

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 L'essor des technologies portables et leurs alimentations	6
1.1.1 La faiblesse des prothèses auditives : la pile bouton	7
1.1.2 La pile rechargeable comme solution pour les appareils auditifs	9
1.1.3 La pile à combustible pour alimenter les appareils auditifs	10
1.2 Identifications des activités humaines et évaluation du potentiel énergétique du corps humain	11
1.2.1 Évaluation du potentiel énergétique du corps humain	14
1.2.2 Méthodes de mesure de l'énergie dans la région de la tête humaine	16
1.2.3 Évaluation du potentiel énergétique du mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire	17
1.3 La dynamique du conduit auditif comme source d'énergie	19
1.3.1 L'anatomie du conduit auditif	19
1.3.2 La déformation du conduit auditif	20
1.3.3 La mesure énergétique intra-auriculaire	21
1.3.4 Microrécupérateurs énergétiques intra-auriculaires	24
1.4 Conclusion de la revue de la littérature	26
CHAPITRE 2 IN-EAR ENERGY HARVESTING : EVALUATION OF THE POWER CAPABILITY OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT	27
2.1 Abstract	27
2.2 Introduction	27
2.3 In-Ear power sensing device	30
2.4 Energy modeling of the power sensing device	32
2.5 Experimental measurements	36
2.6 Results and discussion	36
2.7 Conclusion	41
CHAPITRE 3 CARACTÉRISATION DU GISEMENT ÉNERGÉTIQUE	45
3.1 Introduction	45
3.2 Caractérisation des propriétés intrinsèques de la source	46
3.2.1 Caractérisation des propriétés mécaniques de la source	46
3.2.1.1 Variations de volume à la source	46
3.2.1.2 Caractérisation de la membrane déformable du bouchon	48
3.2.2 Évaluation énergétique de la source dynamique	49

3.2.2.1	Classification des signaux sonores intra-auriculaires liés à l'activité temporo-mandibulaire	50
3.2.2.2	Déroulement des tests représentatifs d'une journée	54
3.3	Résultats et discussion	56
3.3.1	Caractéristiques mécaniques de la source hydraulique	57
3.3.1.1	Variations de volume à la source	57
3.3.1.2	Caractéristiques de la membrane du bouchon	58
3.3.1.3	Puissance exploitable de la source hydraulique	60
3.3.2	Effet de l'activité dynamique de l'articulation temporo-mandibulaire sur la puissance générée	64
3.4	Discussion	69
3.4.1	Sources d'erreurs	69
3.4.2	Expérimentation	70
3.5	Conclusion	71
	CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	73
4.1	Recommandations	74
4.2	Travaux futurs	75
ANNEXE I	DOSSIER REMIS AU COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE DE L'ÉTS	77
ANNEXE II	CARTOGRAPHIE DE LA REVUE DE LITTÉRATURE	89
ANNEXE III	RÉSUMÉ GRAPHIQUE	91
ANNEXE IV	Liste des communications et activités de développement réalisées durant la maîtrise	93
	BIBLIOGRAPHIE	94

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Densité d'énergie des piles alimentant actuellement les prothèses auditives..... 10
Tableau 1.2	Liste des événements détectés par l'instrumentation et la sensibilité associée 13
Tableau 1.3	Taux métabolique par activités..... 14
Tableau 1.4	Résumé de l'énergie évaluée ou récupérée à l'intérieur du conduit auditif pour un cycle d'ouverture et de fermeture de la mâchoire..... 26
Tableau 2.1	Main results 37
Tableau 2.2	Comparison of different studies 42
Tableau 3.1	Événements détectés par l'algorithme de classification 53
Tableau 3.2	Événements détectés par l'algorithme de classification lié à l'activité temporo-mandibulaire 54
Tableau 3.3	Résultats des tests de durée prolongées 65

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 0.1	Géométrie et anatomie du conduit auditif	3
Figure 1.1	Diagramme de Venn des trois axes de recherche principaux de l'étude	5
Figure 1.2	<i>Hype cycle</i> des technologies émergentes, dont les <i>wearables</i>	6
Figure 1.3	Capteur optique intra-auriculaire mesurant la déformation du conduit auditif.....	12
Figure 1.4	Oreillette intra-auriculaire munie d'un microphone interne	13
Figure 1.5	Capteurs d'accélération et leur disposition sur le corps humain pour la mesure de l'énergie dynamique disponible	16
Figure 1.6	Microrécupérateur d'énergie thermique à proximité de l'oreille	17
Figure 1.7	Mentonnière piézoélectrique servant à récupérer l'énergie dynamique du mouvement de la mâchoire	18
Figure 1.8	Schéma du conduit auditif et de ses différentes structures	19
Figure 1.9	Différence de volume entre deux empreintes de conduit auditif pour la bouche fermée et la bouche ouverte	22
Figure 1.10	Montage expérimental permettant de déterminer le taux de variation de volume du conduit auditif lors de l'ouverture et de la fermeture de la bouche.....	23
Figure 1.11	Capteur de flexion piézoélectrique intra-auriculaire	24
Figure 1.12	Microrécupérateur d'énergie intra-auriculaire utilisant le mode de transduction piézoélectrique.....	25
Figure 1.13	Microrécupérateur d'énergie intra-auriculaire utilisant le mode de transduction électromagnétique	25
Figure 2.1	Schematic of the hydraulic circuit of the in-ear power sensing device.....	31
Figure 2.2	Schematic of the electronic circuit of the in-ear power sensing device.....	32

Figure 2.3	Components of in-ear power sensor : inflatable earplug filled with water and an electronic circuitry fitted into the cup of an acoustic earmuff	33
Figure 2.4	Spring-mass model of the earplug's silicone membrane inside the earcanal.....	34
Figure 2.5	In-ear power sensing device in use while data is recorded by ARP placed inside a waist pack	37
Figure 2.6	Pressure-volume curves used to determine the equivalent stiffness of the earplug-earcanal system	38
Figure 2.7	Results for subject #1 over a meal (a) pressure variation inside the earplug for subject #1 and (b) the associated instantaneous power.....	39
Figure 2.8	Two components of the mean power available from earcanal dynamic movements for six test subjects representing the power generated by the internal pressure change W_i and elastic deformation W_e	40
Figure 3.1	Schéma du circuit hydraulique ouvert	46
Figure 3.2	Montage expérimental en circuit ouvert permettant de mesurer la variation de volume dans le bouchon	47
Figure 3.3	Montage expérimental du gonflement à vide du bouchon	49
Figure 3.4	Montage expérimental permettant de mesurer la diminution de pression dans le bouchon au cours du temps	50
Figure 3.5	Configuration de base de la ARP 3.1.....	51
Figure 3.6	Oreillette instrumentée de la ARP 3.1 avec le IEM et le <i>eartip</i>	52
Figure 3.7	Les trois ajustements possibles du capteur de puissance intra-auriculaire	55
Figure 3.8	Affichage sur l'écran de la ARP montrant le signal audio interne et externe à gauche et la pression hydraulique à droite	55
Figure 3.9	Participant instrumenté du capteur de puissance intra-auriculaire, de l'oreillette intelligente et du système d'acquisition	56
Figure 3.10	Variation de la hauteur de la colonne lors de cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la bouche	57

Figure 3.11	Courbes pression-volume lors du gonflement pour six participants et «à vide»	58
Figure 3.12	Diminution de la pression au cours du temps dans le bouchon pour de l'air et de l'eau	60
Figure 3.13	Pression pour cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la bouche en fonction de la pression statique (a) en circuit fermé et (b) en circuit ouvert	61
Figure 3.14	Modèle exponentiel de la variation de pression en fonction de la pression statique	63
Figure 3.15	Pression et puissance lors d'un test typique de durée prolongée	65
Figure 3.16	Courbes pression-volume pour les trois participants lors du gonflement du bouchon dans l'oreille	66
Figure 3.17	Puissance évaluée pour les différentes activités détectées, (a) mastication, (b) déglutition, (c) toussement, (d) parole	67
Figure 3.18	Puissances moyennes par activités pour les trois participants et la durée	68

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ADC	Analog Digital Converter (convertisseur analogique-numérique)
ANSI	American National Standards Institute
ARP	Auditory Research Platform
BoAW	Bag of Audio Words (sac de mots audio)
CRITIAS	Chaire de Recherche Industrielle CRSNG-EERS en Technologies Intra-auriculaires
CRSNG	Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie
ECG	Électrocardiographie
ÉTS	École de Technologie Supérieure
FFT	Fast Fourier Transform (Transformée de Fourier Rapide)
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IEM	In Ear Microphone (Microphone Intra-auriculaire)
IRSST	Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail
ISO	International Organization for Standardization
NSERC	Natural Sciences and Engineering Research Council
OEM	Outer Ear Microphone (Microphone Externe)
PVDF	PolyVinylidene Fluoride (Polyfluorure De Vinylidène)
SPK	Speaker (Haut-parleur)
STD	Standard Deviation (Écart-type)
SYMME	Laboratoire des Système et Matériaux pour la Mécatronique
TMJ	Temporomandibular Joint (Articulation Temporo-mandibulaire)
USB	Universal Serial Bus (Bus universel en série)
VAD	Voice Activity Detection (Détection de l'activité vocale)
WAV	Waveform Audio Format

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

$^{\circ}\text{C}$	degré Celsius
d	Diamètre des tubes (m^3)
Δt	Variation de temps (secondes)
E	Énergie (Joules)
E_e	Énergie élastique (Joules)
E_i	Énergie interne (Joules)
f	Fréquence (Hz)
GPa	gigapascal
g	Accélération gravitationnelle (m/s^2)
h	Hauteur de la colonne d'eau (m)
Hz	hertz
J	joule
k	Raideur équivalente (GPa/m^3)
k_e	Raideur du conduit auditif (GPa/m^3)
k_m	Raideur de la membrane de silicone (GPa/m^3)
km/h	kilomètre par heure
kPa	kilopascal
μW	microwatt
mA/h	milliampère par heure
mm	millimètre
mJ	millijoule
mL	millilitre
ms	milliseconde

mW	milliwatt
pW	picowatt
P	Pression (Pa)
P_0	Pression à la position d'équilibre dans l'oreille (Pa)
r	Ratio de puissance
ρ	Masse volumique (kg/m^3)
s	seconde
t	Temps (secondes)
U	Déformation (m^3)
U_0	Déformation au repos (m^3)
U_{static}	Déformation à la position d'équilibre dans l'oreille (m^3)
V	Volume (m^3)
W	Puissance totale (Watts)
W	watt
W_{av}	Puissance instantanée disponible (Watts)
W_i	Puissance interne (Watts)
W_e	Puissance élastique (Watts)
W_{mean}	Puissance moyenne (Watts)
W/m^2	Taux métabolique
V	volt

INTRODUCTION

Mise en contexte

Au Canada, environ 4,6 millions de personnes éprouvent une perte auditive en 2012-2013 selon Statistique Canada 2012-2013 (Feder *et al.* (2015)). De ce nombre, une grande partie ne peut pratiquer leurs activités quotidiennes sans avoir recours aux prothèses auditives. Ces appareils, qui ne cessent d'évoluer en fonctions, comme les connectivités Bluetooth® et les filtres de réduction de bruit, consomment continuellement de l'énergie. L'alimentation énergétique de ces appareils se fait généralement par des piles de type «bouton» à usage unique pendant environ 16 heures par jour. Pour la majorité des utilisateurs, la miniaturisation de ces appareils pose problème. Le remplacement des piles est une manoeuvre qui demande dextérité et patience. De plus, ces piles, étant donnée leur faible autonomie, doivent être changées régulièrement, soit environ une fois par semaine. De même, le moment où l'utilisateur doit effectuer le remplacement n'est pas déterminé à l'avance, l'utilisateur doit toujours être prêt pour un remplacement s'il veut pouvoir continuer de percevoir le son durant une réunion importante. Les impacts environnementaux et monétaires dus au grand nombre de piles consommées et jetées, soit environ une centaine de piles par an par appareil auditif, sont aussi des enjeux pour la société actuelle et pour les personnes souffrantes de pertes auditives.

Il est donc essentiel de trouver une solution de remplacement au mode d'alimentation actuel. Qu'elle soit passive ou active, l'énergie du corps humain est une source disponible (Mateu & Moll (2005)). Par exemple, certaines montres actuellement commercialisées sont alimentées par l'énergie cinétique liée au mouvement du poignet de son utilisateur. La gamme de montres Sequent watch (<https://sequentworld.com/>) en est un bon exemple. Ces montres consomment très peu d'énergie. L'énergie générée par la dynamique du poignet est alors amplement suffisante. Les appareils auditifs, quant à eux sont en constante évolution et seront amenés à consommer de moins en moins d'énergie grâce aux nouvelles technologies qui en

réduisent la consommation. À terme, ils pourraient être alimentés par l'énergie du corps humain. Il existe un réel potentiel énergétique dans la région de la tête pour l'alimentation des prothèses auditives (Goll *et al.* (2011)). Des preuves de concept de récupérateurs d'énergie situés au niveau de la tête ont été réalisées pour recharger les piles de divers dispositifs, dont les prothèses auditives. La récupération d'énergie est le sujet principal de cette étude. Cependant, l'élargissement des connaissances en matière d'énergie disponible et de déformation du conduit auditif¹ est primordial à l'avancement de la recherche et à la conception de microrécepteurs énergétique intra-auriculaire.

Problématique

Avant de développer des techniques de récupération d'énergie efficaces dans le conduit auditif afin d'alimenter des prothèses auditives et répondre aux besoins des utilisateurs, certaines données doivent au préalable être déterminées. Les variations de géométrie au cours d'une journée du conduit auditif ainsi que la quantité totale d'énergie générée sont des informations cruciales à ce développement. La présente recherche vise donc à déterminer la quantité d'énergie que déploie le conduit auditif lors d'activités humaines quotidiennes, comme manger et parler. Ainsi, les dispositifs conçus pour la récupération d'énergie pourront être optimisés en fonction des résultats de la présente étude.

Objectifs de la recherche

Les objectifs liés à l'étude portant sur l'évaluation du potentiel énergétique du conduit auditif lié à l'activité temporo-mandibulaire sont les suivants :

- Concevoir un capteur mesurant l'énergie mécanique générée par les déformations du conduit auditif,

1. Le terme *conduit auditif* désigne uniquement le conduit auditif externe de l'être humain.

- Quantifier l'énergie mécanique générée par les déformations du conduit auditif sur une base journalière sur un groupe de participants,
- Associer une quantité d'énergie générée par le conduit auditif l'activité humaine correspondante.

Limites de la recherche

Cette étude reste dans le cadre de la dynamique du conduit auditif. Seule l'énergie générée par les déformations dues à l'activité temporo-mandibulaire sera évaluée. Bien que le corps humain soit la source d'autres énergies, telles que l'énergie thermique que dégage le corps, la dynamique et la vibration du corps, et qu'il est soumis à l'énergie des ondes électromagnétiques et électrostatiques environnantes, celles-ci ne seront pas étudiées pour isoler et quantifier uniquement la capacité énergétique dynamique du conduit auditif. Par ailleurs, seulement une section du conduit auditif sera évaluée, au maximum, jusqu'à la deuxième courbure du conduit selon le participant comme le montre la figure 0.1.

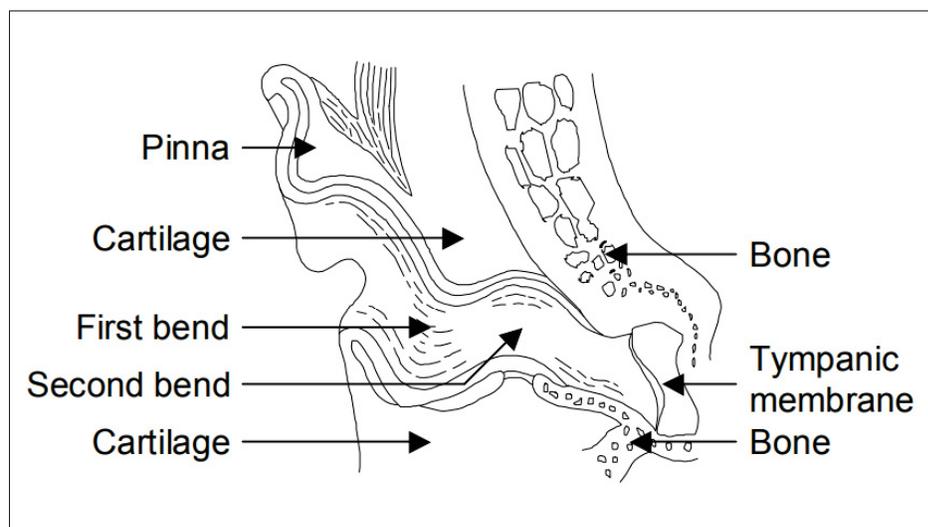


Figure 0.1 Géométrie et anatomie du conduit auditif, tirée de Paulsen *et al.* (2004)

Méthodologie

L'étude a pour but de déterminer la quantité d'énergie générée par le conduit auditif au cours de différentes activités, telles que manger et parler. Pour ce faire, l'énergie générée par le conduit auditif sera continuellement mesurée sur un groupe de sujets. Neuf sujets seront munis d'un bouchon d'oreille gonflable et rempli d'eau pressurisée. Un capteur de pression miniature viendra mesurer en continu la pression à l'intérieur du bouchon. Un modèle mathématique viendra prédire cette variation de pression en puissance instantanée. Simultanément, le signal audio sera enregistré afin de déterminer les différentes activités du participant et d'y associer une quantité d'énergie. Cette instrumentation sur mesure doit être portable afin d'enregistrer les données en continu pour les différentes activités humaines dans un environnement réel.

Structure du mémoire

Ce mémoire sera présenté en trois chapitres. Le chapitre 1 traite de la revue de littérature. Les trois principaux axes de recherche y seront définis. Par la suite, le chapitre 2 porte sur la conception d'un capteur original mesurant la puissance générée par le conduit auditif lors de l'activité temporo-mandibulaire. Le chapitre 3 présente les résultats de l'étude donc la puissance générée par activité. Enfin, le chapitre 4 conclut le mémoire en récapitulant l'étude, dont les points importants et présente les recommandations et les travaux futurs. En Annexe I, on retrouve le formulaire d'information et de consentement et toutes les démarches réalisées auprès du comité d'éthique de l'ÉTS qui a approuvé les tests sur des participants humains.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

Afin de répondre à la problématique et de la situer dans le domaine des sciences appliquées, il est essentiel de comprendre les trois champs de recherche relatifs à l'étude. La première partie de la revue de littérature portera sur les technologies portables et passera en revue leurs alimentations actuelles. La deuxième partie portera sur la mesure du potentiel énergétique du corps humain. Enfin, la troisième définira l'environnement dynamique du conduit auditif et démontrera qu'une certaine quantité d'énergie y est disponible. Ces trois thèmes relient le sujet principal de l'étude en y combinant la dynamique du conduit auditif et ses déformations, l'alimentation des *wearables* et de prothèses auditives et la détection des biosignaux. Les axes principaux de la recherche ont été mis en évidence par la cartographie présentée en Annexe II, où les mots-clefs de chaque article de la bibliographie sont répertoriés.

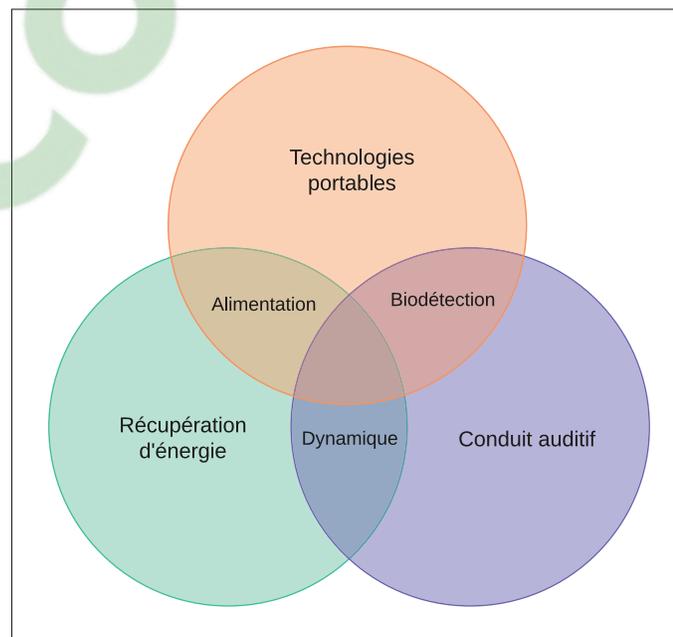


Figure 1.1 Diagramme de Venn des trois axes de recherche principaux de l'étude

1.1 L'essor des technologies portables et leurs alimentations

L'arrivée sur le marché des *wearables* (technologie portable) est indéniable. Plus de 59.3 millions d'unités ont été vendues dans le monde en 2018 selon la *International Data Corporation* (Llams *et al.* (2019)), incluant les *smartwatches*, les écouteurs intelligents et les bracelets intelligents. Certaines montres actuellement commercialisées permettent de détecter le rythme cardiaque et la pression artérielle. Ces technologies portables permettront même de contrôler nos appareils avec la pensée. Selon Pemberton Levy (2015) les *wearables* sont au sommet de l'engouement pour la technologie. Cinq ans séparent encore aujourd'hui et l'adoption de cette technologie par le grand public.

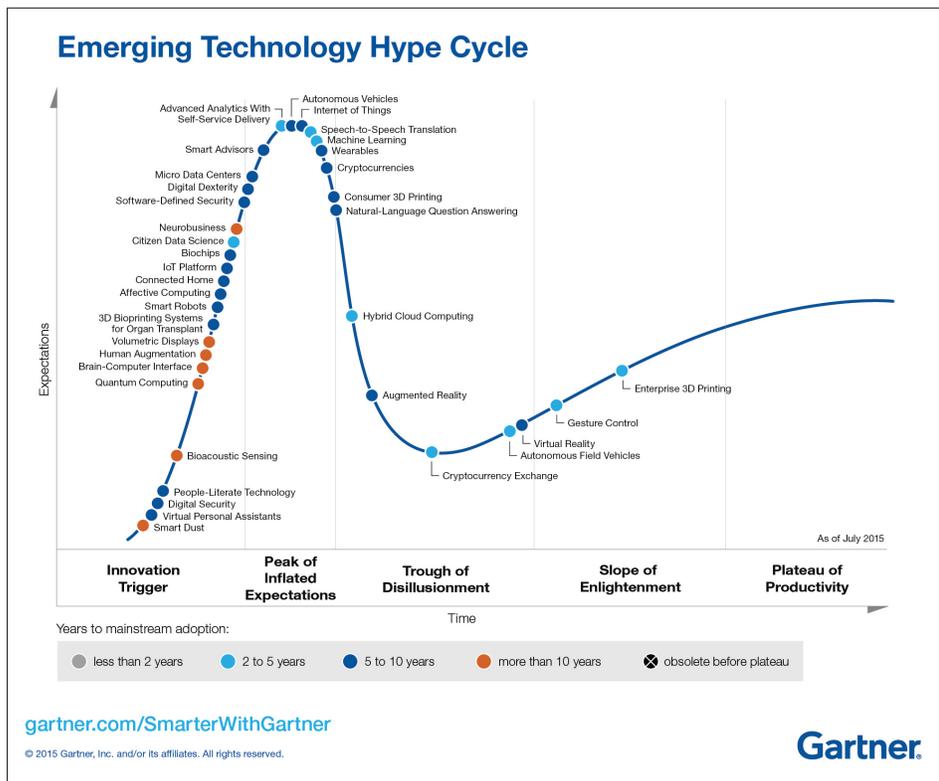


Figure 1.2 *Hype cycle* des technologies émergentes, dont les *wearables*, tirée de Pemberton Levy (2015)

Beaucoup de travail est encore nécessaire avant l'intégration complète des *wearables* dans le marché de consommateurs. L'alimentation de ces technologies portables est l'une des causes. Les capteurs utilisés dans les *wearables*, bien que très peu énergivores et petits, ont pour la plupart tous la même nécessité d'être alimentés par une source de courant continu. Cependant, l'utilisation des piles pour les dispositifs connectés portatifs pose certains problèmes : l'autonomie et la portabilité. Le marché des *hearables*, est lui aussi, en pleine expansion avec l'arrivée par exemple des écouteurs sans-fils intelligents (Airpods, Apple, Ca, É.-U.) ou encore des appareils auditifs Bluetooth (Opn S, Oticon, Copenhagen, DK). Hunn (2016) mentionne qu'un des défis importants pour les *hearables* (dispositif connecté et portable porté à l'oreille) reste la technologie d'alimentation. La prothèse auditive, adoptée il y a plusieurs années possède les caractéristiques d'une technologie portable (*hearable*) et est soumise au même problème d'autonomie et de portabilité.

1.1.1 La faiblesse des prothèses auditives : la pile bouton

Au Canada, plus 500 000 personnes ayant une déficience auditive de modérée à grave au Canada porte des appareils auditifs (12% des personnes ayant une déficience auditive) (Feder *et al.* (2015)). Les fonctions principales des prothèses auditives sont d'éliminer le bruit, d'amplifier la voix et se connecter aux appareils courants. Toutes ces fonctions font en sorte que les prothèses auditives consomment beaucoup d'énergie. Il existe plusieurs types et formes de prothèses auditives. Tous ces types de prothèses auditives ont un point en communs, qu'elle soit intra-auriculaire ou derrière l'oreille, ces technologies sont alimentées d'une seule façon, soit par des piles. Les piles utilisées dans les appareils auditifs sont de type boutons. Elles viennent en différents formats, mais elles sont toujours de petite taille et varient entre 5.8 x 3.6 mm à 11.6 x 5.4 mm (Victory, 2019). La densité énergétique des piles zinc-air est très grande, ce qui en fait la source la plus populaire. Paulsen *et al.* (2004) notent qu'environ 172 Wh sont stockés dans un litre.

L'effet négatif de leurs petites tailles se constate dans l'appréciation des utilisateurs. Comme le mentionne le sondage effectué par Kochkin (2000) la difficulté de manipuler les prothèses

auditives et particulièrement les piles est une des raisons principales pour laquelle les 348 personnes sondées laissent leur prothèse auditive rangée dans un tiroir. D'autres raisons d'inutilisation mentionnées sont le coût élevé d'entretien, l'achat de nouvelles piles et la faible autonomie. Cette étude met en valeur la problématique liée aux piles des prothèses auditives. Les piles sont le moyen disponible, mais peut-être que d'autres solutions seraient plus adaptées à la clientèle. Comme mentionné précédemment, les nombreux *wearables* auront bientôt besoin d'une source d'énergie adéquate et les piles causeront bientôt les mêmes problèmes à ceux-ci, qu'elles causent aux prothèses auditives. De plus, l'ajustement entre le conduit auditif et l'appareil auditif est une source de problème important. L'ajustement joue un grand rôle sur le confort de l'utilisateur, mais aussi sur la qualité du signal transmis. En effet, un mauvais ajustement peut occasionner du *feedback* dans le signal transmis à l'utilisateur. La dynamique du conduit auditif et la rigidité de la prothèse sont les principales causes et seront détaillées à la section 1.3 du présent chapitre.

Comme montré avant, la durée de vie des piles dans les prothèses auditive est un des principaux points critiqués par les utilisateurs. Actuellement, les piles à usage unique sont la principale source d'énergie des prothèses auditives et durent environ de 3 à 20 jours selon l'utilisation et le modèle. Les piles de types Zinc-Air sont les plus populaires auprès des manufacturiers de prothèse auditive. Ces piles offrent un potentiel stable (1.4 V) dans un format compact et léger. Plusieurs problèmes sont liés directement à l'utilisation de ces piles. L'autonomie est l'un d'entre eux. Les manufacturiers n'offrent que très peu d'information concernant l'autonomie de leurs appareils, car elle dépend grandement de l'utilisation. Par exemple, l'augmentation du gain ou encore la communication avec d'autres appareils va grandement réduire l'autonomie de la prothèse auditive. Une norme régule la détermination de l'autonomie des prothèses auditives (ANSIS 3.22-2003) cependant, pour l'étalonnage, tous les contrôles adaptatifs de la prothèse doivent être éteints (Penteado & Bento (2013)). La norme est utile pour comparer entre eux divers modèles de prothèses auditives, mais très peu représentatives des cas réels d'utilisation. Le cycle d'utilisation journalier d'une prothèse consiste en une demande continue de puissance

de 1 mW pendant 16 heures qui sont les heures où l'appareil est actif, notent Passerini *et al.* (2000).

Dans ce sens, Penteadó & Bento (2013) ont comparé plusieurs piles provenant de différents fabricants afin d'évaluer le temps moyen de service suggéré par les fabricants et le temps de service réel des piles utilisées dans les prothèses auditives. Un temps moyen de service de 270 ± 45 heures (11.25 ± 1.88 jours) est mesuré alors que le temps de service proposé par les fabricants est de 290 ± 161 heures (12.08 ± 6.71 jours). Le temps mesuré ici est pour des conditions de laboratoire. L'autonomie décroît une fois que les fonctions sont activées et que l'environnement n'est pas contrôlé.

1.1.2 La pile rechargeable comme solution pour les appareils auditifs

Une solution alternative aux piles à usage unique est les piles rechargeables. Elles offrent moins de maintenance et pratiquement aucun remplacement n'est nécessaire. De plus, elles réduisent grandement les coûts. Bien que les piles rechargeables lithium-ion soient très répandues dans les produits électroniques grand public tels que les téléphones portables et les montres intelligentes, elles ne le sont pas dans le domaine des piles boutons. Celles-ci ne représentent qu'une faible partie du marché. Leur faible densité d'énergie est l'une des raisons pour lesquelles elles ne sont pas plus communes dans le marché des piles boutons de petite taille. Cependant, Passerini *et al.* (2000) ont mis au point une pile d'un format compatible avec les prothèses auditives. Tous les besoins en énergie de la prothèse auditive ont été satisfaits et elle présente une densité d'énergie semblable à celle des piles zinc-air. Cette solution présente toutefois quelques problèmes. Premièrement pour recharger les piles, l'utilisateur doit inévitablement retirer les prothèses de ses oreilles. Il perd alors toute couverture par la prothèse. Deuxièmement, les piles rechargeables offrent actuellement une très faible autonomie. Environ 12 heures d'utilisation normale sont disponibles à l'utilisateur, après quoi l'utilisateur doit recharger ses appareils auditifs. Enfin, en matière d'espace, les piles rechargeables occupent encore beaucoup d'espace. Elles doivent être miniaturisées avant de pouvoir prendre la place des piles zinc-air à usage unique.

1.1.3 La pile à combustible pour alimenter les appareils auditifs

Il est à noter que d'autres types de piles sont actuellement développés. Par exemple, Hales *et al.* (2012) proposent une pile à combustible petit format pour prothèse auditive. Cette source d'énergie offre une recharge rapide et un format compact. De plus, l'énergie emmagasinée par unité de volume est très élevée, soit environ 516 Wh/l. Cette haute densité d'énergie est très souhaitable pour l'alimentation des prothèses auditives en raison de l'espace limitées près de l'oreille. Par contre, la recherche doit encore être approfondie avant de voir un utilisateur porter une pile à combustible à l'oreille puisque des problèmes comme la dégradation rapide et la sécheresse de la membrane-électrode de la pile en cas de manque de combustible doivent encore être résolus.

Tableau 1.1 Densité d'énergie des piles alimentant actuellement les prothèses auditives

Source	Densité d'énergie [Wh/l]	Références
Pile zinc air		
-applications générales	400 - 800	Besenhard (2008)
-prothèses auditives	172	Paulsen <i>et al.</i> (2004)
Pile rechargeable lithium ion		
-applications générales	250	Passerini <i>et al.</i> (2000)
-prothèses auditives	170	Passerini <i>et al.</i> (2000)
Pile à combustible au méthanol		
-applications générales	4 820	Hales <i>et al.</i> (2012)
-prothèses auditives	516	Hales <i>et al.</i> (2012)

Le marché grandissant des *wearables* et la faiblesse des sources d'énergie actuelle pour ce domaine pousse la recherche à exploiter de nouvelles sources d'énergie. Le corps humain semble s'être imposé parmi les sources candidates en raison de la proximité entre la source d'énergie et le dispositif à alimenter. L'évaluation de l'énergie du corps humain sera détaillée dans la prochaine section.

1.2 Identifications des activités humaines et évaluation du potentiel énergétique du corps humain

Une des tâches importantes des *wearables* est la détection des signaux que l'humain renvoie. Les capteurs portés sur le corps humain servent à identifier et mesurer les activités humaines à l'aide de différentes données que le corps génère. Le corps humain génère plusieurs biosignaux. Ces signaux sont très utiles pour évaluer la santé d'une personne, entre autres en mesurant à l'aide de capteurs portables la fréquence cardiaque, le rythme de respiration, ou encore la température. Plusieurs études ont pour but d'associer ces biosignaux à des activités humaines afin de connaître le comportement sain d'un patient en temps réel. Les méthodes les plus populaires sont la classification par algorithme qui avec l'entraînement peut identifier l'activité selon la mesure que le capteur réalise. Lin *et al.* (2012) ont réalisé un capteur qui mesure l'énergie dépensée par le corps humain en se basant sur la mesure d'un électroencéphalogramme (ECG) portable et d'un accéléromètre. Par la suite, à l'aide d'un algorithme, ils ont associé les classes d'énergie dépensée à 14 activités humaines quotidiennes tels que marcher et faire du vélo. De même, Li *et al.* (2012) ont aussi réalisé le même type de capteur portable pour classifier la dépense d'énergie du corps humain à des fins médicales.

Le mouvement est aussi un bon indicateur de l'activité d'une région du corps humain. Pour capter cette donnée, les accéléromètres sont un choix très intéressant. Légers et compacts, les accéléromètres peuvent se porter au corps. Xue & Jin (2010) ont instrumenté 44 participants de trois accéléromètres triaxiaux à différent endroit sur le corps. Ils ont enregistré les accélérations de leurs mouvements quotidiens, mais aussi de différentes activités tels que marcher, sauter et courir pour en faire la première base de données publique de ce type de signaux. Ensuite, à l'aide d'un classificateur de type *Support Vector Machine* (SVM), ils peuvent déterminer l'activité en fonction de l'information que l'accéléromètre renvoie avec une précision de 86%.

Bedri *et al.* (2015), Taniguchi *et al.* (2018a), Taniguchi & Nishikawa (2018), Taniguchi *et al.* (2018b), on tous développé un *wearable* qui se porte à l'oreille et qui identifie l'activité de la TMJ par un capteur de proximité infrarouge orienté vers l'intérieur du conduit auditif comme montré à la figure 1.3.

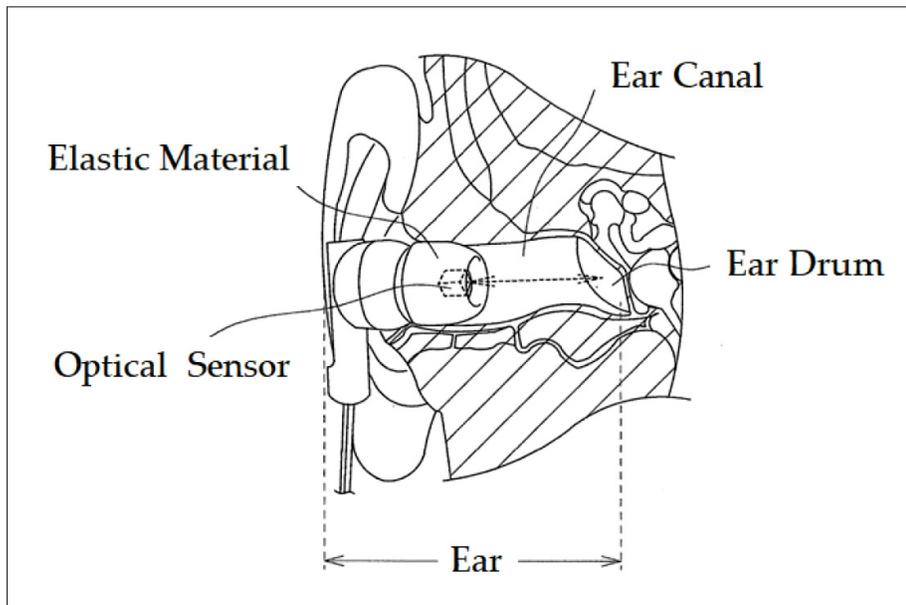


Figure 1.3 Capteur optique intra-auriculaire mesurant la déformation du conduit auditif, tirée de Taniguchi *et al.* (2018a)

Le capteur renvoie différentes tensions électriques en fonction de la dimension géométrique du conduit auditif. Les activités détectées sont la mastication, rester silencieux, parler, marcher, pour Bedri *et al.* (2015) alors que Taniguchi, identifie, la mastication, la fréquence respiratoire, le nombre de mastications et le mouvement de la langue. Bien que cette technique soit très intéressante, elle permet uniquement de distinguer des activités qui sont très différentes les unes des autres, par exemple marcher et manger.

Cependant, il est intéressant de noter qu'en plus de générer des déformations et le l'énergie dans le conduit auditif, le mouvement de la TMJ implique aussi des ondes sonores. En effet, lorsque la mandibule est en mouvement, c'est nécessairement pour faire une action telle qu'avalier, parler, manger, etc. La transmission des ondes sonores créées par ces activités se fait par conduction osseuse jusqu'à l'intérieur du conduit auditif. Tous ces sons peuvent être captés à l'intérieur du conduit par une oreillette possédant un microphone intra-auriculaire. Bouserhal *et al.* (2018) ont réalisé un détecteur de signaux non verbaux intégré à une oreillette équipée d'un microphone intra-auriculaire montré à la figure 1.4.

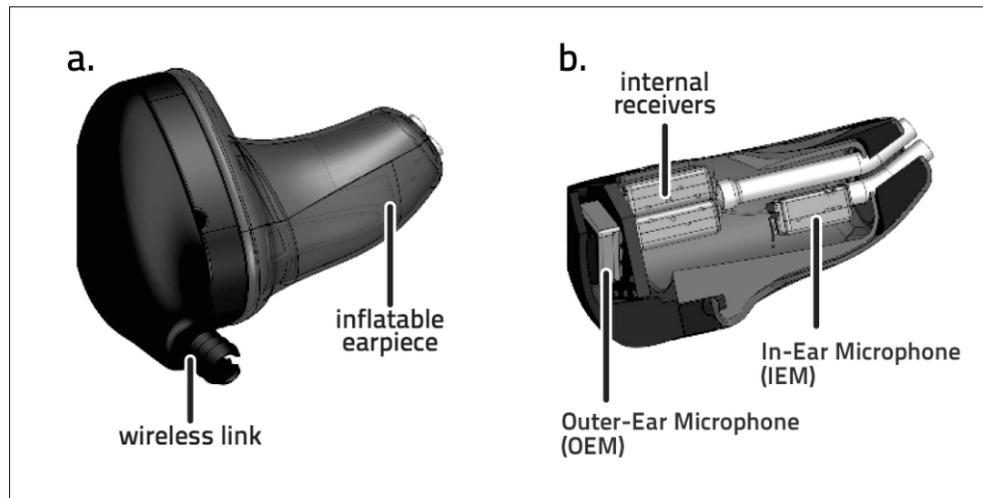


Figure 1.4 Oreillette intra-auriculaire munie d'un microphone interne, tirée de Bouserhal *et al.* (2018)

L'instrumentation et l'algorithme permettent de détecter en temps réel plusieurs signaux non verbaux avec des taux de réussite assez élevés uniquement avec un signal audio intra-auriculaire. La probabilité de détection pour chacun des événements est notée dans le tableau 1.2.

Tableau 1.2 Liste des événements détectés par l'instrumentation et la sensibilité associée (probabilité de détection)

Événements	Sensibilité
Claquement de dents	74.4%
Claquement de la langue	66.8%
Cligner des yeux avec force	68.8%
Fermer les yeux	82.0%
Fermer les yeux avec force	58.1%
Grincement des dents	84.4%
Racler de gorge	79.4%
Salivation	79.6%
Toussement	85.6%
Parole	88.6%

1.2.1 Évaluation du potentiel énergétique du corps humain

Le corps humain propose plusieurs sources d'énergie potentiellement récupérables, par exemple l'énergie thermique, ou encore dynamique que le corps humain génère au cours d'une journée. La quantification de ces énergies est une tâche complexe et fait l'objet de plusieurs études qui ont pour objectif d'évaluer la quantité d'énergie générée. Starner (1996) a réalisé l'une des premières études sur le sujet. Elle analyse la quantité totale d'énergie dissipée par le mouvement de la jambe, mais aussi par d'autres actions, soit par la respiration et par la pression sanguine. Bien que l'étude montre les différentes quantités d'énergie générées pour plusieurs activités humaines, elle reste approximative et très générale. Des mesures expérimentales, des tests sur des sujets humains et des calculs réalistes sont nécessaires à l'évaluation précise de l'énergie générée par le corps humain. Les sections 1.2.2 et 1.2.3 portent sur l'évaluation de l'énergie thermique et dynamique. Les méthodes d'évaluation pour y arriver, en commençant par le corps humain en général, en passant par la tête et jusqu'au conduit auditif y sont détaillées.

Tout d'abord, l'énergie thermique semble une source prometteuse. Le taux métabolique donne une bonne approximation de l'énergie dissipée en chaleur par le corps humain. La norme ISO 8996 :2004 porte sur la détermination du taux métabolique de façon expérimentale. Trois méthodes sont présentées, soit la mesure de la consommation d'oxygène, la fréquence cardiaque et la méthode de calorimétrie directe. Le taux métabolique pour différentes activités quotidiennes est résumé dans le tableau 1.3.

Tableau 1.3 Taux métabolique par activités

Activités	taux métabolique [W/m ²]
Au repos, debout	70
Activités sédentaires (bureau, habitation, école, laboratoire)	70
Activités modérées debout (vendeur, travaux domestiques, travail à la machine)	120
Marche (2 km/h)	140

Le taux métabolique représente la totalité d'énergie que le corps transforme en chaleur en connaissant la surface à évaluer, il est possible de connaître la puissance générée en chaleur par

une certaine partie du corps. La chaleur produite par le corps humain se divise en deux parties, soit la chaleur sensible et latente. Les matériaux thermoélectriques ne peuvent pas récupérer la chaleur latente, sous forme de sueur, alors que la chaleur sensible, est la chaleur qui est échangée sans changement de phase entre deux corps de températures différentes, ici le corps humain et l'environnement ambiant. Les matériaux thermoélectriques peuvent récupérer cette énergie thermique (Riemer & Shapiro, 2011). Goll *et al.* (2011) ont réalisé une étude portant uniquement sur l'évaluation de l'énergie produite dans la région de la tête humaine. Il en résulte une puissance de 12 mW de chaleur dissipée en considérant : la totalité de la peau de la tête, un taux métabolique pour la tête de 20 W, uniquement la chaleur sensible, la température de peau et la température ambiante.

Au cours des dernières années, plusieurs études ont été réalisées afin d'obtenir de meilleures approximations de l'énergie dynamique générée par le corps humain, toujours à des fins de récupération d'énergie, en utilisant des sujets humains. Niu *et al.* (2004) ont évalué l'énergie générée à plusieurs endroits en mouvement lors d'un cycle de marche, notamment au talon, à la cheville, au genou et au centre de masse du corps. Pour calculer la puissance d'un tel cycle, un capteur de force et une caméra vidéo ont été utilisés pour calculer le couple, la vitesse et l'angle de rotation du mouvement de la jambe et du pied. Pour un cycle de marche, le talon semble l'endroit le plus propice puisqu'il en résulte une puissance d'environ 67 W. L'utilisation d'un tel équipement nécessite que le mouvement en question soit bien visible, ce qui n'est pas le cas de tout le mouvement, on peut penser au battement de coeur ou encore au mouvement du conduit auditif causé par le mouvement de la TMJ. De nos jours, pour évaluer l'énergie générée par l'activité de marche, les accéléromètres sont plus couramment utilisés. Ils permettent d'enregistrer le mouvement de plusieurs points à la fois. Buren *et al.* (2003) ont utilisé cette technique sur neuf participants. Ils ont estimé une puissance de 200 μ W à l'aide d'un générateur inertiel pour emmagasiner l'énergie. Certains points restent à améliorer tels que le montage expérimental afin d'avoir des résultats plus consistants. De même, Gorlatova *et al.* (2013) ont instrumenté 40 participants de capteurs de mouvement ayant la forme et la disposition d'un *wearable* tel que montré à la figure 1.5.

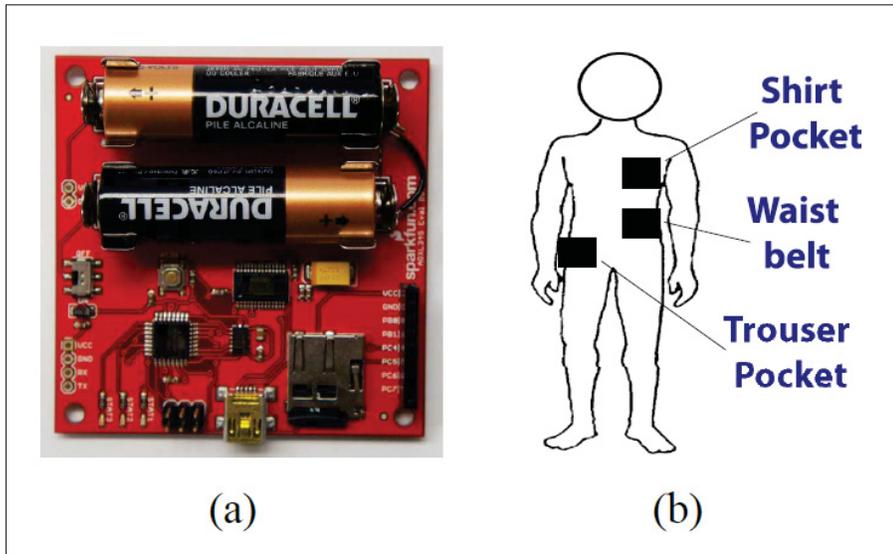


Figure 1.5 (a) capteur d'accélération et (b) disposition sur le corps humain des capteurs pour la mesure de l'énergie dynamique disponible, tirée de Gorlatova *et al.* (2013)

Pour la marche, une moyenne de $180 \mu\text{W}$ a été évaluée les participants . Seuls les mouvements périodiques tels que la marche ont montré une bonne capacité à générer une quantité d'énergie élevée. Par ailleurs, Saha *et al.* (2008) ont développé un générateur électromagnétique intégré dans un sac à dos. Les mouvements du corps humain sont transformés en énergie électrique. Au plus 2.5 mW sont mesurés. Le même principe a été utilisé pour récupérer l'énergie générer par le mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire dans le conduit auditif.

1.2.2 Méthodes de mesure de l'énergie dans la région de la tête humaine

La tête humaine quant à elle est souvent en mouvement. Elle oscille dans les fréquences allant de 1.55 Hz à 2.25 Hz pour des mouvements considérés de lent à rapide. Goll *et al.* (2011) ont modélisé la récupération de l'énergie due au mouvement de la tête par un système de masse-ressort-amortisseur. Connaissant les fréquences et les amplitudes de mouvement, de même que la masse, ils trouvent une puissance produite par la dynamique de la tête de 3 mW (lent) à 25 mW (rapide). Cette étude est théorique et est basée sur des données provenant de source externe, elle ne fait pas l'objet de tests expérimentaux.

Plus précisément, Lay-Ekuakille *et al.* (2008) ont récupéré l'énergie thermique à proximité de l'oreille dans le but d'alimenter des prothèses auditives à l'aide d'un générateur thermoélectrique présenté à la figure 1.6.



Figure 1.6 Microrécupérateur d'énergie thermique à proximité de l'oreille, tirée de Lay-Ekuakille *et al.* (2009)

L'efficacité de ce type de matériaux est très faible et doit être améliorée avant d'être fonctionnelle. Ils ont trouvé une puissance de $0.45 \mu\text{W}$ à une différence de température de 7°C . Il est donc possible de penser que l'énergie disponible est supérieure, mais les méthodes de mesure ne sont pas encore assez précises.

1.2.3 Évaluation du potentiel énergétique du mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire

Toujours dans la région de la tête, il est possible de récupérer d'autres types d'énergie. Goll *et al.* (2011) ont montré que la force musculaire lors de la mastication pourrait être une source d'énergie intéressante. Pour évaluer l'énergie liée à cette action, ils ont utilisé des courbes de force lors de la mastication de différent sujet et l'ont intégré par rapport à la trajectoire de la mandibule. Ainsi, connaissant l'énergie pour une mastication (265 mJ) ils ont multiplié ce

nombre par la quantité de mastication lors d'une journée (2 200 cycles de mastications) donnée par Po *et al.* (2011). La puissance moyenne disponible proposée est de 7 mW. L'avantage de cette source d'énergie est la périodicité du mouvement de mastication. Toujours utilisant le mouvement de la mâchoire, Delnavaz & Voix (2014b) ont convertie ces mouvements en énergie électrique grâce à une mentonnière en matériaux piézoélectriques flexibles comme montrés à la figure 1.7. Ce système a récupéré une puissance moyenne de $7 \mu\text{W}$ lors d'un cycle d'ouverture et de fermeture de la bouche.

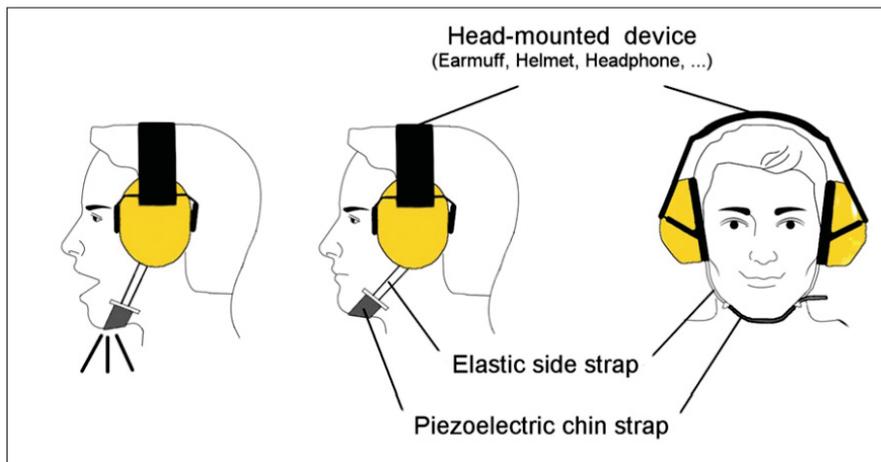


Figure 1.7 Mentonnière piézoélectrique servant à récupérer l'énergie mécanique du mouvement de la mâchoire, tirée de Delnavaz & Voix (2014b)

Il existe plusieurs méthodes pour mesurer l'énergie générée par le corps humain. Les 2 200 cycles de mastication par jour font de la TMJ une source très prometteuse. Il n'y a que très peu d'études concernant l'énergie disponible liée à l'activité temporo-mandibulaire. Plusieurs régions de la tête sont touchées par ces mouvements, entre autres la déformation de la mandibule (Fan *et al.*, 2019) ou encore la force musculaire des muscles masticateurs (Goll *et al.*, 2011). Dans cette étude, seule l'énergie générée par les déformations du conduit auditif du a l'activité temporo-mandibulaire sont étudiés. La section 1.3 de la revue de la littérature porte sur les méthodes utilisées pour évaluer et récupérer l'énergie à l'intérieur du conduit auditif lié à l'activité temporo-mandibulaire.

1.3 La dynamique du conduit auditif comme source d'énergie

Il a été démontré que les prothèses auditives ont besoin d'une autonomie supérieure à celle proposée actuellement pour répondre aux besoins des utilisateurs. Dans ce sens, le corps humain génère de l'énergie et celle-ci peut être évaluée et récupérée en utilisant différentes techniques. Le conduit auditif, mais plus précisément l'activité temporo-mandibulaire permettrait-elle d'alimenter les prothèses auditives ? Cette source d'énergie intéressante est peu exploitée dans la littérature. Pourtant la proximité de cette source avec les dispositifs à alimenter et en font une solution à considérer. Cette section définit le conduit auditif humain et critique les mesures énergétiques intra-auriculaires qui ont été réalisées jusqu'à présent.

1.3.1 L'anatomie du conduit auditif

Le conduit auditif est une partie du corps humain complexe. Il est fait de tissus mous, de cartilage et d'os. Certaines parties sont rigides alors que d'autres sont plus flexibles. Après le pavillon de l'oreille, le conduit auditif se divise en deux segments. La première et la deuxième courbure correspondent respectivement aux sections 1-2 et 3-4 de la figure 1.8.

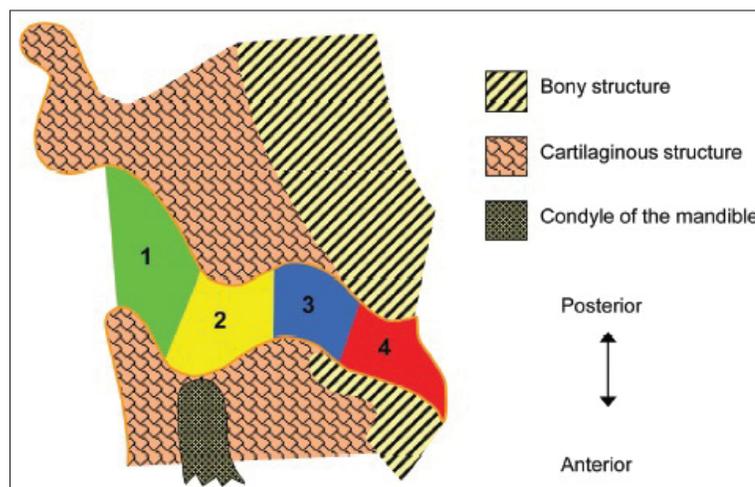


Figure 1.8 Schéma du conduit auditif et des ses différentes structures, tirée de Nielsen & Darkner (2011)

Sa proximité avec la mandibule lui donne son aspect dynamique. Les muscles masticateurs dont le masséter et le temporal permettent à la mandibule d'effectuer à répétition une rotation et une translation, ce qui permet à l'humain de mastiquer Hylander (2006). Ainsi, les mouvements entraînent et déforment les parties flexibles du conduit auditif.

1.3.2 La déformation du conduit auditif

Le conduit auditif a longtemps été considéré comme une partie statique du corps humain. Cependant, l'inconfort lors du port d'appareils auditifs est une des causes principales du dé-laissement des prothèses auditives par les consommateurs selon le sondage de Kochkin (2000) et a permis d'identifier deux causes. Cet inconfort peut être dû à un mauvais ajustement entre la prothèse et l'oreille, ou encore à une variation de la géométrie du conduit au fil du temps. Dans ce sens, Oliveira (1997) mets à l'avant la dynamique du conduit en la divisant en trois échelles de temps. Soit, la dynamique au cours des secondes, des jours et des mois. Des changements surviennent à chacune de ces échelles de temps. La dynamique au cours des secondes est la plus intéressante dans un contexte de récupération d'énergie puisqu'elle représente la dynamique du conduit lié à l'activité temporo-mandibulaire. Oliveira *et al.* (1992) notent que le mouvement de la TMJ génère des changements de géométrie dans le conduit lors de la première étude pour mesurer le changement de volume du conduit auditif. La technique utilisée fut la prise d'impression du conduit à deux positions de la mâchoire. Tout d'abord, ils ont évalué le changement de dimensions des impressions en silicone du conduit auditif de plusieurs participants par résonance magnétique. Ils concluent un changement d'environ 25% entre la bouche ouverte et fermée. Par la suite, d'autres ont amélioré les résultats en utilisant de meilleurs appareils et de plus grands échantillons (Grenness *et al.*, 2002), (Darkner *et al.*, 2007).

D'autres méthodes permettent de mesurer le volume du conduit auditif, mais elles restent toujours dans le domaine statique. Elles ne permettent pas de mesurer la déformation instantanée du conduit. Par exemple, Yu *et al.* (2015) ont utilisé la tomодensitométrie (TDM) pour mesurer les dimensions du conduit à un instant précis. Cette méthode donne de bons résultats,

cependant étant donnée la nature dynamique du conduit elle ne peut mesurer les changements de dimensions au cours du temps. D'autres méthodes devront être utilisées pour mesurer les déformations du conduit afin d'en déduire l'énergie générée.

Dans une étude plus récente, Taniguchi *et al.* (2017) ont développé un *wearable* qui se porte à l'oreille. Ce capteur permet d'identifier si l'utilisateur est en train de manger ou non. Le capteur de proximité à infrarouge utilisé dans cette étude permet de détecter les déformations dans l'oreille. Donc lorsqu'il y a mastication, des déformations dans le conduit s'en suivent. Le changement de forme du conduit permet au capteur optique de détecter l'activité de mastication. Bien que la dynamique du conduit soit démontrée, la quantité d'énergie disponible et l'évaluation des déformations sont encore à l'étude. La prochaine section porte sur la mesure énergétique intra-auriculaire.

1.3.3 La mesure énergétique intra-auriculaire

Les précédentes sections ont montré l'importance de trouver une source d'énergie alternative pour les *wearables* qui viendront améliorer notre qualité de vie. La prothèse auditive quant à elle est déjà soumise aux grandes contraintes des piles. Dans la littérature, quelques recherches ont étudié la quantité d'énergie disponible dans le conduit auditif ou ont tenté de récupérer cette énergie de plusieurs méthodes. Tout d'abord, les empreintes de conduit auditif servant à mesurer la différence de volume du conduit auditif entre deux positions de mâchoire ont permis à Delnavaz & Voix (2013a) d'estimer la capacité énergétique du conduit auditif dû aux déformations pour 12 participants tel que montré à la figure 1.9.

La variation de volume n'est pas suffisante à elle seule pour déterminer la puissance générée par le mouvement de la TMJ à l'intérieur du conduit auditif. C'est pourquoi le taux de changement de volume a été évalué pour un seul participant. Pour ce faire, ils ont rempli un bouchon d'eau à l'intérieur d'un conduit auditif et ont mesuré le taux de changement de volume dans le bouchon avec une colonne d'eau et un capteur de pression différentiel. Le montage expérimental est détaillé à la figure 1.10.

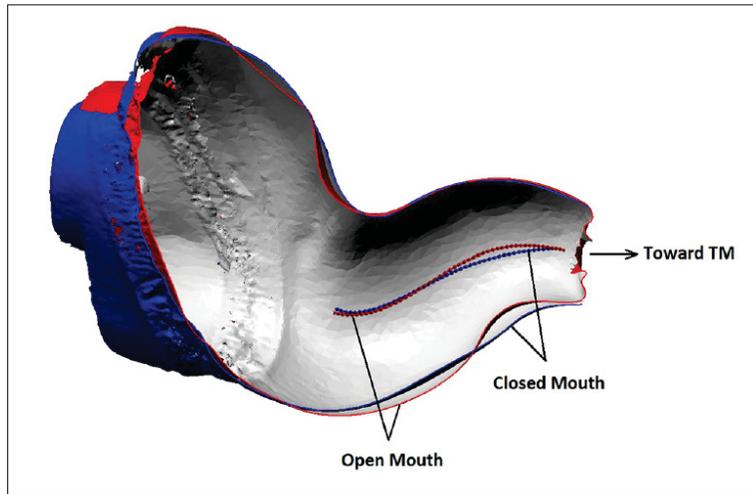


Figure 1.9 Différence de volume entre deux empreintes de conduit auditif pour la bouche fermée et la bouche ouverte, tirée de Delnavaz & Voix (2013a)

Afin de trouver la puissance moyenne générée par ce changement de volume, ils ont utilisé l'équation suivante :

$$W_{av} = \frac{VdP}{dt} \quad (1.1)$$

où la puissance instantanée disponible est W_{av} , le taux de changement de pression est (dP/dt) et le volume est (V) . Ainsi, la puissance moyenne évaluée est de 10.8 mW. Cette première technique donne un bon aperçu, cependant elle ne représente pas l'activité quotidienne, est mal conçue pour des mesures hors laboratoire et n'est pas assez précise. En effet, elle ne considère pas les déformations élastiques du système (la membrane et le conduit) et les déformations aux positions intermédiaires de la mâchoire. La puissance proposée n'est pas exacte. Cette étude est la seule qui porte sur l'évaluation de l'énergie intra-auriculaire générée par le mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire. Carioli *et al.* (2016) ont étudié la capacité énergétique de la dynamique du conduit auditif. Ils ont réalisé une étude analytique et expérimentale. Ils ont calculé l'énergie associée à la flexion et à la compression du conduit auditif en modélisant par nuage de point des empreintes de conduit auditif prises à deux positions différentes de la mâchoire (ouverte, fermée). Il en résulte que la plus grande partie de l'énergie se trouve dans le mode de déformation de flexion.

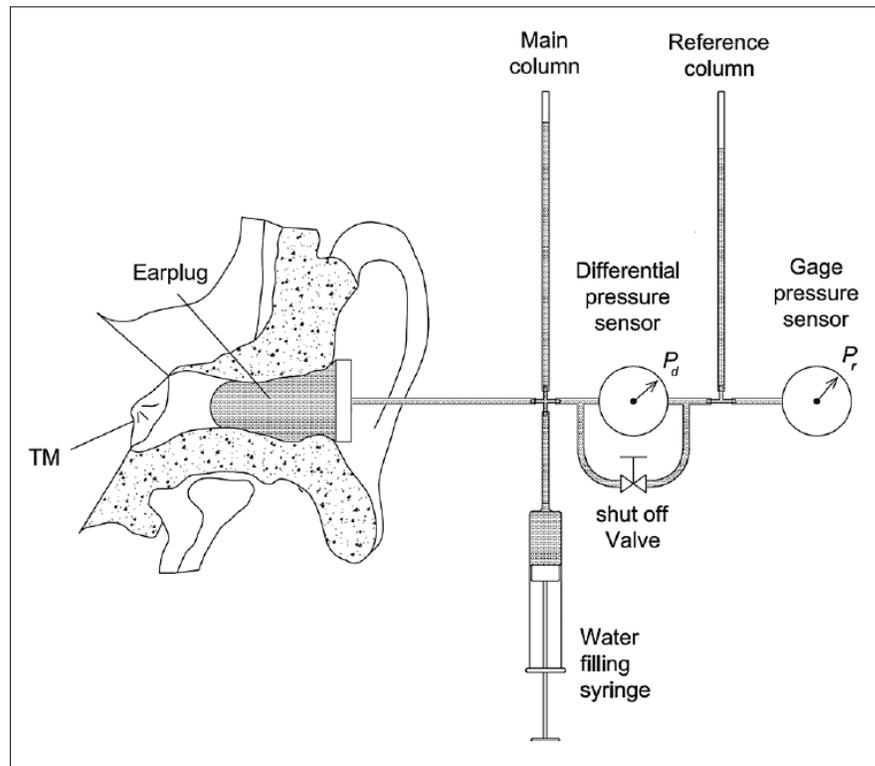


Figure 1.10 Montage expérimental permettant de déterminer le taux de variation de volume du conduit auditif lors de l'ouverture et de la fermeture de la bouche, tirée de Delnavaz & Voix (2013a)

Pour comparer avec le modèle théorique, Carioli *et al.* (2018) ont réalisés un capteur de flexion du conduit auditif pour des mesures *in vivo*. Une bande de polyfluorure de vinylidène (PVDF) uniaxiale moulée au centre d'un bouchon d'oreille génère un potentiel électrique en fonction du mouvement de flexion du conduit auditif grâce à l'effet piézoélectrique direct montré à la figure 1.11. Une tension moyenne de 136 mV a été mesurée avec le capteur. Ces résultats correspondent avec le modèle théorique pour la flexion d'une bande piézoélectrique. Cependant, un aspect important négligé est la compression ou toute autre déformation non vue par le capteur uniaxiale. Ni l'énergie ni la puissance tirée de cette technologie n'est détaillée dans cette étude. De plus, cette étude ne représente pas l'énergie totale générée par le mouvement de la TMJ à l'intérieur du conduit auditif.

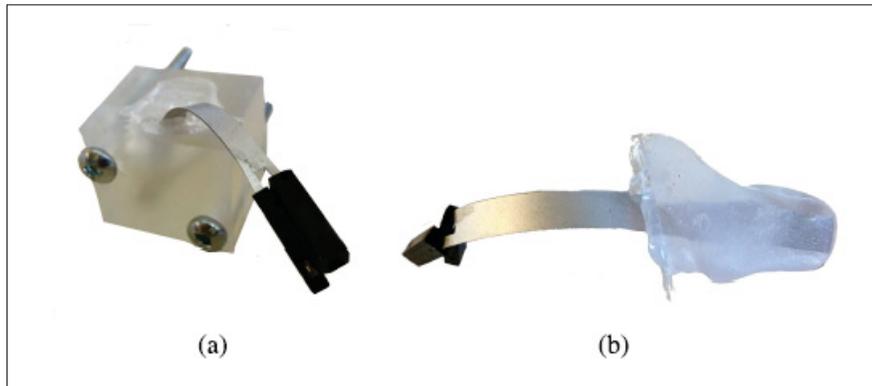


Figure 1.11 Capteur de flexion piézoélectrique intra-auriculaire (a) moule (b) bouchon instrumenté, tirée de Carioli *et al.* (2018)

1.3.4 Microrécupérateurs énergétiques intra-auriculaires

Les récupérateurs d'énergie mécanique intra-auriculaire sont plutôt rares, mais peuvent donner un bon aperçu de la quantité disponible d'énergie liée à l'activité temporo-mandibulaire dans le conduit auditif. Actuellement, deux types sont disponibles dans la littérature. Le premier, utilise le mode de transduction piézoélectrique, alors que le deuxième utilise le mode de transduction électromagnétique. Tout d'abord, un seul modèle de microrécupérateur utilise le mode de transduction piézoélectrique dans la littérature. Le modèle proposé dans l'article de Delnavaz & Voix (2014a) est constitué d'un anneau de polyfluorure de vinylidène (PVDF) flexible vient envelopper un bouchon d'oreille fait sur mesure comme montré sur la figure 1.12. Les déformations du conduit sont transmises au bouchon et à l'anneau piézoélectrique. La puissance générée est évaluée à $0.2 \mu\text{W}$ durant la mastication normale à 1.57 Hz . Par la suite, une autre étude (Delnavaz & Voix (2013b)) a permis de raffiner le prototype en optimisant la forme de l'anneau piézoélectrique. Cette modification a mené à une récupération d'énergie de $70 \mu\text{W}$.

Par ailleurs, dans la littérature, un autre récupérateur d'énergie utilise le mode de transduction électromagnétique. Ce modèle transforme l'énergie mécanique des déformations du conduit auditif en énergie électrique grâce à l'effet d'induction électromagnétique. Dans l'article Delnavaz & Voix (2014a), on note un bouchon rempli d'eau à l'intérieur du conduit auditif. Les déformations du conduit appliquent une pression sur le bouchon et sur l'eau.



Figure 1.12 Microrécupérateur d'énergie intra-auriculaire utilisant le mode de transduction piézoélectrique, tirée de Delnavaz & Voix (2013b)

Le mouvement de l'eau entraîne alors un aimant à l'intérieur d'une bobine. Ainsi, les fluctuations dans le circuit hydraulique dû aux déformations du conduit auditif entraînent une variation de potentiel dans la bobine comme montré à la figure 1.13. La puissance moyenne maximale récupérée par ce type de microrécupérateur pour un cycle complet d'ouverture et de fermeture de la mâchoire est de $0.3 \mu\text{W}$.

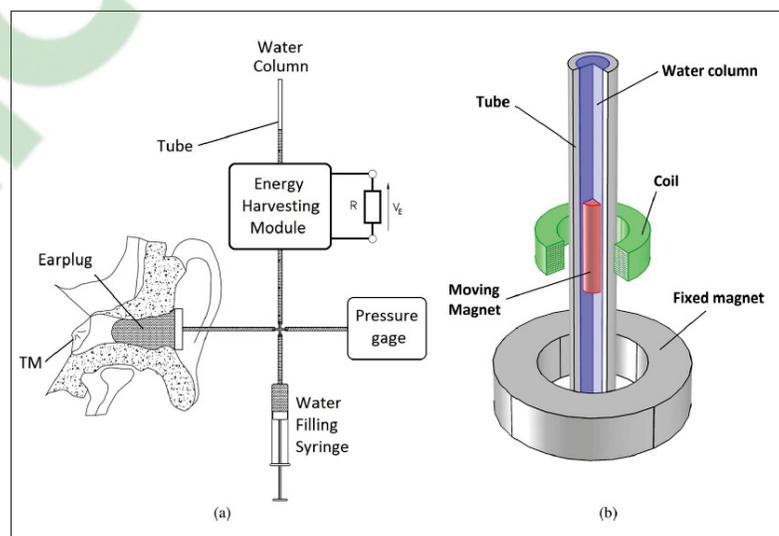


Figure 1.13 Microrécupérateur d'énergie intra-auriculaire utilisant le mode de transduction électromagnétique, tirée de Delnavaz & Voix (2014a)

1.4 Conclusion de la revue de la littérature

Pour conclure, le présent chapitre établit la base en ce qui concerne les *wearables* et leur alimentation. Il a été démontré qu'actuellement les piles jetables qui sont la principale source d'énergie, présentent d'importantes lacunes. De plus, une revue de la littérature a été réalisée sur les méthodes d'évaluation du potentiel énergétique du corps humain et de ces différents types de mouvements, notamment celle liée à l'activité temporo-mandibulaire. Il en résulte que le développement d'une méthode d'évaluation de l'énergie intra-auriculaire liée à l'activité temporo-mandibulaire est nécessaire. Les études présentées permettent de bien mettre en évidence la génération d'énergie par les déformations du conduit auditif. Un manque existe en ce qui concerne la connaissance de la quantité réellement disponible. Le tableau 1.4 récapitule les estimations de puissance que génère le conduit auditif faites par les études revues. Les chapitres suivants proposent une méthode afin de quantifier l'énergie disponible dans le conduit auditif générée par l'articulation temporo-mandibulaire.

Tableau 1.4 Résumé de l'énergie évaluée ou récupérée à l'intérieur du conduit auditif pour un cycle d'ouverture et de fermeture de la mâchoire

Source	Puissance	Référence
Puissance récupérée		
Hydro-électromagnétique	0.3 μW	Delnavaz & Voix (2014a)
Piézoélectrique		
-Anneau	0.2 μW	Delnavaz & Voix (2014a)
-Anneau	0.7 μW	Delnavaz & Voix (2013b)
-Flexion	0.5 pW ^{1,2}	Carioli <i>et al.</i> (2018)
Puissance évaluée		
Impressions de conduits auditifs et pression hydraulique	5 mW	Delnavaz & Voix (2014a)
Modèle géométrique		
-Flexion	15 mW ³	Carioli <i>et al.</i> (2016)
-Compression radiale	3.9 mW	Carioli <i>et al.</i> (2016)

¹ Calculé avec $P=V^2/R$, où V est la tension mesurée et R la résistance de la probe (100 M Ω).

² Système non optimiser pour la récupération d'énergie.

³ Article ne mentionnant pas la puissance pour un cycle d'ouverture et de fermeture de la mâchoire, l'énergie indiquée a été multipliée par la fréquence de mastication (1.5 Hz) mentionnée par Po *et al.* (2011).

CHAPITRE 2

IN-EAR ENERGY HARVESTING : EVALUATION OF THE POWER CAPABILITY OF THE TEMPOROMANDIBULAR JOINT

Jacob Bouchard-Roy¹, Aidin Delnavaz¹, Jérémie Voix¹

¹ Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3
Article publié dans « IEEE Sensor Journal » le 28 février 2020.

2.1 Abstract

Energy harvesting from human body motion is a promising source of power for future wearables and sensors. However, better knowledge on the power potentially available from each of the different types of human body motions is still required to develop efficient human-centered energy harvesting devices. This study investigates a method to evaluate the kinetic energy generated by the earcanal dynamic movements during the mastication of food. The wearable power sensing device, a hydraulic in-ear portable device, was developed for this study to measure the power associated with earcanal dynamic movements. The mean power was evaluated on six participants as they were eating. The results show that an average power of 26.2 mW is readily available in one earcanal from chewing an entire meal. This in-ear source of energy can ultimately be used to fully or partially power in-ear devices such as hearing aids, digital hearing protections, and emerging wearables technologies.

Index Terms - Earcanal dynamic motion, energy harvesting, power sensor, pressure transducer, temporomandibular joint.

2.2 Introduction

The human body maintains its energy in a constant state of stability by balancing the generation and consumption of energy : it absorbs the chemical energy of foods through the process of cellular respiration and stores some part of the generated energy in the body as fat or other

substances. A significant part of the energy intake is used either to sustain the metabolism and maintain the body's temperature (thermal energy) or to drive the muscles to perform everyday physical activities (kinetic energy). A small amount of these thermal or kinetic energies could be sufficient to power small electronic mobile devices, thus eliminating or at least reducing their reliance on batteries.

Although numerous studies have already focused on human-powered energy harvesting systems, knowledge regarding the properties of body-centered energy sources is still limited (Gorlatova *et al.*, 2013). One of the first analyses of the types of human body energy sources was presented in Starner (1996), which describes how much power is available, on average, from body heat, respiration, blood pressure, upper limb motion and walking. Simple assumptions and basic formulas were used to evaluate the various human body energy sources. In recent years, the accuracy of these recoverable energy estimations have improved through the use of more reliable datasets, more precise measurements, and better formulations.

For example, the evaluation of the amount of thermal energy available from human daily activities could be significantly improved by using more research data on the skin temperature of additional body locations and taking into account surrounding conditions and the time of day (Zhou *et al.*, 2018). Also, skin temperature is usually measured using thermistor probes (Webb, 1992), however, such measurements, which are normally found in the context of medical literature, do not account for the thermal resistance of the skin when its heat is used as a source of power. Therefore, the evaluation of the thermal energy of the body could be further improved by measuring the skin's heat flow using thermopiles (Leonov, 2011). Furthermore, the efficiency of thermoelectric devices is usually inferior to that of heat engines as given by Carnot's equation and as is commonly used in the literature. The thermal efficiency of the human body can be better estimated by using the thermoelectric figure of merit (Riemer & Shapiro, 2011).

Improvements could also be achieved in the evaluation of the human body's kinetic energy. The amount of energy that can be harvested from body motion can be more realistically measured using the kinematics and kinetics data available in the literature for the heel strike or the

ankle, knee, hip, shoulder, and elbow joint motions during walking (Riemer & Shapiro, 2011). Human body motion was initially measured by video digitizing systems and force platforms (Winter *et al.*, 1990). However, nowadays, accelerometers are almost exclusively used to facilitate the kinetic energy measurements of everyday activity either for the human body (Buren *et al.*, 2003) or the human head (Smilek & Hadas, 2016). In addition, more effective methods for collecting motion acceleration traces and more efficient algorithms to analyze these are emerging (Gorlatova *et al.*, 2013) to improve the estimation of the kinetic energy capacity of the human body.

Among the various human body activities, chewing has not received much attention in the literature as a source of power. However, it is the most promising activity for harvesting muscle energy in the region of the head (Goll *et al.*, 2011). The energy associated with chewing can be calculated by integrating the force-movement data curves generated by the biting action for different kinds of foods (Xu & Yuan, 2011). It is estimated that one can obtain a total bite work per day of around $580J$ equivalent to an average power of approximately $7mW$ (Goll *et al.*, 2011). In another study, a convenient flexible piezoelectric chin-strap harvested $7\mu W$ from jaw movements (Delnavaz & Voix, 2014b).

The chin's motion is one way to recover energy generated by chewing, but another is from the movements of the earcanal wall. During functions such as mastication, movements of the mandible result in the deformation of the earcanal, because the jaw bone (mandible) is connected to the skull (temporal bone) by a temporomandibular joint (TMJ) which is located very close to the earcanal. Kinetic power associated with these dynamic movements can be evaluated by transforming the resulting earcanal deformations into variations of the water level in a vertical tube and the kinetic energy thus measured is estimated to peak at $5mW$ (Delnavaz & Voix, 2013b). The peak power was then calculated for a group of 12 test-subjects based on the results obtained for their earcanal deformations using geometrical analyses of ear impressions at two jaw positions : open and closed (Delnavaz & Voix, 2013a). Hence, at least $5mW$ of maximum instantaneous power could be expected for all test-subjects performing the cycle of opening and closing their mouth.

In spite of the previously mentioned studies, the potential of the earcanal as a source of power is not yet well known. In fact, extending the test results from one to 12 test-subjects based on the analogy of their geometrical analyses of earcanal deformation does not reflect the full capacity of such subject-dependent and time-variant movements. In addition, the proposed experimental setup using a column of water to measure the earcanal energy potential is bulky. It is unsuitable for mobile applications, inadequate for out-of-laboratory measurements and cannot be easily used for tests involving a large sample of subjects. While compact in-ear devices have been recently developed to measure the earcanal's dynamic activity by using piezoelectric (Carioli *et al.*, 2018) or infrared proximity sensors (Bedri *et al.*, 2015), they are unable to measure the power capability of the earcanal.

This paper presents a mobile in-ear power sensing device able to measure the power capability of the earcanal during chewing. This paper is organized as follows : Section 2.3 describes the in-ear sensor prototype and its components. The modeling of the system is developed in Section 2.4, which also presents the required equations derived to calculate the available power from the earcanal's dynamic movements during the action of chewing. The experimental setup used on six test-subjects is presented in Section 2.5 followed by the results and discussion in Section 2.6. The conclusion is drawn in Section 2.7.

2.3 In-Ear power sensing device

The mobile in-ear power sensing device is composed of a hydraulic circuit and an electronic board. It fits within the earcanal and can measure the energy generated by the activity of the TMJ during chewing.

The device's hydraulic circuit provides a medium that can transform the earcanal's dynamic movements into a measurable value of the pressure. The circuit is illustrated in Fig. 2.1. It is composed of an inflatable earplug, model V5 HPD (EERS Global Technologies Inc., Montreal, QC, CA), which is normally used as a custom-fitted hearing protection device injected with a medical grade silicon, however in this study, the inflatable earpiece is installed onto a support

providing two ports. It is filled with water through one of the ports using a syringe graduated with precise marks indicating the volume. A one-way valve is placed between the syringe and the earplug to prevent any backflow and to keep the fluid volume constant during the test. The other port is connected to a gauge pressure transducer ASDX015G24R (Honeywell, Charlotte, NC, USA). The pressure transducer is water compatible and capable of measuring the pressure variations generated by the dynamic movement of the earcanal. Thus, during chewing, the TMJ changes the earcanal shape (radius and curvature) resulting in the deformation of the water-filled earpiece and pressure variations inside the earplug.

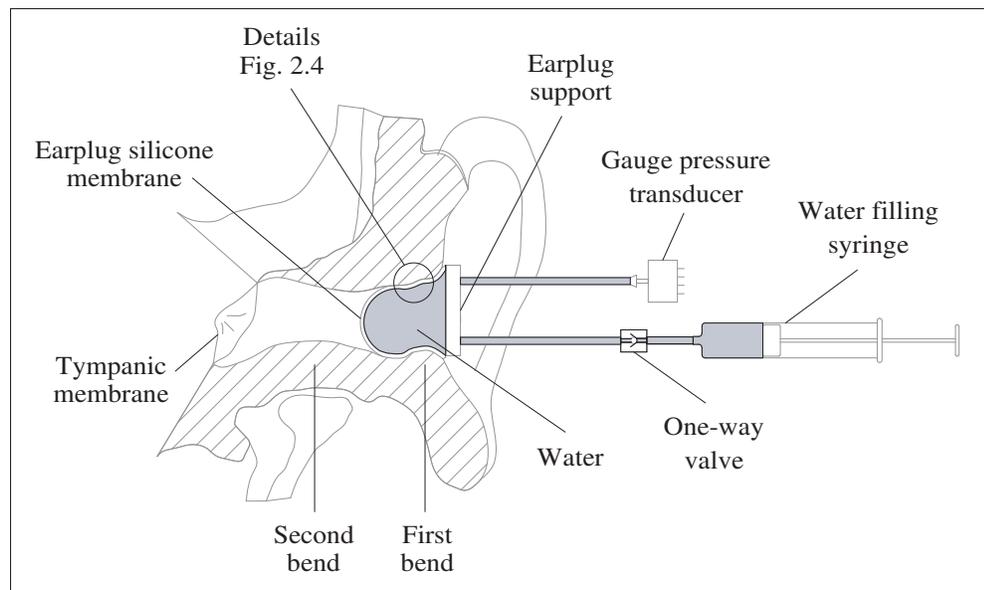


Figure 2.1 Schematic of the hydraulic circuit of the in-ear power sensing device

The operating range of the pressure sensor was selected based on the results presented in Turcot & Voix (2011) which state that 14 kPa of pressure ensures a good fit between the earplug and the earcanal. If a leak were to happen inside the ear of the wearer, there would be no harm since the pressure is still small and the fluid is biocompatible.

The sensor package contains a Wheatstone bridge, an amplifier and all the necessary components for signal conditioning. As for data processing and storage, an Arduino Bluefruit NRF52 card (Adafruit Industries, NY, USA) was used for its integrated 12-bit analog-digital conver-

ter (ADC) and its compact size. The sampling was set to 100 Hz, which is sufficiently greater than 1.5 Hz, the typical frequency at which chewing occurs Po *et al.* (2011). The ADC was connected to the data acquisition system, which is a battery-powered pocket-sized portable computer with touch screen and designed as an Auditory Research Platform (ARP) (CRITIAS, Montréal, QC, CA) CRITIAS, NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS) enabling communication with the ADC via USB and long-term data storage, as illustrated in Fig. 2.2.

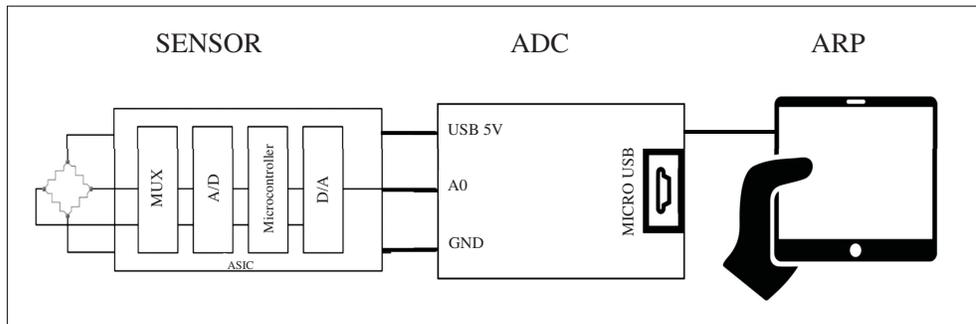


Figure 2.2 Schematic of the electronic circuit of the in-ear power sensing device

The entire device is fitted into the cup of an acoustic earmuff as shown in Fig. 2.3 to steady the earplug inside the earcanal and ensure the easy portability of the device. The mass of the instrumented earmuff is 200 g with an overall size of $20 \times 15 \times 10 \text{ cm}$.

2.4 Energy modeling of the power sensing device

The liquid-filled earplug can be modeled as a closed system with a volume V and pressure P containing the internal energy E_i ,

$$E_i = PV \quad (2.1)$$

The earplug envelope (once filled) and the earcanal wall form an elastic system whose associated energy E_e can be written as

$$E_e = \frac{1}{2}k(U^2 - U_{\text{static}}^2) \quad (2.2)$$

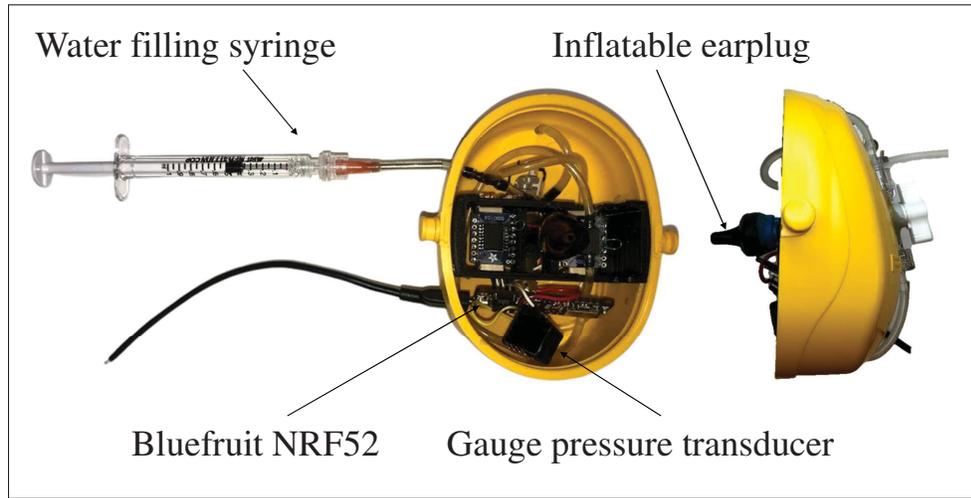


Figure 2.3 Components of in-ear power sensor :
inflatable earplug filled with water and an electronic
circuitry fitted into the cup of an acoustic earmuff

in which k is the equivalent stiffness of the earcanal-earplug coupled system and U and U_{static} are the volumic deformation of the mechanical system with respect to a reference state U_0 during the dynamic movement and in the static equilibrium position respectively. The total energy E of the inflated earplug fitted to the earcanal is given by adding the internal pressure and elastic deformation energy components, as written in the following energy equation :

$$E = E_i + E_e = PV + \frac{1}{2}k(U^2 - U_{\text{static}}^2) \quad (2.3)$$

Therefore, the energy variation dE of the system is obtained by differentiating the energy equation as follows :

$$dE = VdP + PdV + kUdU - kU_{\text{static}}dU_{\text{static}} \quad (2.4)$$

in which d is the differential operation. If the water is assumed to be incompressible, the water volume change during the earcanal dynamic movement should be null ($dV = 0$). Also, the static volume should remain constant during the test ($dU_{\text{static}}=0$) and hence

$$dE = VdP + kUdU \quad (2.5)$$

According to (2.5) and by ignoring the energy loss due to dry friction, viscous damping or heat dissipation, the kinetic energy of the earcanal dynamic movement is transformed into the internal pressure increase of the water (VdP) and the deformation of the earcanal-earplug system ($kUdU$). The internal pressure energy can be easily evaluated by calculating dP and knowing the total volume V of the injected water. However, evaluating the energy of elastic deformation is a challenge, because there is no sensor in the system capable of measuring the earplug's deformation. The deformation energy in this paper is calculated based on the experimental measurement of the equivalent stiffness, which is the extent to which the entire mechanical system resists deformations in response to a given pressure change. The total stiffness of the system can be modeled as two springs in series as shown in Fig. 2.4. One represents the stiffness of the earplug's membrane k_m , while the other accounts for the rigidity of the earcanal's wall k_e .

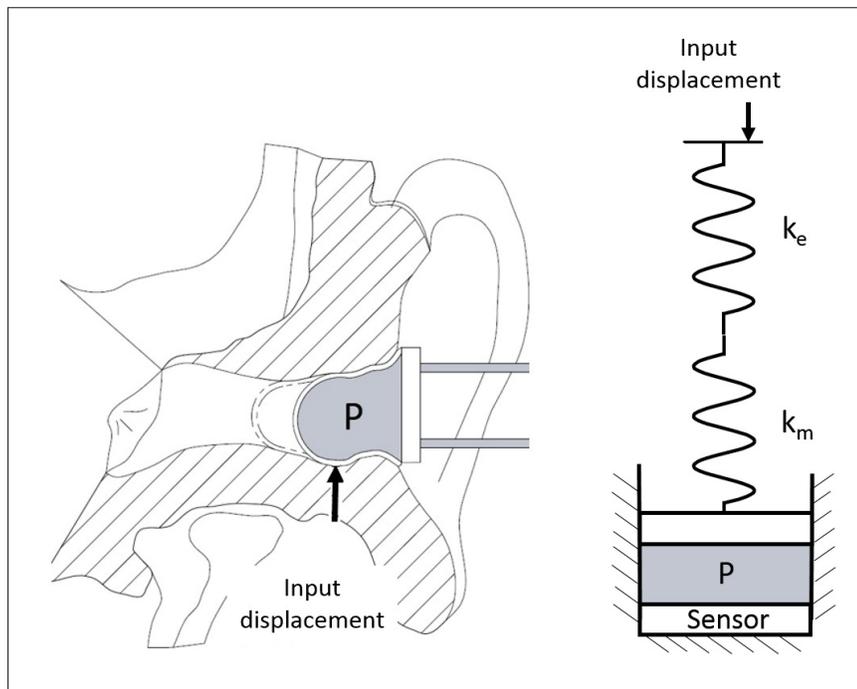


Figure 2.4 Spring-mass model of the earplug's silicone membrane inside the earcanal (close-up view based on Fig. 2.1)

The equivalent stiffness k of the combined earplug and earcanal system is experimentally measured on the test subject by measuring the rate of the pressure change (measured by the pressure sensor) with respect to the volume change of the earplug (measured by the syringe with precise volume markings) as the earplug is being filled inside the subject's earcanal. Therefore, the water pressure and the earplug's volumetric deformation are related to each other by the equivalent stiffness k as

$$P = kU \quad (2.6)$$

The derivation of (2.6) yields :

$$dP = k dU \quad (2.7)$$

Substituting U and dU from (2.6) and (2.7) into (2.5), yields :

$$dE = V dP + \frac{P dP}{k} \quad (2.8)$$

The instantaneous power is consequently obtained by deriving (2.8) with respect to the time t ,

$$W = \frac{dE}{dt} = \frac{V dP}{dt} + \frac{P dP}{k dt} \quad (2.9)$$

where $W_i = V dP/dt$ represents the power required to change the water pressure and $W_e = P dP/k dt$ is the power required to elastically deform the earplug and the earcanal. The total energy E during the time interval Δt is calculated by integrating (2.9) over the time period, as

$$E = \int_0^{\Delta t} W_i dt + \int_0^{\Delta t} W_e dt \quad (2.10)$$

Finally, the average power generated by the earcanal's dynamic movements during the test W_{mean} is estimated by dividing the total energy from (2.10) by the duration of the test, Δt ,

$$W_{\text{mean}} = \frac{E}{\Delta t} \quad (2.11)$$

2.5 Experimental measurements

Six male subjects aged 20 to 35, having no malformation of the earcanal and being in good health participated in the test. Each test subject was asked to put on the instrumented earmuffs and attach the ARP to his belt. Then the test subject was asked to eat his lunch at a normal pace and to chew at his normal rhythm.

The human subject test procedure was approved by the École de technologie supérieure's internal review board Bouchard-Roy & Delnavaz (2018). The test subjects' right ear was verified to ensure that no wax obstructed the earcanal. The tests were performed during lunchtime, while participants ate and chewed their normal meal. The procedure of the test is as follows : First, the earpiece is inserted into the subject's earcanal and it is held in place by the instrumented earmuffs. Then, using a syringe, the hydraulic circuit is filled and flushed with water to remove any air bubbles. After this, the connections are checked for leaks.

While the earplug is being filled with water, the pressure signal is recorded at every 0.05 ml of water injected to calculate the equivalent stiffness until it reaches 14 kPa which is the minimum required pressure for a good fit Turcot & Voix (2011). Another criteria for the final filling pressure is the comfort of the earplug declared by the test subject during the earplug inflation. Once the fit is obtained, the filling syringe is removed and the measurements can begin. Fig. 2.5 shows a test subject wearing the in-ear power sensing device during the test.

During the test, the pressure data is recorded in a text file using the ARP. At the end of the test, the water in the hydraulic circuit is collected, measured, and used for subsequent calculations.

2.6 Results and discussion

Figure 2.6 shows the pressure variation of the system as a function of the water volume while the earplug is being filled. This graph indicates the stiffness of the system around the working pressure by using (2.7). The pressure variation P inside the hydraulic circuit and the corresponding instantaneous power W were computed for all six test subjects using (2.9).

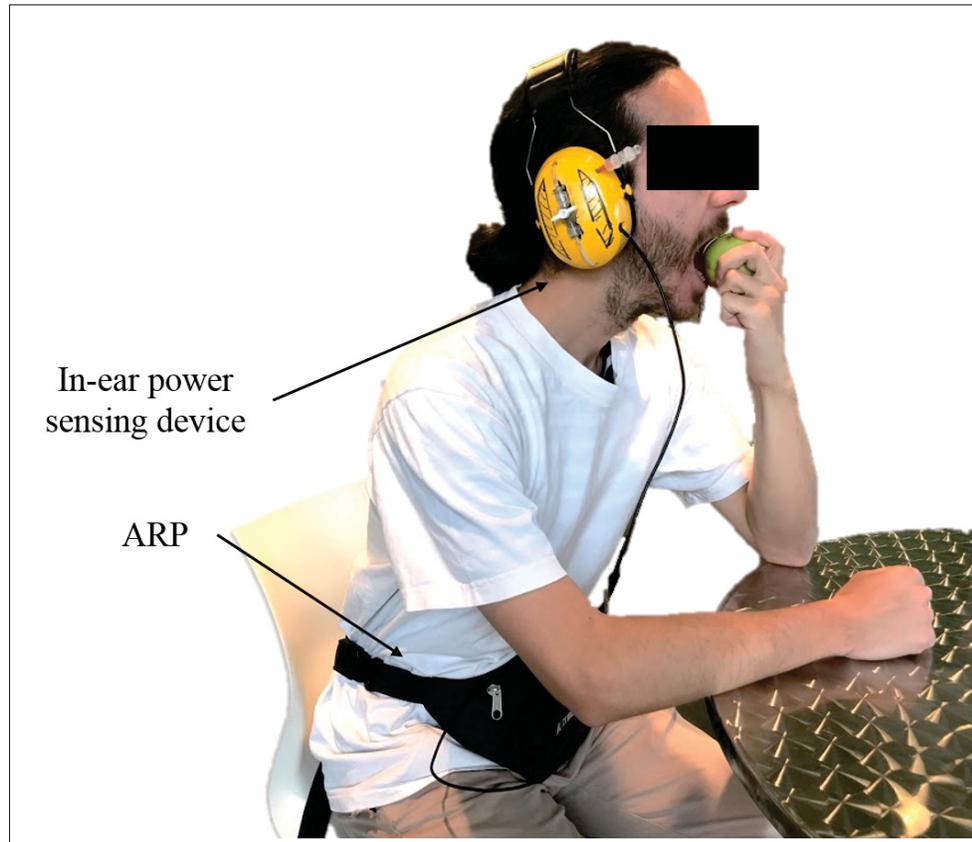


Figure 2.5 In-ear power sensing device in use while data is recorded by ARP placed inside a waist pack

Figure 2.8 shows a typical result of a test subject. The details of the tests and the power calculations for each test subject are listed in Table 2.1.

Tableau 2.1 Main results

Parameter	Symbol	Unit	Participants						Average	STD
			#1	#2	#3	#4	#5	#6		
Circuit water volume	V	mL	2.0	1.8	1.9	2.8	1.8	2.7	2.2	0.46
Equivalent stiffness	k	GPa/m^3	85.5	58.3	44.1	57.0	41.9	62.9	58.3	15.7
Test duration	Δt	s	429	456	368	556	764	713	548	161
Energy	E	J	19.4	9.9	6.3	15.1	15.3	23.6	14.9	6.3
Mean power	W_{mean}	mW	39.9	21.3	16.7	32.9	19.6	26.8	26.2	1.9
Power ratio	r		90%	89%	93%	91%	91%	94%	91%	1.7%
Frequency	f	Hz	1.95	N/A ¹	0.68	0.39	2.15	2.05	1.44	0.84

¹ No observable dominant frequency for subject #2 (aperiodic mastication cycle)

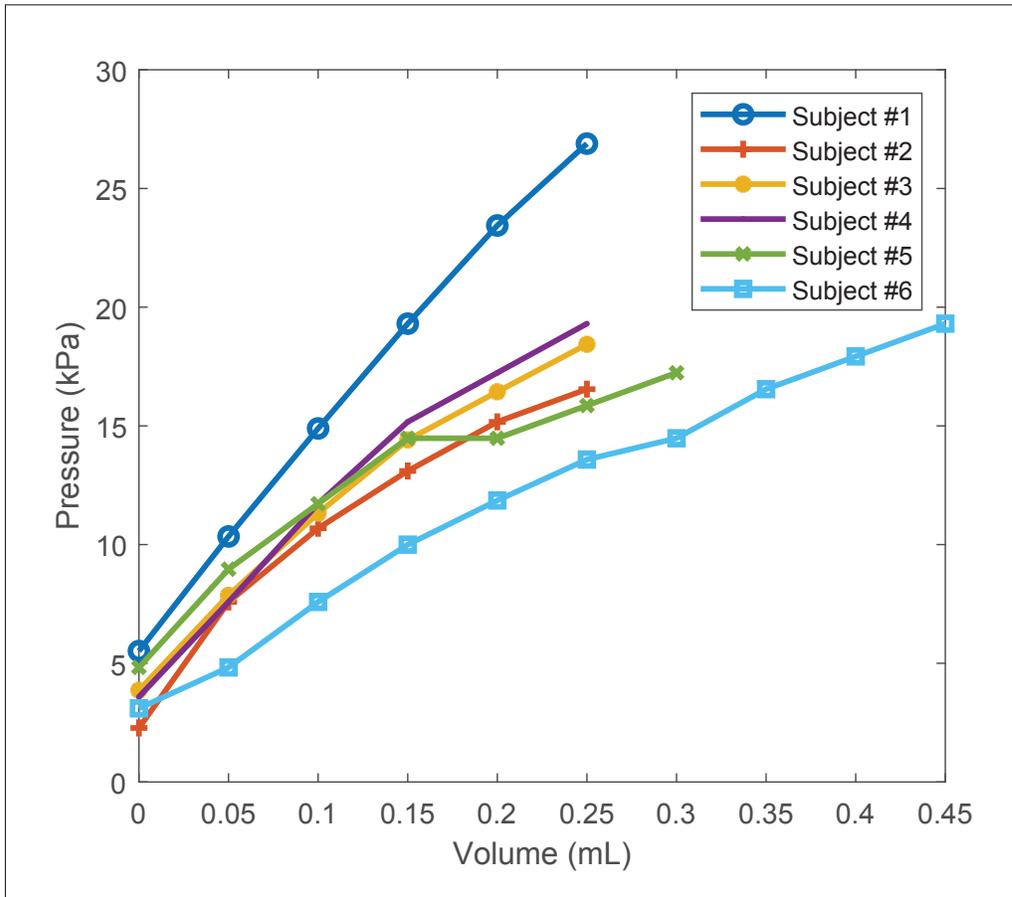


Figure 2.6 Pressure-volume curves used to determine the equivalent stiffness of the earplug-earcanal system

A downward trend in the pressure signal can be observed in Fig. 2.7(a) particularly at the beginning of the test. This phenomenon can be explained by the fact that the silicone membrane is not completely impermeable to the micro-leaking of water.

The results shown in Table 2.1 prove that a mean chewing power of 27.8 mW is available inside the earcanal. The mean power has two components as depicted in (2.10). The first component is the power required to increase the internal water pressure (W_i) and the second is the power associated with the elastic deformation of the mechanical system (W_e). While the first component represents the amount of power that can be ultimately transformed into useful energy by an actual energy harvesting device, the second power component is conserved within the mechanical

elements of the system and would not be available for energy harvesting in a similar setup. Therefore, each power component is calculated separately and the results are demonstrated in Fig. 2.8.

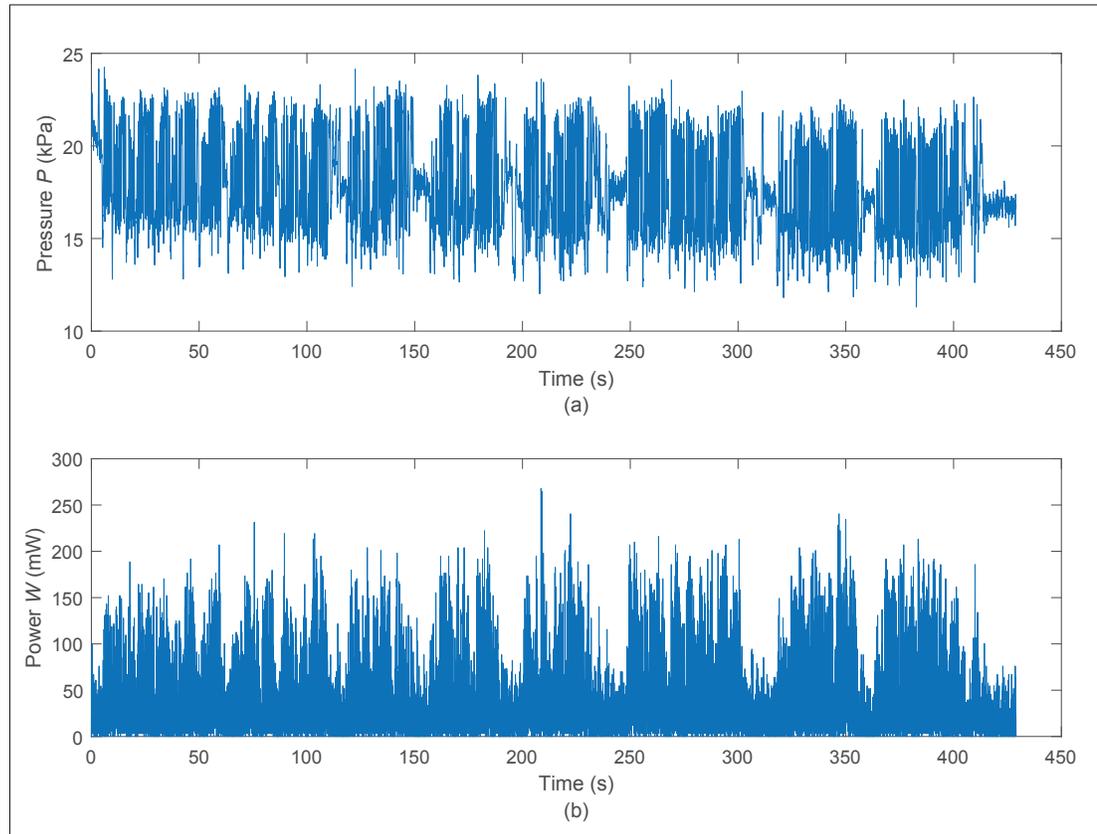


Figure 2.7 Results for subject #1 over a meal (a) pressure variation inside the earplug for subject #1 and (b) the associated instantaneous power

According to this figure, a significant part of the estimated power is associated with the internal pressure change in the hydraulic system and hence, available for energy transformation, whereas a little portion of the total power is in the form of elastic power and is not recoverable. To quantify the available portion of the total power, the power ratio r is defined as

$$r = \frac{W_i}{W} = \frac{\text{Available power}}{\text{Total power}} \quad (2.12)$$

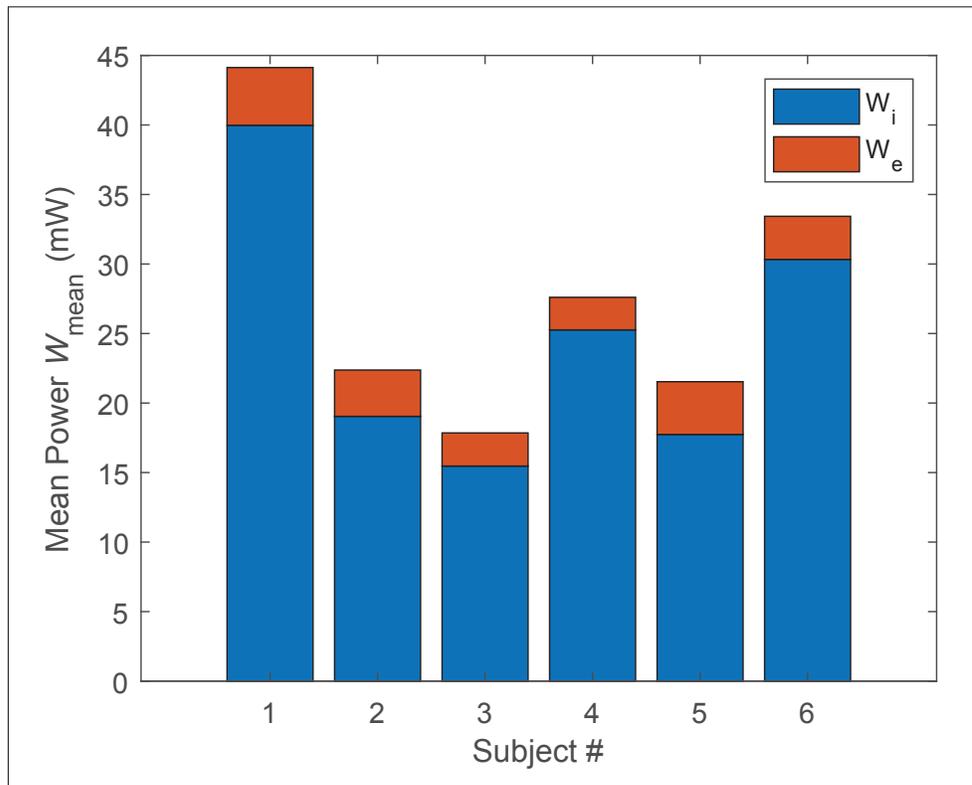


Figure 2.8 Two components of the mean power available from earcanal dynamic movements for six test subjects representing the power generated by the internal pressure change W_i and elastic deformation W_e

This ratio was calculated for each test subject and the results are presented in Table 2.1. It is estimated that 91% of the total power is available, on average, if a similar deformable earpiece platform is used to harvest the energy from the earcanal dynamic movements.

The Spectral analysis of the pressure signal using the Fast Fourier Transform (FFT) reveals a dominant frequency of 1.44 Hz on average for the action of mastication, which is in good agreement with the chewing frequency of 1.54 Hz obtained in a previous research using Electromyography Po *et al.* (2011). The individual results for the chewing frequency are also provided in Table 2.1.

The shape of the earcanal is a complex structure characterized by two bends and variable-diameter sections Nielsen & Darkner (2011), as illustrated in Fig.2.1. The earplug used in this

study does not penetrate deep inside the ear canal. It mostly occupies the space between the first and the second bends where most of the ear canal deformations occur Oliveira (1997). Also, most commercial in-ear products do not go as deep as the second bend. Hence, it is assumed that the estimated power measured in this study is fairly representative of the achievable power from actual in-ear wearables form factors.

In addition, it should be noted that the tests were only performed on one ear, the right ear of each of the test subjects to be precise, and that it is quite acceptable to assume that the total available in-ear power would double if a device to harvest power were placed in both ears, given the similarity between the movements of the right and left ear canals.

Finally, the metabolic cost of wearing such a device must be taken into account given that the ear canal movements are met with a certain amount of resistance from the water-filled earplug. This resistance is assumed to be smaller than that caused by wearing rigid earpieces, such as hearing aids or earplugs and to be still within the comfort zone of the wearer during the test. Therefore, there is a metabolic cost for wearing the in-ear power sensing device when compared with a non-occluded ear, but there is no extra cost when compared with an already occluded ear (e.g. someone already wearing a hearing aid or hearing protection device).

2.7 Conclusion

The main goal of this work was to evaluate the power capability of the ear canal's dynamic movements when chewing. The wearable power sensor was designed, modeled and fabricated using an inflatable earplug, a pressure sensor and the required conditioning circuit, all fitted into a pair of earmuffs. The device was tested for 6 test subjects while eating the lunch. A total energy of 14.9J is calculated to be generated in average during the lunch with the mean duration of 548s. Therefore, the average chewing power available inside a single ear canal is estimated to be around 26.2mW from which 91% is stored in the water by increasing the internal pressure and the remaining is stored in the earplug membrane and the ear canal wall by elastic deformations. The estimated power is in the same order of magnitude, but relatively higher

than those reported by similar studies as revealed in the first part of Table 2.2. The observed difference can be due to the more precise measuring setup, more comprehensive internal and elastic energy storage modeling and the nature of the test which is about chewing rather than simple jaw opening and closing cycles as in previous studies.

When considering the power consumption of a typical hearing aid or electronic hearing protection, which is less than 1 mW on average per use duration, the power generated by chewing is indeed very promising. Several attempts have already been made to tap this source of energy as demonstrated in the second part of Table 2.2. Electromagnetic induction and piezoelectric transduction have already been used for energy harvesting from the earcanal dynamic movements. However, their power output is not yet sufficient for practical applications. The results of this research can be eventually used to modify the design, improve the efficiency and help to better evaluate the performance of ear-centered energy harvesting systems.

Tableau 2.2 Comparison of different studies

	Power	Reference
Studies on in-ear energy capability		
Earcanal impressions	5.0 mW	Delnavaz & Voix (2014a)
Earcanal dynamic modeling		
-on bending	15.0 mW	Carioli <i>et al.</i> (2016)
-on radial compression	3.9 mW	Carioli <i>et al.</i> (2016)
In-ear power sensor (Current study)	26.2 mW	
Studies on in-ear energy harvesting		
Hydro-electromagnetic	0.3 μ W	Delnavaz & Voix (2014a)
Piezoelectric		
-Piezo-Ring	0.2 μ W	Delnavaz & Voix (2014a)
-Piezo-earpiece	70.0 μ W	Delnavaz & Voix (2013b)
-Earcanal bending sensor	0.5 pW	Carioli <i>et al.</i> (2018)

In addition to chewing, there are other types of jaw activity such as talking, swallowing, coughing and laughing which have a great potential for in-ear energy harvesting. Therefore, further investigations of the power capability of earcanal dynamic movements should be conducted

over longer periods of time during the day and should evaluate precisely, each of the different kinds of human jaw activities.

Acknowledgments

The authors would like to thank EERS Global Technologies Inc. and its NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS) for providing support and equipment for the experimental setups.

CHAPITRE 3

CARACTÉRISATION DU GISEMENT ÉNERGÉTIQUE

3.1 Introduction

La conception de produit est un long processus comprenant plusieurs étapes, dont la définition du marché, la définition des spécifications techniques, la conception détaillée et la fabrication. Une des étapes les plus importantes lors de la conception de produit est la définition du cahier des charges et l'identification des spécifications techniques Pugh (1991). La première étape de définition du marché dans le marché des appareils auditifs et des *wearables* a été définie au chapitre 1, de même que par plusieurs études (Hunn (2016), Kochkin (2000)). Avant de développer des appareils auditifs autonomes et des micro-récupérateurs d'énergie intra-auriculaires performants, il est important de bien définir les caractéristiques intrinsèques et d'identifier les spécifications techniques du gisement énergétique à exploiter.

Le chapitre 2 présente une méthode pour évaluer la puissance générée par les déformations du conduit auditif afin de récolter des données pour définir les spécifications techniques d'un tel micro-récupérateur d'énergie. La caractérisation de ce gisement pour la conception de micro-récupérateurs énergétique est l'objectif de ce chapitre. Il est intéressant de déterminer les facteurs permettant d'exploiter au mieux les déformations du conduit auditif et de récupérer le maximum d'énergie afin de caractériser et d'identifier les caractéristiques intrinsèques de la source. D'une part, la connaissance des propriétés mécaniques de la source est en enjeu important lors de la conception de micro-récupérateurs. D'autre part, la quantification de la puissance générée en fonction du type d'activité temporo-mandibulaire (ex. parler, manger, etc.) doit être caractérisée pour connaître le comportement de la source au cours d'une journée.

Le présent chapitre porte sur la caractérisation de la source énergétique et se divise en deux parties, soit la caractérisation des propriétés mécaniques de la source, c'est à dire, le comportement du système hydraulique à différente pression (relation P-V) et l'évaluation de l'effet de l'activité dynamique de l'articulation temporo-mandibulaire sur la génération de puissance. La

section 3.2 porte sur la méthodologie employée pour la caractérisation alors que la section 3.3 présente les résultats et les discute. Enfin, la conclusion est portée à la section 3.5.

3.2 Caractérisation des propriétés intrinsèques de la source

3.2.1 Caractérisation des propriétés mécaniques de la source

3.2.1.1 Variations de volume à la source

Pour bien caractériser le gisement et en faire une entrée dans un système de récupération d'énergie, il est intéressant d'évaluer les changements de volume au cours d'un cycle d'ouverture et de fermeture de la bouche sans restriction. Pour ce faire, un montage expérimental similaire à celui présenté par Delnavaz & Voix (2013a) a été utilisé et dont le schéma est présenté à la figure 3.1.

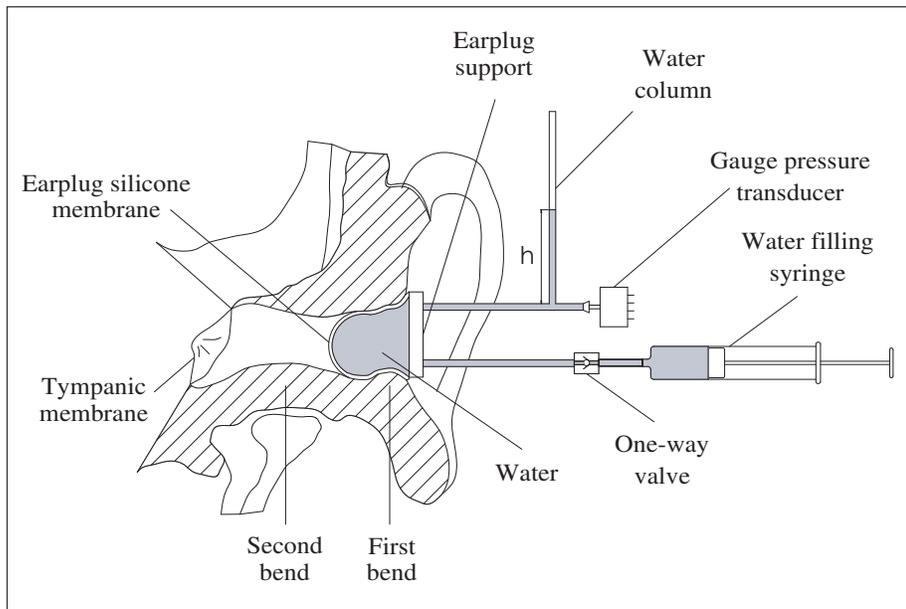


Figure 3.1 Schéma du circuit hydraulique ouvert

Quatre hauteurs de colonne d'eau initiales ont été testées pour évaluer l'effet de la pression statique P_0 sur la variation de volume du conduit auditif. P. Le système, comme au chapitre 2, est un système hydraulique. Par contre, le système comporte une colonne d'eau ouverte. Cela permet de traduire la variation de volume inaccessible dans le bouchon par une variation de hauteur accessible dans la colonne d'eau. Le montage expérimental est présenté à la figure 3.2. Un seul participant a été testé pour quatre hauteurs différentes de colonne d'eau qui correspondent à quatre pressions statiques différentes. Par la suite, le participant a répété cinq cycles complets d'ouverture et de fermeture de la bouche pour chaque pression statique. Un cycle correspond à une ouverture maximale de la bouche, jusqu'à la fermeture de la bouche, les dents en contact. Les hauteurs de colonne d'eau sont choisies d'une part en fonction de la hauteur

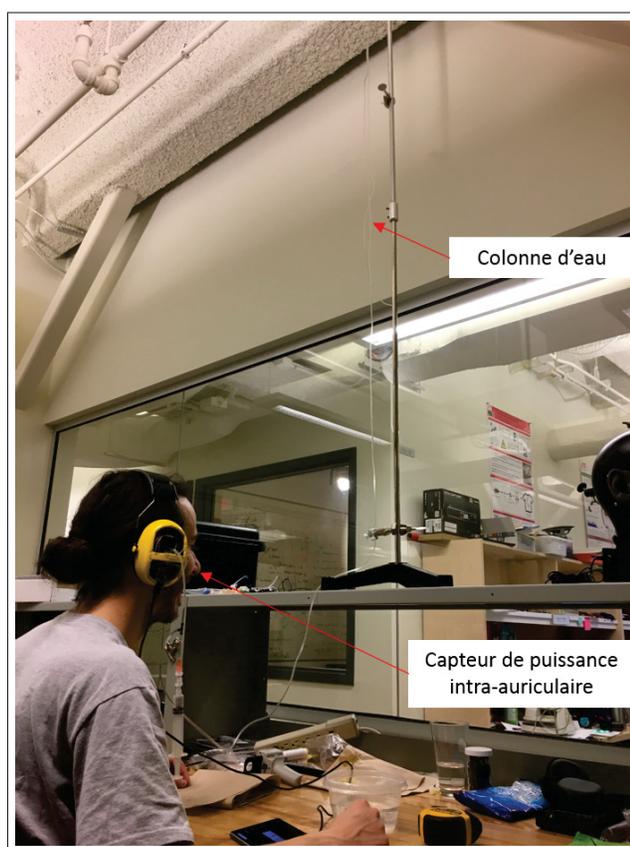


Figure 3.2 Montage expérimental en circuit ouvert permettant de mesurer la variation de volume dans le bouchon

disponible au laboratoire et d'autre part en fonction de la plage de pression des tests réalisés au chapitre 2. Pour chacune de ces hauteurs, la variation de pression de cinq cycles d'ouvertures et de fermetures de bouche a été enregistrée. La pression instantanée est ensuite traduite en hauteur de colonne d'eau avec le principe de Pascal :

$$P = \rho gh \quad (3.1)$$

où P est la pression en kPa, h est la hauteur de la colonne d'eau en m, ρ représente la masse volumique de l'eau (977 kg/m^3 à 25°C) et g est l'accélération gravitationnelle (9.81 m/s^2).

Enfin, la variation de volume est calculée en multipliant la variation de la hauteur d'eau moyenne (Δh_{moy}) des cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la bouche par la section du tube de la colonne d'eau dont le diamètre interne (d) est de 2 mm et défini par :

$$\Delta V_{\text{moy}} = \frac{h_{\text{moy}} \pi d^2}{4} \quad (3.2)$$

3.2.1.2 Caractérisation de la membrane déformable du bouchon

La membrane du bouchon doit être prise en compte lors de la caractérisation de la source, puisque sans elle, le système ne serait pas complet. Il serait alors difficile de générer une augmentation de pression dans le circuit. La membrane est caractérisée au chapitre 2, en mesurant la pression dans le bouchon en fonction du volume d'eau injecté. Pour compléter ces résultats et mieux les interpréter, la même expérimentation est répétée, mais pour un gonflement en dehors de l'oreille, c'est-à-dire, pour un chargement «à vide». La figure 3.3 montre le montage expérimental pour le chargement «à vide» du bouchon.

La seringue graduée permet d'injecter précisément le volume d'eau voulue et le clapet anti-retour permet à l'eau de rester dans le bouchon. Le capteur est le même que celui utilisé au chapitre 2.

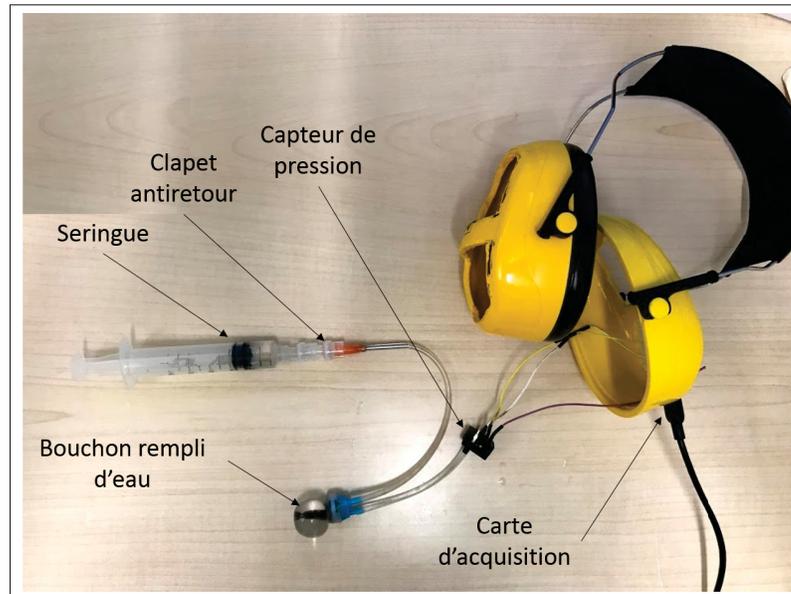


Figure 3.3 Montage expérimental du gonflement à vide du bouchon

Pour vérifier le comportement de la membrane de manière statique, afin d'identifier les causes de dépressurisation notées au chapitre 2, un bouchon du même modèle que celui des tests a été rempli d'eau dans un premier temps et d'air dans un deuxième temps. Le bouchon est ensuite laissé immobile pendant 3 heures à l'intérieur d'une oreille artificielle tel que montrée à la figure 3.4. L'enregistrement de la pression se fait en continu avec la même instrumentation que pour les tests précédents.

3.2.2 Évaluation énergétique de la source dynamique

On retrouve au chapitre 2 une méthode et une instrumentation permettant d'évaluer l'énergie générée par le conduit auditif uniquement lors de la mastication d'un repas. Cependant, au cours d'une journée type de travail, une personne effectue plusieurs autres activités temporo-mandibulaires telles que parler, avaler sa salive et tousser. Cette section présente une méthode, afin de caractériser la puissance générée dans le conduit auditif par le mouvement de la TMJ pour plusieurs activités. La puissance mesurée avec la méthode du chapitre 2 n'est pas suffisante à elle seule pour identifier l'activité de la TMJ. L'identification de l'activité au chapitre 2

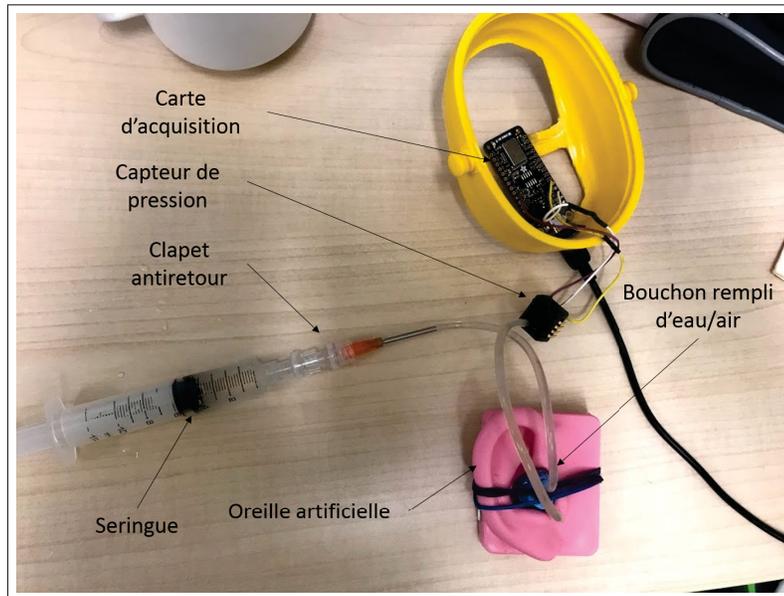


Figure 3.4 Montage expérimental permettant de mesurer la diminution de pression dans le bouchon au cours du temps

était simple puisque l'activité de mastication était imposée aux participants. Ici, l'identification manuelle de l'activité temporo-mandibulaire du participant n'est pas appropriée puisque les tests sont d'une durée prolongée. Ainsi, pour associer une activité humaine, comme manger ou parler, il importe de trouver une technique permettant d'identifier clairement l'activité temporo-mandibulaire. Comme présenté dans la revue de littérature à la section 1.2, outre l'énergie générée, les signaux verbaux et non verbaux intra-auriculaires générés au cours du mouvement de la mandibule sont très utiles pour la détection d'activités humaines.

3.2.2.1 Classification des signaux sonores intra-auriculaires liés à l'activité temporo-mandibulaire

Les signaux verbaux et non-verbaux intra-auriculaires permettent de bien distinguer l'activité temporo-mandibulaire (Bouserhal *et al.* (2018)). En utilisant une oreillette munie d'un microphone interne, il est possible d'enregistrer ces signaux subtils. L'ARP 3.1 (CRITIAS, NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS)), présentée à la figure 3.5,

a été utilisée pour faire l'enregistrement de ces signaux audio. L'ARP 3.1 est utilisé normalement pour traiter en temps réel des signaux audio ou des biosignaux, pour de l'instrumentation intra-auriculaire, pour développer des algorithmes de traitement de signal ou encore pour valider des tests expérimentaux.



Figure 3.5 Configuration de base de la ARP 3.1, tirée de CRITIAS, NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS)

L'ARP 3.1 est un produit complémentaire à la ARP déjà présentée au chapitre 2. Munie de deux cartes de son, elle est configurée avec Windows 10 (Microsoft, Redmond, WA, É.-U.) et permet, à l'aide d'un éditeur audio (Audacity [®]2.3.0) d'enregistrer des signaux audio sur quatre canaux. Ici, une seule oreille est utilisée puisque l'autre est occupée par le capteur de puissance détaillé au chapitre 2. L'oreillette de la ARP 3.1 est instrumentée de deux microphones, soit un interne (IEM) et l'autre externe (OEM) qui permettent de distinguer le signal interne du signal externe. L'occlusion du conduit par un *ear tip* (Comply, Oakdale, MN, É.-U.) permet d'atténuer les sons extérieurs pendant que l'effet d'occlusion amplifie les signaux verbaux et non-verbaux à l'intérieur du conduit auditif. Puisque la transmission de ces sons est faite par la conduction osseuse et par la conduction des tissus, leur fréquence est basse, soit inférieure à 2 000 Hz. Pour diminuer le temps de traitement, l'enregistrement du IEM est configuré à un

taux d'échantillonnage de 8 000 Hz en respectant le critère d'échantillonnage de Nyquist. Il est à noter que le haut-parleur interne (SPK) de l'oreillette n'est pas utilisé dans cette étude. L'oreillette dans sa configuration de base (IEM, OEM, SPK) est détaillée à la figure 3.6. Pour subvenir à la demande énergétique du système d'acquisition, une pile externe Poweradd Pilot X7 (Poweradd, CA, É.-U.) de 2 000 mA/h a été ajoutée.

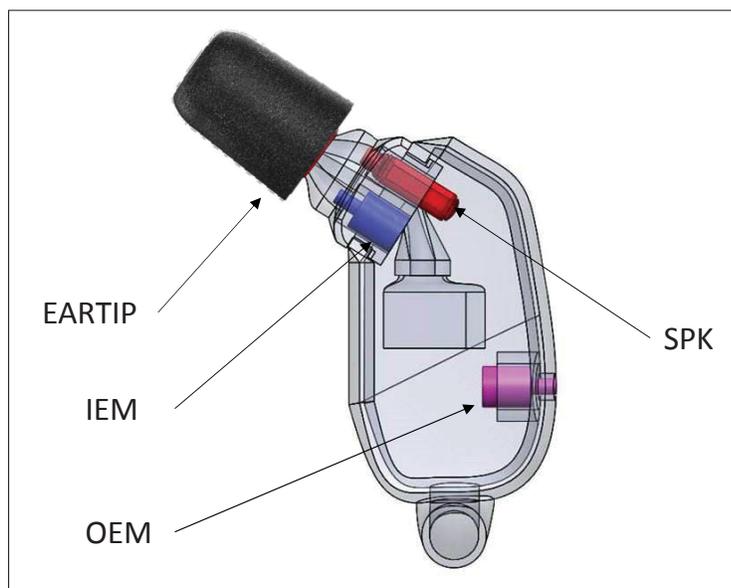


Figure 3.6 Oreillette instrumentée de la ARP 3.1 avec le IEM et le *eartip*

La classification des signaux audio est une tâche complexe et ne peut pas se faire manuellement. L'algorithme d'apprentissage automatique *Bag-of-Audio-Words* (BoAW), avec les techniques d'analyse Mel frequency Cepstral Coefficients (MFCC) et Per-Channel Energy Normalization (PCEN) tel que décrit par Chabot (2019) a montré les meilleurs résultats. C'est pourquoi ils sont utilisés dans cette recherche pour la détection des activités temporo-mandibulaire. L'algorithme de Chabot (2019) a été entraîné avec 3 037 échantillons audio représentant dix événements verbaux et non-verbaux. Pour pouvoir utiliser l'algorithme, le signal doit d'abord être débruité pour enlever les hautes fréquences nuisibles à la classification. De plus, chaque signal audio est découpé en trois segments d'une heure, pour éviter les problèmes de saturation de mémoire de l'ordinateur de post-traitement. Par la suite la diminution du taux d'échantillon-

nage (44 100 Hz à 8 000 Hz) entraîne la perte de donnée, cependant (Bouserhal *et al.* (2018)) ne note aucune baisse de performance de l'algorithme de classification pour un signal contenant moins d'échantillons. Une fois le segment préparé, l'algorithme prend en entrée le signal traité et évalue pour chaque trame de 100 ms l'activité temporo-mandibulaire. De base, l'algorithme détecte les dix événements définis dans le tableau 3.1.

Tableau 3.1 Événements détectés par l'algorithme de classification

Événements	Numéro d'identification
Claquement de dent	0
Claquement de la langue	1
Cligner des yeux avec force	2
Fermer les yeux	3
Fermer les yeux ave force	4
Grinçement des dents	5
Raclement de la gorge	6
Salivation	7
Toussement	8
Parole	9

Comme plusieurs activités ne sont pas intéressantes pour cette étude, car elles n'impliquent pas de mouvements de la TMJ (no. id. 2, 3, 4, 6), elles sont exclues et notées comme aucune activité. L'activité de mastication génère plusieurs sons intra-auriculaires que l'algorithme de classification considère individuellement. Afin d'identifier l'activité de mastication, les classes de «salivation» (7) et de «claquement de dents» (0) sont regroupées. Pour détecter la mastication, il doit y avoir sur une période de dix échantillons uniquement de la salivation et du claquement de dents. Ainsi, les activités caractérisées par l'algorithme de classification sont énumérées dans le tableau 3.2.

La probabilité de réussite de l'algorithme est d'environ 80% pour les différents événements non-verbaux. Pour simplifier la tâche de l'algorithme et pour minimiser les erreurs, un journal de bord est remis à chaque participant avant le test afin que le participant note les événements liés à l'activité temporo-mandibulaire durant le test. Un exemple du fichier source du journal de bord se retrouve en Annexe I.

Tableau 3.2 Événements détectés par l'algorithme de classification lié à l'activité temporo-mandibulaire

Événements	Numéro d'identification
Aucune activité	1, 2, 3, 4, 6
Mastication (manger)	0 & 5
Déglutition	7
Toussement	8
Parole	9

3.2.2.2 Déroulement des tests représentatifs d'une journée

Les tests sur des sujets humains sont réalisés sur une période d'environ 3 heures. Tout comme au chapitre 2, les tests ont été approuvés par le comité d'éthique de l'École de technologie supérieure (Bouchard-Roy & Delnavaz (2018)) dont les fichiers se retrouvent en Annexe I. Les trois participants sélectionnés sont en santé et ne présentent aucun problème à l'oreille. Les oreilles instrumentées des participants sont nettoyées par le participant. Le participant doit choisir parmi trois tailles d'embout intra-auriculaire (*ear tip*) jamais utilisé afin d'obtenir le meilleur ajustement entre le conduit auditif et l'oreillette et ainsi maximiser l'atténuation acoustique. De même, trois tailles de capteur de puissance ont été développées. Ces trois tailles permettent d'ajuster le capteur aux différentes profondeurs de conques des participants afin d'optimiser le confort, puisque le bouchon s'appuie sur celle-ci comme le montre la figure 3.7. Il est à noter que deux participants ont choisi le capteur de taille moyenne (m) alors qu'un participant a choisi la taille courte (c).

Une fois le capteur de puissance intra-auriculaire et l'oreillette en position, l'enregistrement de pression hydraulique est lancé, puis celui de l'audio, faite avec le logiciel d'édition audio. Le participant est demandé d'inclure au moins un repas dans la période de trois heures de test. En tout temps, le signal audio et la valeur de la pression sont affichés sur l'écran de la ARP illustrée à la figure 3.8.

Le participant est ensuite laissé à lui-même pendant trois heures. Il porte le système d'acquisition dans le sac banane à ses hanches en laissant ses mains libres, le capteur de puissance dans

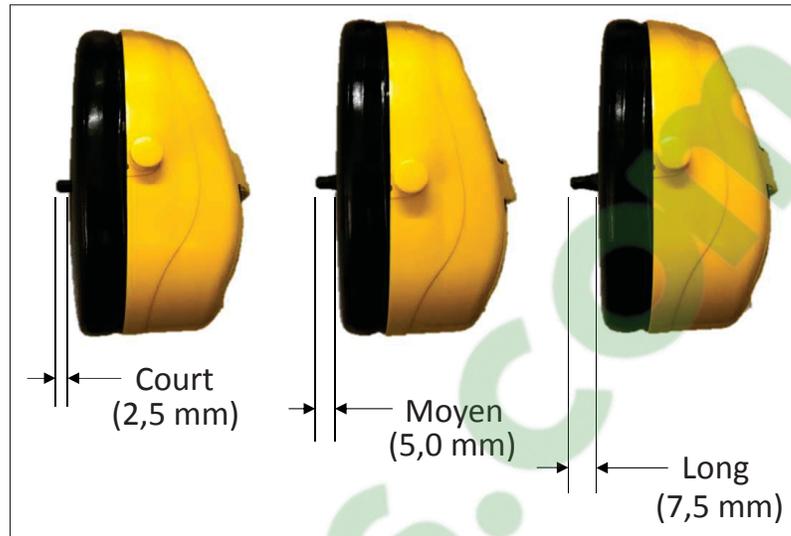


Figure 3.7 Les trois ajustements possibles du capteur de puissance intra-auriculaire (court, moyen, long)

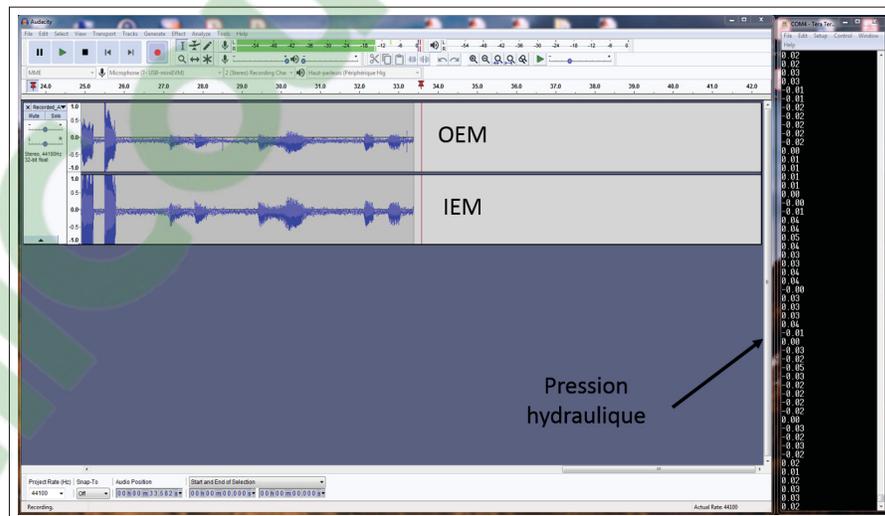


Figure 3.8 Affichage sur l'écran de la ARP montrant le signal audio interne et externe à gauche et la pression hydraulique à droite

l'oreille droite et l'oreillette instrumentée dans l'oreille gauche, comme montrée à la figure 3.9. Le volume d'eau est mesuré à la fin du test et utile pour les calculs de puissance détaillée à la section 2.4 du chapitre 2. Enfin, le fichier audio est exporté en format *waveform audio format* (WAV) pour être traité de l'algorithme de détection d'événements non-verbaux. La synchroni-

sation est effectuée par la suite en utilisant comme référence l'horloge interne de la plateforme ARP. L'heure de départ des tests est connue pour les deux mesures (pression hydraulique, pression acoustique). Ainsi, le signal de pression acoustique peut être recalé par rapport au signal de pression hydraulique.

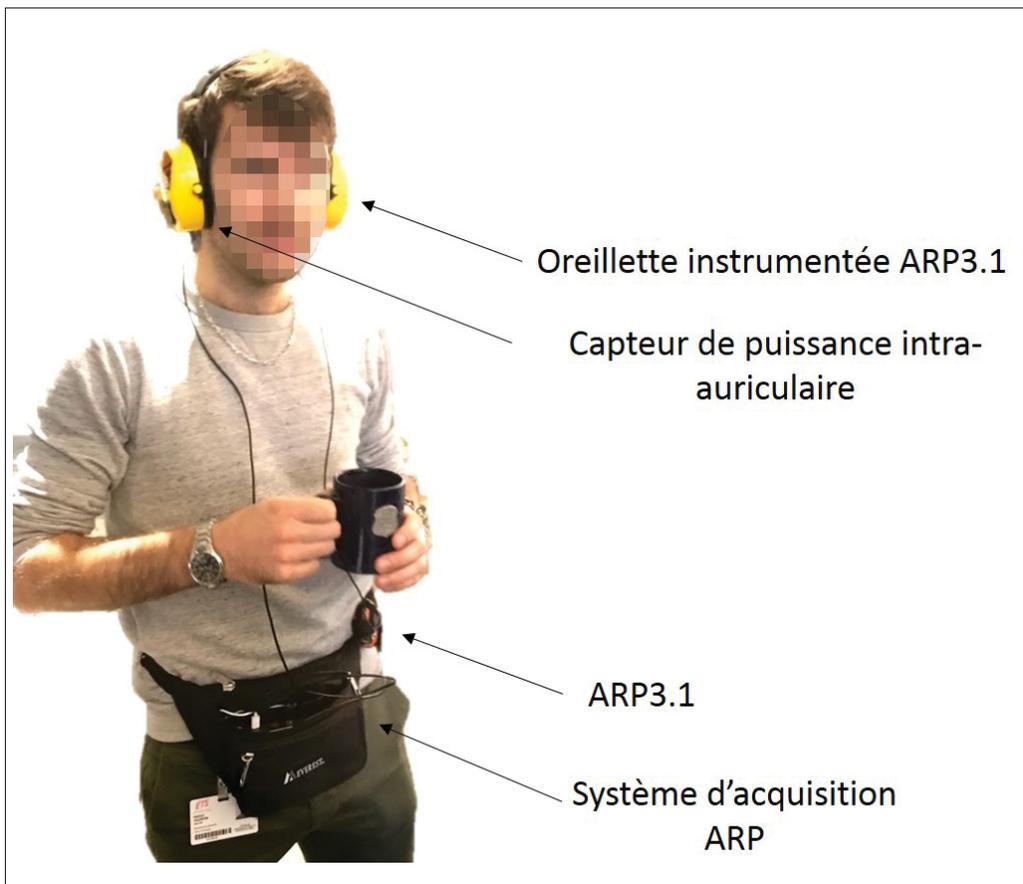


Figure 3.9 Participant instrumenté du capteur de puissance intra-auriculaire, de l'oreillette intelligente et du système d'acquisition

3.3 Résultats et discussion

La section suivante présente les résultats des tests réalisés afin de caractériser le gisement énergétique qu'est la dynamique du conduit auditif, en définissant les caractéristiques mécaniques de la source et en évaluant l'effet de l'activité dynamique sur la génération de puissance.

3.3.1 Caractéristiques mécaniques de la source hydraulique

3.3.1.1 Variations de volume à la source

La figure 3.10 montre les résultats de hauteur de colonne d'eau obtenue à la suite des tests présentés à la section 3.2.1.1.

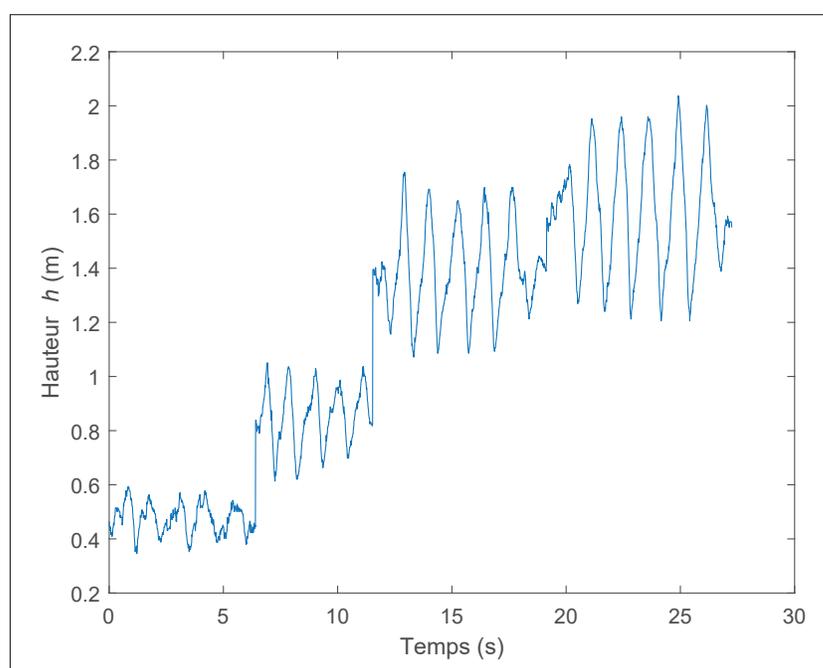


Figure 3.10 Variation de la hauteur de la colonne lors de cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la bouche

La pression statique influence la variation de volume du conduit auditif lors du mouvement de la mâchoire. Plus la pression statique est élevée, plus la variation de hauteur pour un même mouvement de la mâchoire est élevée. Cela s'explique par le fait que plus la pression statique est élevée, plus le volume occupé par le bouchon dans l'oreille sera grand. Par conséquent, plus de déformations seront transmises au bouchon et un plus grand volume d'eau sera déplacé. Pour étudier l'effet de la pression statique sur la variation de volume à la source, la moyenne de la variation de volume pour cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la bouche est calculée.

3.3.1.2 Caractéristiques de la membrane du bouchon

La membrane du bouchon et les parois du conduit auditif de par leur raideur individuelle s'opposent au changement de volume du bouchon lors du gonflement. Il en résulte une augmentation de la pression du système. Il est difficile d'évaluer la raideur propre à chacun des composants (membrane, tissu), mais par une méthode expérimentale décrite brièvement au chapitre 2 il est possible d'obtenir la raideur équivalente du système. La figure 3.11 montre les courbes pression-volume du gonflement du bouchon pour six participants différents, de même que le gonflement du bouchon «à vide».

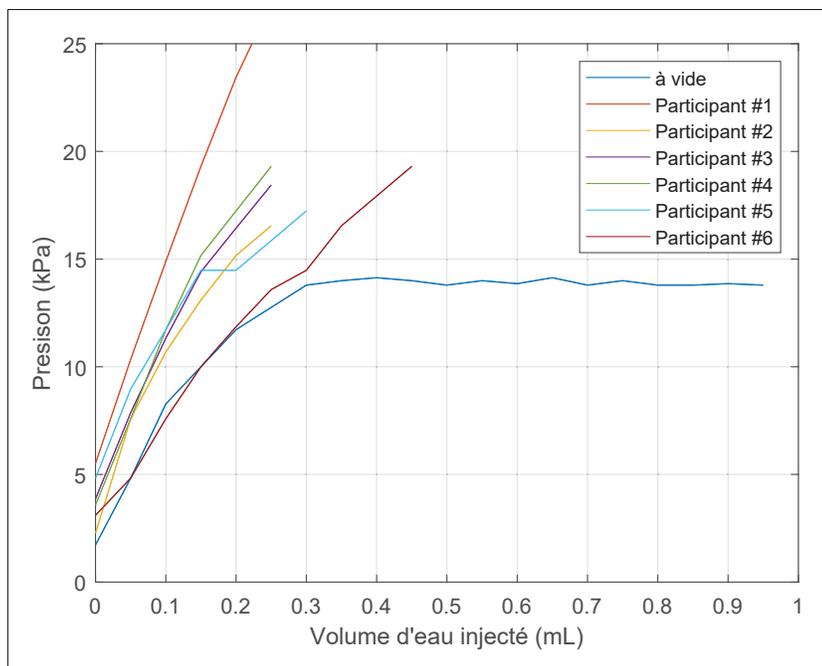


Figure 3.11 Courbes pression-volume lors du gonflement pour six participants et «à vide»

Tout d'abord, il est connu que le comportement de la membrane en caoutchouc est non-linéaire (Shin (2013)). La courbe du chargement «à vide» du bouchon le montre bien. Il existe un plateau à environ 14 kPa, ou même si le volume augmente, la pression elle n'augmente pas. Cependant, une fois dans le conduit auditif, la raideur du conduit auditif se cumule à celle de

la membrane. Comme montré à la figure 3.11, les courbes P-V dans le conduit sont linéaires, d'autant plus dans la plage de pression des tests. Il est alors possible de faire l'hypothèse que la raideur du système membranes-tissu est constante dans cette plage. Ces résultats permettent de valider l'hypothèse faite au chapitre 2 où une constante de raideur est déterminée pour chaque participant.

À la suite des tests du chapitre 2 et 3, on remarque que la pression initiale du gonflement du bouchon n'était pas la même qu'à la fin de l'expérience, ce qui influence les résultats des tests de longues durées. La première hypothèse fut qu'au cours du test, l'ajustement entre le bouchon rempli d'eau et le conduit auditif était de mieux en mieux dû au mouvement relatif entre la membrane et le conduit auditif. Selon cette hypothèse, la pression a diminué, car le bouchon prend plus d'espace. Cocq & Voix (2014) notent que l'atténuation acoustique d'un bouchon n'augmente pas avec le temps. L'atténuation est liée à l'ajustement, puisqu'un bon ajustement entre le bouchon et le conduit mène à une bonne atténuation. Par ailleurs, les fuites dans le système ou encore la relaxation de contraintes sont des causes possibles de la dépressurisation du bouchon.

Ainsi, la pression mesurée est montrée à la figure 3.12. Le taux de dépressurisation est de 0.28 kPa par heures. Cela correspond à une perte de 5%, 0.80 kPa à la fin du test. On note toujours une diminution de pression. Cela rejette donc l'hypothèse de l'ajustement du bouchon au cours du temps. Il reste alors la possibilité de fuite, qui est difficile à vérifier visuellement et la relaxation de contraintes dans la membrane de silicone du bouchon.

L'hypothèse de micro-fuites à travers la membrane est la plus vraisemblable. En effet, la pression est en constante diminution, donc au fil du temps, l'eau du système traverse la membrane de silicone puis s'évapore rapidement étant donné le faible volume. Cet effet se remarque aussi lorsque le bouchon est rempli d'un fluide beaucoup moins visqueux. Par exemple, avec de l'air, la dépressurisation est de 2.6 kPa par heure, environ dix fois plus rapide que l'eau, comme montré à la figure 3.12. De même, cette membrane a été conçue pour être gonflée avec du silicone, un fluide beaucoup plus visqueux avant son durcissement, c'est pourquoi il ne fuit pas à travers

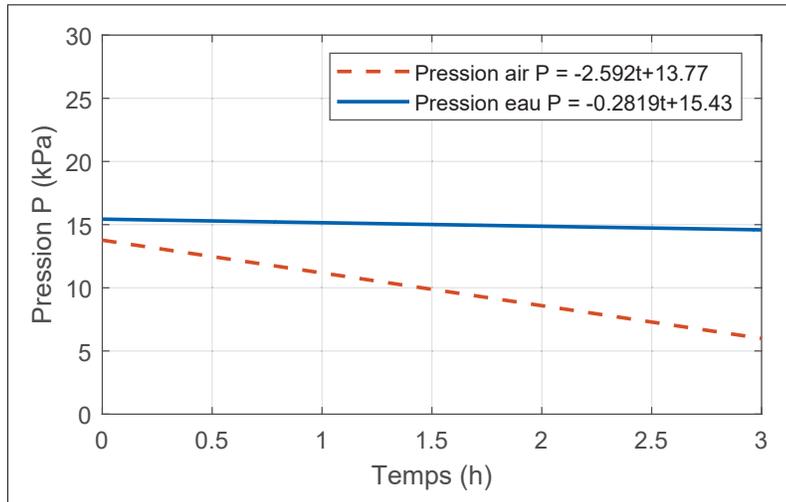


Figure 3.12 Diminution de la pression au cours du temps dans le bouchon pour de l'air et de l'eau

la membrane. À l'inverse, pour un cas de relaxation de contraintes, après un certain temps, la pression se stabiliserait. Ici, on remarque que la pression n'arrête jamais de diminuer. On peut dire que la membrane se détend au fil du temps, mais n'est pas la seule cause de dépressurisation du système.

L'effet de cette perte de pression sur les résultats est négligeable, car dans le calcul de la puissance, on considère dP/dt , ainsi pour un très petit intervalle de temps, cette dépressurisation est négligeable.

3.3.1.3 Puissance exploitable de la source hydraulique

Les résultats obtenus lors des tests en circuit ouvert avec la colonne d'eau, pour mesurer la variation de volume permettent aussi de comparer la méthode de calcul de la puissance avec celle présentée par Delnavaz & Voix (2013a). Tout d'abord, la pression pour chacune de période de cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la mâchoire est calculée en circuit ouvert et en circuit fermé à partir des données de pression enregistrées. La figure 3.13 montre la pression pour plusieurs pressions statiques.

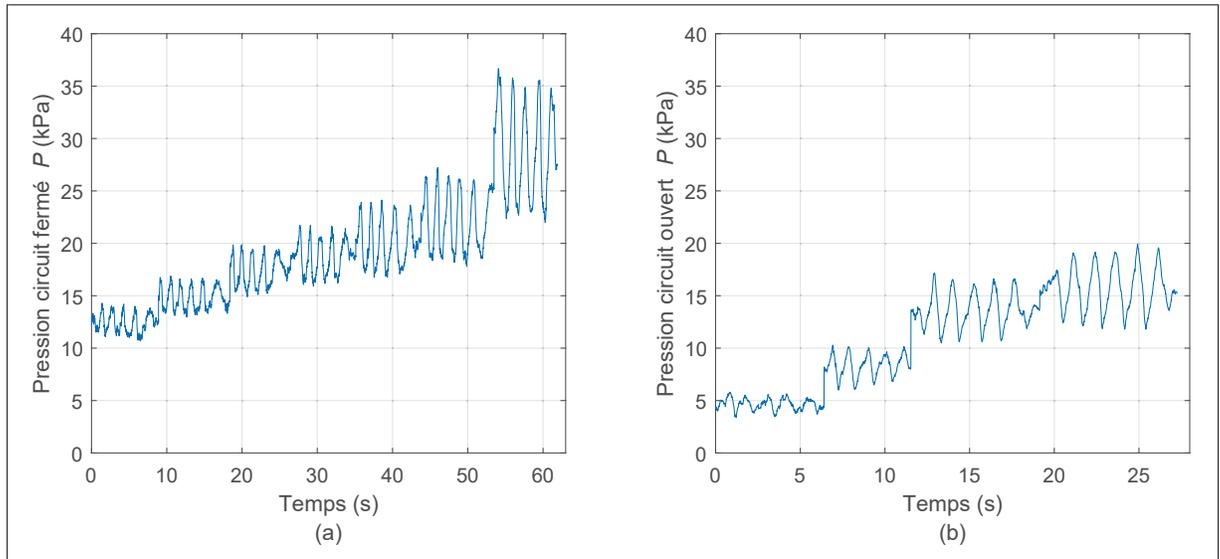


Figure 3.13 Pression pour cinq cycles d'ouverture et de fermeture de la bouche en fonction de la pression statique (a) en circuit fermé et (b) en circuit ouvert

La variation de pression maximale augmente en fonction de la pression statique P_0 . Autrement dit, plus la pression statique augmente, plus la variation de pression entre la bouche ouverte et fermée est grande.

Bien que la pression statique affecte la variation de pression, il est intéressant d'analyser comment la variation de pression statique influence la génération de puissance. Pour ce faire, le modèle mathématique présenté à la section 2.4 du chapitre 2 permet d'évaluer la puissance en circuit fermé. En circuit ouvert, la puissance est calculée avec la formule donnée par Delnavaz & Voix (2013a) :

$$W = \frac{AP_0}{\rho g} \left| \frac{dP}{dt} \right| \quad (3.3)$$

De même la puissance en circuit fermé est calculée par l'équation 2.9 du chapitre 2. Or en intégrant les équations, on obtient pour le circuit ouvert :

$$\int_0^{\Delta t} W dt = \frac{AP_0}{\rho g} \int_{P_0-\Delta P/2}^{P_0+\Delta P/2} |dP| \quad (3.4)$$

Ainsi,

$$\int_0^{\Delta t} W dt = \frac{AP_0}{\rho g} \frac{\Delta P}{\Delta t} \quad (3.5)$$

On remarque alors un terme de pression linéaire (P) dans l'équation de la puissance. Pareillement, en intégrant l'équation du système fermé on obtient :

$$\int_0^{\Delta t} W dt = \oint V dP + \oint \frac{PdP}{k} \quad (3.6)$$

Ainsi,

$$\int_0^{\Delta t} W dt = PV + \frac{1}{2k} P^2 \quad (3.7)$$

On remarque alors un terme polynomial de degré deux dans l'équation de la puissance (P^2).

Cela s'exprime dans les résultats des tests expérimentaux réalisé en circuit ouvert et en circuit fermé ou la puissance en fonction de la pression statique pour le circuit ouvert suit une tendance linéaire, alors qu'en circuit fermé la puissance en fonction de la pression statique suit une tendance polynomiale de degré deux, tel que montré à la figure 3.14.

La pression statique joue un rôle important dans la génération de puissance et dans la transmission des déformations du conduit auditif. En effet, à la figure 3.14 entre 0 et 10kPa de pression statique, la pression statique est trop faible et représente un bouchon sous gonflé. À partir de 13 kPa, la pression statique semble suffisante pour que le bouchon soit en contact et transmette adéquatement les déformations, comme l'avait spécifié Delnavaz & Voix (2013a).

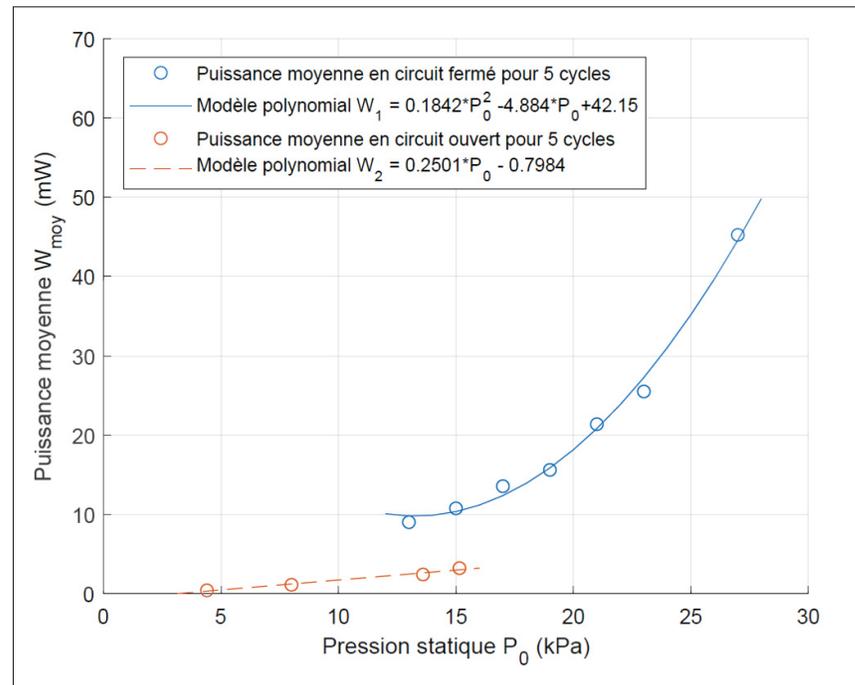


Figure 3.14 Modèle exponentiel de la variation de pression en fonction de la pression statique

Un bouchon sur gonflé entraînerait un inconfort du participant. Le dernier point présenté sur la figure 3.14 représente la pression à la limite du confort du participant, soit à 27 kPa. Entre ces deux bornes de pression statique, le comportement de la puissance moyenne en fonction de la pression statique a une polynomiale de degré deux. L'augmentation de la puissance moyenne avec l'augmentation de la pression statique s'explique d'une part par le fait que le volume du bouchon est plus élevé. Par conséquent le conduit auditif transmet plus de déformation au bouchon. D'autre part, une force plus grande est nécessaire à l'ouverture de la mâchoire lorsque la pression dans le bouchon est élevée.

Pour la même pression statique et la même fréquence d'activité temporo-mandibulaire, la puissance en circuit fermé est plus élevée qu'en circuit ouvert. Pour les deux cas, la variation de volume est la même puisque l'activité temporo-mandibulaire est la même. Cette différence de puissance s'explique par les mécanismes d'accumulation d'énergie. Pour le circuit ouvert, l'énergie est utilisée pour déplacer l'eau de la colonne d'eau en s'opposant à la gravité et à la

pression atmosphérique. Pour le circuit fermé, la même déformation vient déformer la membrane et pressuriser l'eau, puisque l'eau ne peut s'échapper. Ainsi, l'énergie nécessaire pour la déformation en circuit fermé est plus élevée, car la résistance du système est plus grande. Autrement dit, le changement de volume nécessite moins d'énergie en circuit ouvert qu'en circuit fermé.

3.3.2 Effet de l'activité dynamique de l'articulation temporo-mandibulaire sur la puissance générée

Au cours d'une journée, une personne réalise plusieurs activités temporo-mandibulaires. Ces mouvements créent des déformations dans le conduit auditif. Au chapitre 2, l'énergie générée par l'activité temporo-mandibulaire est uniquement calculée lors de la mastication d'un repas. Ici, avec la méthodologie présentée à la section 3.2.2 du chapitre 3.3, la puissance générée au cours d'une journée représentative est détaillée. La figure 3.15 représente en (a), la variation de pression et en (b), la puissance instantanée associée (b) au cours des tests représentatifs d'une journée pour un participant type.

La puissance instantanée maximale se retrouve à deux périodes distinctes. Ces deux périodes correspondent respectivement à une pause de travail du participant, ou le participant a mangé et parlé (3500 s. à 4200 s.) et à au dîner, ou encore une fois, le participant à mangé (9000 s. à 9500 s.). L'activité temporo-mandibulaire est élevée durant ces périodes.

À l'aide des calculs du chapitre 2, en moyenne 3.8 mW sont produits durant les tests de durée prolongés. Étant donnée la demande en puissance d'un appareil auditif qui est de 1 mW, le conduit auditif comme source d'énergie est viable. Le tableau 3.3 montre les résultats globaux et les informations pertinentes pour les tests de durée prolongés.

La figure 3.16 présente les courbes pression-volume, lors du gonflement du bouchon pour les trois participants testés lors des tests de durée prolongée. Le comportement et la raideur trouvés sont similaires aux résultats du chapitre 2.

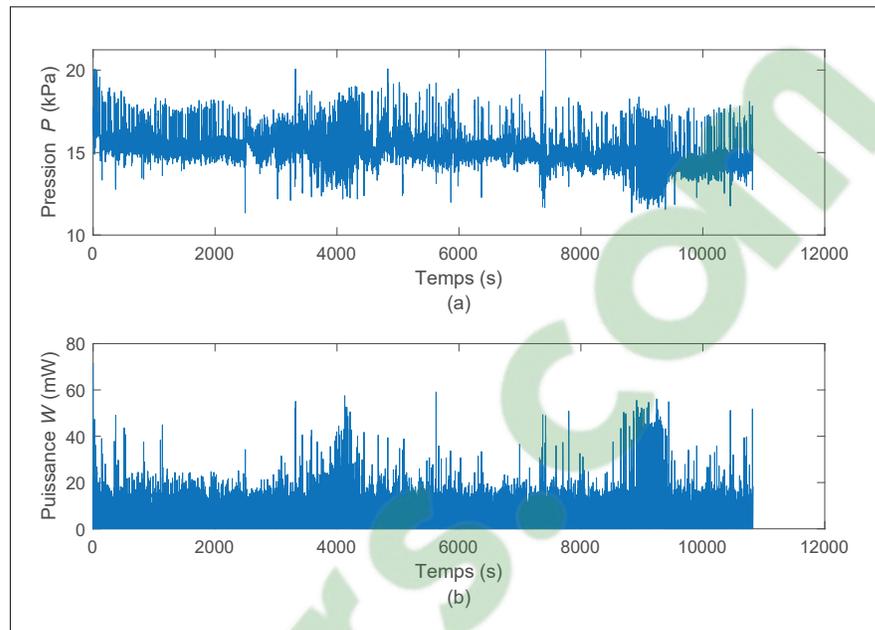


Figure 3.15 (a) Pression et (b) puissance lors d'un test de durée prolongée

Tableau 3.3 Résultats des tests de durée prolongées

Paramètre	Symbole	Unité	Participants			Moyenne	STD
			P'1	P'2	P'3		
Volume d'eau du circuit	V	mL	2.8	1.8	2.7	2.2	0.47
Raideur équivalente	k	GPa/m^3	44.1	51.3	36.4	43.9	7.4
Durée du test	Δt	min	180	156	144	162	18
Énergie	E	kJ	49.4	32.5	30.2	37.4	12
Puissance moyenne	W_{mean}	mW	4.6	3.4	3.5	3.8	0.6
Ratio de puissance	r		83%	83%	81%	82%	1%
Taille de capteur/embout			c/m	m/m	m/m		

Afin d'avoir une meilleure idée de l'énergie générée par l'activité temporo-mandibulaire, il est intéressant d'évaluer indépendamment la puissance générée par activité temporo-mandibulaire. Pour chaque activité détectée par l'algorithme de détection des événements verbaux et non verbaux, une plage de temps y est associée. Par exemple, un participant peut parler de 00 :07 :45 à 00 :08 :15, ce qui correspond à 30 s de l'activité : parler. Ainsi, l'enregistrement de puissance de 00 :07 :45 à 00 :08 :15 correspond à la puissance instantanée générée pendant l'activité :

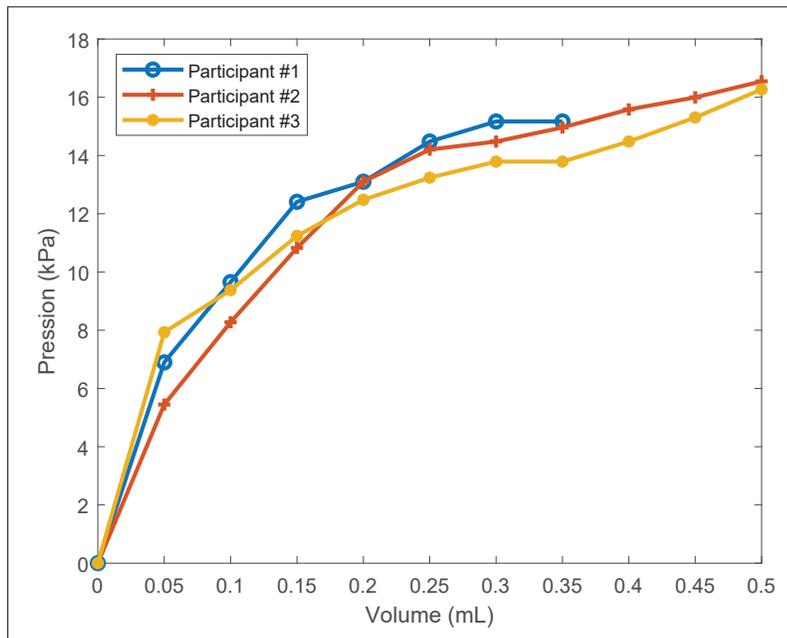


Figure 3.16 Courbes pression-volume pour les trois participants lors du gonflement du bouchon dans l'oreille

parler. Chaque segment représentant une activité est mis bout à bout pour calculer la puissance instantanée. La figure 3.17 montre la puissance instantanée pour les quatre activités détectées par l'algorithme, soit mastiquer, déglutir, tousser et parler pour un participant typique. Par la suite, la moyenne de chaque segment d'une seule activité est calculée et présentée à la figure 3.18. La durée de chacune des activités pour chacun des participants est notée au-dessus de chacune des barres du graphique.

Mastication

Ici, la mastication correspond aux moments où le participant était en train de manger, c'est-à-dire de broyer les aliments avec ses dents grâce aux muscles masticatoires. En comparaison avec les résultats obtenus au chapitre 2, seuls les moments où l'algorithme a détecté de la mastication sont enregistrés. Les pauses entre les bouchés sont prises en compte lors du calcul de puissance. On pourrait s'attendre à des puissances plus élevées, mais ce n'est pas le cas. On retrouve 26.2 mW en moyenne au chapitre 2 alors que pour les présents tests, la puissance

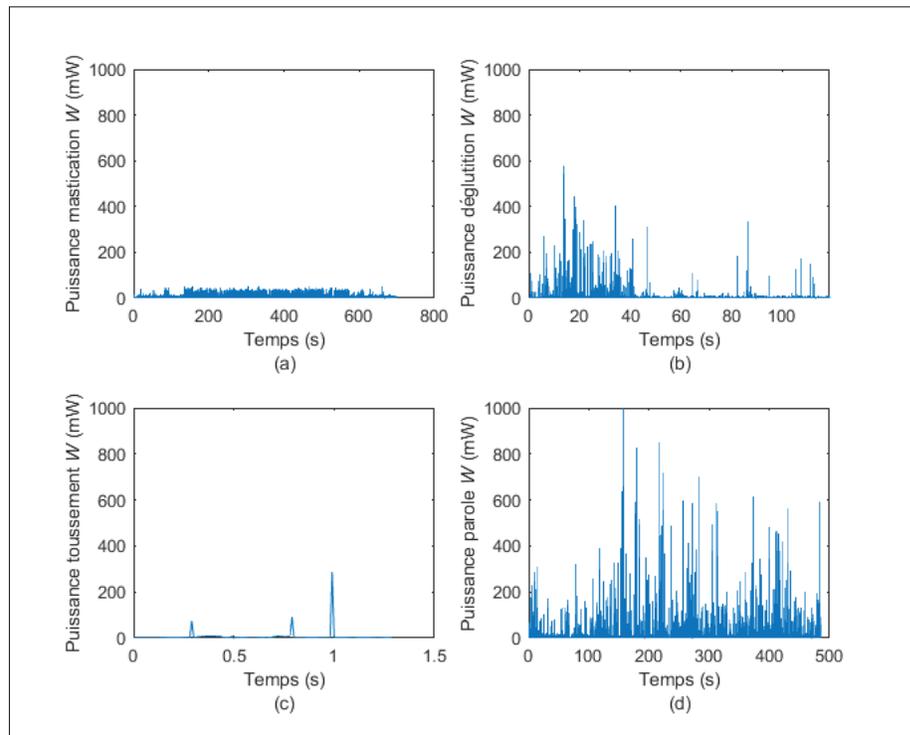


Figure 3.17 Puissance évaluée pour les différentes activités détectées, (a) mastication, (b) déglutition, (c) toussissement, (d) parole

moyenne pour l'activité de mastication est de 6.4 mW. Le ratio entre la puissance associée au changement de pression dans le bouchon et la puissance totale mesurés est de 83%.

Une puissance d'environ 9 mW est disponible au participant P'1 pendant 12 minutes lorsqu'il mange. De même, environ 4 mW pendant 5 et 21 minutes pour les participants P'2 et P'3 respectivement. D'autres activités temporo-mandibulaire quotidiennes sont la source de génération d'énergie et sont détaillées plus bas.

Déglutition

La déglutition ici représente uniquement l'action d'avalier sa salive. C'est un réflexe qui survient environ deux fois par minute. Ce réflexe remplit plusieurs fonctions, notamment d'humidifier les muqueuses buccales, mais aussi d'équilibrer les pressions de chaque côté du tympan. La déglutition sollicite plusieurs muscles, dont le muscle masséter qui entraîne la mandibule et

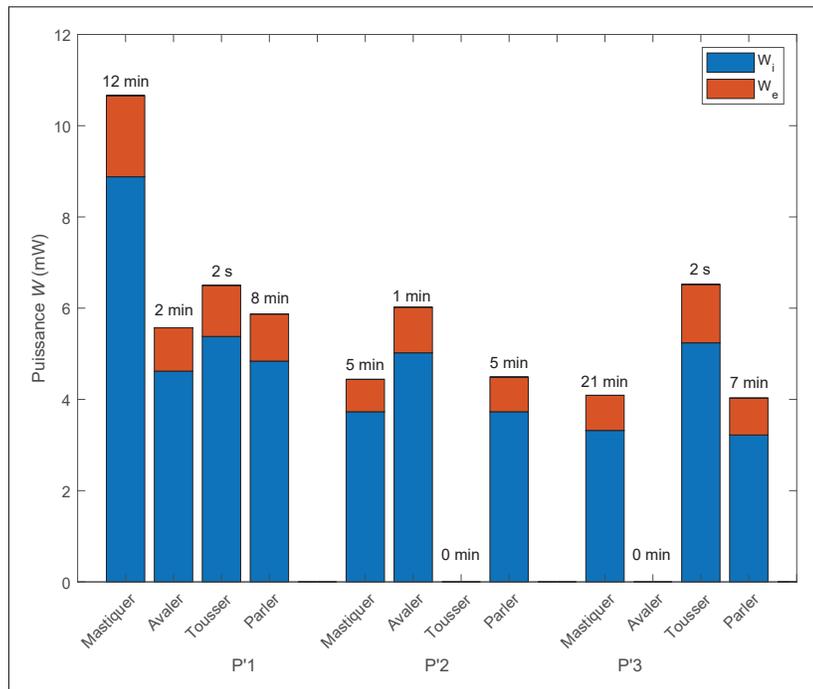


Figure 3.18 Puissances moyennes par activité pour les trois participants (P'1, P'2, P'3) et la durée

qui par le fait même déforme le conduit auditif. La puissance moyenne associée à cette activité est de 3.87 mW.

Pour les participants P'1 et P'2, une puissance semblable est mesurée, alors que pour le participant P'3, l'algorithme ne détecte aucune déglutition. Les deux premiers participants, ont au total réalisé l'activité d'avaler pendant environ 2 minutes sur environ 3 heures de test. Cette activité représente une infime partie de l'activité temporo-mandibulaire, mais est quand même utile, et il serait avantageux de la récupérer.

Toux

La toux est un réflexe qui protège les voies respiratoires de toute obstruction. La toux survient après un relâchement rapide de la glotte, après qu'une pression élevée est générée dans les poumons. L'air s'échappe alors des poumons. La puissance moyenne associée à cette énergie est très faible.

Parole

Parler est l'action de produire des sons qui servent à communiquer. Pour générer ces sons, l'être humain dispose de plusieurs muscles qu'il doit articuler et coordonner (langue, lèvres, muscles masticateurs). Ainsi, lors de la parole, la mandibule est en mouvement et crée des déformations dans le conduit auditif. La puissance moyenne intra-auriculaire mesurée associée à cette activité est de 4.8 mW. La parole a occupé environ 6 minutes dans la période de test pour les participants. Elle dépend en grande partie de l'environnement journalier du participant. Les participants testés occupaient le même type d'occupation journalière, soit un travail de bureau. C'est pourquoi, l'activité de parler n'occupe que 5% du temps, mais présentent une bonne génération de puissance.

3.4 Discussion

3.4.1 Sources d'erreurs

Les résultats de l'expérience ont permis de déterminer deux mesures, soit le volume d'eau injecté et la pression. À chacune d'elle, il est possible d'y associer une erreur expérimentale. Tout d'abord, la seringue utilisée lors des tests pour mesurer le volume a un volume de 1 mL (Qosina, Ronkonkoma, NY, USA). La plus petite graduation est de 0.05 mL. L'erreur de mesure sur cet instrument est alors de 0.025 mL. Le capteur de pression utilisé présente aussi une erreur expérimentale. La sensibilité est de 0.04 kPa. Ainsi, la mesure de l'énergie a une erreur d'environ 1.16% et est calculée par

$$\frac{\Delta E}{E} = \sqrt{\left(\frac{0.025}{2.2}\right)^2 + \left(\frac{0.04}{17}\right)^2} = 1.16\% \quad (3.8)$$

De même, l'erreur de mesure expérimentale sur le temps mesuré avec l'horloge interne est de 0.0005 s. La puissance se calcule avec l'équation 2.11. L'erreur de puissance est alors calculée

par

$$\frac{\Delta W}{W} = \sqrt{(0.0116)^2 + \left(\frac{0.0005}{429}\right)^2} = 1.16\% \quad (3.9)$$

L'erreur reste la même puisque l'erreur associée à la mesure du temps est très fiable, car l'horloge interne du système d'acquisition est très précise. Inversement, l'erreur associée aux mesures avec la seringue et le capteur de pression est beaucoup moins précise.

Le bruit de signal du capteur est une des sources d'erreur les plus importantes. Puisque pour calculer la puissance, il faut calculer la dérivé de la pression, ces petites variations de pression entre deux échantillons ont un grand impact sur les résultats de puissance. Donc de la puissance est mesurée même lorsque le conduit auditif est immobile. Pour remédier à cette erreur, les données de pression sont filtrées par un filtre passe-bas, de même qu'un lissage des données. Ces étapes ont inévitablement réduit le bruit dans le système, mais elles ont aussi réduit l'amplitude du signal et par le fait même réduit la puissance évaluée. Malgré ces mesures de prévention, la totalité du bruit n'a pas été retirée. Cela a engendré une évaluation de la pression à la hausse. Deux possibilités auraient pu être envisagées. Premièrement, utiliser un autre capteur de pression ayant une plus petite plage de pression et une meilleure résolution. Deuxièmement, un seuil pourrait être appliqué aux données afin que si elles sont comprises entre une plage de pression avoisinant la pression initiale, leurs valeurs soient remplacées par la valeur de la pression initiale.

3.4.2 Expérimentation

Par ailleurs, le nombre de sujets est limité. Plus de sujets auraient permis d'avoir une meilleure évaluation de la puissance générée. De même, les tests réalisés pour la caractérisation de la source n'ont été effectués que pour un participant. Les expériences doivent être répétées afin d'obtenir de meilleurs résultats.

3.5 Conclusion

En conclusion, ce chapitre a détaillé les propriétés intrinsèques de la source énergétique afin d'enrichir les connaissances sur la puissance disponible. Les variations de volume de la source pourront servir comme une spécification technique lors de la conception de micro-récupérateurs énergétiques intra-auriculaires. De même, la connaissance sur la puissance générée en fonction de l'activité temporo-mandibulaire permet de mieux définir le contexte dynamique du conduit auditif au cours d'une journée. Enfin, les faiblesses de l'instrumentation sont expliquées et pourront servir à améliorer un microrécupérateur utilisant un système hydraulique similaire.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

En conclusion, l'objectif principal de ce mémoire était de déterminer la quantité d'énergie générée par le conduit auditif au cours de différentes activités temporo-mandibulaire, telle que manger et parler. Pour réaliser cet objectif, un capteur de puissance intra-auriculaire a été conçu, fabriqué et programmé. Au total, neuf participants ont été testés sur des périodes de test allant de dix minutes à trois heures, sous différentes conditions. Il en résulte en une puissance moyenne disponible de 26.2 mW générée au cours de la mastication d'un repas et de 3.8 mW au total au cours d'une période d'environ trois heures d'une journée typique de travail. Durant ces trois heures, les activités telles que manger, parler et déglutir ont été identifiées grâce aux sons intra-auriculaires enregistrés par une oreillette intelligente et un algorithme de classification. Pour chacune des activités détectées, une puissance a été associée. La connaissance des activités qui génèrent le plus de puissance permettra de développer un microrécupérateur intra-auriculaire performant. Cela approfondit les connaissances sur la quantité d'énergie disponible à proximité des appareils auditifs, soit dans le conduit auditif. Puisque la méthode présentée est originale et qu'elle permet de mesurer précisément la puissance disponible, le chapitre 2 a été accepté comme article scientifique au journal IEEE Sensors Journal.

Le projet de recherche réalisé durant cette maîtrise a permis de développer les connaissances dans la dynamique du conduit auditif. De telles connaissances pourront être utilisées dans plusieurs domaines de la recherche médicale, depuis le design de dispositifs biomédicaux logés dans l'oreille jusqu'au traitement du trouble de l'articulation temporo-mandibulaire, pour lequel la connaissance précise de la déformation du conduit est essentielle.

Les résultats de ce projet de recherche pourront clairement aider la conception de microrécupérateurs intra-auriculaires. Une telle technologie pourra bénéficier à la compagnie canadienne EERS Global Technologies (partenaire de la chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intra-auriculaires), pour l'alimentation électrique de sa propre gamme de pro-

duits de protection auditive et de communication dans le bruit actuellement développée. Aussi, le laboratoire de recherche sur les systèmes et matériaux pour la mécatronique (SYMME) à l'université Savoie Mont Blanc, qui s'intéresse actuellement à la conception de microrécupérateurs énergétique, pourront se servir de ces connaissances afin de modéliser et d'optimiser la conception de leur dispositif de microrécupération d'énergie mécanique grâce la la caractérisation de la source présentée dans cette étude. Enfin, dans le futur, l'exploitation par les manufacturiers de prothèses auditives de la technologie développée permettra de conduire au développement de prothèses auditives à autonomie prolongée, soulageant près de 500 000 utilisateurs seulement qu'au Canada qui n'auront plus à en changer les piles aussi souvent.

4.1 Recommandations

La mesure de la puissance pourrait être améliorée en caractérisant la membrane flexible du bouchon de manière fidèle avec des tests de traction par exemple. Une approximation linéaire de la raideur de la membrane en silicone a été réalisée avec les courbes pression-volume mesurée expérimentalement et pourrait être améliorée par un modèle de déformation non linéaire. Un projet intéressant et complémentaire à cette étude est le projet de cartographie de la sensibilité du conduit auditif mené par l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) et la chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intra-auriculaires (CRITIAS). Ce projet pour arriver à terme devra caractériser les membranes de silicone. Ainsi, les outils développés par ce projet seraient utiles à l'analyse énergétique de la présente étude.

Le confort du système doit être amélioré pour réaliser des tests sur de plus longues durées. Les participants ont tous mentionné l'inconfort lors du test de trois heures. Premièrement en raison de l'appui du bouchon contre la conque du participant. Pour remédier à cela, il faudrait choisir un nouveau support qui applique une force normale à l'oreille plus faible. Deuxièmement, lors des tests de trois heures, les participants avaient de la difficulté à entendre et à communiquer.

En effet, l'une des deux oreilles du participant était complètement occluse par le *eartip* de la ARP 3.1 et la deuxième oreille quant à elle, était partiellement occluse par le capteur de puissance. Malgré le fait qu'un petit orifice dans le bouchon rempli d'eau était présent, les participants avaient de la difficulté à communiquer. Une oreillette transparente du côté de la ARP 3.1 pourrait être une solution intéressante.

À la suite des tests, pour une génération d'énergie optimale, deux paramètres sont en jeu. D'une part, l'activité temporo-mandibulaire de l'utilisateur et d'autre part, la pression statique du système. L'activité temporo-mandibulaire qui génère le plus d'énergie selon l'expérimentation est la mastication. De grandes variations de pression et une fréquence assez élevée font de cette activité la plus prometteuse. La pression statique quant à elle, est limitée par le confort de l'utilisateur qui varie d'un utilisateur à un autre. Il a été démontré que plus la pression statique est proche de la limite de l'inconfort de l'utilisateur, plus la génération d'énergie sera élevée.

4.2 Travaux futurs

Il serait intéressant de mesurer avec le capteur de puissance développé la puissance générée par les utilisateurs d'appareils auditifs. Dans l'étude, les profils des participants étaient très homogènes et correspondaient à de jeunes hommes du secteur professionnel. L'âge, le sexe ont probablement des incidences sur la déformation du conduit et sur la quantité d'énergie générée et devraient être investigués.

Le capteur réalisé dans cette recherche évalue la quantité d'énergie disponible à l'intérieur du conduit auditif. Il ne donne aucune information sur les déformations et leur localisation dans le conduit. Pour ce faire, il faudra modéliser un embout intra-auriculaire afin d'étudier les déformations du conduit auditif dues aux mouvements de l'articulation temporo-mandibulaire.

Lorsque les connaissances sur les déformations du conduit auditif seront suffisantes, un récupérateur d'énergie pouvant récupérer un maximum de l'énergie évaluée dans cette étude devra

être conçu. Pour récupérer l'énergie présentée dans cette étude, l'utilisation de membranes piézoélectrique couplée avec un fluide pourrait être une solution intéressante comme présentée par Huet *et al.* (2016). De même, utiliser le mouvement du fluide à l'intérieur d'un circuit hydraulique pour actionner un mécanisme bistable miniature piézoélectrique développé par Liu *et al.* (2013), semble être une piste intéressante pour récupérer l'énergie disponible et alimenter de petits appareils intra-auriculaires.

ANNEXE I

DOSSIER REMIS AU COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE DE L'ÉTS



Comité d'éthique de la recherche
École de technologie supérieure

6 septembre 2018

Titre du projet : Évaluation du potentiel énergétique lié à l'activité temporo-mandibulaire au quotidien

Responsable : Jérémie Voix

Numéro de référence : H20180606

Type de demande : Nouvelle

APPROBATION FINALE

Monsieur Voix,

Nous accusons réception du dossier modifié selon les recommandations émises par le Comité d'éthique de la recherche (CÉR) dans sa lettre du 17 juillet 2018. Après révision, le dossier est conforme. J'ai donc le plaisir de vous informer que **votre projet peut aller de l'avant**.

Vous trouverez, jointe à la présente :

- Une copie du formulaire d'information et de consentement **approuvé par le CÉR** (*version PDF datée du 6 septembre 2018*). Veillez utiliser cette version du document pour le recrutement de vos participants.
- Une copie du courriel de recrutement corrigé
- Une copie du formulaire d'éligibilité corrigé

L'approbation éthique de votre projet est valable pour une année à compter de la date d'approbation finale. Si vous envisagez de poursuivre vos travaux de recherche au-delà de la date d'échéance mentionnée ci-bas, vous devrez présenter au CÉR une demande de renouvellement de l'approbation éthique. Si votre projet se termine avant cette date d'échéance, vous devrez fournir au CÉR un rapport de fin de projet. Ce rapport doit être remis avant le 31 décembre 2019.

En acceptant le présent certificat éthique, vous vous engagez à :

- Observer une **conduite responsable** tout au long de vos travaux de recherche;
- Informer dès que possible le CÉR de **tout changement** apporté au projet ou **tout évènement imprévu** qui surviendrait au cours d'une expérimentation;
- Respecter les **conditions de confidentialité et de protection des renseignements et des données**, telles qu'énoncées dans le dossier et approuvées par le CÉR.

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



Laurence Marck
Coordonnatrice, Comité d'éthique de la recherche

ÉCHÉANCE DE L'APPROBATION
6 septembre 2019

REMISE DU RAPPORT FINAL
Au plus tard le 31 décembre 2019



Projet H20180606

APPROUVÉ le 6 septembre 2018
Comité d'éthique de la recherche - ÉTS

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

TITRE DU PROJET DE RECHERCHE

Évaluation du potentiel énergétique lié à l'activité temporo-mandibulaire au quotidien

CHERCHEUR PRINCIPAL

Jérémie Voix, professeur au département de génie mécanique - École de technologie supérieure (ÉTS), titulaire de la Chaire industrielle en technologies intra-auriculaires EERS-CRSNG (CRITIAS)

Tél : (514) 396-8437, Courriel : jeremie.voix@etsmtl.ca

COLLABORATEURS ET ÉTUDIANT

Jacob Bouchard-Roy, étudiant à la maîtrise au sein de la chaire industrielle en technologies intra-auriculaires EERS-CRSNG (CRITIAS), département de génie mécanique, École de technologie supérieure.

Tel : 514-605-8021, Courriel : jacob.bouchard-roy.1@ens.etsmtl.ca

Aïdin Delnavaz, Associé de recherche au sein de la chaire industrielle en technologies intra-auriculaires EERS-CRSNG (CRITIAS), département de génie mécanique, École de technologie supérieure.

Courriel : aidin.delnavaz@ens.etsmtl.ca

Cécile Le Cocq, Associée de recherche au sein de la chaire industrielle en technologies intra-auriculaires EERS-CRSNG (CRITIAS), département de génie mécanique, École de technologie supérieure.

Courriel : cecile.lecocq@etsmtl.ca

FINANCEMENT

Le chercheur principal a reçu du financement de la part du Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) pour mener à bien ce projet de recherche.

INVITATION À PARTICIPER À UN PROJET DE RECHERCHE

L'équipe de recherche mène un projet de recherche dans le but de quantifier l'énergie générée par les déformations du conduit auditif liées à l'activité de la mâchoire au cours d'une journée.

Nous sollicitons aujourd'hui votre participation à ce projet de recherche. Nous vous invitons à lire attentivement ce formulaire d'information et de consentement, afin de décider si vous souhaitez participer. Il est important de bien comprendre ce formulaire. N'hésitez pas à poser toutes les questions que vous jugerez utiles au chercheur principal ou aux membres de l'équipe de recherche. Prenez le temps nécessaire pour prendre votre décision.

NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

Le but du programme de recherche proposé est l'avancement des connaissances relatives à la déformation du conduit auditif humain causée par les mouvements de la mâchoire, produite lors de la mastication ou de la parole. De telles connaissances permettront, à terme, d'envisager le développement de récupérateurs énergétiques capables de convertir l'énergie mécanique du mouvement de la mâchoire en électricité pour alimenter toutes sortes de dispositifs intra-auriculaires, incluant les protecteurs auditifs. Cette avancée permettra dans le futur de diminuer l'utilisation des piles et/ou de rendre des dispositifs électroniques énergétiquement plus autonomes. Par exemple, il serait possible de recharger les piles de prothèses auditives en mâchant de la gomme à mâcher, en mangeant ou en parlant. Ainsi, les utilisateurs de ces prothèses n'auraient plus à changer les piles aussi régulièrement et à des moments parfois inopportuns.

Le projet s'inscrit dans un cadre de biomécanique, plus précisément dans la récupération de l'énergie du corps humain. Plusieurs endroits sont intéressants pour récupérer l'énergie du corps humain, ici on s'intéresse au conduit auditif de l'oreille. Il est intéressant, avant de lancer les recherches dans les récupérateurs d'énergie, de bien connaître la quantité d'énergie disponible à cet endroit.

L'objectif principal est de quantifier l'énergie mécanique exacte générée par le mouvement de l'articulation temporo-mandibulaire (voir Figure 1) lors d'une journée. Pour ce faire, nous utiliserons un système qui mesurera en parallèle deux données. D'une part les variations de pression hydraulique qui surviennent dans le conduit auditif et d'autre part l'enregistrement sonore des participants au cours d'une journée typique. Cela permettra de mesurer les déformations lors des activités telles que manger, parler, etc. L'enregistrement sonore permettra uniquement d'associer l'activité du participant à une quantité d'énergie générée dans le conduit auditif.

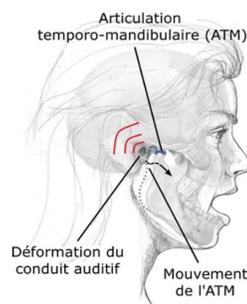


Figure 1 : Articulation temporo-mandibulaire

PARTICIPATION DEMANDÉE

Ce projet de recherche comporte 4 étapes réparties en 1 séance.

Le terme « opérateur » utilisé ci-après désigne l'étudiant à la maîtrise en génie mécanique Jacob Bouchard-Roy.

1. Détermination de l'éligibilité (Durée : 20 minutes)

Avant de commencer, suite à la présentation du projet de recherche, à l'explication du formulaire d'information et de consentement et à sa signature, l'opérateur vous posera des questions portant sur votre santé auditive et votre mode de vie et examinera vos oreilles afin de s'assurer que vous répondez à l'ensemble des critères d'éligibilité.

2. Présentation et installation du matériel (Durée : 20 minutes)

Si les critères vérifiés au cours de la phase de détermination de l'éligibilité démontrent que vous êtes éligible, l'opérateur vous présentera le matériel utilisé et vous donnera une formation sur son utilisation. L'opérateur vous présentera également le journal de bord que vous devrez remplir durant l'étude (liste des activités importantes : manger, parler, repos). L'opérateur vous demandera si vous avez bien tout compris et répondra à vos questions au besoin.

Ensuite, l'opérateur vous demandera de porter le casque permettant la prise de mesure (voir Figure 2). Pour ce faire l'opérateur installera le casque sur votre tête et les bouchons dans vos oreilles en y appliquant du lubrifiant. L'opérateur gonflera le bouchon droit (rouge) dans votre oreille droite avec de l'eau de manière à obtenir un bon contact entre les parois de votre conduit auditif et le bouchon. Il gonflera ensuite le bouchon gauche (bleu) dans votre oreille gauche de la même manière. Vous devrez indiquer à l'opérateur si le système est confortable. Des ajustements seront apportés si ce n'est pas le cas.

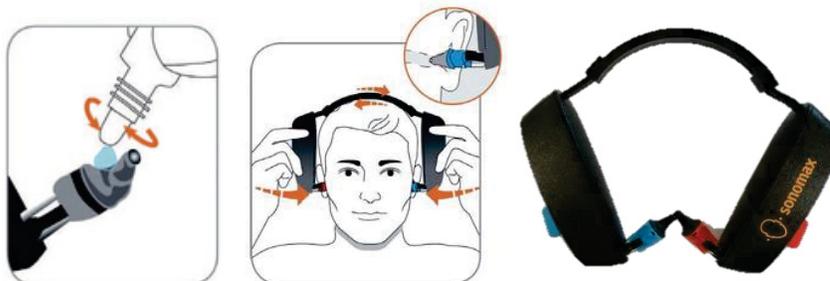


Figure 2 : ...

3. Mesures (Durée : 4 heures)

Pour avoir des résultats intéressants, nous vous demanderons de porter le casque sur votre tête pendant 4 heures consécutives. Vous pourrez vaquer à vos occupations habituelles, en évitant cependant les activités qui nécessitent un grand effort physique tel que le sport. Les données sonores de votre environnement (y compris

vos paroles et celles des personnes autour de vous) ainsi que les données de pression dans vos conduits auditifs seront récoltées tout au long de cette période.

Durant les enregistrements, il vous sera également demandé de remplir un journal de bord, afin d'identifier les principales activités réalisées.

Si vous devez enlever le casque, pour quelque raison que ce soit, cela mettra fin aux mesures. Vous devrez alors rejoindre l'opérateur pour finaliser l'étude. L'opérateur restera disponible pour communiquer via courriel et cellulaire avec vous pour la durée totale de la séance. Les coordonnées de l'opérateur vous seront laissées directement sur place.

4. Conclusion (Durée : 20 minutes)

Finale, l'opérateur vous rencontrera au local I703 afin de faire le récapitulatif de la journée et de récupérer le matériel. L'opérateur et vous passerez en revue le journal de bord afin de vérifier l'information qui y est consignée. Votre compensation sera remise à ce moment-là. Si vous optez pour des bouchons moulés, un rendez-vous sera fixé selon la disponibilité du responsable.

RISQUES ET INCONVÉNIENTS

- Douleur au niveau du conduit auditif : comme un bouchon sera gonflé dans le conduit auditif, il sera possible que cela entraîne des douleurs.

Pour atténuer le risque de douleur du conduit auditif, le bouchon est gonflé au minimum afin d'avoir un contact sur le conduit auditif donc une très faible pression sera exercée sur le conduit. En effet, si la pression est trop grande, cela induirait des déformations du conduit auditif et viendrait fausser les résultats. Enfin, si une douleur survenait, le système est très facile à retirer, cependant cela entraînerait la fin des tests.

- Une allergie au produit (silicone, lubrifiant) pourrait survenir.

Le silicone et le lubrifiant sont des produits hypoallergéniques, cela réduit grandement les risques d'allergie, sans pour autant les éliminer. Si cela se produisait, vous aurez probablement une réaction cutanée, une sensation de brûlure ou des démangeaisons qui mèneront à l'arrêt de la procédure. Les bouchons seront retirés et il vous sera suggéré de consulter un médecin.

- Bris de confidentialité : les données sonores contiennent l'ensemble des discussions que vous aurez durant la période d'enregistrement.

Une fois que l'identification des différentes activités aura été faite par l'étudiant à la maîtrise Jacob Bouchard-Roy, les enregistrements sonores seront traités afin de séparer les segments temporels qui contiennent de la parole de ceux qui n'en contiennent pas. Les signaux de parole seront gardés sous clef numérique par le professeur Jérémie Voix et ne seront pas utilisés dans d'autres projets de recherche.

AVANTAGES ET BÉNÉFICES

Vous ne retirerez aucun bénéfice personnel de votre participation à ce projet de recherche.

Le programme de recherche proposé permettra de développer les connaissances dans la statique et la dynamique du conduit auditif. De telles connaissances pourront être utilisées dans plusieurs domaines de la recherche médicale, depuis le design de dispositifs biomédicaux logés dans l'oreille jusqu'au traitement du trouble de

l'articulation temporo-mandibulaire, pour lequel la connaissance précise de la déformation du conduit est essentielle. Les résultats de ce projet de recherche pourront clairement aider la conception de récupérateur d'énergie disposé à l'intérieur de l'oreille. Une telle technologie pourra bénéficier à la compagnie canadienne EERS (partenaire de la chaire de recherche industrielle CRSNG-EERS en technologies intra-auriculaires), pour l'alimentation électrique de sa propre gamme de produits de protection auditive et de communication dans le bruit actuellement développée. Enfin, l'exploitation par les manufacturiers de prothèses auditives de la technologie développée permettra de conduire au développement de prothèses auditives à autonomie prolongée, soulageant près de 300 millions d'utilisateurs qui n'auront plus à en changer les piles aussi souvent.

CONFIDENTIALITÉ

Les renseignements identificatoires, les données de recherche et les données potentiellement identificatoires recueillis durant votre participation au projet demeureront confidentiels, dans les limites prévues par la loi.

Tout au long du projet, vos renseignements identificatoires seront remplacés par un code de recherche. La clé de correspondance, permettant de relier vos renseignements identificatoires (nom, tranche d'âge) à vos données de recherche, ainsi que les signaux de parole (données potentiellement identificatoires), sera conservée par le chercheur principal de ce projet de recherche au laboratoire de recherche CRITIAS au I703 dans les locaux de l'ÉTS. Le chercheur principal Jérémie Voix ainsi que l'étudiant à la maîtrise Jacob Bouchard-Roy auront accès à la clé de correspondance et aux signaux de parole. Les renseignements identificatoires, la clé de correspondance et les signaux de parole seront conservés pendant 10 ans après la fin du recrutement. Ils seront par la suite détruits, et il ne sera alors plus possible de vous identifier.

Les données de recherche (pression dans le conduit auditif, enregistrements sonores de votre environnement sans paroles) seront conservées au laboratoire de recherche CRITIAS au I703 dans les locaux de l'ÉTS pendant 10 ans sous la responsabilité du chercheur principal. Elles seront consultées par l'ensemble des membres de l'équipe de recherche au besoin. Elles pourront être publiées dans des articles, faire l'objet de discussions scientifiques, ou être utilisées à des fins d'enseignement. Dans aucun de ces cas, il ne sera possible de vous identifier.

Avec votre consentement, les données de recherche et les enregistrements sonores sans paroles pourraient être réutilisés dans le cadre de futurs projets de recherche par le chercheur principal et son équipe. Aucun renseignement identificatoire ou potentiellement identificatoire ne sera associé à ces données, il ne sera donc pas possible de vous identifier.

À des fins de surveillance et de contrôle, votre dossier de recherche pourra être consulté par une personne mandatée par le comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS ou l'organisme subventionnaire. Ces personnes adhèrent toutes à une politique de confidentialité.

MISE EN BANQUE DES DONNEES DE RECHERCHE COLLECTEES A DES FINS DE RECHERCHE FUTURE

Avec votre consentement, les données de pression dans vos conduits auditifs et les enregistrements sonores de votre environnement sans paroles collectées durant votre participation au projet seront mis en banque et pourront être réutilisés à des fins de recherche dans les domaines de l'audition, de la protection auditive, de la communication dans le bruit, et de la veille sur l'état d'activité et de présence d'une personne.

Il s'agit d'un volet facultatif. Vous pouvez donc refuser que vos données soient mises en banque et participer quand même au projet.

Veuillez prendre connaissance du formulaire d'information et de consentement distinct relatif à la mise en banque facultative de vos données de recherche.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET DROIT DE RETRAIT

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Cela signifie que vous acceptez de participer au projet sans aucune contrainte ou pression extérieure. Vous êtes libre de refuser d'y participer, et vous pouvez également vous retirer, à n'importe quel moment au cours du projet, sans avoir à donner de raisons, en informant l'équipe de recherche.

Si vous décidez de vous retirer du projet, les renseignements et données recueillis seront conservés pour préserver l'intégrité du projet.

Le chercheur principal, le comité d'éthique de la recherche et l'organisme subventionnaire peuvent mettre fin à votre participation, sans votre consentement. Cela peut se produire si de nouvelles découvertes ou informations indiquent que votre participation au projet n'est plus dans votre intérêt, si vous ne respectez pas les consignes, ou encore s'il existe des raisons administratives d'abandonner le projet.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet qui pourrait avoir un impact sur votre décision de continuer à participer à ce projet vous sera communiquée rapidement.

COMPENSATION

En guise de remerciement pour votre participation au projet, l'équipe de recherche vous remettra, au choix, une paire de protections auditives Etymotic ETYPLUGS pour musiciens ou une paire d'écouteurs PCS-100 moulés sur mesure. Si vous vous retirez du projet, ou s'il est mis fin à votre participation avant la fin, vous ne recevrez pas la compensation.

POSSIBILITÉ DE COMMERCIALISATION

Votre participation au projet de recherche pourrait mener à la création de produits commerciaux qui pourraient être éventuellement protégés par voie de brevet ou autres droits de propriété intellectuelle. Cependant, dans un tel cas, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

VOS DROITS EN TANT QUE PARTICIPANT

En acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez le chercheur principal et l'établissement de leur responsabilité civile et professionnelle.

SUIVI ÉTHIQUE

Le comité d'éthique de la recherche de l'ÉTS a approuvé ce projet de recherche et en assure le suivi. De plus, il approuvera au préalable toute révision et toute modification apportée au formulaire d'information et de consentement et au protocole de recherche.

PERSONNES-RESSOURCES

Pour toute question en lien avec le projet de recherche, vous pouvez contacter le chercheur principal au jeremie.voix@etsmtl.ca. Vous pouvez également contacter Jacob Bouchard-Roy, étudiant à la maîtrise au jacob.bouchard-roy.1@ens.etsmtl.ca ou au 514-605-8021.

Pour toute question en lien avec vos droits en tant que participant à la recherche, vous pouvez contacter la coordonnatrice du Comité d'éthique de la recherche de l'École de technologie supérieure en téléphonant au (514) 396-8800 poste 7807.

CONSENTEMENT

Participant(e)

Je reconnais avoir lu le présent formulaire de consentement et avoir disposé de suffisamment de renseignements et du temps nécessaire pour prendre ma décision. Après réflexion, je consens volontairement à participer à ce projet de recherche, aux conditions énoncées.

- J'autorise le chercheur principal à réutiliser mes données de recherche et mes enregistrements sonores sans paroles dans le cadre de futurs projets de recherche de la chaire CRITIAS.

Nom du(de la) participant(e)

Signature

Date

Personne qui obtient le consentement

J'ai expliqué au(à la) participant(e) tous les aspects pertinents de la recherche et j'ai répondu aux questions qu'il(elle) m'a posées.

- Je m'engage à remettre une copie du présent formulaire signé au(à la) participant(e).

*Nom de la personne qui obtient le
consentement*

Signature

Date

Date : _____

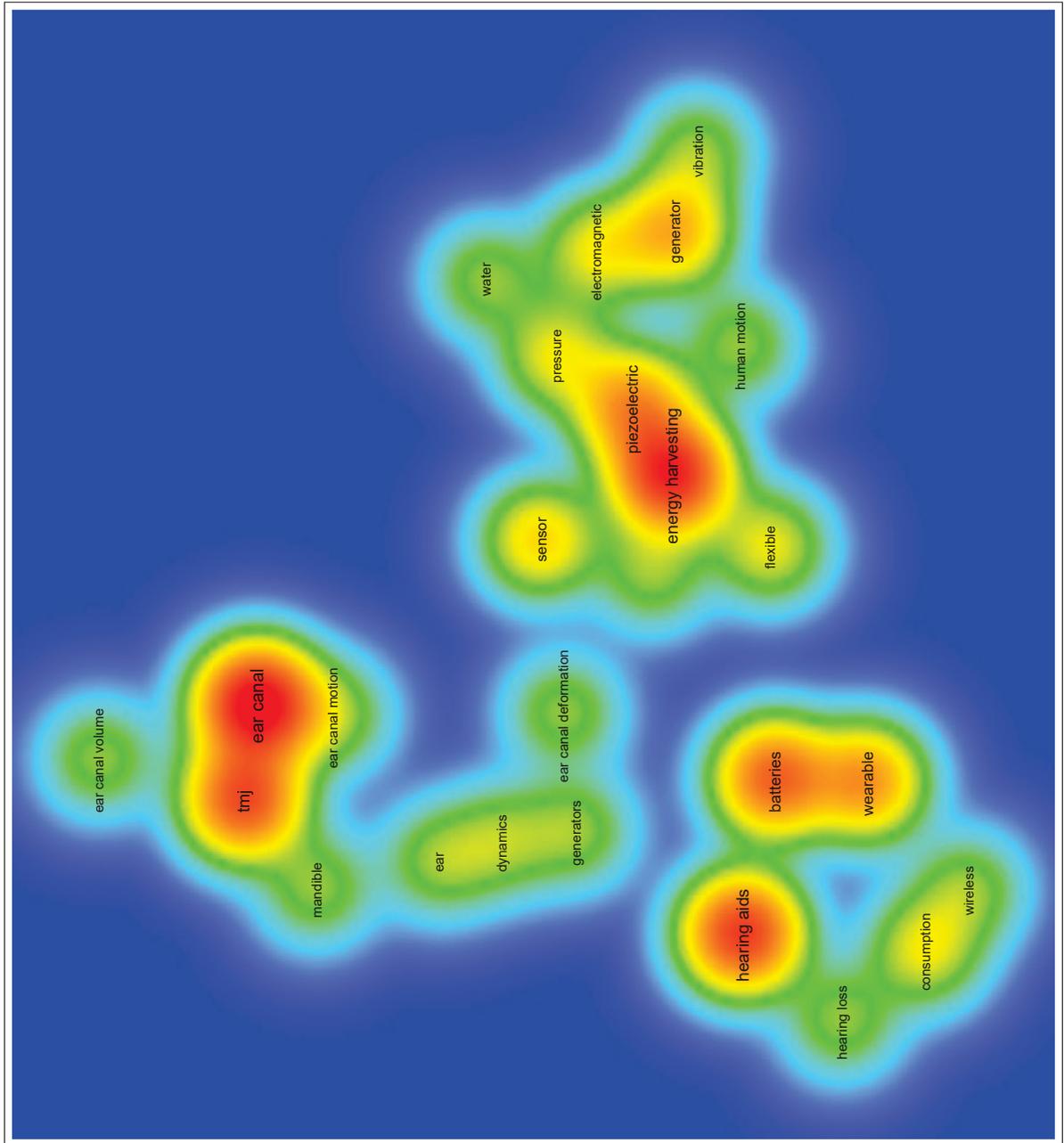
Code de recherche : _____

Questionnaire d'éligibilité à remplir par le participant

1. Quel est votre sexe :
 Homme Femme
2. Quel est votre tranche d'âge:
 18-20 ans 21-25 ans 26-30 ans 31 ans et plus
3. Êtes-vous disponible pour une période de 4 heures?
 Oui Non
4. Considérez-vous que vous êtes hypersensible au niveau du conduit auditif?
 Oui Non
5. Avez-vous subi une chirurgie de l'oreille par le passé?
 Oui Non
6. Présentez-vous une infection ou une inflammation cutanée du conduit auditif? (Eczéma, otite etc.)
 Oui Non
7. Devez-vous porter un casque lors de vos activités quotidiennes?
 Oui Non
8. Êtes-vous allergique au silicone?
 Oui Non

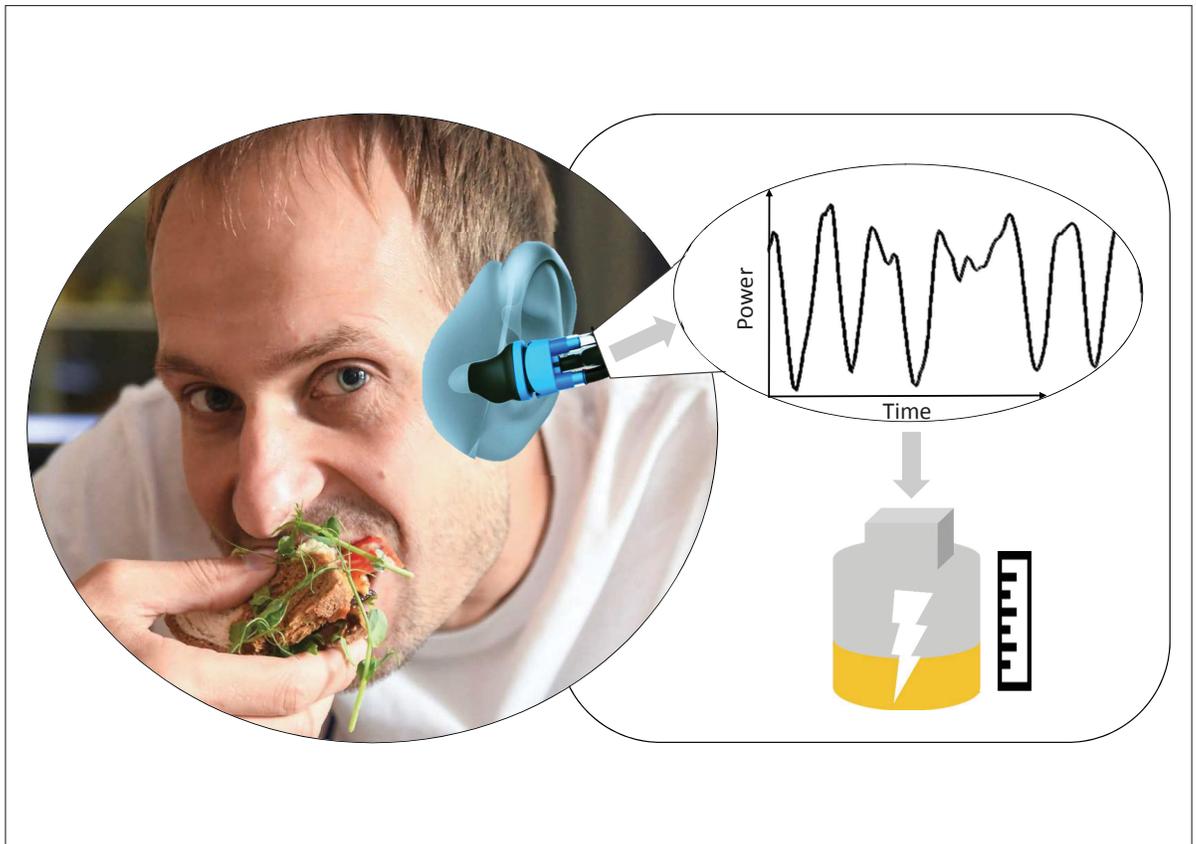
ANNEXE II

CARTOGRAPHIE DE LA REVUE DE LITTÉRATURE



ANNEXE III

RÉSUMÉ GRAPHIQUE



ANNEXE IV

LISTE DES COMMUNICATIONS ET ACTIVITÉS DE DÉVELOPPEMENT RÉALISÉES DURANT LA MAÎTRISE

Les principales communications et activités de développement sont les suivantes :

- Génium360. 21 décembre 2018 «L'énergie du corps au service... des piles». <https://blogue.génium360.ca/article/innovation/lenergie-du-corps-au-service-des-piles/>,
- Voix, J., Carillo, K., Bouchard-Roy, J., Saint-Gaudens, H., Crétot-Richert, G., Bouserhal, R. (2019). Classe techno" Bruit" : Acoustic workshop for high school students at Université du Québec (ÉTS),
- Présentation au Congrès Annuel des Étudiants Chercheurs ÉTS 2018 (CAÉC), devant jury sous la forme de Ma thèse en 180 seconde,
- Bénévole durant The International Conference of Acoustics and Vibration 26 (ICSV26), du 7 au 11 juillet 2019, Montréal, Canada,
- Bénévole durant la CLASSE TECHNO ÉTS pour l'activité sur le son (1 novembre 2018, ÉTS, Montréal, Canada),
- Ambassadeur ÉTS pour Les missions technologiques LÉTS GO, Allemagne, Munich, Stuttgart, Berlin, du 15 - 26 avril 2019, missionstechno.etsmtl.ca,
- Cours suivis à l'ÉTS durant la maîtrise : MTR801 - Planification d'un projet de recherche en ingénierie, SYS814 - Méthodologies expérimentales pour ingénieurs, SYS803 - Systèmes de mesure, MTR871 - Lectures dirigées (Acquisition et traitement de signal audio), SYS812 - Fatigue, endommagement et mécanique de la rupture et ENR889 - Systèmes d'énergie solaire photovoltaïque.

BIBLIOGRAPHIE

- Bedri, A., Verlekar, A., Thomaz, E., Avva, V. & Starner, T. (2015). A wearable system for detecting eating activities with proximity sensors in the outer ear. *Proceedings of the 2015 ACM International Symposium on Wearable Computers - ISWC '15*, pp. 91–92. doi : 10.1145/2802083.2808411.
- Besenhard, J. O. (2008). *Handbook of Battery Materials*. John Wiley & Sons.
- Bouchard-Roy, J. & Delnavaz, A. (2018). Évaluation du potentiel énergétique lié à l'activité temporo-mandibulaire au quotidien H20180606.
- Bouserhal, R. E., Chabot, P., Sarria-Paja, M., Cardinal, P. & Voix, J. (2018). Classification of Nonverbal Human Produced Audio Events : A Pilot Study. *Interspeech 2018*, pp. 1512–1516. doi : 10.21437/Interspeech.2018-2299.
- Buren, T. v., Lukowicz, P. & Troster, G. (2003). Kinetic energy powered computing - an experimental feasibility study. *Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2003. Proceedings.*, pp. 22–24. doi : 10.1109/ISWC.2003.1241389.
- 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.
- Carioli, J., Delnavaz, A., Zednik, R. J. & Voix, J. (2016). Power capacity from earcanal dynamic motion. *AIP Advances*, 6(12), 125203. doi : 10.1063/1.4971215.
- Chabot, P. (2019). *Classification of nonverbal humanproduced audio events*. (Document inédit, Département de génie mécanique, École de technologie supérieur, Montréal).
- Cocq, C. L. & Voix, J. (2014). Experimental study on custom earplug retention in real-world situations. *Canadian Acoustics*, 42(3). Repéré à [//jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/2704](http://jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/view/2704).
- CRITIAS, NSERC-EERS Industrial Research Chair in In-Ear Technologies (CRITIAS). Auditory Research Platform (ARP). Repéré à <http://critias.etsmtl.ca/the-technology/arp/>.
- 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 ... International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 10(Pt 2), 801–808.
- 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.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2013a). Ear canal dynamic motion as a source of power for in-ear devices. *Journal of Applied Physics*, 113(6), 9 p. doi : 10.1063/1.4792307. 00003.

- Delnavaz, A. & Voix, J. (2013b). Piezo-earpiece for micro-power generation from ear canal dynamic motion. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 23(11), 114001. doi : 10.1088/0960-1317/23/11/114001.
- Delnavaz, A. & Voix, J. (2014b). Flexible piezoelectric energy harvesting from jaw movements. *Smart Materials and Structures*, 23(10), 105020. doi : 10.1088/0964-1726/23/10/105020.
- Fan, R., Lee, S., Jung, H., Melo, M. A. & Masri, R. (2019). Piezoelectric energy harvester utilizing mandibular deformation to power implantable biosystems : A feasibility study. *Journal of Mechanical Science and Technology*. doi : 10.1007/s12206-019-0749-4.
- Feder, K., Michaud, D., Ramage-Morin, P., mcNamee, J. & Beauregard, Y. (2015). Taux de perte auditive chez les Canadiens de 20 à 79 ans : résultats audiométriques de l'Enquête canadienne sur les mesures de la santé de 2012-2013. 26(7), 11.
- Goll, E., Zenner, H. & Dalhoff, E. (2011). Upper Bounds for Energy Harvesting in the Region of the Human Head. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(11), 3097–3103. doi : 10.1109/TBME.2011.2163407.
- Gorlatova, M., Sarik, J., Grebla, G., Cong, M., Kymissis, I. & Zussman, G. (2013). Movers and Shakers : Kinetic Energy Harvesting for the Internet of Things. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 33, 1624–1639. doi : 10.1109/jsac.2015.2391690.
- 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.
- Hales, J. H., Kallesøe, C., Lund-Olesen, T., Johansson, A. C., Fanøe, H. C., Yu, Y., Lund, P. B., Vig, A. L., Tynelius, O. & Christensen, L. H. (2012). Micro fuel cells power the hearing aids of the future. *Fuel Cells Bulletin*, 2012(12), 12–16. doi : 10.1016/S1464-2859(12)70367-X.
- 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.
- Hunn, N. (2016). The Market for Hearable Devices 2016-2020. 36.
- Hylander, W. L. (2006). Functional anatomy and biomechanics of the masticatory apparatus. *Anatomy and Function*. Repéré à https://www.researchgate.net/publication/287632897_Functional_anatomy_and_biomechanics_of_the_masticatory_apparatus.
- Kochkin, S. (2000). MarkeTrak V : "Why my hearing aids are in the drawer" : The consumers' perspective. 53(2), 5.

- Lay-Ekuakille, A., Vendramin, G. & Trotta, A. (2008). Design of an energy harvesting conditioning unit for hearing aids. *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 2310–2313. doi : 10.1109/IEMBS.2008.4649660.
- 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.
- Leonov, V. (2011). Human Machine and Thermoelectric Energy Scavenging for Wearable Devices. *ISRN Renewable Energy*, 2011, 1–11. doi : 10.5402/2011/785380.
- Li, M., Kwak, K.-C. & Kim, Y.-T. (2012). Intelligent Predictor of Energy Expenditure with the Use of Patch-Type Sensor Module. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 12(11), 14382–14396. doi : 10.3390/s121114382.
- Lin, C., Yang, Y. C., Wang, J. & Yang, Y. (2012). A Wearable Sensor Module With a Neural-Network-Based Activity Classification Algorithm for Daily Energy Expenditure Estimation. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(5), 991–998. doi : 10.1109/TITB.2012.2206602.
- 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.
- Llams, R., Ubrani, J. & Shirer, M. (2019). IDC Reports Strong Growth in the Worldwide Wearables Market, Led by Holiday Shipments of Smartwatches, Wrist Bands, and Ear-Worn Devices. Repéré à <https://www.idc.com/getdoc.jsp?containerId=prUS44901819>.
- Mateu, L. & Moll, F. (2005). Review of energy harvesting techniques and applications for microelectronics. *VLSI Circuits and Systems II*, 5837, 359–374. doi : 10.1117/12.613046.
- 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.
- Niu, P., Chapman, P., Riemer, R. & Zhang, X. (2004). Evaluation of motions and actuation methods for biomechanical energy harvesting. *2004 IEEE 35th Annual Power Electronics Specialists Conference (IEEE Cat. No.04CH37551)*, 3, 2100–2106 Vol.3. doi : 10.1109/PESC.2004.1355442.
- Oliveira, R. J. (1997). The Active Earcanal. *Journal of American Academy of Audiology*, 10.
- Oliveira, R. J., Hammer, B., Stillman, A., Holm, J., Jons, C. & Margolis, R. H. (1992). A Look at Ear Canal Changes with Jaw Motion.

- 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., Conradsen, K., Laugesen, S. & Larsen, R. (2004). Statistical Shape Analysis of the Human Ear Canal with Application to In-the-Ear Hearing Aid Design.
- Pemberton Levy, H. (2015). What's New in Gartner's Hype Cycle for Emerging Technologies, 2015. Repéré à <https://www.gartner.com/smarterwithgartner/whats-new-in-gartners-hype-cycle-for-emerging-technologies-2015/>.
- 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.
- Po, J., Kieser, J., Gallo, L., Tésenyi, A., Herbison, P. & Farella, M. (2011). Time-Frequency Analysis of Chewing Activity in the Natural Environment. *Journal of Dental Research*, 90(10), 1206–1210. doi : 10.1177/0022034511416669.
- Pugh, S. (1991). *Total design : integrated methods for successful product engineering*. Wokingham : Addison-Wesley.
- Riemer, R. & Shapiro, A. (2011). Biomechanical energy harvesting from human motion : theory, state of the art, design guidelines, and future directions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8, 22. doi : 10.1186/1743-0003-8-22.
- Saha, C., O'Donnell, T., Wang, N. & McCloskey, P. (2008). Electromagnetic generator for harvesting energy from human motion. *Sensors and Actuators A : Physical*, 147(1), 248–253. doi : 10.1016/j.sna.2008.03.008.
- Shin, E. (2013). Liquid Injection Molding System. 16.
- Smilek, J. & Hadas, Z. (2016). A study of kinetic energy harvesting for biomedical application in the head area. *Microsystem Technologies*, 22(7), 1535–1547. doi : 10.1007/s00542-015-2766-2.
- Starner, T. (1996). Human-powered wearable computing. *IBM Systems Journal*, 35(3.4), 618–629. doi : 10.1147/sj.353.0618.
- Taniguchi, K. & Nishikawa, A. (2018). Earable POCER : Development of a Point-of-Care Ear Sensor for Respiratory Rate Measurement. *Sensors*, 18(9), 3020. doi : 10.3390/s18093020.
- Taniguchi, K., Chiaki, H., Kurosawa, M. & Nishikawa, A. (2017). A Novel Earphone Type Sensor for Measuring Mealtime : Consideration of the Method to Distinguish between Running and Meals. *Sensors*, 17(2), 252. doi : 10.3390/s17020252.

- Taniguchi, K., Kondo, H., Kurosawa, M. & Nishikawa, A. (2018a). Earable TEMPO : A Novel, Hands-Free Input Device that Uses the Movement of the Tongue Measured with a Wearable Ear Sensor. *Sensors*, 18(3), 733. doi : 10.3390/s18030733.
- Taniguchi, K., Kondo, H., Tanaka, T. & Nishikawa, A. (2018b). Earable RCC : Development of an Earphone-Type Reliable Chewing-Count Measurement Device [Research article]. doi : 10.1155/2018/6161525.
- Turcot, M. C. & Voix, J. (2011). (54) PRESSURE REGULATION MECHANISM FOR NFLATABLE IN-EAR DEVICE. 8.
- Victory, J. (2019). Hearing aid battery types and sizes. Repéré à <https://www.healthyhearing.com/help/hearing-aids/batteries>.
- Webb, P. (1992). Temperatures of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, comfortable and hot conditions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 64(5), 471–476. doi : 10.1007/BF00625070.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S. & Walt, S. E. (1990). Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340–347. doi : 10.1093/ptj/70.6.340.
- Xu, X. & Yuan, S. (2011). An Examination of the Force Generated from Incisor Penetration into Foods with Different Textural Properties Part I : Experimental Observation. *Journal of Texture Studies*, 42(3), 228–235. doi : 10.1111/j.1745-4603.2011.00295.x.
- Xue, Y. & Jin, L. (2010). A naturalistic 3D acceleration-based activity dataset benchmark evaluations. *2010 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, pp. 4081–4085. doi : 10.1109/ICSMC.2010.5641790.
- 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.
- Zhou, M., Al-Furjan, M. S. H., Zou, J. & Liu, W. (2018). A review on heat and mechanical energy harvesting from human – Principles, prototypes and perspectives. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 82, 3582–3609. doi : 10.1016/j.rser.2017.10.102.