study. The flanges on pre-molded earplugss should be adapted to only fit in the most stable region of the earcanal, just before the FB. The design of custom-molded earmolds could be improved by reducing the silicon quantity at the earcanal entry during the injection. Cutting the entry tip of the earmold could also be beneficial by freeing the earcanal when shrinking and pinching.

New disruptive custom-molded earplug designs consisting of multi-material injections could be imagined. Softer materials would be located at entry and after the SB while the core of the earplug between these two regions would be made of a harder material. Finally, studies focused on comfort, retention and fit for both generic and custom-molded earplugs will benefit from the results of this study.

### **3.7 Conclusions**

The earcanal modes of deformation were investigated by using morphological dimensions of the earcanal in closed mouth position and subjected to four dynamic activities associated with the head, face and jaw. This study employed a traditional ear impression technique and 3D scanning of the resulting earmolds to measure the earcanal geometry variation during those activities.

Amongst the four activities, smiling and mouth-opening cause the largest earcanal deformations in the study population. The entrance is either significantly shrunk or pinched, characterized by horizontal compression and vertical stretching. The first bend is more curved by these activities, and the region between the two bends is either expanded or rounded as a result of horizontal stretching and vertical compression.

Finally, the results of this study suggest that the maximum amount of mechanical energy that can potentially be harvested from earcanal deformations will be found in the region after the first bend, where the earcanal is still mostly surrounded by soft tissues.

Further improvements to the proposed method and analysis could be achieved by computing additional dimensions, such as the continuous curvature and the axial torsion along the earcanal centroid axis. Moreover, it would be interesting to consider angular dimensions, such as the cross section ellipsoid angle, to assess the accurate orientation of the major and minor axes and their variation with activities. The computation of this dimension would require a coordinate system common to all earmold models. A complex scanning process respecting the conservation of angular dimensions or a rigid post-scanning registration of point clouds would therefore be a requirement.

The influence of gender and age on earcanal deformations could be investigated by expanding the results to other age and gender groups (males, females, children, youth, adults, seniors, etc.). The statistical correlation between deformations would also broaden our knowledge of earcanal deformations. The use of more advanced discretization methods will improve the robustness of the measurements and minimize operator errors in identifying the reference planes.

### **3.8 Acknowledgments**

The authors would like to acknowledge the financial support of the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the last author's Discovery grant (RGPIN-201706192) as well as from the Mitacs Accelerate cluster (IT26677). The technical support received from EERS Global Technologies through the ÉTS-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS) is also greatly appreciated. The first author would like to acknowledge Katrin Braun and Michael Tooker for the authorization to reuse their dataset in accordance with the appropriate ethics committee ("Comité d'éthique de la recherche", École de technologie supérieure's internal review board) as well as Amir Bidhendi for his assistance in exporting the coordinates.

## CHAPITRE 4

### BIOMECHANICAL COUPLING BETWEEN THE EARCANAL AND THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT : A REVERSE-STATIC APPROACH USING FINITE ELEMENT MODELING AND EXPERIMENTAL SETUP

Michel Demuynck<sup>1</sup> , Aidin Delnavaz<sup>1</sup> , Jérémie Voix<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Département de Génie Mécanique, École de technologie supérieure,  
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Article soumis dans la revue « *Computers in Biology and Medicine* » en février 2024.

#### 4.1 Abstract

With an ever-increasing number of ear-related technologies on the market, the comfort, retention and battery life of such technologies need to be optimized to improve the user experience. To do so, a comprehensive understanding of the anatomical relationship between the temporomandibular joint (TMJ) and the earcanal during mouth-opening is essential. Thus, this study focuses on proposing a finite element model and an experimental setup of the biomechanical coupling between the TMJ and the earcanal. The reverse-static deformations as a function of the cartilage-bone junction geometry, the location of the mandibular condyle, and the degrees of freedom of the concha are analyzed in both approaches. The earcanal geometry is discretized into five cross-sections, and seven geometrical dimensions are computed. The results demonstrate that the deformations of the cantilever-beam-like models approximate the reference geometry with both approaches, especially in the lateral part.

#### 4.2 Introduction

Ear-related smart technologies, also called hearables (hearing aids, wireless earphones, digital hearing protectors, etc.), are spreading massively in our personal and professional lives. Given the ever-increasing number of features in hearables, interests in improving their design for increased comfort, better retention and more energy autonomy have been raised.

The comfort of earplugs and hearing protection devices can be evaluated by questionnaires, experimental measurements or finite element (FE) modeling. Questionnaires are comprising a number of multi-item psychometric scales questions that users are required to answer. However, some significant inconsistencies have been reported by Doutres *et al.* (2019) about how "comfort" is defined and evaluated across different studies. Moreover, the complex access to the ear canal when the earplug is in place makes its comfort measurement difficult. Fan *et al.* (2021) has proposed a process that relates the earplug ergonomic design to some accessible measurements and rapid estimation approaches. With similar geometrical model, Wang *et al.* (2022) showed that the subjects report more discomfort at the ear canal entrance and concha regions as the tragus expansion angle increases.

The interaction between the earplug and the ear canal wall can also be studied by using FE models. Dalaq *et al.* (2022) modeled the foam-based earplugs and the ear canal surrounding skin as hyperelastic materials and characterized the pressure intensity and distribution first in a simplified axisymmetric ear canal model and then in a more realistic three-dimensional (3D) model. The maximum pressure induced by an earplug was observed in the location between the first and the second bend and is supposed to mainly affect the user wearing comfort. Recently, Bidhendi *et al.* (2023) proposed a multimodal approach to assess mechanical comfort of ear tips, including a FE model measuring forces generated from the insertion of commercially available eartips.

Most comfort studies are focused on ergonomic purposes when the ear canal is in rest without any deformation imposed by head turning, facial changes or jaw movements. Some significant morphological deformations can be observed in the ear canal cavity while opening the jaw (Delnavaz & Voix, 2013a) or other face-related activities (Demuynck *et al.*, 2024). Such dynamic movements not only have direct impact on the comfort and retention of earplugs, but also contain some energy to power in-ear devices as reported by Carioli *et al.* (2016); Bouchard-Roy *et al.* (2020a). The most power capability evaluations of the ear canal dynamic behavior are either based on the global geometrical parameters of the ear canal such as volume, circumference or curvature changes or investigated by oversimplified analytical models to the point that the local

earcanal deformations are neither available nor precise. The main reason is that the underlying interaction between the temporomandibular joint (TMJ) and the earcanal is still unknown or not fully understood. Hence, the complete characterization of the earcanal deformations subjected to the jaw movements is still challenging for the comfort analysis and energy harvesting evaluations.

The lateral part of the earcanal is surrounded by soft tissues such as cartilage, skin, fat and muscle while its medial part is located inside the temporal bone and hence rigid. The geometrical modeling of this anatomic region can be complex due to the presence of several structures and components. In vivo or ex vivo medical imaging segmentation are probably the most accurate methods to reconstruct the whole geometry of the earcanal because all the structures involved are detectable by medical imaging. In the literature, FE modeling of the earcanal can also be found with different levels of complexity.

Three-dimensional anatomical models including the full length of the earcanal from the pinna to the tympanic membrane surrounded by temporal bone and soft tissues have been developed by distinguishing skin (Brummund *et al.*, 2014) and cartilage (Areias *et al.*, 2016; Poissenot-Arrigoni, 2019). Two-dimensional (2D) axisymmetric models can reduce the number of unknown geometrical parameters and the calculating time by assuming that the circular section is constant along the earcanal. The surrounded area can be modeled by half soft tissues and half bone comprising of either skin (Brummund *et al.*, 2015; Carillo *et al.*, 2021) or cartilage (Cyr-Desroches, 2021) like 3D models. The effect of transition between bone and soft tissues as well as the matrix geometry to construct 2D axisymmetric models have also been investigated. Straight, slanted and curved transitions have been analyzed and compared in a cylinder-shaped matrix with a skin thickness decreasing linearly from entrance to the eardrum (Carillo *et al.*, 2021). Multiple orientations of the transition including the perpendicular one have been studied in a parallel piped-shaped matrix (Cyr-Desroches, 2021). Given the lack of experimental data about the mechanical properties of the earcanal tissues, the bone and the soft tissues structures are assumed as homogeneous, isotropic, linear elastic materials (Brummund *et al.*, 2014, 2015; Areias *et al.*, 2016; Carillo *et al.*, 2021; Poissenot-Arrigoni, 2019; Cyr-Desroches, 2021) even though they are more likely to act as anisotropic, viscoelastic and nonlinear materials.

In experimental modeling (Poissenot-Arrigoni, 2019; Cyr-Desroches, 2021), bone, cartilage and soft tissues are made by epoxy resin, soft polymers and elastomers to mimick similar mechanical properties. In FE models, the mechanical properties of more accessible tissues such as temporal bone, cartilage of septum, face or joint, skin on face or breast are used for earcanal bony, cartilage and skin parts.

Most of the earcanal models proposed so far have been adopted for the acoustic simulation and do not seem to be adapted for mechanical deformation modeling.

Besides earcanal modeling, TMJ behaviour has been studied widely. Models and simulators reproducing the TMJ kinematics and kinetics can be found in the literature. Most of them consist of complex muscles activation-based robots to study the mastication or food interaction mechanisms. Some simplified mechanisms have also been proposed to mimick the TMJ kinematics by focusing mainly on the mandibular condyle trajectory (Bataller *et al.*, 2018; Demuynck *et al.*, 2021). However, none of them has been used to model the interaction between the TMJ and the earcanal to study its deformations. Moreover, the precise positioning of the TMJ with respect to the earcanal is still missing in the literature.

The purpose of this paper is to study the interactions between the earcanal and the TMJ by assessing its earcanal dynamic motion during mouth-opening movement through three different approaches : 1) earmold impressions considered as a reference ; 2) FE modeling ; and 3) an experimental earcanal prototype. The results will allow to analyze and enhance the comfort of earplugs more reliably, then also to calculate the energy capability of the earcanal dynamic movements more accurately.

### **4.3 Material and methods**

This section is organized as follows : the biomechanical coupling model and the coupling variables considered in this study are presented in Section 4.3.1 ; the design and settings of the experimental setup and the FE model are detailed in Sections 4.3.3 and 4.3.4 ; Section 4.3.5 explains the cross section (CS) discretization as well as the geometrical analysis of the

tested configurations. Figure 4.3.1 illustrates the process from the earmold impression to the computation of the morphological dimensions.

#### 4.3.1 Earcanal deformations with mouth-opening movement

The earcanal is located in the external ear between the pinna and the eardrum. It is a S-shape skin cavity with a first bend (FB) and second bend (SB), whose surrounding environment can be distinguished in two parts as illustrated in the schematic frontal view (Fig. 4.1a) and the histological transverse section (Fig. 4.1b, adapted from Darkner *et al.*, 2007) : its third to half lateral part is surrounded by soft tissues such as fat, skin and cartilage ; its remaining medial part is surrounded by bony tissues.

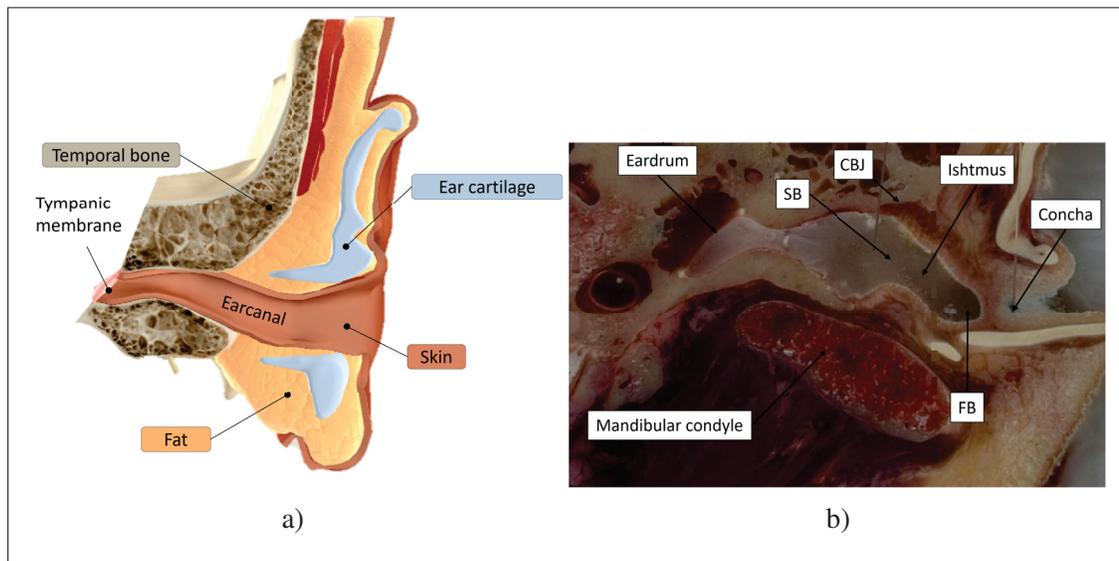


Figure 4.1 Earcanal anatomy with the cavity and the surrounding tissues : (a) schematic representation of transverse section (adapted from Healthline by *BioDigital*, New York, NY, USA), (b) histological transverse section adapted from Darkner *et al.* (2007) including mandibular condyle, first bend (FB), second bend (SB) and cartilage-bone junction (CBJ).

Due to the significant stiffness difference between bony and soft tissues, the elastic earcanal corresponds to the area surrounded by soft tissues from its entrance right after the concha (as defined by Lee *et al.*, 2018) to the cartilage-bone junction (CBJ, Nielsen & Darkner, 2011),

typically located in the continuation of the SB. Its orientation can vary among subjects from a straight to a slanted or a curved transition (Carillo *et al.*, 2021).

Despite the lack of knowledge about the behaviour of the anatomic environment of the ear canal, most of the studies that have measured the differences of ear canal morphology during mouth opening agreed the largest ear canal dynamic motion is located between the FB and the SB (Delnavaz & Voix, 2013a; Darkner *et al.*, 2007; Demuynck *et al.*, 2024). Among them, Demuynck *et al.* (2024) assumed that the elastic ear canal behave as a cantilever beam whose medial extremity is fixed.

Then, the behaviour of the concha during mouth opening does not seem to be the subject of consensus. Indeed, while Grenness *et al.* (2002) assumes that the concha is stable during the movement of the mandible, Darkner *et al.* (2007) suggests that the concha can move perpendicular to the sagittal plane.

To investigate the assumptions reported previously, the ear canal is considered as a hollow beam and three coupling variables are defined : the geometry of the CBJ (B), the degrees of freedom (DOF) of the concha (C) and the location of the mandibular condyle along the ear canal in the lateral-medial direction (Z). The predefined values of the parameters are chosen as follows :

- B=1 : the CBJ presents a straight transition and only the medial section of the ear canal is considered fixed.
- B=2 : the CBJ presents a slanted transition and both the medial section and the posterior part of the SBR are considered fixed.
- C=0 : the concha is free to move in any direction.
- C=1 : the concha is considered fixed perpendicular to the sagittal plane and free in forward/backward or upward/downward movements.
- C=2 : the concha is fixed during mouth opening.
- Z=1 : the mandibular condyle center is aligned with the FB.
- Z=2 : the mandibular condyle center is aligned with the SB.

### **4.3.2 Earmold impressions**

Earmold impressions were taken in both closed-mouth (CM) and open-mouth (OM) positions in the left ear of a healthy male test subject (aged 27, 180 cm). The procedure was approved by the appropriate ethics committee ("Comité d'éthique de la recherche", École de technologie supérieure's internal review board). The process to obtain the earcanal digital surface is based on the method proposed by Demuynck *et al.* (2024).

### **4.3.3 Experimental setup design**

The experimental setup investigates the biomechanical coupling between the earcanal and the TMJ described in Section 4.3.3.3. It comprises two primary components : 1) an earcanal prototype enveloped by flexible materials to represent the elastic cartilage, and 2) a six-bar linkage simulator carefully designed to replicate the kinematics of the mandibular condyle. This setup has the capability to deform the earcanal prototype modeled on the OM geometry, through the movement of the TMJ simulator.

To reduce the design constraints associated with miniaturization and simplify the process of making earmold impressions used in the earcanal prototype, the proposed design employs an upscaling factor of 3.3. Another advantage of considering an upscaled setup is the increased accessibility to a wider range of sensors for further studies.

#### **4.3.3.1 Earcanal prototype**

The earcanal prototype consists of a cavity in the form of OM digital surface thickened almost uniformly from the entrance to the tip with a constant thickness of 6.3 mm (equivalent to 1.9 mm thickness at the anatomical scale) using the Computer-Assisted Design (CAD) software SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France).

The S-shape thickness is controlled by four sketches obtained from the CSs at the entry, close to the FB and the SB, then at the tip. The contours of these CSs are upsized to create a 2D thickness

using the *offset entities* function. Then, a boundary surface is generated at each interval between two successive CSs using the *boundary surface* function. To avoid the overlap between the inner and outer surfaces, the boundary surfaces are created as perpendicular to the entry, FB and tip offset profiles, and colinear with the axis passing through the tip and entry centroids at the entry to the SB offset profile.

A fixation crown with five holes was extruded at the tip to accommodate five screws and to make possible the fixation of the earcanal prototype to the frame. In addition, a 3D-printed polylactic acid (PLA) amovible part was designed to be fixed to the frame through the fixation crown of the earcanal prototype to act as a posterior support.

The earcanal prototype was 3D-printed (0.1 mm-thick layers, 1272 layers, 221.05 mL) in Elastic 50A V1 Resin using a Form 3B (Formlabs, Somerville, MA, USA). This choice of material offers the advantage of using a commercially available substance with mechanical properties similar to the elastic cartilage, as detailed in Table 4.2.

#### **4.3.3.2 TMJ simulator**

The TMJ simulator consists of a six-bar linkage mechanism reproducing the trajectory of the hinge axis passing through the centers of the left and right mandibular condyle along with the rotation during the jaw opening. The method proposed by Demuynck *et al.* (2021) was adapted to compute the values of all design variables while respecting the upscaled target trajectory.

Additionally, a part mimicking the mandibular condyle geometry was fixed to the output bar of the mechanism, aligning its center with the coupler point generating the desired trajectory. This geometry is adapted from Seo *et al.* (2020), resembles a 7.5x7.5x20 mm ellipsoid in the anterior-posterior, superior-inferior and lateral-medial directions respectively, before applying the upscaling factor.

To facilitate assembly on the TMJ simulator and prevent interactions with the frame, only the lateral half of the mandibular condyle in contact with the earcanal prototype was 3D-printed

(1.07 m / 8 g, 30 % infill, 0.25 mm-thick layers) using a Lulzbot TAZ S printer (Aleph Objects Inc., Loveland, CO, USA). Hard polymer Polylite PLA (Polymaker, Shanghai, China) was chosen to model the bony tissue, respecting the significant difference in stiffness with elastic cartilage.

Figure 4.2 illustrates the CAD representation of the TMJ simulator as well as the corresponding experimental setup in isometric, top and lateral views. The detailed design variable values obtained using the approach of Demuynck *et al.* (2021) are as follows :  $l_1 = 59$  mm,  $l_2 = 143$  mm,  $l_3 = 67$  mm,  $l_4 = 150$  mm,  $l_C = 87$  mm,  $\alpha = 270^\circ$ ,  $\gamma = 9^\circ$ ,  $\theta_{A,O} = 18^\circ$ ,  $\Delta\theta_A = 140^\circ$ ,  $x_A = 51$  mm,  $y_A = 6$  mm.

A  $10^\circ$ -rotation of the input crank reproduces the backward closing mouth movement. In this preliminary study, the full trajectory of the mandibular condyle is not taken into account and the nearly straight horizontal part of its closing trajectory is considered for simplification purposes.

#### 4.3.3.3 Earcanal-TMJ coupling in simulator

The reference ear impressions described in Section 4.3.2, which include the geometry of the earcanal as well as those of the tragus and concha, are used to define the three anatomical planes (frontal , transverse and sagittal). The lack of specific anatomical landmarks for ear positioning and orientation with respect to the jaw necessitate the use of a qualitative visual identification.

The positioning of the TMJ simulator in relation to the earcanal prototype is hence performed, as illustrated in Fig. 4.3, to respect the following constraints in the mentioned order :

- the transverse planes of the mandibular condyle and the earcanal prototype are coincident at initial contact ;
- the midsagittal plane orientation of the mandibular condyle is oriented at  $\Phi_{MC} = 21^\circ$  (Seo *et al.*, 2020) with respect to the sagittal plane of the earcanal prototype ;
- the distance from the mandibular condyle center and the sagittal plane of the earcanal prototype is aligned either near the FB ( $Z=1$ ) or the SB ( $Z=2$ ) ;
- the initial position of the mandibular condyle is set tangent to the outer surface of the prototype earcanal.

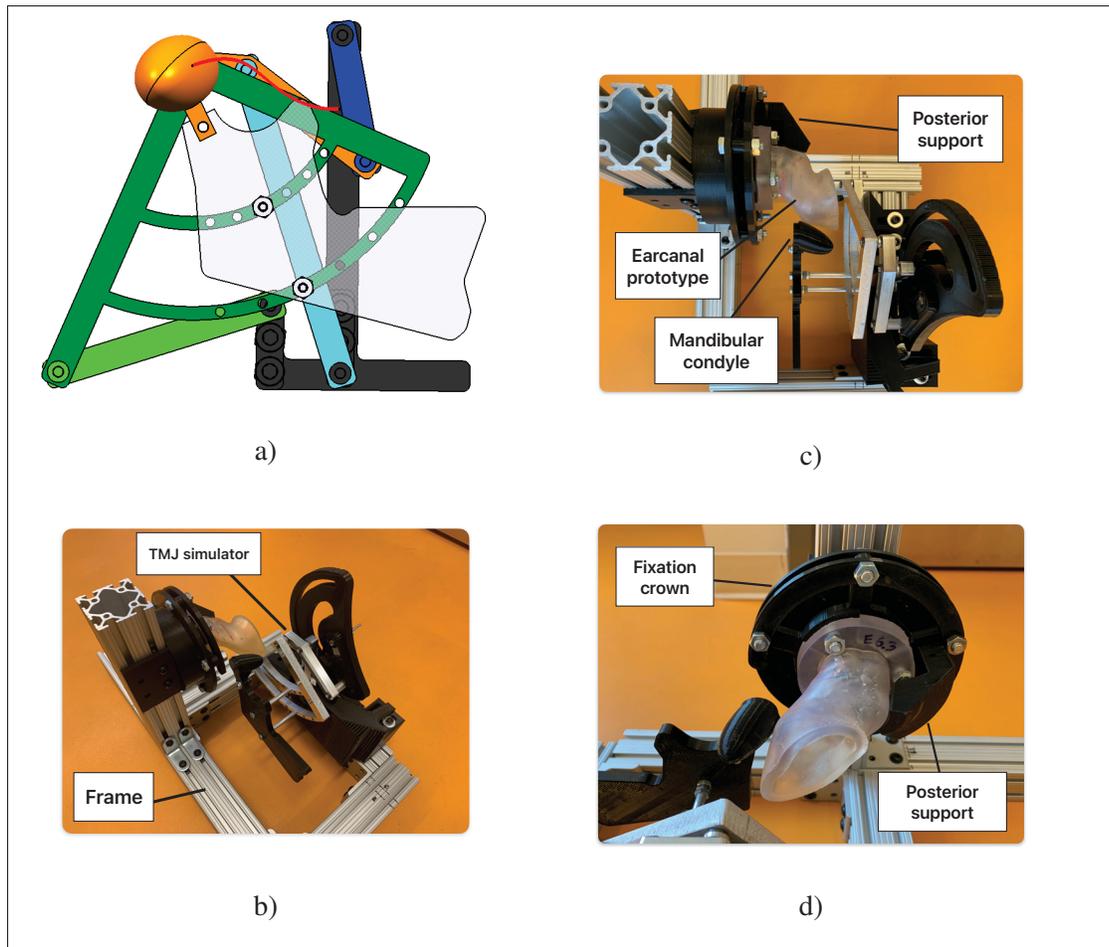


Figure 4.2 TMJ simulator as six-bar linkage mechanism : (a) the CAD representation in lateral view including the jaw profile (in transparency), the mandibular condyle (in orange) and the generated trajectory (in red); the experimental setup with the mandibular condyle in contact with the earcanal prototype, in (b) isometric view, (c) top view and (d) lateral view.

#### 4.3.3.4 Generation of the experimental deformed geometry

Impressions of the earcanal prototype were taken first in the initial state then after deformation to reconstruct the geometries. Reoflex 40 (Smooth-On Inc., Macungie, PA, USA) was injected into the earcanal prototype to fill the cavity completely. All the earmolds were scanned with an accuracy of  $100\mu\text{m}$  in an Einscan-SE scanner using EX Scan S software (Shining 3D, Hangzhou, China) and the digital surface were imported into the 3D metrology software

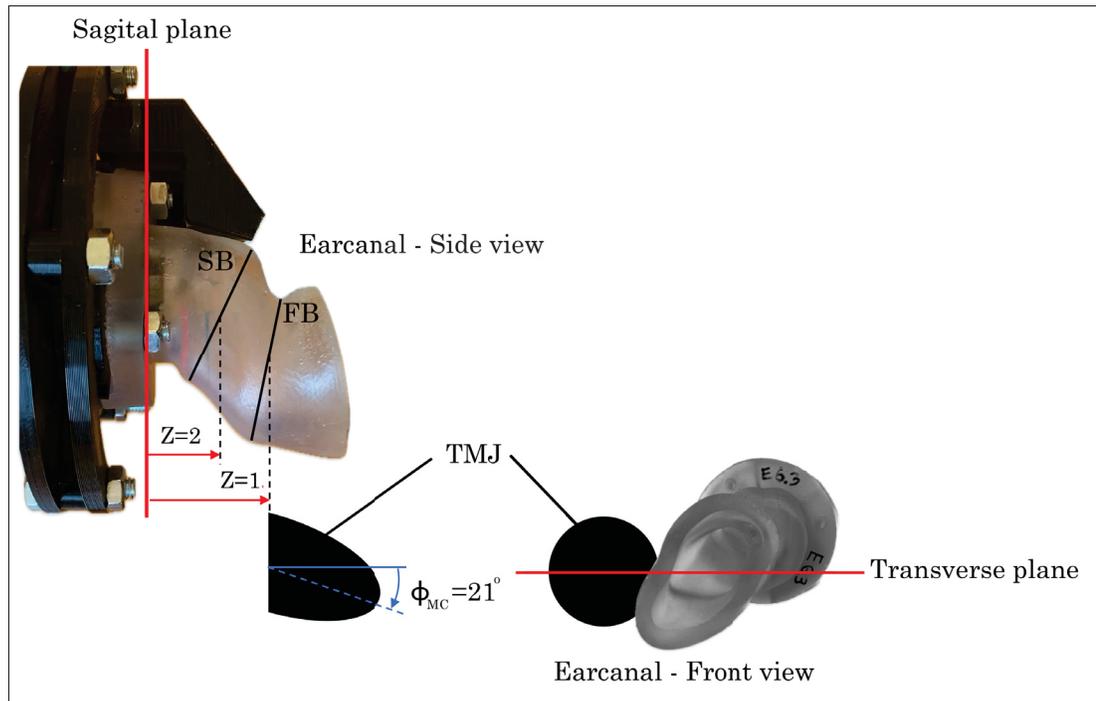


Figure 4.3 Positioning of the mandibular condyle with respect to the earcanal prototype

Polyworks (InnovMetric Software, Québec, QC, Canada). Surface smoothing and spike removal tools were used to remove irregularities from the models without compromising their veracity. Finally, a downscaling tool was used to return to the anatomic scale.

#### 4.3.4 FE simulation

Contrary to the physical simulator, the FE model remained at the anatomic scale. It consisted of two submodels matching the properties of the earcanal prototype and the TMJ simulator. Table 4.1 explains the correspondence between the upscaled and the anatomic models.

Tableau 4.1 Correspondence of the distance/length variables between the upscaled and the anatomic models

		Experimental setup	FE simulation
		Upscaled model (3.3 :1)	Anatomic model (1 :1)
Earcanal	Thickness (mm)	6.3	1.9
Mandibular condyle	Ellipsoid (mm)	24.8 x 24.8 x 66	7.5 x 7.5 x 20
	Displacement magnitude (mm)	6.3	2.1
	Distance from the origin along the Z-axis (mm)	19.8 (Z=1) - 6.6 (Z=2)	6 (Z=1) - 2 (Z=2)

#### 4.3.4.1 Geometrical modeling

To reduce the computing time and storage size of the solutions, the earcanal geometry is considered from its entry to the tip, excluding the fixation crown extrusion. For the mandibular condyle, only the quarter ellipsoid in contact with the earcanal is taken into account.

#### 4.3.4.2 Material properties

The material properties of modeled tissues were drawn from the manufacturer's data when possible. For those that could not be found, similar tissues properties reported in the literature were approximated.

Linear elastic, homogeneous and isotropic material properties are assumed for each structure in the model and are listed in Table 4.2.

#### 4.3.4.3 Constraints and boundary conditions

The anatomical coordinates system, as illustrated in Fig. 4.4a, was defined to perform the alignment of the mandibular condyle with the earcanal model. The three anatomical planes (transverse, frontal and sagittal) were visually identified on the full ear impression in the CM position and reported in the earcanal submodel. The centroid of the tip CS is set as the origin.

Tableau 4.2 Material properties of the FE model components and the human body tissues associated with

	Young modulus (MPa)	Poisson ratio	Density (g/cm <sup>3</sup> )
Ear cartilage	1.66 (Griffin <i>et al.</i> , 2016)	0.26 (Brummund <i>et al.</i> , 2014)	1.080 (Brummund <i>et al.</i> , 2014)
Elastic 50A Resin	1.59 Formlabs data sheet	0.3 assumed (typical for resin)	1.020 Formlabs data sheet
Bone	11316 (Brummund <i>et al.</i> , 2014)	0.3 (Brummund <i>et al.</i> , 2014)	1.714 (Brummund <i>et al.</i> , 2014)
PolyLite PLA	2636 Polymaker data sheet	0.33 (Ferreira <i>et al.</i> , 2017)	1.170 Polymaker data sheet

The alignment procedure of the mandibular condyle with the ear canal is the same as described in Section 4.3.3.3.

A 2.1 mm posterior-oriented displacement is applied to the mandibular condyle center to reproduce the posterior straight horizontal portion of the mouth-closing movement, matching the movement produced by the experimental setup mentioned in Section 4.3.3.2.

The contact between the ear canal and the mandibular condyle is defined as frictionless with large sliding.

Figure 4.4 illustrates the FE ear canal model with the representation of the mandibular condyle and the surfaces considered for the boundary conditions according to the coupling variable levels.

#### 4.3.4.4 Mesh

The tested configurations were loaded into ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA). A volume mesh of quadratic tetrahedral elements was used to fit the geometry of the two structures in the model. The optimal mesh was determined through an automatic mesh convergence procedure refining meshes until either the difference of the solutions could be considered

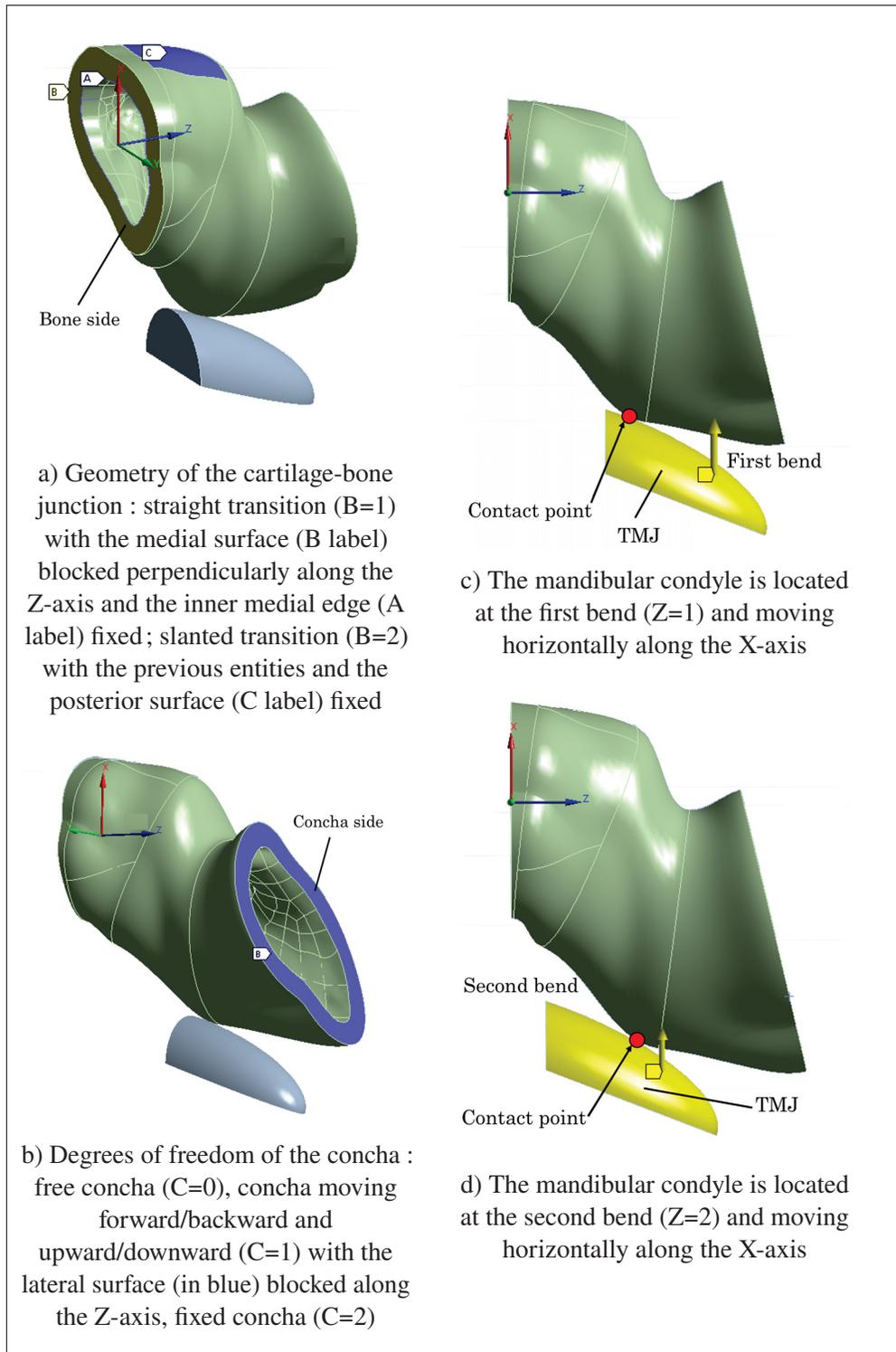


Figure 4.4 Finite element model of the elastic ear canal and the mandibular condyle quarter in contact : representation of the coupling variables and associated boundary surfaces in relation to their levels.

negligible (< 5%) or the mesh failed to align with the contact surface and did not represent a realistic solution.

The total displacement of the inner wall of the cavity was used for mesh convergence. The FE models consisted of between 6,226 (FE202 model in two iterations) and 32,204 (FE101 model in three iterations) elements with an earcanal mesh volume of 1112.8 mm<sup>3</sup>. The simulations were performed on a PC with an Intel(R) Xeon(R) CPU E3-1245 v6 @ 3.70GHz processor.

#### **4.3.4.5 Generation of the FE deformed geometry**

The FE deformed geometry was obtained as the result of each FE simulation in terms of the total displacement of the earcanal's inner wall. Subsequently, as for the experimental deformed geometry, the digital surfaces were imported and post-processed into the 3D metrology software Polyworks.

#### **4.3.5 CS discretization and computation of morphological dimensions**

All the digital surfaces (the CM, OM and deformed geometries) are discretized into five CSs : the entrance, the FB, the narrow passage in the transition between FB and SB referred to as the isthmus (Nielsen & Darkner, 2011), the SB and the tip. The FB and SB are identified with a visual estimation by cutting the model into two U-shaped regions where the curvature is maximum. The isthmus is also identified visually by cutting the model perpendicular to the outer envelop where the CS area is minimum.

Seven dimensions are considered to describe the radial and axial characteristics of the earcanal geometry. For all the CSs excluding the isthmus, the area ( $A$ ), the major ( $d_{\max}$ ) and minor ( $d_{\min}$ ) axes, the Aspect Ratio ( $AR = \frac{d_{\min}}{d_{\max}}$ ) were computed with MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA). The AR assesses the quality of the CS in being a circle regardless of its size (Poissenot-Arrigoni *et al.*, 2022) : a value of 1.0 corresponds to a perfect circle, and the lower the value is, the more elliptical is the shape. Additionally, the First Bend Region (FBR) and Second Bend Region (SBR), defined from the entrance to the isthmus and from the isthmus to

the tip, respectively, are characterized by the curvilinear length of their centroid axis ( $s$ ), the cord connecting the two extreme CS centroids ( $l$ ) and the Tortuosity Index ( $TI = \frac{l}{s}$ ). The TI assesses the quality of the earcanal being twisted (Demuynck *et al.*, 2024). The value of 1.0 corresponds to a perfect straight line, and the lower the value is, the more curled the shape is.

#### 4.3.6 Deformation analysis

In both the experimental and FE approaches, the OM geometry is considered as the initial state of the earcanal and the CM geometry is considered the one to be matched. The deformed geometries obtained from the FE simulations and the experiments are compared with that in the CM position. Hence, the smaller the deformations with respect to the CM geometry, the better the model.

Prior to performing the deformations analysis of the FE and experimental models with respect to the CM geometry, we identify the FE models that minimize the average deformations over the four CSs and the two regions in terms of size and shape. The Mean Absolute Percent Error (MAPE) of  $A$ ,  $AR$  and  $TI$  are computed for each model with respect to that in CM position. This preliminary step allows saving considerable time and consumable by reducing the number of impressions to be processed. Then, we performed local comparisons by computing differences of  $A$ ,  $AR$  and  $TI$  between the retained models and the CM geometry. It allows analyzing the deformations at the CS- and region-level for both the FE and experimental models. Figure 4.5 summarizes the overall workflow from the earmold impressions to the deformation analysis.

To help compare the deformations, the values are normalized with respect to the deformation of the OM geometry, so that 0% corresponds to a deformation matching perfectly the CM geometry and 100% corresponds to a deformation matching perfectly the OM geometry. For example, the average deformation of the model  $M1$  for the dimension  $DI$  in Section 4.4.2 is expressed as  $\frac{MAPE_{M1,DI}}{MAPE_{OM,DI}}$  in % $OM$ , and the corresponding deformation at CS1 is expressed as  $\frac{\Delta D1_{M1}}{\Delta D1_{OM}}$  in % $OM$  in Section 4.4.3 and as  $\frac{\Delta D1_{M1}}{\Delta D1_{E0}}$  in % $E0$  in Section 4.4.4. A negative difference will refer to a

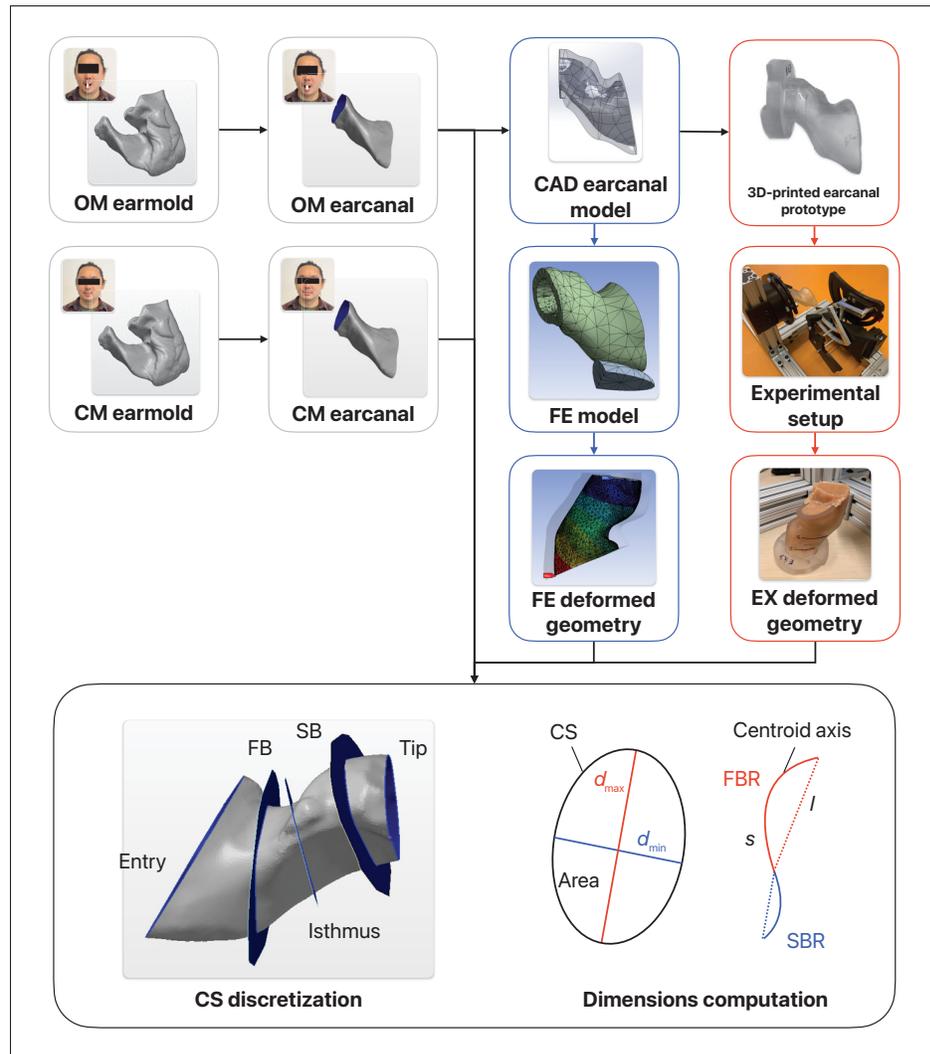


Figure 4.5 Overall workflow from ear impressions to the computation of the geometrical dimensions.

configuration that deforms too much and change in a deformation mode opposite to the one occurring during mouth-closing.

For validation purposes, we will consider as *satisfying* the deformations smaller than 10% and as *acceptable* those smaller than 100% (expressed as a function of OM and E0 for the FE and experimental models respectively). On the opposite, all values that is not included in one of the two intervals defined above will be considered as *non acceptable*, as we prioritize behaviors that follow the OM to CM geometry deformations.

## 4.4 Results

This section examines how effectively the proposed FE models represent the deformations of the earcanal between OM and CM geometries. A parallel investigation is conducted regarding the TMJ simulator to assess its ability to illustrate the earcanal's deformation from the OM to the CM position.

To help differentiate all the models and prototypes considered in this study, the following naming is proposed : CM and OM refer to the CM and OM geometries obtained from the earmold impression process (detailed in Section 4.3.2); 'FE[B level][C level][Z level]' refer to the FE deformed models resulting from the FE simulations; 'EX[B level][C level][Z level]' refer to the experimentally deformed prototypes resulting from the TMJ simulator setup; EX0 refers to the earcanal prototype before deformation.

### 4.4.1 Morphology of the earmold impressions

Descriptive measurements of  $A$ ,  $d_{\min}$ ,  $d_{\max}$ ,  $AR$ ,  $l$ ,  $s$  and  $TI$  for the OM and CM position, as well as their differences, are presented in Table 4.3.

The results indicate that the deeper a CS is in the earcanal, the smaller its radial and axial deformation. Specifically, differences in  $A$ ,  $AR$ , and  $TI$  at the entrance are much greater than those at the tip. Additionally, it appears that a change in deformation mode occurs between the FB and the SB, as the differences in each dimension switch signs between the two CSs.

### 4.4.2 Step 1 : Identification of the FE models minimizing the average deformations

The MAPEs of  $A$ ,  $AR$  and  $TI$  for the twelve FE models, along with OM, with respect to CM are elaborated in Fig. 4.6. Moreover, The MAPEs of each individual FE model expressed as a function of OM deformations are presented in Table 4.4. The performance of these FE models is evaluated against certain satisfaction criteria, with acceptable performances highlighted in green.

Tableau 4.3 Descriptive values of  $A$ ,  $d_{\min}$ ,  $d_{\max}$ , AR,  $l$ ,  $s$  and TI of CM and OM

Direction	Dimension	Indicator	Position	Entrance	FB	SB	Tip
Radial	Size	$A$ (mm <sup>2</sup> )	CM	106,01	58,43	54,23	56,96
			OM	91,83	61,91	52,27	56,34
			OM-CM (%)	-13,38	5,95	-3,63	-1,09
		$d_{\min}$ (mm)	CM	8,11	7,78	6,19	7,13
			OM	7,52	7,92	6,35	7,03
			OM-CM (%)	7,27	-1,80	2,58	1,40
		$d_{\max}$ (mm)	CM	15,24	10,03	10,30	9,77
			OM	15,13	10,96	10,25	9,72
			OM-CM (%)	0,72	-9,27	0,49	0,51
	Shape	AR	CM	0,532	0,775	0,601	0,729
			OM	0,497	0,722	0,62	0,724
			OM-CM (%)	-6,59	-6,90	3,20	-0,77
				FBR	SBR		
Axial	Size	$l$ (mm)	CM	8,63	7,61		
			OM	7,92	8,76		
			OM-CM (%)	8,23	-15,11		
		$s$ (mm)	CM	10,02	7,73		
			OM	8,87	8,93		
			OM-CM (%)	11,48	-15,52		
	Shape	TI	CM	0,861	0,985		
			OM	0,893	0,981		
			OM-CM (%)	3,62	-0,36		

This indicates which models outperform the baseline (OM) and represent promising directions for improving earcanal-TMJ interaction modeling.

The results indicate that models incorporating a free concha exhibit good performance in modeling radial shape deformations. Specifically, models featuring a straight CBJ and a free concha condition demonstrate superior performance in modeling both radial size and shape deformations as evidenced by FE101 and FE102. Notably, a straight CBJ is also a common simulation feature among all FE models that exhibit reliable axial deformations (e.g., FE101,

FE122, and FE112). Among these, FE101, which includes the straight CBJ, free concha, and alignment with the FB of the TMJ, stands out as the only model that achieves overall satisfactory results in both axial and radial deformations.

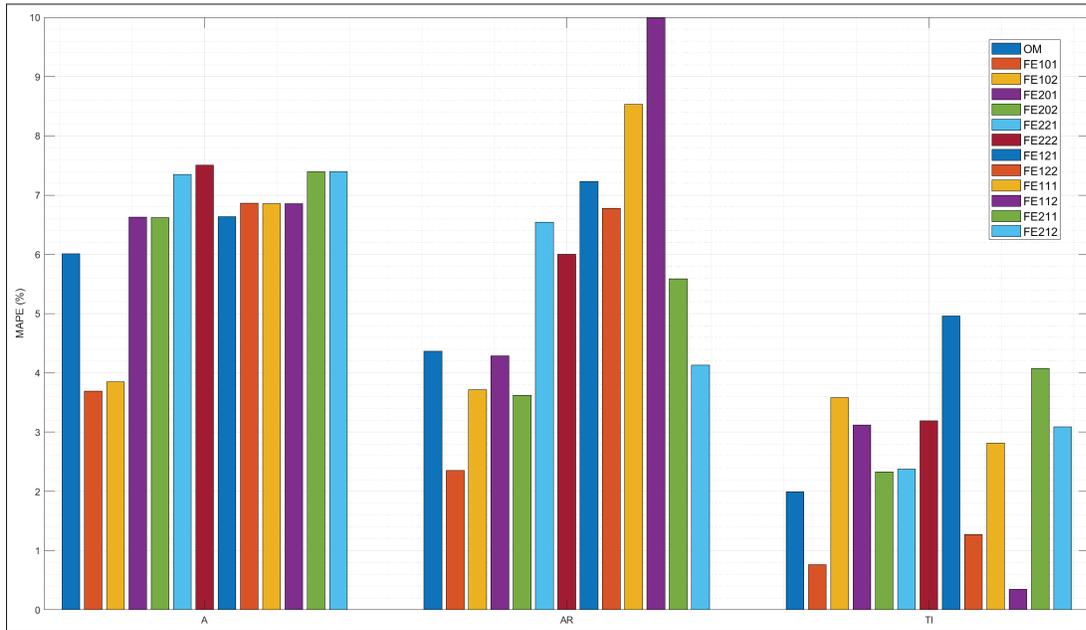


Figure 4.6 Mean Absolute Percent Error (MAPE) of A, AR and TI for the OM geometry and the FE models with respect to the CM geometry.

Tableau 4.4 Mean Absolute Percent Error (MAPE) values for A, AR, and TI expressed as functions of OM deformations are presented for all the finite element (FE) models. Potential models satisfying  $MAPE \leq 100\%OM$  are identified in green.

Simulation Features	Finite Element Models											
	FE101	FE102	FE201	FE202	FE221	FE222	FE121	FE122	FE111	FE112	FE211	FE212
Straight cartilage-bone junction	×	×										
Slanted cartilage-bone junction			×	×	×	×	×	×	×	×	×	×
Free concha	×	×	×	×								
Partially fixed concha									×	×	×	×
Fixed concha					×	×	×	×				
1st bend TMJ alignment	×		×	×	×	×	×	×	×	×	×	×
2nd bend TMJ alignment		×		×		×		×		×		×
MAPE <sub>A</sub> (%OM)	61	64	110	110	122	125	110	114	114	114	123	123
MAPE <sub>AR</sub> (%OM)	54	85	98	83	150	138	166	156	196	229	128	95
MAPE <sub>TI</sub> (%OM)	39	180	157	117	120	160	249	64	141	18	205	155

A previous study highlighted that radial deformations during mouth opening are more pronounced than axial deformations, and notably statistically significant (Demuyne *et al.*, 2024). As a result,

we prioritize configurations that minimize radial size and shape deformations. Consequently, we focus on FE101, FE102, FE201, and FE202, along with their corresponding prototypes, for further analysis.

#### 4.4.3 Step 2.1 : Descriptive analysis of the deformations with the FE approach

Table 4.5 presents the percentage differences of  $A$ ,  $AR$ , and  $TI$  as functions of OM deformations across various regions of the earcanal for the selected promising FE models identified in Table 4.4.

Tableau 4.5 Percent differences of  $A$ ,  $AR$ , and  $TI$  expressed as functions of OM deformations are presented for the selected finite element (FE) models. Potential models satisfying  $\Delta \leq 10\%OM$  or  $\Delta \leq 100\%OM$  are identified in dark or light green respectively.

Simulation Features		Selected Finite Element Models			
Straight cartilage-bone junction		×	×		
Slanted cartilage-bone junction				×	×
Free concha		×	×	×	×
Partially fixed concha					
Fixed concha					
1st bend TMJ alignment		×		×	
2nd bend TMJ alignment			×		×
	CS	FE101	FE102	FE201	FE202
$\Delta A$ (%OM)	Entry	64	65	83	82
	FB	27	37	108	114
	SB	102	105	191	187
	Tip	-81	-63	191	182
$\Delta AR$ (%OM)	Entry	-4	-28	42	29
	FB	-76	-69	115	88
	SB	24	165	139	145
	Tip	-402	-392	265	242
$\Delta TI$ (%OM)	FBR	-7	-109	53	33
	SBR	347	884	1189	952

FE models generally exhibit superior behavior in their lateral aspects compared to their medial counterparts in terms of both radial and axial deformations. Among these models, FE101 minimizes all acceptable deformations except for the radial shape at the FB, where FE202 model demonstrates the minimum deformation.

In contrast to radial size deformations, radial shape deformations undergo significant changes at most CSs when the position of the TMJ is changed. Specifically, FE models with a straight CBJ exhibit superior performance with the TMJ at the FB, whereas the opposite is observed for slanted CBJ FE models.

When comparing radial and axial shape deformations for corresponding models, it becomes apparent that FE models with a straight CBJ exhibit better performance with the TMJ positioned at the FB, while those with a slanted CBJ perform better with the TMJ at the SB. As for radial size deformations, straight CBJ models demonstrate superior deformation characteristics regardless of the TMJ position.

#### **4.4.4 Step 2.2 : Descriptive analysis of the deformations with the experimental approach**

Percent differences of  $A$ ,  $AR$ , and  $TI$  expressed as functions of  $OM$  deformations are presented in Table 4.5 for the selected experimental models.

In contrast to the FE models, there isn't any noticeable trend where one EX prototype consistently outperforms the others. However, the EX202 model demonstrates acceptable radial and axial deformations at most CSs, without minimizing them. Additionally, it's noteworthy that the EX201 model exhibits superior radial deformations, particularly at the tip.

Upon comparing radial deformations, it becomes evident that only the lateral part of the prototypes undergoes significant changes. While radial size remains similar at the entry regardless of TMJ position, radial shape notably improves when the TMJ is located at the SB. Furthermore, the FB demonstrates superior radial deformation only for straight CBJ EX models.

Regarding axial shape deformations, it's notable that straight CBJ EX models deform significantly better than those with a slanted CBJ.

Tableau 4.6 Percent differences of A, AR, and TI expressed as functions of OM deformations are presented for the selected experimental (EX) models. Potential models satisfying  $\Delta \leq 10 \%EX0$  or  $\Delta \leq 100 \%EX0$  are identified in dark or light green respectively.

Simulation Features		Selected Experimental Models			
Straight cartilage-bone junction		×	×		
Slanted cartilage-bone junction				×	×
Free concha		×	×	×	×
Partially fixed concha					
Fixed concha					
1st bend TMJ alignment		×		×	
2nd bend TMJ alignment			×		×
	CS	EX101	EX102	EX201	EX202
$\Delta A$ (%EX0)	Entry	73	56	61	65
	FB	65	144	101	78
	SB	88	62	90	99
	Tip	222	-49	69	160
$\Delta AR$ (%EX0)	Entry	39	-7	-48	-6
	FB	62	149	90	77
	SB	155	159	181	138
	Tip	148	-77	32	99
$\Delta TI$ (%EX0)	FBR	-987	-1876	-1144	-792
	SBR	-1	4	65	53

#### 4.4.5 Deformations comparison between the FE and the experimental approach

The comparison of the deformations for corresponding FE models and EX prototypes shows that the entry CS is the only CS at which all four configurations with both the finite element and the experimental approach have acceptable deformations, specifically for the radial size. The flexion-oriented models and prototypes developed in this study may explain this observation. Considering the cantilever beam analogy, the entry CS acting as the free side is prone to large deflections, mainly resulting in shape deformations, unlike the three other CSs close to the contact point of the TMJ. The acceptable but small radial size deformations at the entry with both the finite element and experimental approaches support this assumption.

## 4.5 Discussion

The FE101 model appears to be the configuration that deforms the best with the FE approach. Even though it is difficult to identify an optimal prototype that deforms with the experimental approach, EX101 and EX202 are the two best prototypes with acceptable deformations specifically for the radial deformations in the lateral part of the earcanal. Overall, it's evident that optimal results are achieved for both FE modeling and TMJ simulator when employing a combination of a straight CBJ, free concha, and FB TMJ alignment.

The optimal FE models and EX prototypes provide support for the assumption that the earcanal acts as a cantilever beam fixed medially, as previously proposed by Demuynck *et al.* (2024). To the authors' knowledge, no consensus has been already made about the possible deformations in the concha region during jaw movement, which were reported either significant (Darkner *et al.*, 2007) or non-significant (Grenness *et al.*, 2002). In this study, while it may not be possible to accurately confirm any deformation within or related to the concha region, the consistent better performance of the free concha boundary condition suggests significant displacements occur at the entrance of the earcanal and its connected regions, such as the tragus and the concha, during mouth opening. The authors acknowledge that the small number of studied CSs and the specific alignment process based on the CBJ used in this paper may favor the cantilever-beam-like models.

To match FE and EX models, it was necessary to simplify the anatomy. The 'cartilage thickness' and 'TMJ translation length' parameter pair was hence considered either for design or meshing purposes and the results obtained in this study are strongly dependent on them. These simplifications can explained the deformation differences between the earmold impression geometries and those of the models with the two approaches. Indeed, the truncated TMJ trajectory imposed by the constraints in the FE software may be the reason why most of the models tested seem not to deform enough to match the CM geometry. Another reason could be the consideration of the cartilage, which is the stiffest material among the complex multilayer structure around the earcanal, as the only material to surround the cavity. The Elastic 50A Resin

used in the simulator prototypes still remains a good surrogate to the human cartilage based on the results. Yet, using a softer material such as the Silicone 40A Resin (1 MPa, from Formlabs data sheet) freshly available on the market to design the earcanal prototypes could induce larger deformations and thus better match with the CM geometry. In fact, it could be interesting to consider a larger value for both the cartilage thickness and the TMJ translation length and verify if the mechanical behavior of the model remains similar.

In addition to the simplifications made in the model concerning anatomy, several steps in the process of obtaining the deformed geometry through experimental approaches could account for differences between earmold impressions and FE models. Firstly, the curing time of the silicone used for earcanal prototype impressions, which typically ranges from 16 to 24 hours, can result in residual strains caused by either creep effects or silicone retraction. Moreover, the use of different types of silicone for molding impressions at two different scales may lead to variations in inner pressure (Lantos Technologies, 2013), thereby resulting in deviations in deformations between the earcanal prototype and the earmold impressions. These factors may also explain the discrepancies observed between the OM and EX0 geometries.

#### **4.6 Conclusion**

The interactions between the earcanal and the temporomandibular joint were examined in this paper during deformations caused by mouth-opening movements. This study compared the resulting geometries of human ear impressions, corresponding finite element models, and an earcanal-TMJ simulator prototype, which represent three different approaches to mimic the dynamic motion of the earcanal.

Amongst the tested finite element models and experimental prototypes, the reverse-static deformations matched the closed-mouth geometry, especially in the lateral part of the models, with a straight cartilage-bone junction, a free concha, and the mandibular condyle located at the first bend. Hence, it supports that the earcanal can be modeled as a cantilever beam with its medial side fixed and the mandibular condyle deflecting the structure near to the first bend.

Furthermore, Elastic 50A V1 Resin by Formlabs can be confirmed as a satisfying surrogate to the human cartilage in this case study.

Despite the encouraging preliminary results, the biomechanical coupling model requires further improvements. Several variations to the proposed model could be explored, such as increasing the thickness of the S-shape model of the earcanal or considering it as a cylinder-shaped geometry. Additionally, a compressed-cylinder configuration with the entire posterior surface fixed could be tested, contrasting with the flexion-oriented approach proposed in this study. Moreover, designing the earcanal prototype in two parts to facilitate demolding and prevent surface damage could enhance the results. Introducing a servomotor jaw simulator for better angular positioning and frequency control could also reduce potential errors related to digital modeling. Lastly, conducting the test on multiple subjects allows for the study of the influence of boundary conditions with respect to anatomical variability.

#### **4.7 Acknowledgements**

The authors would like to acknowledge the financial support of the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) through the last author's Discovery grant (RGPIN-201706192). The technical support received from EERS Global Technologies through the ÉTS-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS) is also greatly appreciated. The first author would like to acknowledge Michael Tooker for the authorization to reuse their dataset in accordance with the appropriate ethics committee ("Comité d'éthique de la recherche", École de technologie supérieure's internal review board) as well as Jacob Bouchard-Roy and Valentin Pintat for their assistance in printing the several iterations of the earcanal prototype model.

## CHAPITRE 5

### SYNTHÈSE, RETOMBÉES ET CONTRIBUTIONS

Cette thèse de doctorat présente les méthodes et connaissances développées afin de modéliser les déformations du conduit auditif dues à l'ouverture de la mâchoire. Premièrement, la section 5.1 dresse la synthèse des développements scientifiques, puis la section 5.2 détaille les retombées possibles grâce aux travaux entrepris dans cette thèse, enfin la section 5.3 liste les contributions scientifiques telles que les présentations orales ou d'affiches lors de conférences, les productions de vulgarisation scientifique ainsi que les livrables associés à la littérature grise.

#### 5.1 Synthèse des développements scientifiques

Cette section présente les développements scientifiques réalisés répondant aux trois objectifs spécifiques de cette thèse de doctorat détaillés à la section 0.4. Les avancées, limitations et perspectives associées à chaque développement scientifique sont explicitées.

##### 5.1.1 Conception d'un mécanisme reproduisant l'ouverture de la mâchoire

Ce développement scientifique répond à l'objectif spécifique *Obj1* de cette thèse, qui était de reproduire la cinématique d'ouverture-fermeture de la mâchoire.

##### Avancées

L'approche hybride proposée au chapitre 2 a permis de dimensionner un simulateur cinématique à six barres composé d'un mécanisme à quatre barres et d'une liaison dyade à 3 pivots (RRR). Cette approche permet de répartir entre deux sous-mécanismes les contraintes fortement non linéaires liées à la biomécanique de l'ATM et à l'optimisation de la fonction objectif. Ainsi, le simulateur cinématique résultant est capable de générer la trajectoire du condyle mandibulaire tout en reproduisant l'amplitude angulaire d'ouverture de la mâchoire.

Outre la correspondance avec le modèle biomécanique défini, ce simulateur présente deux avantages permettant de réduire considérablement les contraintes de conception : avoir une architecture minimaliste composée uniquement de liaisons pivots et avoir une cinématique à un seul DL.

### **Limitations**

La section 1.1.2 a permis de constater que la cinématique de l'ATM n'est pas unique et que les paramètres cinématiques définissant le modèle d'ouverture de l'ATM peuvent varier d'un individu à un autre. Le dimensionnement optimal obtenu au chapitre 2 étant fonction du modèle biomécanique défini à la section 2.3, celui-ci ne permet pas de représenter la variabilité cinématique interindividus.

Une autre limitation provient de la fonction Matlab *fmincon* utilisée pour trouver la solution de notre problème non linéaire. Bien que le dimensionnement résultant minimise l'erreur par rapport au modèle biomécanique de l'ATM, cette fonction utilise un algorithme SQP qui nécessite une initialisation avec un ensemble de variables de conception pour entamer la résolution. De plus, l'approche analytique assignée au sous-mécanisme de dyade consiste en un système d'équations dont le trop grand nombre d'inconnus requiert d'imposer une valeur pour deux des variables de conception. Ainsi, on ne peut conclure que la solution finale obtenue correspond à la solution optimale globale. Le dimensionnement optimal obtenu comme solution de l'approche en deux phases se limite au voisinage des deux conjectures associées aux deux sous-mécanismes et ne peut être considéré que comme une solution optimale locale. Pour obtenir la solution optimale globale, il faudrait effectuer cette approche en testant toutes les conjectures initiales respectant l'intégrité architecturale du mécanisme.

### **Perspectives**

**Architecture ajustable :** Bien que le dimensionnement final ne puisse reproduire qu'une unique trajectoire, la flexibilité de l'approche permet de personnaliser le modèle biomécanique

cible. Par une simple modification des contraintes de la fonction objectif, l'approche proposée pourrait permettre de personnaliser la trajectoire du condyle ou l'amplitude angulaire d'ouverture du simulateur pour modéliser la variabilité anatomique de l'ATM. L'utilisation de barres filetées, d'entretoises de plusieurs épaisseurs et d'un coupleur en forme de compas réglable permettrait d'ajuster la longueur des barres ainsi que l'angle du coupleur pour reproduire l'architecture optimale et de ne pas limiter un seul mécanisme à une seule solution. Dans ce modèle préliminaire, la synchronisation du mouvement de translation et de rotation de la mâchoire a seulement été investiguée pour la position initiale (bouche fermée) et la position finale (bouche ouverte). L'hypothèse de la position angulaire intermédiaire (définie à l'équation 2.16) nécessaire pour la résolution analytique du modèle permet de considérer une troisième position pour la synchronisation du mouvement. Pour affiner le modèle, il serait donc intéressant de calculer le dimensionnement optimal pour chacun des trois modèles cinématiques de l'ATM (translation prépondérante, rotation prépondérante, groupe commun) identifiés par Mesnard *et al.* (2012). La variation interindividuelle des paramètres étant faible au sein de chacun des trois groupes, comme rapporté par les auteurs, il serait possible de reproduire la variabilité cinématique de l'ATM à partir de seulement trois configurations sur un simulateur réglable tel que décrit ci-dessus.

**Asservissement du mécanisme :** L'asservissement de la barre d'entrée pour reproduire la fréquence de mastication de la mâchoire offrirait la possibilité de réaliser des tests cycliques. Ainsi, il serait possible de modéliser le cycle de mastication de la mâchoire sur un intervalle de temps voulu.

### **5.1.2 Identification des portions du CA subissant les plus grandes déformations radiales et axiales**

Ce développement scientifique répond à l'objectif spécifique *Obj2* de cette thèse, qui était de localiser et quantifier les déformations du CA pendant l'ouverture de la mâchoire.

## Avancées

L'analyse anthropométrique proposée au chapitre 3 a permis la caractérisation des déformations axiales et radiales du CA pendant quatre activités du visage et de la tête : ouvrir la bouche, tourner la tête à gauche, hausser les sourcils et sourire.

La mesure de huit dimensions géométriques sur 18 paires d'empreintes d'oreille a permis d'observer les plus grandes déformations du CA pendant l'ouverture de la bouche et le sourire. Plus précisément, les mesures montrent que lors de ces deux activités, l'entrée du CA est pincée (comprimée horizontalement et étirée verticalement) et rétrécie tandis que la région transitoire entre la première et la deuxième courbure du CA est arrondie (comprimée verticalement et étirée horizontalement) et agrandie. Les résultats obtenus laissent supposer que le déplacement du condyle mandibulaire et la contraction des muscles masticateurs sont les principales causes des déformations intra-auriculaires observées. De plus, parmi les deux régions mentionnées, la portion comprise entre les deux courbures du CA est sujette aux plus grandes déformations, ce qui peut être expliqué par le fait qu'il s'agisse de la partie du CA qui précède la transition avec la partie osseuse et qui n'est plus entourée de cartilage, mais plutôt de tissus plus mous comme la peau et la graisse.

En se basant sur les différences d'aire des sections et de tortuosité de l'axe centroïdal, il est possible d'établir une analogie entre les déformations du CA et la flèche d'une poutre. Plus précisément, le CA semble se comporter comme une poutre en porte-à-faux dont l'entrée du CA serait l'extrémité libre et dont la partie médiale serait fixe. Un appui postérieur plus ou moins aligné avec le centre du condyle mandibulaire pourrait aussi expliquer la zone transitoire du CA à partir de laquelle les déformations changent de signe, c'est-à-dire qu'il y a inversion des modes de déformations.

L'étude proposée au chapitre 3 a aussi permis de comprendre les différences méthodologiques de la discrétisation géométrique du CA orientée "centrax" proposée par Stinson & Lawton (1989) avec une orientée "enveloppe" comme utilisée dans ledit chapitre, ainsi que leurs implications. En effet, une première tentative d'analyse utilisant la méthode de Stinson & Lawton (1989) a

permis d'identifier que l'algorithme associé est très sensible à l'orientation du plan d'entrée du CA et qu'il manque de robustesse en présence d'une région coudée comme par exemple la première courbure du CA. Autrement dit, l'algorithme est plus approprié pour les géométries qui sont "aplaties" ou qui ont une courbure initiale limitée, sinon la déviation angulaire due à la discrétisation de l'entrée du CA se propagera sur toute la longueur de l'axe centroïdal. Outre les effets de bords qu'elle génère, l'interpolation sinusoidale utilisée pour créer l'axe centroïdal rend difficile l'identification des deux courbures du CA, repères anatomiques essentiels dans la caractérisation de sa géométrie, à la seule lecture des courbes résultantes. Bien que la méthode de discrétisation utilisée dans le chapitre 3 soit plus chronophage en raison de l'identification manuelle des deux courbures du CA, cette dernière a permis de garantir une meilleure robustesse vis-à-vis de la variabilité anatomique de la géométrie du CA.

### **Limitations**

La première limitation est que l'étude ne compte que 18 participants. Il serait souhaitable de réaliser la même analyse sur une population d'étude plus grande afin de confirmer les tendances observées au chapitre 3.

L'hypothèse d'orientation des axes des sections du CA se révèle être une autre limitation. Comme expliqué à la section 3.4.2, la section du CA est approximée à une ellipse dont on a mesuré le grand axe et le petit axe. Cette hypothèse, notamment utilisée dans deux études anthropométriques (Lee *et al.*, 2018; Fan *et al.*, 2021) par identifications des repères supérieurs, inférieurs, antérieurs et postérieurs à chaque section considérée, repose sur une validation visuelle de l'ensemble des empreintes mesurées dans le chapitre 3 et semble convenir pour l'intégralité de celles-ci. Néanmoins, l'absence d'un repère commun à toutes les empreintes, comme le "*ear horizontal plane*" déterminé comme perpendiculaire au grand axe du pavillon et au plan sagittal (Fan *et al.*, 2021), ne permet pas de vérifier quantitativement cette hypothèse et peut se révéler être une source d'erreur dans l'interprétation des déformations radiales du CA vis-à-vis de la réalité anatomique.

De plus, comme expliqué à la section 3.4.1, la méthode de discrétisation repose sur un alignement rigide de toutes les empreintes prises pendant les quatre activités étudiées avec celle prise en bouche fermée considérée comme la référence. Bien que les variations géométriques résultant de cet alignement semblent bien correspondre avec les résultats reportés dans la littérature scientifique, celui-ci se base sur une optimisation topologique et non sur des considérations anatomiques. Plus précisément, la prise d'empreinte ne permettant pas d'injecter du silicone jusqu'à la portion du CA entourée de tissus osseux, il n'existe a priori pas de régions dans la partie du CA entourée de tissus mous qui soit fixe, à partir de laquelle un alignement pourrait se faire en garantissant la réalité anatomique. Bien que certaines études utilisent des repères anatomiques dans la conque pour aligner les empreintes, aucune étude ne montre qu'il s'agit bien d'une partie fixe lorsque l'on ouvre la bouche. Au contraire, Darkner *et al.* (2007) montre que la plupart des sujets étudiés présentent des déformations dans la région du tragus. Ainsi, il est possible de se demander si, en réalisant un alignement préalable visant à minimiser l'erreur quadratique moyenne entre deux empreintes, les sections comparées deux à deux, supposées correspondre entre les deux géométries de l'oreille, ne présentent pas en réalité un décalage anatomique remettant en question leur correspondance.

Enfin, l'appréciation visuelle de l'enveloppe du CA est utilisée pour discrétiser sa géométrie. Bien qu'utilisant des repères anatomiques, la limitation de repose sur le fait qu'elle n'est pas automatique et qu'elle doit reposer sur la compétence d'un opérateur humain, réduisant ainsi la robustesse de la procédure.

## **Perspectives**

**Discrétisation automatique du CA :** Il serait avantageux d'effectuer la même analyse en utilisant une méthode de discrétisation entièrement automatique comme celle proposée par Ghezelbash *et al.* (2023). Cette dernière est basée sur une identification automatique du plan d'entrée du CA possible grâce à un algorithme d'apprentissage machine utilisant une banque de repères anatomiques utilisés en anthropométrie. De plus, la discrétisation sur la longueur du CA utilise un critère de minimisation de l'aire de la section, obtenue à partir de l'intersection de

l'enveloppe du CA et d'un plan. Cette nouvelle méthode permettrait d'augmenter la robustesse des mesures en diminuant les erreurs de placements des plans de référence.

**Dimensions angulaires :** L'ajout de dimensions géométriques telles que la courbure et la torsion de l'axe centroïdal permettrait d'affiner l'analyse des déformations axiales du CA. De plus, il serait bénéfique d'introduire des mesures angulaires telles que l'angle elliptique pour évaluer l'orientation d'une section par rapport au plan transversal. Ce paramètre permettrait notamment de mesurer l'orientation précise des grands axes et petits axes ainsi que leur variation en fonction des activités, mais surtout de vérifier la véracité de l'hypothèse de verticalité et d'horizontalité. La mesure de paramètres angulaires nécessiterait un système de coordonnées commun à toutes les empreintes. Un processus de numérisation complexe respectant la conservation des dimensions angulaires ou un enregistrement rigide des nuages de points après numérisation serait donc nécessaire. La forme du CA se rapprochant, toute proportion gardée, à une artère, il serait donc fort intéressant de s'inspirer des études morphométriques réalisées dans le domaine de l'angiologie et d'adapter les indices de taille et de forme ainsi que les dimensions angulaires pour caractériser au mieux la géométrie du CA.

**Activités additionnelles :** Outre l'ajout de paramètres géométriques, d'autres activités de la mâchoire pourraient être étudiées. Les mouvements asymétriques dans le plan frontal tels que les déplacements latéraux du menton permettraient de vérifier nos hypothèses concernant la contribution des muscles masticateurs dans les déformations du CA. L'influence du sexe et de l'âge sur les déformations du CA pourrait être étudiée en augmentant la population d'étude et en effectuant les comparaisons associées entre groupes d'âge et de sexe (hommes, femmes, enfants, jeunes adultes, personnes âgées, etc.).

**Variabilités inter-méthode et intra-sujet :** Bien que l'obtention *in situ* de la géométrie par empreinte moulée ait déjà été utilisée dans de nombreuses études, à la connaissance de l'auteur, l'influence du silicone et de la méthode de "remplissage" du CA n'a été que très peu investiguée à ce jour (Lantos Technologies, 2013). Il serait donc intéressant de mener une campagne de prise d'empreintes en utilisant les différentes méthodes d'obtention *in situ*, dont CRITIAS

possède l'expertise, puis de mesurer les déviations géométriques induites. Outre la variabilité entre les différentes techniques d'empreinte moulée, il serait tout aussi intéressant d'analyser les incertitudes de mesure d'une de ces techniques sur un même sujet (variabilité intra-sujet). La figure 5.1 permet de constater des variations géométriques d'aire, de courbure et de torsion de 12 empreintes du CA réalisées sur un même sujet (Voix *et al.*, 2012).

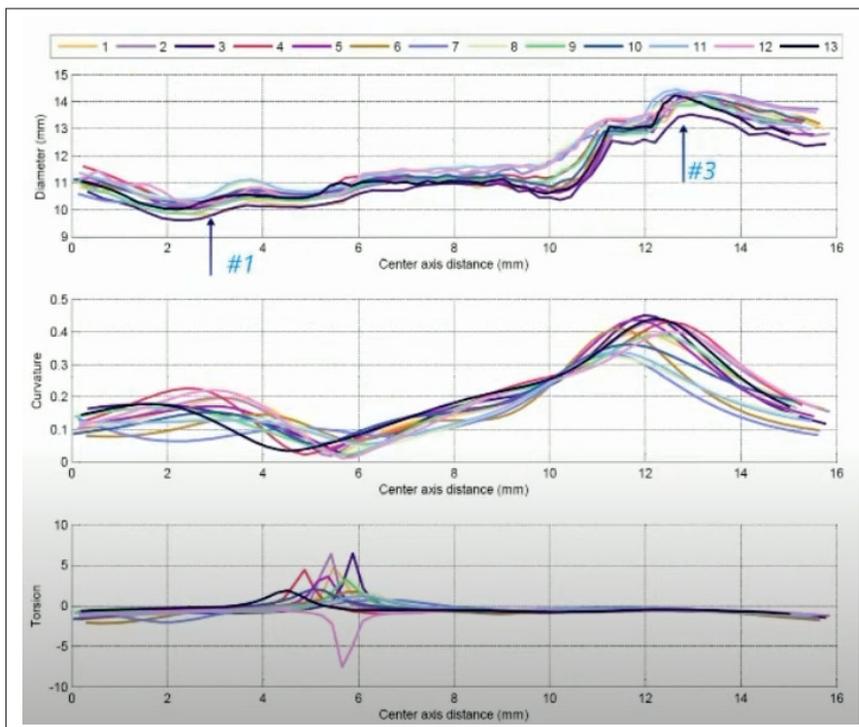


Figure 5.1 Caractéristiques géométriques (aire, courbure et tortuosité) de 13 empreintes moulées réalisées sur un même sujet (Voix *et al.*, 2012)

**Logiciel de conception :** L'utilisation d'un nouveau logiciel de CAO tel que Rhinoceros 3D (Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA) serait à envisager. Ce dernier semble de plus en plus utilisé dans la caractérisation géométrique du CA, notamment par le pôle biomécanique de notre partenaire *EERS Global Technologies inc.*, ainsi que dans une récente étude proposant une classification des formes du CA (Martinez *et al.*, 2023), basée sur les caractéristiques de "translation", "rotation" et "torsion" de l'axe centroidale.

### 5.1.3 Modélisations EF et expérimentale du couplage entre l'ATM et le CA

Ce développement scientifique répond à l'objectif spécifique *Obj3* de cette thèse, qui était de modéliser le couplage biomécanique entre l'ATM et le CA.

#### Avancées

Le modèle biomécanique présenté au chapitre 4 permet de modéliser le mouvement dynamique du conduit auditif pendant le mouvement d'ouverture de la mâchoire. Le montage expérimental et le modèle EF s'appuient sur une géométrie anatomique du CA provenant d'une empreinte d'oreille. L'hypothèse du comportement de poutre en porte-à-faux énoncée à la fin du chapitre 3 a pu être validée, particulièrement dans la région latérale du CA. Ainsi, l'analogie avec une poutre en porte-à-faux suggère que l'entrée du canal auditif subit une déflexion induisant des déplacements des régions connectées à l'entrée, telles que le tragus et la conque, supportant donc les résultats de Darkner *et al.* (2007). L'influence de la géométrie de la transition os-cartilage, de la position du condyle mandibulaire et des DLs de la conque sont étudiées pour comprendre les mécanismes sous-jacents pouvant expliquer les déformations du conduit auditif en fonction du mouvement de la mâchoire. Bien qu'une étude plus approfondie soit nécessaire pour finaliser la correspondance entre les modèles EF et expérimental, cette étude a permis de concevoir un simulateur expérimental à échelle agrandie offrant une flexibilité en termes de manipulation et d'instrumentation pour concevoir un banc de test.

#### Limitations

Dans ce modèle préliminaire, le CA artificiel reprend la géométrie anatomique d'un sujet test. Cependant, seul le cartilage élastique est considéré dans ce modèle. Comme évoqué dans la section 0.2.2, les tissus mous regroupent aussi la peau, les muscles et la graisse, et bien que, car le cartilage est la phase la plus rigide autour de la cavité, l'assimilation de tous les tissus est une hypothèse réductrice concernant le comportement mécanique du CA artificiel.

De plus, si le simulateur de mâchoire conçu grâce à l'approche proposée au chapitre 2 permet de reproduire la trajectoire intégrale du condyle mandibulaire, seulement la portion linéaire postérieure est considérée dans le modèle de couplage. Ceci permet, entre autres, d'effectuer l'hypothèse des petites déformations lors du prédimensionnement à l'aide du modèle numérique et de considérer le comportement mécanique de la résine élastique comme linéaire, homogène et isotrope.

Le CA artificiel étant fabriqué en une seule pièce et présentant des surfaces complexes en contre-dépouille, sa géométrie ne favorise pas le démoulage de l'empreinte. L'élasticité de la résine utilisée pour imprimer le CA et du silicone pour réaliser l'empreinte permet de retirer cette dernière sans avoir à détruire le moule à chaque prise d'empreinte. En contrepartie, il se pourrait que la répétition de cette opération induise des microdéformations dans les régions du CA les plus sollicitées lors du démoulage, ce qui fausserait la caractérisation des géométries déformées.

L'analyse de trois dimensions géométriques mesurées à partir d'une discrétisation en 4 sections du CA a permis de valider le modèle de couplage. Bien que l'analyse comparative ait permis de trouver une configuration optimale, il se peut que l'écart entre les sections masque des différences de géométrie significatives qui impacteraient la configuration soi-disant optimale. Outre le faible nombre de sections, l'ensemble des dimensions géométriques utilisées dans l'étude ne permet pas d'analyser les variations angulaires locales ou globales de la cavité du CA.

### **Perspectives**

**Discrétisation du CA :** Une discrétisation avec un plus grand nombre de sections, comme celle utilisée au chapitre 3 permettrait d'affiner la comparaison des géométries déformées avec celle de référence. Il serait intéressant de comparer les variations géométriques mesurées à partir de cette discrétisation avec celles obtenues via un gradient de déplacement comme proposé par Darkner *et al.* (2007) ou Benacchio *et al.* (2018a).

**Instrumentation du simulateur :** L'interaction entre le condyle mandibulaire et le CA repose sur les forces d'activation des muscles masticateurs. L'instrumentation du simulateur physique avec des jauges de contraintes permettrait de caractériser les contraintes mises en jeu dans notre modèle. Une analyse rétrodynamique du comportement du condyle mandibulaire pourrait d'ailleurs être envisagée et comparée avec les études présentes dans la littérature.

**Géométrie des tissus mous :** Ce modèle préliminaire pourrait être amélioré en considérant une plus grande géométrie des tissus mous de manière à pouvoir intégrer la totalité de la trajectoire du condyle mandibulaire. En contrepartie, il faudrait compenser l'augmentation de rigidité du CA artificiel par un renforcement de l'architecture du simulateur de mâchoire afin de garantir l'intégrité de la structure sous les efforts mis en jeu.

**Robustesse du modèle de couplage :** Bien que les résultats numériques et expérimentaux s'accordent sur la configuration optimisant le comportement du CA lors de la fermeture de la mâchoire, il serait intéressant de mener une analyse de sensibilité afin de valider la robustesse du modèle, notamment dans la partie latérale entre l'entrée du CA et la première courbure. Un test de sensibilité préliminaire a été réalisé en faisant varier un des deux paramètres du modèle de couplage défini dans la section 4.3.4, soit la valeur de la longueur de translation du condyle mandibulaire. Le tableau 5.1 permet de comparer le comportement en taille, forme et tortuosité de la configuration numérique optimale (FE101) en fonction de la translation du condyle mandibulaire. Contrairement à la variation de taille qui reste acceptable à l'entrée et à la première courbure, la tendance de variation de forme des sections semble s'inverser à toutes les sections, particulièrement à la deuxième courbure où la déformation s'opère dans la direction opposée. Concernant la variation de tortuosité, le comportement dans la moitié latérale est affecté par la variation de translation, mais reste tout de même acceptable. Ces observations suggèrent que le comportement radial du modèle EF semble robuste pour les déformations de taille, mais non pour les déformations de forme, qu'elles soient radiales ou axiales. Réitérer la même démarche avec le modèle expérimental optimal permettrait de compléter cette première observation.

Tableau 5.1 Comparaison du comportement de la configuration EF optimale (FE101) en fonction d'une variation de  $\pm 10\%$  de la translation du condyle mandibulaire (t). La colonne "t = 100%" correspond aux résultats détaillés à la section 4.4.4. Les comportements satisfaisants à  $\Delta \leq 10\%$ OM ou  $\Delta \leq 100\%$ OM sont identifiés en vert foncé ou en vert clair respectivement.

FE101	CS	t=100%	t=90%	t=110%
$\Delta A$ (%OM)	Entry	64	67	54
	FB	27	37	22
	SB	102	119	107
	Tip	-81	-62	-95
$\Delta AR$ (%OM)	Entry	-4	-12	-45
	FB	-76	-57	-120
	SB	24	-352	-315
	Tip	-402	-400	-393
$\Delta TI$ (%OM)	FBR	-7	36	61
	SBR	347	-260	-317

**Incertitudes de mesures :** L'identification des incertitudes de mesure et l'analyse de leur propagation, de la prise des empreintes moulées jusqu'au calcul des dimensions géométriques, permettrait de quantifier la qualité de la méthode globale adoptée ainsi que la fiabilité des résultats obtenus.

## 5.2 Retombées

L'aboutissement de cette thèse de doctorat s'inscrit dans plusieurs domaines scientifiques, technologiques et industriels détaillés dans les sous-sections suivantes.

### 5.2.1 Retombées scientifiques

Ce projet de doctorat a permis d'enrichir la connaissance concernant l'effet de l'ouverture de la mâchoire ainsi que de trois autres activités de la face sur le CA. Les résultats explicités dans

le chapitre 3 concordent avec les différentes mesures présentes dans la littérature et montrent que la portion du CA entre les deux courbures est la région qui subit le plus de déformations radiales et axiales lors de l'ouverture de la mâchoire. Ces résultats pourraient bénéficier aux études visant à améliorer le confort des bouchons génériques et sur mesures. De plus, cette zone de déformations étroitement liée aux activités des muscles masticateurs pourrait permettre de détecter les activités de bruxisme, pathologie pouvant causer l'usure prématurée des dents, des maux ou de tête ou encore des douleurs à la mâchoire.

La méthode de synthèse hybride présentée au chapitre 2 permet le dimensionnement d'un mécanisme reproduisant le mouvement d'ouverture-fermeture de la mâchoire tout en respectant les paramètres biomécaniques de l'ATM. Cette méthode ne se limite pas à l'ATM, mais peut être utilisée pour dimensionner tout mécanisme reproduisant un mouvement complexe régi par une fonction non linéaire soumis à des contraintes de dimensionnement elles-mêmes non linéaires. Il pourrait être envisageable d'utiliser cette méthode pour le dimensionnement d'une prothèse de genou par exemple.

Le simulateur physique détaillé au chapitre 4 est une modélisation permettant de reproduire le couplage biomécanique entre le CA et l'ATM. Bien qu'étant un modèle préliminaire, ce dernier peut s'avérer être une première itération d'un prototype de banc de test pour effectuer toute une panoplie de tests incluant la mâchoire et le CA. Notamment, il peut servir de plateforme de mesures dédiée à l'analyse de la rétention des bouchons d'oreille en fonction du cycle de mastication de la mâchoire pour des applications acoustiques ou de confort. De plus, ce modèle pourrait permettre d'analyser les déformations du CA en fonction de la géométrie des implants mandibulaires pour ainsi contribuer à améliorer leur conception.

### **5.2.2 Retombées technologiques**

Ce projet de doctorat a permis d'établir un cahier des charges pour la conception d'un grappilleur énergétique intra-auriculaire, en s'appuyant sur les résultats de déformations détaillés dans le chapitre 3. Un brevet d'invention provisoire (Voix *et al.*, 2022) a été déposé. Celui-ci tient

compte des résultats détaillées aux chapitre 3 ainsi que des résultats de la thèse de doctorat de Avetissian (2022), deuxième moitié du projet de recherche effectuée par l'équipe du laboratoire SYMME.

### **5.2.3 Retombées industrielles**

Le marché des dispaudatifs est en pleine expansion dans plusieurs domaines comme le médical avec les prothèses auditives, la santé et la sécurité au travail avec les protecteurs auditifs électroniques ou encore le loisir avec les écouteurs sans fil. Le marché mondial de ces technologies a atteint 35.4 G\$ US en 2022 et ce dernier est projeté à hauteur de 70.3 G\$ US d'ici 2028, avec un taux de croissance annuel moyen de 12.11 % entre 2022 et 2028 (Research and Markets, 2023). Outre la contribution au projet global de la chaire de recherche industrielle CRITIAS avec le développement d'une plateforme multimodale de mesure intra-auriculaire, les résultats de cette thèse pourraient être considérés pour améliorer la géométrie des bouchons génériques et sur mesure et ainsi modifier les standards de conception des technologies intra- ou circum-auriculaires.

Concernant l'alimentation énergétique, le développement ainsi que la commercialisation d'un grappilleur énergétique via la compagnie EERS Global Technologies, partenaire de longue date de l'ÉTS, impacterait fortement le marché des dispaudatifs et pourrait initier une véritable révolution de ces technologies. Cela contribuerait à une forte diminution de consommation des piles à usage unique dans le cas des prothèses auditives ou des implants cochléaires, réduisant ainsi l'impact économique et environnemental de ces dispositifs.

Ce projet pourrait aussi avoir des répercussions sur les dispositifs médicaux visant à traiter les troubles de l'ATM ou pathologies connexes tels que l'apnée du sommeil, l'usure des dents prématurées due au bruxisme, les douleurs dans les muscles masticateurs, les limitations d'ouverture de bouche, les claquements et crissements de l'articulation ou encore les douleurs dans le CA. Grâce à une meilleure connaissance de l'interaction entre le CA et le condyle mandibulaire, il serait possible d'améliorer l'ergonomie et l'efficacité de tels dispositifs.

### 5.3 Contributions

Ce projet de doctorat a permis la création de différents livrables qui ne se restreignent pas au domaine scientifique. Les contributions dans la littérature scientifique, la littérature grise, les médias et autres sont respectivement détaillées dans les sections 5.3.1, 5.3.2 et 5.3.4.

#### 5.3.1 Publications scientifiques évaluées par les pairs

- **Human temporomandibular joint motion : a synthesis approach for designing a six-bar simulator** - Article scientifique (chapitre 2) publié dans la revue « *Journal of Mechanisms and Robotics* » en décembre 2021 (Vol. 13, Issue 6);
- **Morphological analysis of the human earcanal deformations during face-related activities** - Article scientifique (chapitre 3) accepté en novembre 2023 et publié dans la revue « *Applied Ergonomics* » en avril 2024 (Vol. 116);
- **Biomechanical coupling between the earcanal and the temporomandibular joint : a reverse-static approach using finite element modeling and experimental setup** - Article scientifique (chapitre 4) soumis dans la revue « *Computers in Biology and Medicine* » en février 2024;
- **Energy harvester device using dynamic motion and method thereof** - Brevet d'invention international publié en octobre 2022.

#### 5.3.2 Présentations lors de congrès scientifiques

- **In-Ear Energy Harvesting : Source Characterization and Mechanical Simulator (Part I)** - Présentation orale à la *International Conference on Micromachines and Applications* en avril 2021 (en ligne), proposant deux méthodes d'évaluation du potentiel énergétique des déformations intra-auriculaires;
- **Human TMJ : a synthesis approach for designing a kinematic simulator** - Présentation d'une affiche au *Biennial Meeting of the Canadian Society for Biomechanics* en mai 2021 (en ligne), décrivant la méthode de synthèse présentée au chapitre 2;

- **Finite element modeling of the coupling between the earcanal and the temporomandibular joint** - Présentation d'une affiche au *Congress of the European Society of Biomechanics* en juin 2022 à Porto, Portugal, portant sur une modélisation EF préliminaire de l'étude présentée au chapitre 4;
- **Human earcanal dynamic motion : a discrete approach to study size and shape variations with head, face and jaw movements** - Présentation d'une affiche au *North American Congress of Biomechanics* en août 2022 à Ottawa, ON, CA, portant sur les résultats préliminaires obtenus dans l'étude du chapitre 3;
- **Preliminary design of a mechatronic simulator of the biomechanical coupling between the earcanal and the jaw** - Présentation orale au *Canadian Society of Mechanical Engineering Congress* en mai 2023 à Sherbrooke, QC, CA, portant sur la conception et la validation du banc de test présenté au chapitre 4.

### 5.3.3 Vulgarisation et communication scientifique

- **Un mécanisme pour reproduire la biomécanique de la mâchoire** - Article de vulgarisation publié en avril 2022 dans « *Substance ÉTS* », lauréat de la Bourse de diffusion de la recherche Substance;
- **Et si nos oreilles pouvaient remplacer les piles électriques?** - Article de vulgarisation publié en mai 2022 dans « *La Conversation Canada* »;
- **Le conduit auditif humain peut accueillir plusieurs types d'appareils intra-auriculaires** - Entrevue radio en juin 2022 dans l'émission « *Sans détour* » sur Canal M;
- **Serait-il possible de transformer l'énergie du corps humain en électricité?** - Entrevue radio en septembre 2022 dans l'émission « *Moteur de recherche* » sur ICI Radio Canada Première;
- **Un "bouche-à-oreille" étonnamment énergétique** - Balado publié dans le « *Magazine de l'Acfas* » en mai 2023, lauréat du concours de vulgarisation « Racontez l'histoire de vos recherches » de l'Acfas.

- **Comment peut-on enregistrer le son sur Mars?** - Chronique radio en mai 2023 dans l'émission « *Moteur de recherche* » sur ICI Radio Canada Première (co-écriture);
- **How to write an abstract for a poster presentation application** - Article de blog rédigé pour *Fourwaves* (Montréal, QC, Canada) en août 2023 (ghostwriting).
- **Inkscape tutorial : how to make a scientific poster** - Article de blog rédigé pour *Fourwaves* (Montréal, QC, Canada) en août 2023 (ghostwriting).
- **Et si les salles de sport produisaient de l'électricité?** - Entrevue radio en août 2023 dans l'émission « *Moteur de recherche* » sur ICI Radio Canada Première;
- **Science, on dort!** - Bande dessinée faisant partie du recueil *Fantastique Acoustique*, récipiendaire d'une bourse DIALOGUE des FRQ, à paraître en 2024;

#### 5.3.4 Littérature grise

- **In-ear device design : Dynamics** - Rapport technique à destination de EERS Global Technologies inc., rédigé dans le cadre d'une mission en 2021-2022 (stage Mitacs suivi d'une consultation scientifique);



## CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La perte auditive est une problématique sanitaire majeure au Canada et à l'échelle mondiale. Bien que les prothèses auditives et les implants cochléaires soient des solutions efficaces, leur utilisation est limitée en raison, entre autres, des coûts élevés provenant de la consommation de piles à usage unique. Il est donc essentiel d'améliorer le mode d'alimentation de ces dispositifs en favorisant l'utilisation de piles rechargeables et en développant une source d'énergie complémentaire fiable et située au plus près de l'oreille pour en augmenter leur autonomie. Cette thèse de doctorat s'est concentrée sur l'étude des déformations du conduit auditif en lien avec le mouvement de la mâchoire, avec pour objectif de modéliser et caractériser ces interactions.

Les méthodes de mesure des déformations du conduit auditif proposées dans la littérature ne prennent pas en considération le comportement mécanique du condyle mandibulaire. La modélisation du couplage biomécanique entre le conduit auditif et l'articulation temporo-mandibulaire est une solution prometteuse pour caractériser le comportement du conduit auditif sous l'effet du mouvement de la mâchoire et ainsi améliorer l'évaluation du potentiel énergétique des déformations intra-auriculaires. Cependant, cette modélisation présente trois obstacles : 1) les modèles physiques reproduisant le mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire ne sont pas adaptés pour être couplés à une modélisation du conduit auditif ; 2) les mesures de la géométrie du conduit auditif à partir d'empreintes moulées ne présentent pas d'approche standard pour garantir l'alignement des empreintes entre deux positions de la mâchoire ; 3) la complexité et la variabilité anatomique de l'environnement autour du conduit auditif rendent difficile le développement d'un modèle de conduit auditif reproduisant fidèlement la géométrie et les propriétés mécaniques des tissus mous environnants.

Cette thèse de doctorat présente les méthodes, modèles et connaissances développés pour caractériser les déformations du conduit auditif et les effets du mouvement de la mâchoire. Les solutions proposées permettent de répondre aux problématiques mentionnées ci-haut à travers

trois développements scientifiques majeurs : le développement d'une méthode de synthèse permettant le dimensionnement et la conception d'un simulateur reproduisant le mouvement d'ouverture de la mâchoire, l'analyse de l'effet de 4 mouvements reliés à la face sur les déformations du conduit auditif basée sur une discrétisation géométrique de l'enveloppe du conduit auditif, et le développement d'un modèle anatomique simplifié du conduit auditif et la conception d'un banc de test reproduisant le couplage entre conduit auditif et condyle mandibulaire. Outre une meilleure compréhension des effets du mouvement de la mâchoire sur les déformations du conduit auditif et une meilleure caractérisation de ces dernières, ces travaux pourront être bénéfiques aux travaux de recherche étudiant le confort et la rétention des bouchons génériques ou sur mesures, ou encore ceux portés sur l'ergonomie et la conception des dispositifs de traitement des troubles de l'articulation temporomandibulaire.

Les résultats obtenus montrent que l'ensemble des développements scientifiques réalisés dans cette thèse permettent la conception d'un prototype de grappilleur énergétique dont le but est convertir l'énergie mécanique de déformation du conduit auditif en énergie électrique destinée à l'alimentation d'une technologie numérique intra- ou circum-auriculaire. Les perspectives de recherche mises en avant dans la thèse permettront d'améliorer les modélisations numériques et physiques du couplage entre le conduit auditif et l'articulation temporomandibulaire pour reproduire plus fidèlement la réalité anatomique et ainsi améliorer la conception du prototype de grappillage énergétique.

## **ANNEXE I**

### **CARTE CONCEPTUELLE DES DISPOSITIFS D'ALIMENTATION ÉLECTRIQUE DESTINÉS AUX TECHNOLOGIES PORTABLES**

La carte conceptuelle dresse un état de l'art quasi exhaustif (en date de janvier 2020) des dispositifs d'alimentation électrique destinés aux technologies portables.

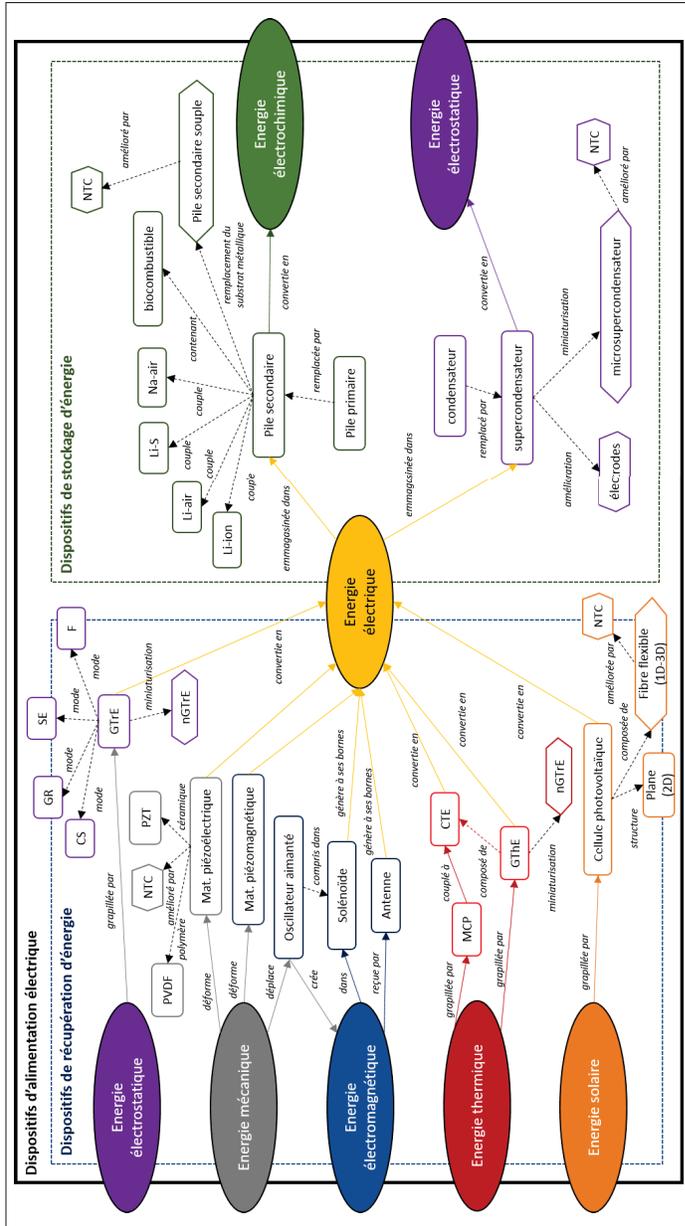


Figure-A I-1 Carte conceptuelle des dispositifs d'alimentation électrique destinés aux technologies portables. Les encadrés rectangulaires représentent les formes d'énergie, les encadrés hexagonaux représentent les axes de recherche et les futures innovations. De haut en bas et de gauche à droite : CS (contact-séparation); GR (glissement relatif); SE (simple électrode); F (électrode fixe); PVDF (polyfluorure de vinylidène); PZT (titano-zirconate de plomb); GTrE (générateur triboélectrique); nGTrE (nanogénérateur triboélectrique); Li (lithium); S (soufre); Na (sodium); MCP (matériau à changement de phase); CTE (couple thermoélectrique); GThE (générateur thermoélectrique); nGThE (nanogénérateur thermoélectrique); NTC (nanotube de carbone)

**ANNEXE II**

**APPROBATION DU COMITÉ D'ÉTHIQUE POUR L'UTILISATION SECONDAIRE  
DES DONNÉES**

30 mars 2023

*Projet :* **Modeling of earpieces subjected to ear canal deformations with jaw-joint movement**

*Chercheur responsable :* **Jérémie Voix, Professeur au département de génie mécanique – École de technologie supérieure (ÉTS)**

*Étudiant :* **Michel Demuynck, Étudiant au doctorat au département de génie mécanique – ÉTS**

*Responsable des données :* **Michael Tooker – EERS Global Technologies Inc**

*Référence :* **H20230302** *Demande :* **Nouvelle**

**APPROBATION FINALE**

Professeur Voix, Monsieur Tooker,

Une demande d'utilisation secondaire de données pour les besoins du projet de recherche mentionné en rubrique a été soumise le 14 mars 2023 pour évaluation par le Comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS (CÉR). La présente lettre est pour vous informer que le CÉR de l'ÉTS a procédé, le 28 mars 2023, à l'évaluation de la demande en comité délégué.

Liste des documents soumis :

- Formulaire de présentation du projet
- Autorisation du responsable des données

Données sollicitées :

- Nuages de points de numérisations 3D d'oreilles issus du projet P4W2-Dynamics réalisé par la compagnie EERS Global Technologies Inc.

J'ai le plaisir de vous informer que la demande d'utilisation secondaire des données est conforme aux exigences éthiques établies par le CÉR de l'ÉTS. Le projet est donc **approuvé sans condition**. Vous pouvez **procéder au transfert et à l'utilisation des données**.

Cette approbation éthique est valable pour une année à compter de la date d'approbation finale. À la date mentionnée ci-dessous, vous devrez fournir au CÉR de l'ÉTS un rapport de suivi annuel pour demander le renouvellement de l'approbation éthique ou la fermeture du dossier.

En acceptant la présente approbation éthique, le demandeur et vous vous engagez à :

- Observer une **conduite responsable** tout au long de vos travaux de recherche;
- Informer dès que possible le CÉR de l'ÉTS de **tout changement** apporté au projet ou **tout évènement imprévu** qui surviendrait au cours du transfert ou de l'utilisation des données;
- Respecter les **conditions de confidentialité et de protection des renseignements et des données**, telles qu'énoncées dans le dossier et approuvées par le CÉR de l'ÉTS;
- Conserver cette approbation éthique **valide au moins jusqu'à la publication des premiers résultats** de la recherche.

Si vous avez des questions ou des préoccupations éthiques au cours de votre projet, veuillez contacter le bureau coordonnateur du CÉR de l'ÉTS par courriel à l'adresse [cer@etsmtl.ca](mailto:cer@etsmtl.ca) ou par téléphone (514) 396-8800 poste 7807.

Veuillez agréer, Professeur Voix, Monsieur Tooker, l'expression de mes sentiments les meilleurs.



Mathias Glaus, Ing., Ph.D.  
Président, Comité d'éthique de la recherche  
École de technologie supérieure

**ÉCHÉANCE DE L'APPROBATION ÉTHIQUE**  
**(Date limite pour la remise du rapport annuel)**  
**30 mars 2024**



## **ANNEXE III**

### **FICHE TECHNIQUE DU MATÉRIAU ELASTIC 50A RESIN DE FORMLABS**

# Elastic 50A

## Resin for Soft Flexible Parts

Our softest Engineering Resin, this 50A Shore durometer material is suitable for prototyping parts normally produced with silicone. Choose Elastic Resin for parts that will bend, stretch, compress, and hold up to repeated cycles without tearing.

**Compliant features for robotics**

**Wearables and consumer goods prototyping**

**Medical models and devices**

**Special effects props and models**



**FLELCL01**

\* May not be available in all regions

**Prepared** 10 . 07 . 2020

**Rev. 01** 10 . 07 . 2020

To the best of our knowledge the information contained herein is accurate. However, Formlabs, Inc. makes no warranty, expressed or implied, regarding the accuracy of these results to be obtained from the use thereof.

## MATERIAL PROPERTIES DATA

## Elastic 50A Resin

	METRIC <sup>1</sup>		IMPERIAL <sup>1</sup>		METHOD
	Green	Post-Cured <sup>2</sup>	Green	Post-Cured <sup>2</sup>	
<b>Tensile Properties</b>					
Ultimate Tensile Strength <sup>3</sup>	1.61 MPa	3.23 MPa	234 psi	468 psi	ASTM D 412-06 (A)
Stress at 50% Elongation	0.92 MPa	0.94 MPa	133 psi	136 psi	ASTM D 412-06 (A)
Stress at 100% Elongation	1.54 MPa	1.59 MPa	233 psi	231 psi	ASTM D 412-06 (A)
Elongation at Break	100%	160%	100%	160%	ASTM D 412-06 (A)
Tear Strength <sup>4</sup>	8.9 kN/m	19.1 kN/m	51 lbf/in	109 lbf/in	ASTM D 624-00
Shore Hardness	40A	50A	40A	50A	ASTM 2240
Compression Set (23 °C for 22 hours)	2%	2%	2%	2%	ASTM D 395-03 (B)
Compression Set (70 °C for 22 hours)	3%	9%	3%	9%	ASTM D 395-03 (B)

<sup>1</sup> Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings, and temperature.

<sup>2</sup> Data was obtained from parts printed using Form 2, 100 µm, Elastic settings, washed in Form Wash for 20 minutes and post-cured with Form Cure at 60 °C for 20 minutes.

<sup>3</sup> Tensile testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C dumbbell and 20 in/min cross head speed.

<sup>4</sup> Tear testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C tear specimen and a 20 in/min cross head speed.

## SOLVENT COMPATIBILITY

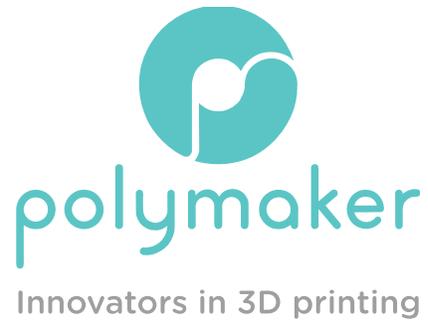
Percent weight gain over 24 hours for a printed and post-cured 1 x 1 x 1 cm cube immersed in respective solvent:

Solvent	24 hr size gain, %	24 hr weight gain, %	Solvent	24 hr size gain, %	24 hr weight gain, %
Acetic Acid 5%	< 1	2.8	Isooctane (aka gasoline)	< 1	3.5
Acetone	19.3	37.3	Mineral oil (light)	< 1	< 1
Isopropyl Alcohol	13.3	25.6	Mineral oil (Heavy)	< 1	< 1
Bleach ~5% NaOCl	< 1	2	Salt Water (3.5% NaCl)	< 1	1.7
Butyl Acetate	18.2	39.6	Sodium Hydroxide solution (0.025% PH 10)	< 1	2
Diesel Fuel	1.2	4.2	Water	< 1	2.3
Diethyl glycol Monomethyl Ether	12	28.6	Xylene	20.4	46.6
Hydraulic Oil	< 1	2.1	Strong Acid (HCl conc)	14.2	39.4
Skydrol 5	9.9	21.7			
Hydrogen peroxide (3%)	< 1	2.2			



## **ANNEXE IV**

### **FICHE TECHNIQUE DU MATÉRIAU POLYLITE PLA DE POLYMAKER**



*Technical Data Sheet*

***PolyLite™ PLA***

[www.polymaker.com](http://www.polymaker.com)

V5.0



PolyLite™ PLA is a high-quality PLA designed for reliability and ease of printing.

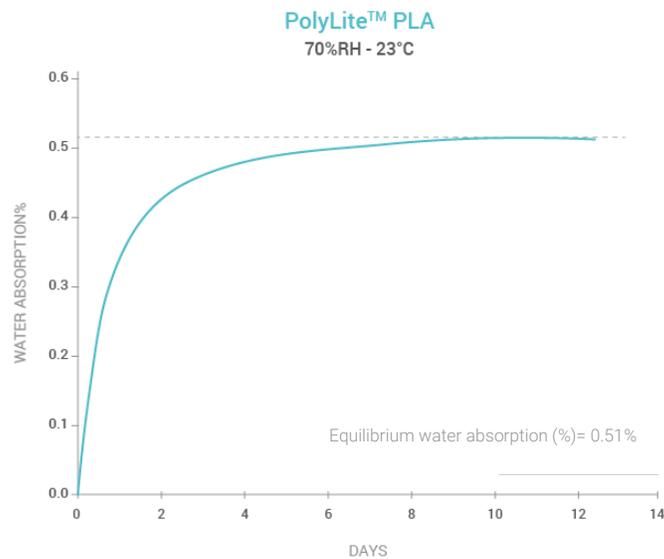
### PHYSICAL PROPERTIES

Property	Testing Method	Typical Value
Density	ISO1183, GB/T1033	1.17 g/cm <sup>3</sup> at 23°C
Melt index	210°C, 2.16kg	7-11 g/10min
Light transmission	N/A	N/A
Flame retardancy	N/A	N/A

### CHEMICAL RESISTANCE DATA

Property	Testing Method
Effect of weak acids	Not resistant
Effect of strong acids	Not resistant
Effect of weak alkalis	Not resistant
Effect of strong alkalis	Not resistant
Effect of organic solvent	No data available
Effect of oils and grease	No data available

### MOISTURE ABSORPTION CURVE

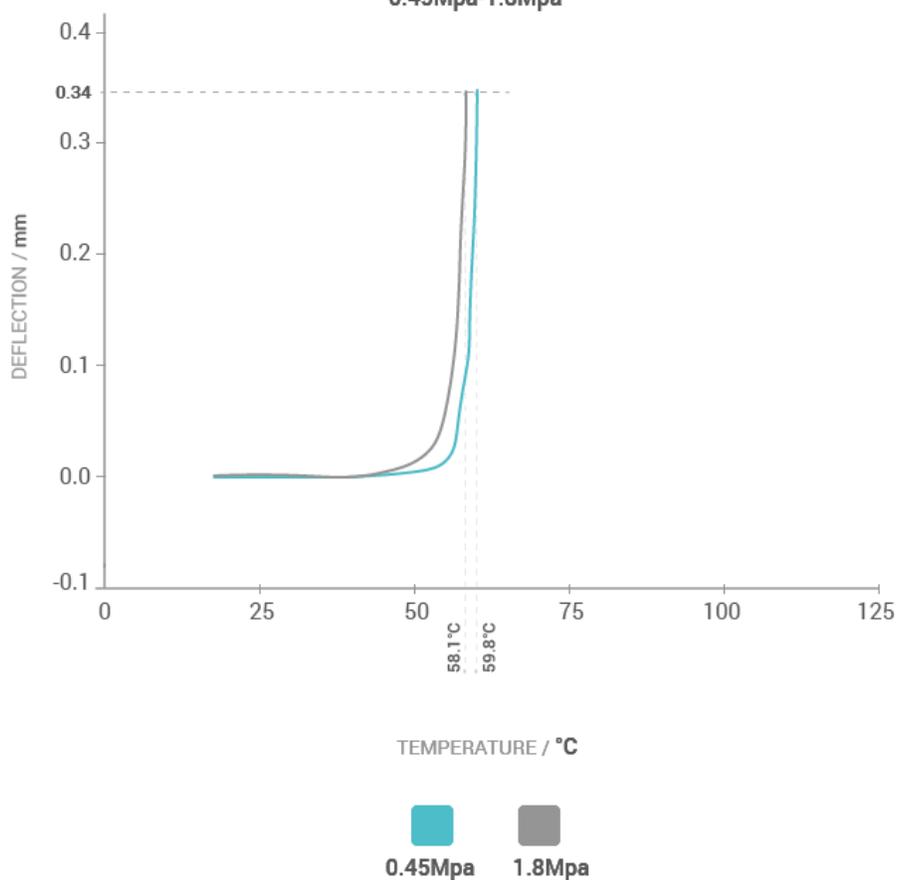


## THERMAL PROPERTIES

Property	Testing Method	Typical Value
Glass transition temperature	DSC, 10°C/min	61 °C
Melting temperature	DSC, 10°C/min	150 °C
Crystallization temperature	DSC, 10°C/min	113.5 °C
Decomposition temperature	TGA, 20°C/min	N/A
Vicat softening temperature	ISO 306, GB/T 1633	62.9 °C
Heat deflection temperature	ISO 75 1.8MPa	58.1 °C
Heat deflection temperature	ISO 75 0.45MPa	59.8 °C
Thermal conductivity	N/A	N/A
Heat shrinkage rate	N/A	N/A

### HDT CURVE

**PolyLite™ PLA**  
0.45Mpa-1.8Mpa



## MECHANICAL PROPERTIES

Property	Testing Method	Typical Value
Young's modulus (X-Y)	ISO 527, GB/T 1040	2636 ± 330 MPa
Young's modulus (Z)		N/A
Tensile strength (X-Y)	ISO 527, GB/T 1040	46.6 ± 0.9 MPa
Tensile strength (Z)		43.5 ± 3.1 MPa
Elongation at break (X-Y)	ISO 527, GB/T 1040	1.90 ± 0.21 %
Elongation at break (Z)		N/A
Bending modulus (X-Y)	ISO 178, GB/T 9341	3283 ± 132 MPa
Bending modulus (Z)		N/A
Bending strength (X-Y)	ISO 178, GB/T 9341	85.1 ± 2.9 MPa
Bending strength (Z)		N/A
Charpy impact strength (X-Y)	ISO 179, GB/T 1043	2.68 ± 0.16 kJ/m <sup>2</sup>
Charpy impact strength (Z)		N/A

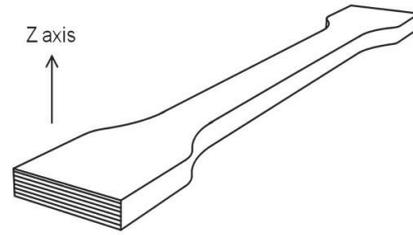
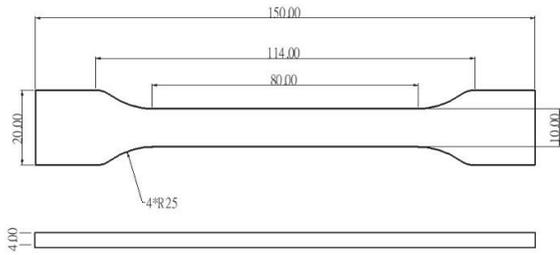
## RECOMMENDED PRINTING CONDITIONS

\* Based on 0.4 mm nozzle and Simplify 3D v.4.0. Printing conditions may vary with different nozzle diameters

Parameter	
Nozzle temperature	190 – 230 (°C)
Build surface material	BuildTak®, Glass, Blue Tape
Build surface treatment	Glue, Magigoo
Build plate temperature	25 - 60 (°C)
Cooling fan	ON
Printing speed	40-60 (mm/s)
Raft separation distance	0.2 (mm)
Retraction distance	1 (mm)
Retraction speed	20 (mm/s)
Environmental temperature	Room temperature
Threshold overhang angle	60 (°)
Recommended support material	PolySupport™ and PolyDissolve™ S1

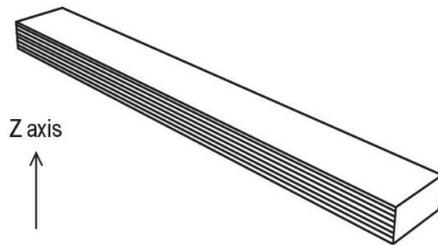
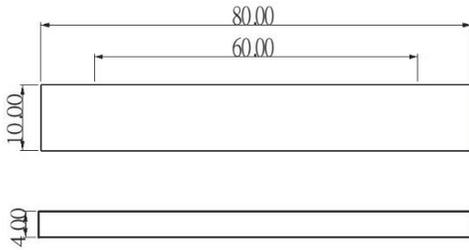
## TENSILE TESTING SPECIMEN

ISO 527, GB/T 1040



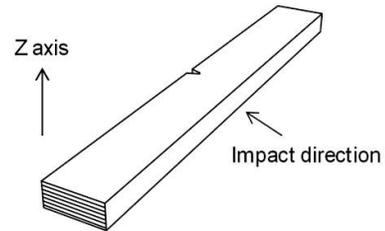
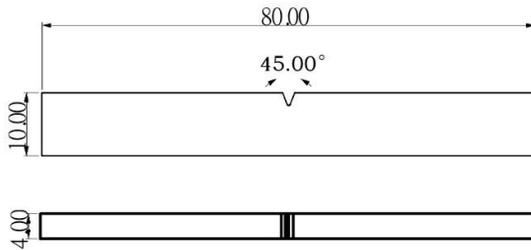
## FLEXURAL TESTING SPECIMEN

ISO 178, GB/T 9341



## IMPACT TESTING SPECIMEN

ISO 179, GB/T 1043



## HOW TO MAKE SPECIMENS

\*All specimens were conditioned at room temperature for 24h prior to testing

Printing temperature	205 °C
Bed temperature	40 °C
Shell	2
Top & bottom layer	4
Infill	100%
Environmental temperature	25 °C
Cooling fan	ON

## DISCLAIMER:

The typical values presented in this data sheet are intended for reference and comparison purposes only. They should not be used for design specifications or quality control purposes. Actual values may vary significantly with printing conditions. End- use performance of printed parts depends not only on materials, but also on part design, environmental conditions, printing conditions, etc. Product specifications are subject to change without notice.

Each user is responsible for determining the safety, lawfulness, technical suitability, and disposal/ recycling practices of Polymaker materials for the intended application. Polymaker makes no warranty of any kind, unless announced separately, to the fitness for any use or application. Polymaker shall not be made liable for any damage, injury or loss induced from the use of Polymaker materials in any application.



## BIBLIOGRAPHIE

- Ahn, S.-J., Tsou, L., Antonio Sánchez, C., Fels, S. & Kwon, H.-B. (2015). Analyzing center of rotation during opening and closing movements of the mandible using computer simulations. *Journal of Biomechanics*, 48(4), 666–671. doi : 10.1016/j.jbiomech.2014.12.041.
- Akcam, T., Hidir, Y., Ilica, A. T., Kilic, E. & Sencimen, M. (2011). Temporomandibular joint herniation into the external ear canal through foramen of Huschke. *Auris Nasus Larynx*, 38(5), 646–649. doi : 10.1016/j.anl.2011.01.004.
- Alvord, L. S. & Farmer, B. L. (1997). Anatomy and Orientation of the Human External Ear. *Journal of the American Academy of Audiology*, 8(6), 383–390.
- Ando, T., Kubo, Y., Shizuki, B. & Takahashi, S. (2018). CanalSense+ : Face-Related Movement Recognition and Identification System based on Air Pressure in Ear Canals. *Extended Abstracts of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 1–1. doi : 10.1145/3170427.3186600.
- Areias, B., Santos, C., Natal Jorge, R., Gentil, F. & Parente, M. (2016). Finite element modelling of sound transmission from outer to inner ear. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 230(11), 999–1007. doi : 10.1177/0954411916666109.
- Avetissian, T. (2022). *Approche piézoélectrique optimisée pour l'autonomie énergétique des appareils intra-auriculaires pour la santé*. (Thèse de doctorat, Université Savoie Mont Blanc).
- Avetissian, T., Formosa, F., Badel, A., Demuynck, M., Delnavaz, A. & Voix, J. (2021a). In-Ear Energy Harvesting : Harvester Design and Validation (Part II). *Engineering Proceedings*, 4(1), 43. doi : 10.3390/Micromachines2021-09567.
- Avetissian, T., Formosa, F., Demuynck, M., Delnavaz, A., Voix, J. & Badel, A. (2021b). Hydraulic Valves Design for the Operation of an In-Ear Energy Harvesting System. *2021 IEEE 20th International Conference on Micro and Nanotechnology for Power Generation and Energy Conversion Applications (PowerMEMS)*, pp. 24–27. doi : 10.1109/PowerMEMS54003.2021.9658383.
- Avetissian, T., Delnavaz, A. & Voix, J. (2023). Design of an experimental test fixture for investigations on earcanal thermal power capability and thermal comfort. *Canadian Society for Mechanical Engineering (CSME) / Computational Fluid Dynamics Society of Canada (CFD Canada). International congress (2023 : Université de Sherbrooke, Québec)*, 6, ID 163.

- Avetissian, T., Formosa, F., Badel, A., Delnavaz, A. & Voix, J. (2024). A Novel Piezoelectric Energy Harvester for Earcanal Dynamic Motion Exploitation Using a Bistable Resonator Cycled by Coupled Hydraulic Valves Made of Collapsed Flexible Tubes. *Micromachines*, 15(3), 415. doi : 10.3390/mi15030415.
- Azuma, T., Ito, J., Kutsuki, M., Nakai, R., Fujita, S. & Tsutsumi, S. (2009). Analysis of the mandibular movement by simultaneous multisection continuous ultrafast MRI. *Magnetic Resonance Imaging*, 27(3), 423–433. doi : 10.1016/j.mri.2008.07.015.
- Baeyens, J.-P., Gilomen, H., Erdmann, B., Clijsen, R., Cabri, J. & Vissers, D. (2013). In vivo measurement of the 3D kinematics of the temporomandibular joint using miniaturized electromagnetic trackers : technical report. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 51(4), 479–484. doi : 10.1007/s11517-012-1015-4.
- Bai, S., Cui, J., Zheng, Y., Li, G., Liu, T., Liu, Y., Hao, C. & Xue, C. (2023). Electromagnetic-triboelectric energy harvester based on vibration-to-rotation conversion for human motion energy exploitation. *Applied Energy*, 329, 120292. doi : 10.1016/j.apenergy.2022.120292.
- Barnes, J., Sabo, R. T. & Coelho, D. H. (2018). A novel method to measure the external auditory canal : Normative data and practical implications. *American Journal of Otolaryngology*, 39(2), 146–149. doi : 10.1016/j.amjoto.2017.12.006.
- Bataller, A., Cabrera, J. A., García, M., Castillo, J. J. & Mayoral, P. (2018). Cam synthesis applied to the design of a customized mandibular advancement device for the treatment of obstructive sleep apnea. *Mechanism and Machine Theory*, 123, 153–165. doi : 10.1016/j.mechmachtheory.2018.02.002.
- Bavel, M. V., Leonov, V., Yazicioglu, R., Torfs, T., Hoof, C., Posthuma, N. & Vullers, R. (2008). Wearable battery-free wireless 2-channel EEG systems powered by energy scavengers. *Sensors & Transducers Journal*, 94(7), 103–115.
- Benacchio, S., Doutres, O., Le Troter, A., Varoquaux, A., Wagnac, E., Callot, V. & Sgard, F. (2018a). Estimation of the ear canal displacement field due to in-ear device insertion using a registration method on a human-like artificial ear. *Hearing Research*, 365, 16–27. doi : 10.1016/j.heares.2018.05.019.
- Benacchio, S., Doutres, O., Varoquaux, A., Wagnac, E., Le Troter, A., Callot, V. & Sgard, F. C. (2018b). Application of a registration method on magnetic resonance images to evaluate the displacement field of a human subject ear canal due to various earplug insertions. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 143(3\_Supplement), 1911. doi : 10.1121/1.5036224.

- Benacchio, S., Doutres, O., Varoquaux, A., Wagnac, , Le Troter, A., Callot, V. & Sgard, F. (2019). Use of magnetic resonance image registration to estimate displacement in the human ear canal due to the insertion of in-ear devices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 146(4), 2452–2465. doi : 10.1121/1.5126857.
- Berger, E. H. & Voix, J. (2018). Hearing Protection Devices. Dans Meinke, DK, Berger, EH, Neitzel, R, Driscoll, DP & Hager, LD (Éds.), *The Noise Manual* (éd. 6th Edition, pp. 379–454). Falls Church, VA, USA : American Industrial Hygiene Association.
- Bhatnagar, V. & Owende, P. (2015). Energy harvesting for assistive and mobile applications. *Energy Science & Engineering*, 3(3), 153–173. doi : 10.1002/ese3.63.
- Bidhendi, A., Braun, K., Bouchard-Roy, J. & Ghezelbash, F. (2023). Evaluating Mechanical Comfort Of Ear Tips : An Experimental-Computational Approach. *Canadian Acoustics*, 51(3), 114.
- Bouchard-Roy, J., Delnavaz, A. & Voix, J. (2020a). In-Ear Energy Harvesting : Evaluation of the Power Capability of the Temporomandibular Joint. *IEEE Sensors Journal*, 20(12), 6338–6345. doi : 10.1109/JSEN.2020.2976925.
- Bouchard-Roy, J., Delnavaz, A. & Voix, J. (2020b). Mobile In-Ear Power Sensor for Jaw Joint Activity. *Micromachines*, 11(12), 1047. doi : 10.3390/mi1121047.
- Brummund, M. K., Sgard, F., Petit, Y. & Laville, F. (2014). Three-dimensional finite element modeling of the human external ear : Simulation study of the bone conduction occlusion effecta). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 135(3), 1433–1444. doi : 10.1121/1.4864484.
- Brummund, M. K., Sgard, F., Petit, Y., Laville, F. & Nélisse, H. (2015). An Axisymmetric Finite Element Model to Study the Earplug Contribution to the Bone Conduction Occlusion Effect. *Acta Acustica united with Acustica*, 101(4), 775–788. doi : 10.3813/AAA.918872.
- Buysens, P., Petit, R. & Nexer, G. (2023). Effect Of Aging On The Ear Canal Morphology : A Large Scale Study. *Canadian Acoustics*, 51(3), 117.
- Carillo, K., Doutres, O. & Sgard, F. (2021). Numerical investigation of the earplug contribution to the low-frequency objective occlusion effect induced by bone-conducted stimulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 150(3), 2006–2023. doi : 10.1121/10.0006209.
- Carioli, J., Delnavaz, A., Zednik, R. J. & Voix, J. (2016). Power capacity from ear canal dynamic motion. *AIP Advances*, 6(12), 125203. doi : 10.1063/1.4971215.

- Carioli, J., Delnavaz, A., Zednik, R. J. & Voix, J. (2018). Piezoelectric Earcanal Bending Sensor. *IEEE Sensors Journal*, 18(5), 2060–2067. doi : 10.1109/JSEN.2017.2783299.
- Chang, K.-C., Luo, S.-C., Huang, C.-J., Liu, C.-W., Chu, Y.-H. & Jou, S.-J. (2014). An Ultra-Low Voltage Hearing Aid Chip Using Variable-Latency Design Technique. *2014 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 2543–2546. doi : 10.1109/ISCAS.2014.6865691.
- Chen, C.-C., Lin, C.-C., Lu, T.-W., Chiang, H. & Chen, Y.-J. (2013). Feasibility of differential quantification of 3D temporomandibular kinematics during various oral activities using a cone-beam computed tomography-based 3D fluoroscopic method. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 151–159. doi : 10.1016/j.jds.2012.09.025.
- Chen, C.-K., Hsieh, L.-C., Chiang, Y.-C. & Cheng, W.-D. (2019). Feasibility of High-Resolution Computed Tomography Imaging for Obtaining Ear Impressions for Hearing Aid Fitting. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 161(4), 666–671. doi : 10.1177/0194599819847938.
- Chiou, W. K., Huang, D. H. & Chen, B. H. (2016). Anthropometric Measurements of the External Auditory Canal for Hearing Protection Earplug. *Advances in Safety Management and Human Factors*, 491, 163–171. doi : 10.1007/978-3-319-41929-9\_16.
- Chua, K. W. D., Yeo, H. K. H., Tan, C. K. L., Martinez, J. C., Goh, Z. H., Dritsas, S. & Simpson, R. E. (2024). A Novel Ear Impression-Taking Method Using Structured Light Imaging and Machine Learning : A Pilot Proof of Concept Study with Patients' Feedback on Prototype. *Journal of Clinical Medicine*, 13(5), 1214. doi : 10.3390/jcm13051214.
- Cyr-Desroches, M.-O. (2021). *Développement d'une oreille artificielle simplifiée et réaliste pour quantifier l'effet d'occlusion objectif*. (Thèse de maîtrise, École de technologie supérieure).
- Dagdeviren, C., Yang, B. D., Su, Y., Tran, P. L., Joe, P., Anderson, E., Xia, J., Doraiswamy, V., Dehdashti, B., Feng, X., Lu, B., Poston, R., Khalpey, Z., Ghaffari, R., Huang, Y., Slepian, M. J. & Rogers, J. A. (2014). Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 111(5), 1927–1932. doi : 10.1073/pnas.1317233111.
- Dalaq, A. S., Melo, L. G. C., Sgard, F., Doutres, O. & Wagnac, E. (2022). Pressure induced by roll-down foam-earplugs on earcanal. *International Journal of Mechanical Sciences*, 107970. doi : 10.1016/j.ijmecsci.2022.107970.

- Darkner, S., Larsen, R. & Paulsen, R. R. (2007). Analysis of Deformation of the Human Ear and Canal Caused by Mandibular Movement. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2007*, 4792, 801–808. doi : 10.1007/978-3-540-75759-7\_97.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2013a). Ear canal dynamic motion as a source of power for in-ear devices. *Journal of Applied Physics*, 113(6), 064701. doi : 10.1063/1.4792307.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2013b). Piezo-earpiece for micro-power generation from ear canal dynamic motion. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 23(114001), 8pp. doi : doi:10.1088/0960-1317/23/11/114001. 00001.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2014a). Energy harvesting for in-ear devices using ear canal dynamic motion. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 61(1), 583–590. doi : 10.1109/TIE.2013.2242656. 00014.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2014b). Flexible piezoelectric energy harvesting from jaw movements. *Smart Materials and Structures - IOP Publishing Ltd*, 23(10), 105020. doi : 10.1088/0964-1726/23/10/105020. 00015.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2016). Flexible energy harvesting from hard piezoelectric beams. *Journal of Physics : Conference Series*, 773, 012065. doi : 10.1088/1742-6596/773/1/012065.
- Demuynck, M., Delnavaz, A. & Voix, J. (2021). Human Temporomandibular Joint Motion : A Synthesis Approach for Designing a Six-Bar Kinematic Simulator. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 1–12. doi : 10.1115/1.4050828.
- Demuynck, M., Delnavaz, A. & Voix, J. (2024). Morphological Analysis of the Human Earcanal Deformations during Face-Related Activities. *Applied Ergonomics*, 116, 104195. doi : 10.1016/j.apergo.2023.104195.
- Dey, S., Roy, D., Patra, S. & Santra, T. (2019). Performance of a modified magnetostrictive energy harvester in mechanical vibration. *Heliyon*, 5(1), e01135. doi : 10.1016/j.heliyon.2019.e01135.
- Doutres, O., Sgard, F., Terroir, J., Perrin, N., Jolly, C., Gauvin, C. & Negrini, A. (2019). A critical review of the literature on comfort of hearing protection devices : definition of comfort and identification of its main attributes for earplug types. *International Journal of Audiology*, 58(12), 824–833. doi : 10.1080/14992027.2019.1646930.
- Dritsas, S., De Chua, K. W., Goh, Z. H. & Simpson, R. E. (2024). Classification, Registration and Segmentation of Ear Canal Impressions Using Convolutional Neural Networks. *Medical Image Analysis*, 103152. doi : 10.1016/j.media.2024.103152.

- Dziadak, B., Makowski, , Kucharek, M. & Jósko, A. (2023). Energy Harvesting for Wearable Sensors and Body Area Network Nodes. *Energies*, 16(4), 1681. doi : 10.3390/en16041681.
- Egolf, D. P., Nelson, D. K., Howell, H. C. & Larson, V. D. (1993). Quantifying ear-canal geometry with multiple computer-assisted tomographic scans. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 93(5), 2809–2819. doi : 10.1121/1.405802.
- Fan, H., Yu, S., Wang, M., Li, M., Chu, J., Yan, Y., Zhang, S., Chen, D. & Harris-Adamson, C. (2021). Analysis of the external acoustic meatus for ergonomic design : part I – measurement of the external acoustic meatus using casting, scanning and rapid estimation approaches. *Ergonomics*, 64(5), 640–656. doi : 10.1080/00140139.2020.1858188.
- Ferreira, R. T. L., Amatte, I. C., Dutra, T. A. & Bürger, D. (2017). Experimental characterization and micrography of 3D printed PLA and PLA reinforced with short carbon fibers. *Composites Part B : Engineering*, 124, 88–100. doi : 10.1016/j.compositesb.2017.05.013.
- Fu, F. & Luximon, Y. (2020). A systematic review on ear anthropometry and its industrial design applications. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 30(3), 176–194. doi : 10.1002/hfm.20832.
- Galer, B., Hockenberry, N., Maloof, J. & Monte-lowry, M. (2007). *Human Jaw Motion Simulator* (Rapport n°Paper 65). Boston, MA.
- Gallo, L., Airoidi, G., Airoidi, R. & Palla, S. (1997). Description of Mandibular Finite Helical Axis Pathways in Asymptomatic Subjects. *Journal of Dental Research*, 76(2), 704–713. doi : 10.1177/00220345970760021201.
- Gallo, L., Fushima, K. & Palla, S. (2000). Mandibular Helical Axis Pathways during Mastication. *Journal of Dental Research*, 79(8), 1566–1572. doi : 10.1177/00220345000790080701.
- Gallo, L., Goessi, D., Colombo, V. & Palla, S. (2008). Relationship between Kinematic Center and TMJ Anatomy and Function. *Journal of dental research*, 87, 726–30. doi : 10.1177/154405910808700810.
- Ghezelbash, F., Braun, K., Bidhendi, A. & Bouchard-Roy, J. (2023). Statistical Shape Modeling Of The Human Ear Canal For Designing Hearing Protection Devices And Auditory Wearables. *Canadian Acoustics*, 51(3), 115–116.
- Ghomian, T. & Mehraeen, S. (2019). Survey of energy scavenging for wearable and implantable devices. *Energy*, 178, 33–49. doi : 10.1016/j.energy.2019.04.088.

- Girishkumar, G., McCloskey, B., Luntz, A. C., Swanson, S. & Wilcke, W. (2010). LithiumAir Battery : Promise and Challenges. *The Journal of Physical Chemistry Letters*, 1(14), 2193–2203. doi : 10.1021/jz1005384.
- Grenness, M. J., Osborn, J. & Weller, W. L. (2002). Mapping ear canal movement using area-based surface matching. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 111(2), 960–971. doi : 10.1121/1.1430682.
- Griffin, M. F., Premakumar, Y., Seifalian, A. M., Szarko, M. & Butler, P. E. M. (2016). Biomechanical Characterisation of the Human Auricular Cartilages ; Implications for Tissue Engineering. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(12), 3460–3467. doi : 10.1007/s10439-016-1688-1.
- Guo, G., Zhang, J. & Gruver, W. A. (1993). Optimal Design of a Six-Bar Linkage with One Degree of Freedom for an Anthropomorphic Three-Jointed Finger Mechanism. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 207(3), 185–190. doi : 10.1243/PIME\_PROC\_1993\_207\_291\_02.
- Haulin, E. N., Lakis, A. A. & Vinet, R. (2001). Optimal synthesis of a planar four-link mechanism used in a hand prosthesis. *Mechanism and Machine Theory*, 36(11), 1203–1214. doi : 10.1016/S0094-114X(01)00039-8.
- Hayashi, K., Hayashi, M., Reich, B., Lee, S.-P., Sachdeva, A. U. C. & Mizoguchi, I. (2012). Functional data analysis of mandibular movement using third-degree B-spline basis functions and self-modeling regression. *Orthodontic Waves*, 71(1), 17–25. doi : 10.1016/j.odw.2011.11.001.
- Huet, F., Formosa, F., Badel, A., Capsal, J.-F. & Lallart, M. (2016). Vibration energy harvesting device using P(VDF-TrFE) hybrid fluid diaphragm. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 247, 12–23. doi : 10.1016/j.sna.2016.05.029.
- Iqbal, M., Khan, F. U., Mehdi, M., Cheok, Q., Abas, E. & Nauman, M. M. (2022). Power harvesting footwear based on piezo-electromagnetic hybrid generator for sustainable wearable microelectronics. *Journal of King Saud University - Engineering Sciences*, 34(5), 329–338. doi : 10.1016/j.jksues.2020.11.003.
- Jain, S., Jagtap, V. & Pise. (2015). Computer Aided Melanoma Skin Cancer Detection Using Image Processing. *Procedia Computer Science*, 48, 735–740. doi : 10.1016/j.procs.2015.04.209.

- Karrenbauer, J., Klein, S., Schönewald, S., Gerlach, L., Blawat, M., Benndorf, J. & Blume, H. (2022). SmartHeaP - A High-level Programmable, Low Power, and Mixed-Signal Hearing Aid SoC in 22nm FD-SOI. *ESSCIRC 2022- IEEE 48th European Solid State Circuits Conference (ESSCIRC)*, pp. 265–268. doi : 10.1109/ESSCIRC55480.2022.9911325.
- Kochkin, S. (2000). MarkeTrak V : "Why my hearing aids are in the drawer" : The consumers' perspective. *The Hearing Journal*, 53(2), 34–36. doi : 10.1097/00025572-200002000-00004.
- Koh, K. H., Shi, Q., Cao, S., Ma, D., Tan, H. Y., Guo, Z. & Lee, C. (2019). A self-powered 3D activity inertial sensor using hybrid sensing mechanisms. *Nano Energy*, 56, 651–661. doi : 10.1016/j.nanoen.2018.11.075.
- Koolstra, J., Naeije, M. & Van Eijden, T. (2001). The Three-dimensional Active Envelope of Jaw Border Movement and its Determinants. *Journal of Dental Research*, 80(10), 1908–1912. doi : 10.1177/00220345010800100901.
- Kymissis, J., Kendall, C., Paradiso, J. & Gershenfeld, N. (1998). Parasitic power harvesting in shoes. *Digest of Papers. Second International Symposium on Wearable Computers (Cat. No.98EX215)*, pp. 132–139. doi : 10.1109/ISWC.1998.729539.
- Lachapelle Charette, S. (2014). *Récupération et traitement des piles grand public au québec pour mettre en oeuvre la responsabilité élargie des producteurs*. (Thèse de doctorat, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, QC, Canada).
- Lantos Technologies. (2013). *Variability in pressure applied to the ear canal during silicone impressions and digital scanning*.
- Lay-Ekuakille, A., Vendramin, G., Trotta, A. & Mazzotta, G. (2009). Thermoelectric generator design based on power from body heat for biomedical autonomous devices. *2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*, pp. 1–4. doi : 10.1109/MEMEA.2009.5167942.
- Lee, W., Yang, X., Jung, H., Bok, I., Kim, C., Kwon, O. & You, H. (2018). Anthropometric analysis of 3D ear scans of Koreans and Caucasians for ear product design. *Ergonomics*, 61(11), 1480–1495. doi : 10.1080/00140139.2018.1493150.
- Liu, W. Q., Badel, A., Formosa, F., Wu, Y. P. & Agbossou, A. (2013). Novel piezoelectric bistable oscillator architecture for wideband vibration energy harvesting. *Smart Materials and Structures*, 22(3), 035013. doi : 10.1088/0964-1726/22/3/035013.
- Lucente, F. (1995). Anatomy, histology, and physiology. *The external ear*.

- Luo, J. & Wang, Z. L. (2019). Recent advances in triboelectric nanogenerator based self-charging power systems. *Energy Storage Materials*, S2405829718314065. doi : 10.1016/j.ensm.2019.03.009.
- Mapelli, A., Galante, D., Lovecchio, N., Sforza, C. & Ferrario, V. F. (2009). Translation and rotation movements of the mandible during mouth opening and closing. *Clinical Anatomy*, 22(3), 311–318. doi : 10.1002/ca.20756. \_eprint : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/ca.20756>.
- Mardinger, O., Rosen, D., Minkow, B., Tulzinsky, Z., Ophir, D. & Hirshberg, A. (2003). Temporomandibular joint involvement in malignant external otitis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 96(4), 398–403. doi : 10.1016/S1079-2104(03)00471-2.
- Maroonroge, S., Emanuel, D. C. & Letowski, T. R. (2000). Basic anatomy of the hearing system. *Helmet-Mounted Displays : Sensation, Perception and Cognition Issues. Fort Rucker, Alabama : US Army Aeromedical Research Laboratory*, 279–306.
- Martinez, J. C., Hwee, G. Z., Yap, L., De Chua, K. W., Kamath, S., Chung, C. K. R., Teo, W. Y. B., Tan, C. K. L., Dritsas, S. & Simpson, R. E. (2023). Lexicon for classifying ear-canal shapes. *Scientific Reports*, 13(1), 11866. doi : 10.1038/s41598-023-38570-3.
- Mata, A. S., Torras, A. B., Carrillo, J. A. C., Juanco, F. E., Martínez, F. N. & Fernández, A. J. (2016). Fundamentals of machine theory and mechanisms. *Mechanisms and Machine Science*. doi : 10.1007/978-3-319-31970-4.
- Meena, J. S., Khanh, T. D., Jung, S.-B. & Kim, J.-W. (2023). Self-Repairing and Energy-Harvesting Triboelectric Sensor for Tracking Limb Motion and Identifying Breathing Patterns. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 15(24), 29486–29498. doi : 10.1021/ac-sami.3c06060.
- Mesnard, M., Coutant, J. C., Aoun, M., Morlier, J., Cid, M. & Caix, P. (2012). Relationships between geometry and kinematic characteristics in the temporomandibular joint. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(4), 393–400. doi : 10.1080/10255842.2010.539560.
- Mostashiri, N., Dhupia, J., Verl, A., Bronlund, J. & Xu, W. (2020). Optimizing the Torque Distribution of a Redundantly Actuated Parallel Robot to Study the Temporomandibular Reaction Forces During Food Chewing. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 12(5), 051008. doi : 10.1115/1.4046651.

- Murakoshi, M., Takeda, S. & Wada, H. (2017). Analysis by finite element method of dynamic characteristics of the external ear canal in neonates. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 12(2). doi : 10.1299/jbse.16-00596.
- Naeije, M. (2002). Local kinematic and anthropometric factors related to the maximum mouth opening in healthy individuals. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 534–539. doi : 10.1046/j.1365-2842.2002.00895.x.
- Nasiri, M., Khabiri, H., Halvani, G. H., MoradiAmin, M., Shamsi, F. & ZangiAbadi, Z. (2024). Anthropometric Analysis of the External Ear Using CT Scan Image by Age, Gender, and Side Among the Iranian Population. *Ergonomics in Design*, 10648046241228360. doi : 10.1177/10648046241228360.
- Nielsen, C. & Darkner, S. (2011). The cartilage bone junction and its implication for deep canal hearing instrument fittings. *The Hearing Journal*, 64(3), 35. doi : 10.1097/01.HJ.0000395480.78583.61.
- Oliveira, R., Hammer, B., Stillman, A., Holm, J., Jons, C. & Margolis, R. (1992). A Look at Ear Canal Changes with Jaw Motion. *Ear and Hearing*, 13(6), 464–466.
- Oliveira, R., Babcock, M., Venem, M., Hoeker, G. & Kolpe, V. (2005). The Dynamic Ear Canal and Its Implications. *Hearing Review*, 6.
- Oliveira, R. J. (1997). The Active Ear canal. *Journal of the American Academy of Audiology*, 10.
- Organisation mondiale de la santé. (2020). *Rapport mondial sur l'audition*.
- Osborn, J. W. (1989). The temporomandibular ligament and the articular eminence as constraints during jaw opening. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(4), 323–333. doi : 10.1111/j.1365-2842.1989.tb01348.x.
- Osborn, J. W. (1993). A model to describe how ligaments may control symmetrical jaw opening movements in man. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(6), 585–604. doi : 10.1111/j.1365-2842.1993.tb01646.x.
- Paosangthong, W., Torah, R. & Beeby, S. (2019). Recent progress on textile-based triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 55, 401–423. doi : 10.1016/j.nanoen.2018.10.036.
- Passerini, S., Owens, B. B. & Coustier, F. (2000). Lithium-ion batteries for hearing aid applications : I. Design and performance. *Journal of Power Sources*, 89(1), 29–39. doi : 10.1016/S0378-7753(00)00378-5.

- Paulsen, R. R. (2004). *Statistical Shape Analysis of the Human Ear Canal with Application to In-the-Ear Hearing Aid Design*. (Thèse de doctorat, Technical University of Denmark).
- Peck, C. C., Langenbach, G. E. J. & Hannam, A. G. (2000). Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening. *Archives of Oral Biology*, 45(11), 963–982. doi : 10.1016/S0003-9969(00)00071-6.
- Pelechacz. (2013). *Évaluation du potentiel photovoltaïque de la conche de l'oreille externe*. Montreal (QC), Canada.
- Penteado, S. P. & Bento, R. F. (2013). Performance analysis of ten brands of batteries for hearing aids. *International Archives of Otorhinolaryngology*, 17(3), 291–304. doi : 10.7162/S1809-977720130003000010.
- Pirzanski, C. (2010). Earmold Retention Issues : Why Does This Earmold Keep Falling Out ? *Hearing Review*, 17(5), 26–34.
- Pirzanski, C. & Berge, B. (2005). Ear canal dynamics : Facts versus perception. *The Hearing Journal*, 58(10), 50. doi : 10.1097/01.HJ.0000285785.83490.6c.
- Pirzanski, C. (1996). An Alternative Impression-Taking Technique : The Open-Jaw Impression. *Hearing J.*, 49(11), 30–35.
- Poissenot-Arrigoni, B. (2019). An Artificial Ear to Assess Objective Indicators Related to the Acoustical Comfort Dimension of Earplugs : Validation of a Vibro Acoustic Model for Insertion Loss and Occlusion Effect Assessment. *26th International Congress on Sound and Vibration*, pp. 8.
- Poissenot-Arrigoni, B., Law, C. H., Berbiche, D., Sgard, F. & Doutres, O. (2022). Morphologic clustering of earcanals using deep learning algorithm to design artificial ears dedicated to earplug attenuation measurement. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 152(6), 3155–3169. doi : 10.1121/10.0015237.
- Qi, L., Liu, H., Lutfy, J., Funnell, W. R. J. & Daniel, S. J. (2006). A nonlinear finite-element model of the newborn ear canal. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 120(6), 3789. doi : 10.1121/1.2363944.
- Qualcomm. (2018). Qualcomm® CSR8670 Bluetooth Audio Platform.
- Research and Markets. (2023). *Hearables Market by Product, Type, Connectivity Technology, End User, and Region 2023-2028* (Rapport n°5732457).

- Röddiger, T., Clarke, C., Breitling, P., Schneegans, T., Zhao, H., Gellersen, H. & Beigl, M. (2022). Sensing with Earables : A Systematic Literature Review and Taxonomy of Phenomena. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 6(3), 1–57. doi : 10.1145/3550314.
- Seo, B.-Y., An, J.-S., Chang, M.-S., Huh, K.-H. & Ahn, S.-J. (2020). Changes in condylar dimensions in temporomandibular joints with disk displacement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 129(1), 72–79. doi : 10.1016/j.oooo.2019.04.010.
- Sparkes, C. & Lacey, N. (1987). A study of mercuric oxide and zinc-air battery life in hearing aids. *The Journal of Laryngology and Otology*, 111, 814–819.
- Statistique Canada. (2019). Les Canadiens ayant une incapacité auditive.
- Steele, J. E., Woodcock, I. R., Murphy, A. D., Ryan, M. M., Penington, T. J. & Coombs, C. J. (2018). Investigation of the activation of the temporalis and masseter muscles in voluntary and spontaneous smile production. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 71(7), 1051–1057. doi : 10.1016/j.bjps.2018.02.013.
- Stinson, M. R. & Lawton, B. W. (1989). Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(6), 2492–2503. doi : 10.1121/1.397744.
- Tahir, A. M., Jilich, M., Trinh, D. C., Cannata, G., Barberis, F. & Zoppi, M. (2019). Architecture and design of a robotic mastication simulator for interactive load testing of dental implants and the mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 389.e1–389.e8. doi : 10.1016/j.prosdent.2019.06.023.
- Takanishi, A., Tanase, T., Kumei, M. & Kato, I. (1991). Development of 3 DOF jaw robot WJ-2 as a human's mastication simulator. *Fifth International Conference on Advanced Robotics' Robots in Unstructured Environments*, 1, 277–282. doi : 10.1109/ICAR.1991.240640.
- Takanobu, H., Takanishi, A. & Kato, I. (1994). Control of a mastication robot for reduction of jaw joint force focusing on musculus temporalis. *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'94)*, 3, 1824–1831. doi : 10.1109/IROS.1994.407611.
- Takanobu, H., Yajima, T., Nakazawa, M., Takanishi, A., Ohtsuki, K. & Ohnishi, M. (1998). Quantification of masticatory efficiency with a mastication robot. *Proceedings. 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.98CH36146)*, 2, 1635–1640. doi : 10.1109/ROBOT.1998.677388.

- Thore, C. R., Anstrom, J. A., Moody, D. M., Challa, V. R., Marion, M. C. & Brown, W. R. (2007). Morphometric Analysis of Arteriolar Tortuosity in Human Cerebral White Matter of Preterm, Young, and Aged Subjects. *Journal of Neuropathology & Experimental Neurology*, 66(5), 337–345. doi : 10.1097/nen.0b013e3180537147.
- Torfs, T., Leonov, V. & Vullers, R. (2007). Pulse oximeter fully powered by human body heat. *Sens. Transducers J.*, 80(6), 1230–1238.
- Travers, K. H., Buschang, P. H., Hayasaki, H. & Throckmorton, G. S. (2000). Associations between incisor and mandibular condylar movements during maximum mouth opening in humans. *Archives of Oral Biology*, 45(4), 267–275. doi : 10.1016/S0003-9969(99)00140-5.
- Tsuge, B. Y., Plecnik, M. M. & Michael McCarthy, J. (2016). Homotopy Directed Optimization to Design a Six-Bar Linkage for a Lower Limb With a Natural Ankle Trajectory. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 8(6). doi : 10.1115/1.4034141.
- Tuijt, M., Koolstra, J. H., Lobbezoo, F. & Naeije, M. (2010). Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and closing of the jaw. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1048–1054. doi : 10.1016/j.jbiomech.2009.12.013.
- Viallet, G. (2014). *Étude de la transmission sonore par voie externe d'un bouchon d'oreille couplé au conduit auditif : modélisation numérique et validation expérimentale*. (Thèse de doctorat, École de technologie supérieure, Montréal, QC, Canada).
- Vielsmeier, V., Kleinjung, T., Strutz, J., Bürgers, R., Kreuzer, P. M. & Langguth, B. (2011). Tinnitus with Temporomandibular Joint Disorders : A Specific Entity of Tinnitus Patients? *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 145(5), 748–752. doi : 10.1177/0194599811413376.
- Villamil, M. B., Nedel, L. P., Freitas, C. M. D. S. & Macq, B. (2012). Simulation of the human TMJ behavior based on interdependent joints topology. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 105(3), 217–232. doi : 10.1016/j.cmpb.2011.09.010.
- Voix, J., Delnavaz, A., Demuynck, M., Formosa, F., Badel, A. & Avetissian, T. (2022). *Brevet publié n°WO2022217344A1*. World : World Intellectual Property Organization (WIPO).
- Voix, J., Delnavaz, A. & Bacon, C. (2012). Acoustical and Geometrical Properties of Custom Earplugs Obtained with an Automated Fitting System. New Orleans, USA.
- Wang, M., Fan, H., Yu, S., Zhao, X., Wang, L., Li, W., Wang, L., Yu, M., Chu, J., Zhang, S. & Chen, D. (2022). Effects of variations in the tragus expansion angle on physical comfort for in-ear wearables. *Ergonomics*, 65(10), 1352–1372. doi : 10.1080/00140139.2022.2032377.

- Wang, Y., Shi, Y., Mei, D. & Chen, Z. (2018). Wearable thermoelectric generator to harvest body heat for powering a miniaturized accelerometer. *Applied Energy*, 215, 690–698. doi : 10.1016/j.apenergy.2018.02.062.
- Wen, H., Xu, W. & Cong, M. (2015). Kinematic Model and Analysis of an Actuation Redundant Parallel Robot With Higher Kinematic Pairs for Jaw Movement. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 62(3), 1590–1598. doi : 10.1109/TIE.2014.2365432.
- Willigen, J. (1976). Some morphological aspects of the meatus acusticus externus in connection with mandibular movements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(3), 299–304. doi : 10.1111/j.1365-2842.1976.tb00955.x.
- Yatabe, M., Zwijnenburg, A., Megens, C. & Naeije, M. (1997). Movements of the Mandibular Condyle Kinematic Center during Jaw Opening and Closing. *Journal of Dental Research*, 76(2), 714–719. doi : 10.1177/00220345970760021301.
- Yu, J.-F., Fan, C.-C. & Lee, C.-Y. (2007). Noninvasive Measurement of In Vivo Pinna and Ear Canal. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 137, P192–P192. doi : 10.1016/j.otohns.2007.06.455.
- Yu, J.-F., Chung-chieh, F. & Chen, C.-K. (2008). The Measurement of 2D Curvature of In-Vivo Human Ear Canal. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 139(2\_suppl), P103–P103. doi : 10.1016/j.otohns.2008.05.529.
- Yu, J.-F., Lee, K.-C., Wang, R.-H., Chen, Y.-S., Fan, C.-C., Peng, Y.-C., Tu, T.-H., Chen, C.-I. & Lin, K.-Y. (2015). Anthropometry of external auditory canal by non-contactable measurement. *Applied Ergonomics*, 50, 50–55. doi : 10.1016/j.apergo.2015.01.008.
- Zhang, X.-S., Han, M., Kim, B., Bao, J.-F., Brugger, J. & Zhang, H. (2018). All-in-one self-powered flexible microsystems based on triboelectric nanogenerators. *Nano Energy*, 47, 410–426. doi : 10.1016/j.nanoen.2018.02.046.
- Zheng, Y., Didion, K. & Ferguson, N. (2023). Comparison of Traditional Impression and 3D Ear Scanning Techniques, Earmold Comfort, and Audiology Clinical Implications : A Pilot Study. *Bioengineering*, 10(12), 1431. doi : 10.3390/bioengineering10121431.