



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

– المدرسة الوطنية العليا للتكنولوجيا والهندسة – عنابة

ECOLE NATIONALE SUPERIEURE DE TECHNOLOGIE ET D'INGENIERIE – ANNABA

Département d'Électronique, d'Électrotechnique et Automatique

MEMOIRE

En vue d'obtention du diplôme de MASTER

Domaine : Science et Technologie

Filière : Electrotechnique

Spécialité : Réseaux Electriques

Présenté par

YOUCEF MIHOUB

**Etude et modélisation d'un système de récupération d'énergie basée sur
l'effet piézoélectrique pour les applications basse consommation**

Encadré par : Dr. DEBBAH Abdesselam

MCA

ENSTI Annaba

Membres du jury :

Dr. KARABADJI Nour El Islem

Président

ENSTI Annaba

Dr. DJELLAL Adel

Examinateur

ENSTI Annaba

Année 2024/2025

Remerciements

Je tiens à exprimer mes sincères remerciements à l'École Nationale Supérieure de Technologie Industrielle (ENSTI – Annaba) pour m'avoir offert un cadre de formation stimulant et de qualité tout au long de mon parcours universitaire. C'est dans cette institution que j'ai pu acquérir des compétences scientifiques solides et une rigueur méthodologique qui m'ont permis de mener à bien ce travail.

*Je remercie tout particulièrement le Département de **EEA** pour la richesse de son enseignement, la disponibilité de son corps enseignant, ainsi que les moyens pédagogiques mis à notre disposition.*

*Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon encadrante, **Dr. DEBBAH Abdesselam**, pour son accompagnement constant, ses conseils éclairés, sa patience et son soutien moral et scientifique tout au long de ce projet. Son implication et ses remarques pertinentes ont été déterminantes dans la réalisation de ce mémoire.*

Mes remerciements vont également à l'ensemble de mes enseignants, qui, durant ces années d'étude, ont su transmettre leur savoir avec passion et exigence. Grâce à eux, j'ai pu évoluer dans un environnement académique enrichissant, marqué par le sérieux et le professionnalisme.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réussite de ce travail

Dédicaces

*Je dédie ce travail à mes chers parents,
pour leur amour inconditionnel, leur patience et leurs prières.*

*À ma famille et mes amis,
pour leur soutien, leur encouragement et leur présence précieuse.*

*À mon ami Kadri Abdallah El Walid,
pour son amitié sincère, ses conseils et son soutien constant tout au long de ce
parcours.*

*À tous ceux qui m'ont guidé, soutenu ou inspiré tout
au long de ce parcours universitaire.*

المخلص:

يتناول هذا البحث محاكاة نظام لاسترجاع الطاقة الاهتزازية اعتماداً على التأثير الكهروضغطي، موجه لتطبيقات طبية حيوية. الهدف هو تطوير رقعة طبية ذكية ذاتية التغذية، قادرة على تحويل الاهتزازات الدقيقة للجسم، خصوصاً الناتجة عن التنفس، إلى طاقة كهربائية قابلة للاستعمال. تم اختيار مادة PVDF نظراً لمرونتها وتوافقها البيولوجي. يعتمد النموذج على بنية ميكانيكية من نوع كتلة-نابض-تخميد، بالإضافة إلى محول كهروضغطي وواجهة إلكترونية لتكييف الإشارة. أظهرت نتائج المحاكاة وجود علاقة خطية بين القوة التنفسية المطبقة والتوتر الكهربائي الناتج، مما يثبت الوظيفة المزدوجة للرقعة: توليد الطاقة ومراقبة الحالة الفيزيولوجية. ويمهد هذا العمل الطريق نحو أجهزة طبية قابلة للارتداء، ذكية وذاتية التشغيل.

الكلمات المفتاحية: طاقة، كهروضغطية، طبي، اهتزازات دقيقة، تنفس، رقعة ذكية، نمذجة، محاكاة، PVDF، تغذية ذاتية

Résumé:

Cet mémoire traite de la modélisation et simulation d'un système de récupération d'énergie vibratoire basé sur l'effet piézoélectrique, destiné à des applications biomédicales. L'objectif est de développer un patch médical auto-alimenté capable de convertir les micro-vibrations corporelles, en particulier celles liées à la respiration, en énergie électrique utilisable. Le matériau choisi est le PVDF, reconnu pour sa souplesse et sa compatibilité biomédicale. Le système modélisé repose sur une structure mécanique de type masse-ressort-amortisseur, un transducteur piézoélectrique et une interface électronique de conditionnement. Les résultats de simulation montrent une corrélation linéaire entre la force respiratoire appliquée et la tension générée, validant la double fonctionnalité du patch : récupération d'énergie et surveillance physiologique. Ce travail ouvre la voie à des dispositifs médicaux portables, autonomes et intelligents.

Mots clé : Énergie , Piézoélectricité, Biomédical, Micro-vibrations, Respiration, Patch intelligent, Modélisation , Simulation, PVDF, Auto-alimenté.

Abstract :

This thesis focuses on the modeling, and simulation of a piezoelectric-based vibrational energy harvesting system intended for biomedical applications. The aim is to develop a self-powered medical patch capable of converting body micro-vibrations—especially those due to breathing—into usable electrical energy. PVDF was selected for its flexibility and biocompatibility. The modeled system consists of a mass-spring-damper mechanical structure, a piezoelectric transducer, and a power conditioning electronic interface. Simulation results demonstrate a linear correlation between the applied respiratory force and the generated voltage, confirming the dual functionality of the patch: energy harvesting and physiological monitoring. This work paves the way for autonomous and intelligent wearable medical devices

Keywords: Energy, Piezoelectric, Biomedical, Micro-vibrations, Respiration, Smart patch, Modeling, Simulation, PVDF, Self-powered

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : matériaux piézoélectriques selon leur nature, performances et limitations.....4

Tableau 4.1 : la force respiratoire appliquée (F_0) et les états physiologiques ou cliniques....25

Liste des figures

Figure 2.1 : les source ambiantes et densité de puissance avant conversion	8
Figure 2.2 : système de récupération d'énergie vibratoire	8
Figure 2.3 : Représentation schématique d'un transducteur piézoélectrique	10
Figure 2.4 : schéma électrique équivalent d'un transducteur piézoélectrique	11
Figure 2.5 : Exemple d'interface électronique insérée entre le transducteur électromécanique et le système à alimenter.....	11
Figure 2.6: Circuit de SEH (Standard Energy Harvesting.....	12
Figure 2.7: SSH (Synchronized Switch Harvesting)	12
Figure3.1 : Schéma de simulation de système de récupération d'énergie.....	19
Figure3.2 : Schéma de simulation de système d'excitation vibratoire.....	20
Figure3.3 : Schéma du système d'excitation d'un patch piézoélectrique.....	21
Figure3.4 : Schéma de redressement complet avec filtre RC pour la récupération d'énergie.....	22
Figure3.5 : Schéma fonctionnel d'un convertisseur DC-DC utilisé en récupération d'énergie.....	22
Figure3.6 : Schéma de simulation de la charge d'une batterie Li-ion avec interface électrique	23
Figure 4.1 : Réponse dynamique du système piézoélectrique : tension, déplacement et force appliquée pour $F_0=0.15N$	26
Figure 4.2 : Réponse dynamique du système piézoélectrique : tension, déplacement et force appliquée pour $F_0=0.6N$	27
Figure 4.3 : Réponse dynamique du système piézoélectrique : tension, déplacement et force appliquée pour $F_0=0.6N$	28
Figure 4.4 : Évolution de la tension (Voltage) et de l'état de charge (SOC) de la batterie au cours du temps.....	29

Sommaire

Introduction générale	2
1.État de l'art	
1.1 Matériaux piézoélectriques	4
1.2 Les applications des piézoélectriques	4
1.2.1 Récupération d'énergie (Energy Harvesting)	4
1.2.2 Applications biomédicales et acoustiques	5
1.2.3 Transport et infrastructures.....	5
1.2.4 Applications optoélectroniques avancées.....	5
2.System de récupération d'énergie	
2.1 Introduction	7
2.2 Principes fondamentaux de la récupération d'énergie	7
2.2.1 Définition de la récupération d'énergie	7
2.2.2 Principe de la récupération d'énergie vibratoire	8
2.3 Composants d'un système de récupération d'énergie vibratoire	9
2.3.1 Résonateur mécanique	9
2.3.2 Transducteur électromécanique	10
2.3.3 Interface électronique.....	11
2.4 Applications de la récupération d'énergie vibratoire	13
3.Modélisation d'un system de récupération d'énergie pour une patche médicale.	
3.1 Introduction	15
3.2 Présentation du système de récupération d'énergie	15
3.3 Modélisation mécanique du système vibratoire	15
3.3.1 Hypothèses de modélisation	15
3.3.2 Calcule des paramètre m, k, et un amortissement visqueux c	16
3.3.3 Équation du mouvement.....	17
3.4 Modélisation du matériau piézoélectrique	17
3.4.1 Présentation du matériau choisi.....	17
3.4.2 Configuration du patch	17
3.4.3 Modèle électromécanique	18

3.5 Simulation de Système de récupération d'énergie vibratoire pour un patch piézoélectrique.....	18
3.5.1 Système d'excitation vibratoire	19
3.5.2 Transducteur piézoélectrique	20
3.5.3 Redressement du signal	21
3.5.4 Conversion DC-DC	22
3.5.5 Stockage de l'énergie	22
3.5.6 Paramètres de simulation	23
4.Résultats et discussion	
4.1 Introduction.....	25
4.2 Conditions de simulation.....	25
4.2.1 Interprétation biomédicale des forces appliquée.....	25
4.3 Résultats obtenus.....	26
4.4 Interprétation globale des résultats de simulation.....	30
Conclusion générale	31
Références bibliographiques	32

Introduction générale

Introduction générale :

L'effet piézoélectrique désigne la capacité de certains matériaux à générer une tension électrique lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique. Inversement, l'application d'un champ électrique provoque une déformation mécanique. Ce phénomène est exploité dans de nombreux dispositifs allant des capteurs de pression aux systèmes de récupération d'énergie (*Energy harvesting*).

Dans un contexte d'essor de l'Internet des Objets (IoT) et des systèmes autonomes à basse consommation, la récupération d'énergie ambiante devient une alternative durable aux batteries classiques. L'énergie piézoélectrique apparaît comme une solution prometteuse pour alimenter des systèmes électroniques autonomes (capteurs sans fil, objets portables, etc.) sans intervention humaine régulière

Malgré cette évolution technologique, les systèmes de récupération d'énergie piézoélectriques sont encore sous-exploités dans les applications à basse consommation en Algérie, Ce travail s'inscrit dans un contexte de transition énergétique. Son objectif principal est de valoriser les systèmes de récupération d'énergie électrique basé sur l'effet piézoélectrique, offrant une modélisation de ces derniers afin de rendre leurs applications adaptées aux basses consommations.

Le document s'articule autour de plusieurs chapitres :

Le Chapitre 1 est état de l'art ; après on a le **Chapitre 2** : system de récupération d'énergie

Ainsi **Chapitre 3** : modélisation d'un system de récupération d'énergie pour une patche médicale ; enfin le **Chapitre 4** : résultats et discussion et **conclusion**

Chapitre1 : État de l'art

Chapitre 1 : État de l'art

Introduction

Les matériaux piézoélectriques, capables de convertir l'énergie mécanique en énergie électrique et vice versa, sont au cœur de nombreuses technologies émergentes. Cette propriété permet des applications variées.

1.1. Matériaux piézoélectriques :

Classe	Matériaux	Avantages	Inconvénients
Naturels	Quartz (SiO ₂) / Tourmaline/ Rochelle salt	Stabilité pas de traitement	Faible rendement
Céramiques	BaTiO ₃ (Titanate de Baryum) / PZT (Plomb Zirconate Titanate) / Pb (Mg _{1/3} Nb _{2/3}) O ₃ – PbTiO ₃ (PMN-PT)	Haute sensibilité	Rigide, souvent toxique
Polymères	PVDF (Polyvinylidène Fluorure) / PVDF-TrFE (copolymère)	Flexible, léger	Rendement plus faible
Composites	PVDF + PZT	Bonne adaptabilité	Complexité de fabrication

Tableux1.1 : matériaux piézoélectriques selon leur nature, performances et limitations

1.2. Les applications des piézoélectriques :

1.2.1. Récupération d'énergie (Energy Harvesting)

L'application la plus répandue aujourd'hui est la conversion de vibrations en électricité pour alimenter de petits dispositifs.

Vibrations de structures : Les résonateurs bistables intégrés dans des structures métamatériaux permettent une récupération d'énergie plus efficace, notamment dans les environnements vibrants comme les ponts ou les machines industrielles [1]

Marches piétonnes intelligentes : Les trottoirs piézoélectriques captent l'énergie des pas pour produire de l'électricité à usage local (éclairage, capteurs). [2]

Applications biomécaniques : Des films PVDF enrichis aux métaux (Ag, Ni, Co) sont utilisés dans la récupération d'énergie de mouvements humains pour alimenter des capteurs portables [3]

1.2.2. Applications biomédicales et acoustiques :

Les matériaux piézoélectriques sont également intégrés dans les dispositifs médicaux.

MEMS pour microphones biomédicaux : Les microphones AlN à base piézoélectrique sont tuables et adaptés aux environnements à faible bruit (implants cochléaires, écoute intracorporelle). [4]

Santé : Les générateurs nanoscopiques ZnO/PVDF intégrés dans des textiles permettent le suivi des signaux vitaux. [5]

1.2.3. Transport et infrastructures

Les capteurs piézoélectriques trouvent des applications en génie civil pour surveiller la déformation des structures.

Ponts ferroviaires : Intégration dans des capteurs pour mesurer les contraintes mécaniques des ponts sous les charges de trains [6]

Surveillance de structures : Utilisation dans les méthodes aux éléments finis pour détecter les fissures dans les bétons armés [7]

1.2.4. Applications optoélectroniques avancées

Les matériaux piézoélectriques 2D comme le MoS₂ permettent des applications optoélectroniques intelligentes.

MoS₂ replié : Utilisé pour moduler la polarité et optimiser la réponse optoélectronique (diodes, photodétecteurs) [8]

Conclusion :

Ce chapitre a présenté les principaux matériaux piézoélectriques et leurs applications. Leur capacité à convertir l'énergie mécanique en électricité en fait des candidats idéaux pour des dispositifs autonomes, notamment dans les domaines biomédical, structural et énergétique. Ces bases théoriques sont essentielles pour la modélisation et la conception du système étudié dans les chapitres suivants.

Chapitre2 :
 Système de récupération d'énergie

Chapitre 2 : système de récupération d'énergie

2.1. Introduction :

La récupération d'énergie ambiante est une solution prometteuse pour alimenter des dispositifs à faible consommation, notamment dans les systèmes autonomes. Parmi les techniques existantes, l'effet piézoélectrique permet de convertir les vibrations mécaniques en électricité. Ce chapitre présente le principe, la structure et les composants d'un système de récupération d'énergie piézoélectrique, adapté aux applications à basse consommation.

2.2. Principes fondamentaux de la récupération d'énergie :

2.2.1. Définition de la récupération d'énergie :

La récupération d'énergie, également appelée *energy harvesting*, regroupe un ensemble de techniques permettant de capter et de convertir en électricité les différentes formes d'énergie présentes dans l'environnement immédiat d'un dispositif électronique. Elle constitue une solution pertinente pour répondre aux problématiques d'alimentation électrique des capteurs et micro-systèmes autonomes, notamment dans des contextes où l'accès à l'énergie conventionnelle (par câble, pile ou batterie) est limité, coûteux ou peu fiable.

Dans de nombreuses applications modernes – comme les systèmes de surveillance distribués, les objets connectés (IoT), ou encore les systèmes embarqués intelligents – les capteurs doivent pouvoir fonctionner de manière continue, souvent dans des environnements isolés. Si les progrès de la miniaturisation et de l'électronique basse consommation ont réduit les besoins énergétiques, l'alimentation reste un enjeu critique. La récupération d'énergie vise à lever cette contrainte en tirant parti des sources ambiantes comme la lumière (via des cellules photovoltaïques), la chaleur (via des modules thermoélectriques), les ondes radio (via des antennes redresseuses), ou encore les mouvements mécaniques (vibrations, chocs, déformations), notamment grâce à des transducteurs piézoélectriques, électromagnétiques ou électrostatiques.

Ce mode d'alimentation permet d'envisager une autonomie énergétique prolongée, voire permanente, sans maintenance. Il convient toutefois de choisir la technologie de récupération en fonction des caractéristiques de l'environnement (type et intensité de l'énergie ambiante) et des besoins énergétiques du système à alimenter. Ainsi, la récupération d'énergie apparaît comme un levier majeur pour le développement de systèmes électroniques autonomes, particulièrement dans les domaines de l'industrie, de la santé, de l'environnement et des infrastructures intelligentes [9]

La figure 2.1, tirée de [10], présente les source ambiantes et densité de puissance avant conversion.

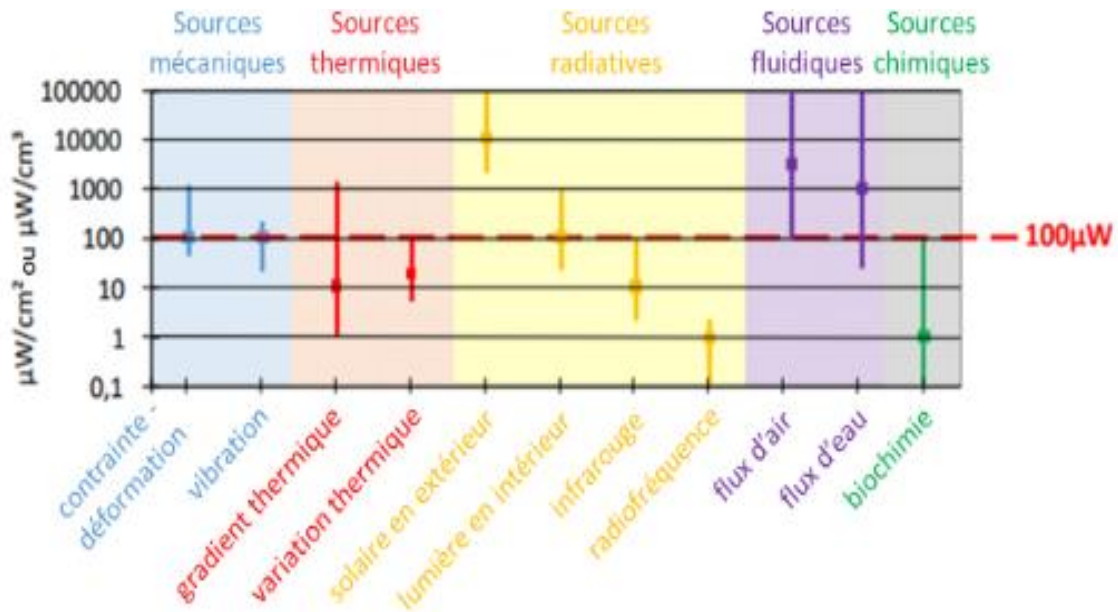


Figure 2.1 : les source ambiantes et densité de puissance avant conversion

2.2.2. Principe de la récupération d'énergie vibratoire :

Les systèmes de récupération d'énergie vibratoire sont généralement composés de trois éléments principaux : un résonateur mécanique, un transducteur électromécanique et une interface électronique. L'énergie mécanique issue des vibrations est transmise progressivement à travers ces différents composants, où elle est convertie en énergie électrique, non sans pertes à chaque étape du processus. L'électricité ainsi générée peut ensuite être utilisée pour alimenter directement un capteur, si la puissance produite est suffisante, ou bien être stockée dans une batterie. Dans ce second cas, l'énergie accumulée permet d'alimenter le capteur de manière différée, le temps que la batterie puisse se recharger entre deux cycles d'utilisation [9].

La figure 2 -résume les étapes de récupération d'énergie vibratoire [9].

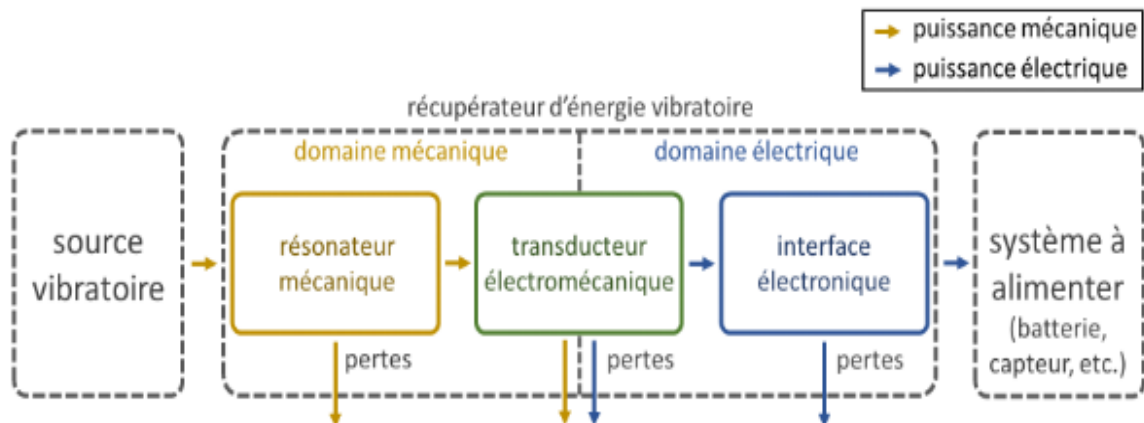


Figure 2.2 :système de récupération d'énergie vibratoire

2.3. Composants d'un système de récupération d'énergie vibratoire :

2.3.1. Résonateur mécanique :

Le résonateur mécanique constitue un élément fondamental dans un système de récupération d'énergie vibratoire. Il agit comme un amplificateur de vibrations en favorisant le transfert d'énergie lorsque la fréquence de la source vibratoire est proche de sa fréquence propre. D'un point de vue physique, ce résonateur est généralement modélisé comme un système masse-ressort-amortisseur, dans lequel une masse mobile est reliée à un bâti vibrant par l'intermédiaire d'un ressort, avec un amortissement mécanique représentant les pertes internes (déformation du ressort, frottements, dissipation dans l'air, etc.).

Le comportement dynamique de ce système est décrit par l'équation différentielle suivante :

$$Mx'' + Dx' + Kx = -Ma \quad (2.1)$$

où :

M est la masse de l'élément mobile,

D est le coefficient d'amortissement global,

K est la raideur du ressort,

X est le déplacement relatif de la masse par rapport au bâti,

a est l'accélération de la base vibrante

Deux grandeurs caractérisent principalement ce système :

La **pulsation propre** $\omega_0 = \sqrt{K/M}$, qui définit la fréquence de résonance du résonateur ;

Le **facteur de qualité mécanique** $Q = M\omega_0/D$, qui indique la sélectivité fréquentielle et l'efficacité du résonateur.

Lorsque le facteur de qualité est élevé, le résonateur peut concentrer efficacement l'énergie autour de sa fréquence propre, mais devient aussi très sensible à un éventuel désaccord fréquentiel. En effet, la puissance mécanique moyenne transmise par la source vibratoire au résonateur dépend fortement du rapport entre la fréquence vibratoire ω et la pulsation propre ω_0 . Cette dépendance est traduite par une courbe en cloche, typique d'un comportement résonant, ce qui implique que de petites variations de fréquence peuvent entraîner une chute significative de la puissance récupérable.

Ce compromis entre bande-passante et efficacité énergétique constitue une **limitation structurelle majeure** pour les récupérateurs vibratoires. En pratique, il est fréquent que la fréquence de la source varie avec le temps ou que la fréquence propre du résonateur se décale en raison de tolérances de fabrication, du vieillissement ou de variations thermiques. Cette sensibilité au désaccord fréquentiel justifie l'intérêt croissant pour des architectures dites « **larges bandes** », capables de maintenir un rendement satisfaisant sur une plage plus étendue de fréquences. [9]

2.3.2. Transducteur électromécanique :

Le transducteur électromécanique joue un rôle clé dans la conversion d'une partie de l'énergie mécanique issue des vibrations en énergie électrique. Plusieurs technologies peuvent être utilisées à cet effet, telles que les transducteurs électromagnétiques, piézoélectriques, électrostatiques, triboélectriques ou encore magnétostrictifs [11]. Dans notre étude on a concerné par piézoélectriques.

Le transducteur piézoélectrique est un élément clé dans les systèmes de récupération d'énergie vibratoire. Il a pour fonction de convertir l'énergie mécanique, issue des vibrations, en énergie électrique exploitable. Ce principe repose sur l'effet piézoélectrique direct, qui désigne la capacité de certains matériaux cristallins (comme le PZT ou le quartz) à générer une tension lorsqu'ils sont soumis à une contrainte mécanique.

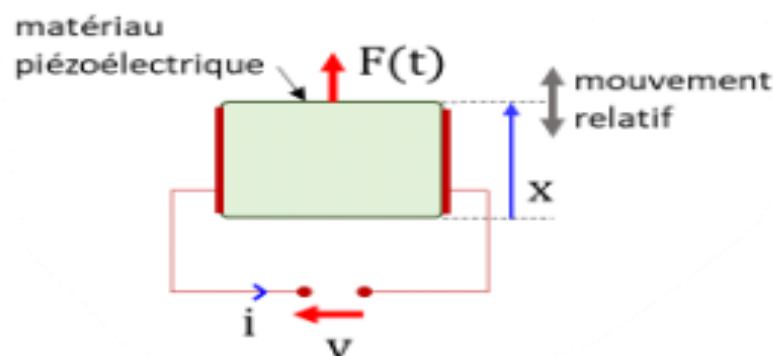


Figure 2.3 : Représentation schématique d'un transducteur piézoélectrique

le modèle du transducteur piézoélectrique s'appuie sur un couplage mécanique-électrique direct. Dans une structure typique en forme de poutre encastree-libre, le matériau piézoélectrique est généralement collé sur un substrat flexible. Lorsque la structure fléchit (par une force de vibration), la couche piézoélectrique se déforme, générant ainsi une tension à ses bornes

$$F(t) = K_p \cdot x(t) + \alpha \cdot v(t) \quad (2.2)$$

$$i(t) = \alpha \cdot \frac{dx(t)}{dt} - C_p \cdot \frac{dv(t)}{dt} \quad (2.3)$$

Où :

$F(t)$: force appliquée (N),

$x(t)$: déplacement mécanique (m),

$v(t)$: tension électrique générée (V),

$i(t)$: courant électrique (A),

K_p : raideur mécanique (N/m),

C_p : capacité électrique du matériau (F),

α : coefficient de couplage piézoélectrique (N/V ou C/m)

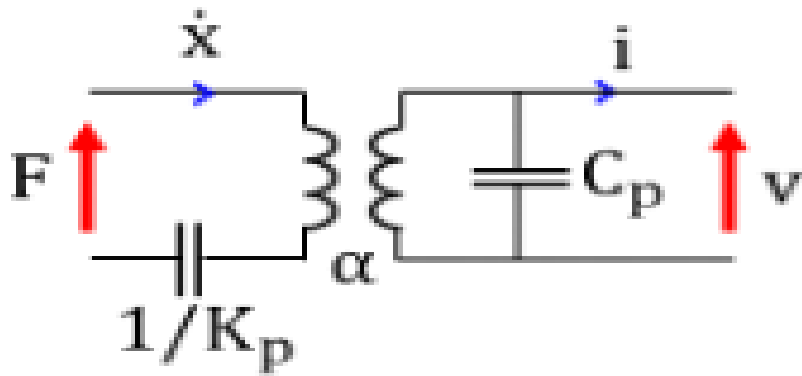


Figure 2.4 : schéma électrique équivalent d'un transducteur piézoélectrique

2.3.3. Interface électronique

Dans un système de récupération d'énergie vibratoire, l'interface électronique joue un rôle fondamental entre le transducteur électromécanique et la charge électrique (capteur ou batterie). Lorsque le système fonctionne à la fréquence de résonance mécanique, l'ensemble formé par la source vibratoire, le résonateur mécanique et le transducteur peut être modélisé comme une source de tension alternative avec une résistance interne.

Pour optimiser la puissance transférée à la charge, une interface électronique est insérée afin de :

Redresser la tension alternative générée par le transducteur par **un pont de diodes**

Lisser la tension pour la rendre exploitable par un **condensateur de filtrage**

Adapter l'impédance du circuit pour maximiser la puissance transférée par **Un convertisseur DC/DC de type Buck-Boost** qui agit comme une charge résistive variable.

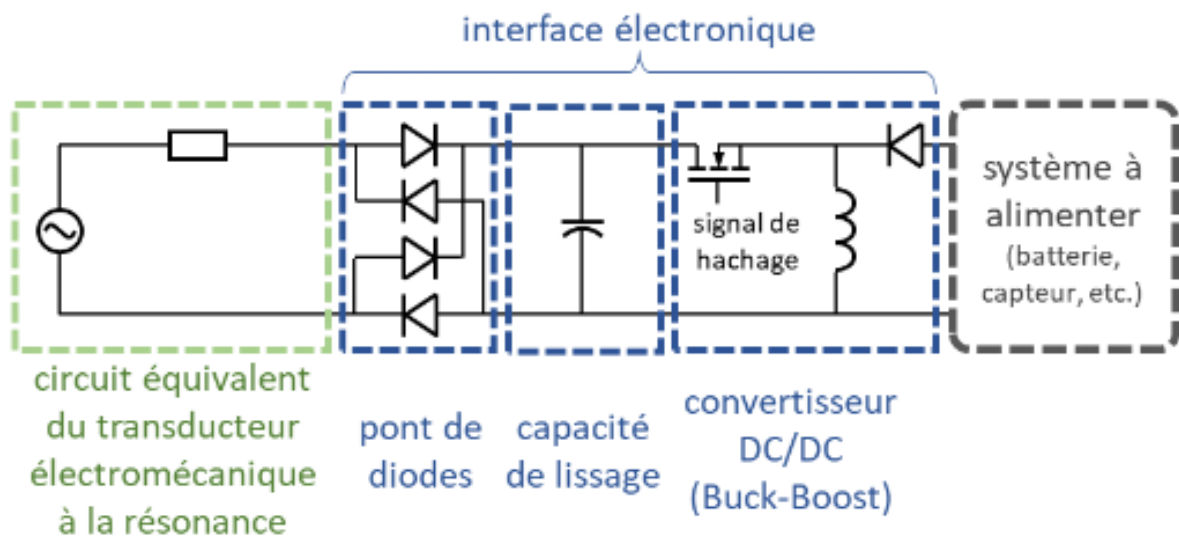


Figure 2.5 : Exemple d'interface électronique insérée entre le transducteur électromécanique et le système à alimenter

Le réglage de la fréquence de hachage et du rapport cyclique de ce convertisseur permet d'ajuster dynamiquement la charge équivalente et d'atteindre le point de **transfert de puissance maximal**,[9]

En termes de techniques d'extraction, deux principales approches sont utilisées :

- **SEH (Standard Energy Harvesting)** : la plus simple, elle considère une fréquence de hachage bien supérieure à celle des vibrations, rendant la modélisation plus aisée.

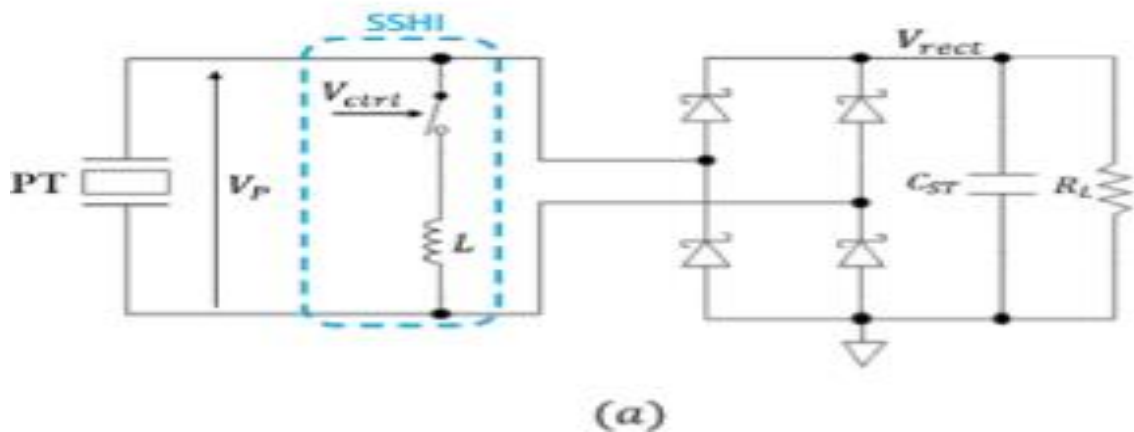


Figure 2.6: Circuit de SEH (Standard Energy Harvesting)

- **SSH (Synchronized Switch Harvesting)** : plus complexe à mettre en œuvre, cette méthode utilise des interrupteurs synchronisés avec la tension générée pour améliorer le transfert de puissance, notamment dans le cas des transducteurs faiblement couplés.

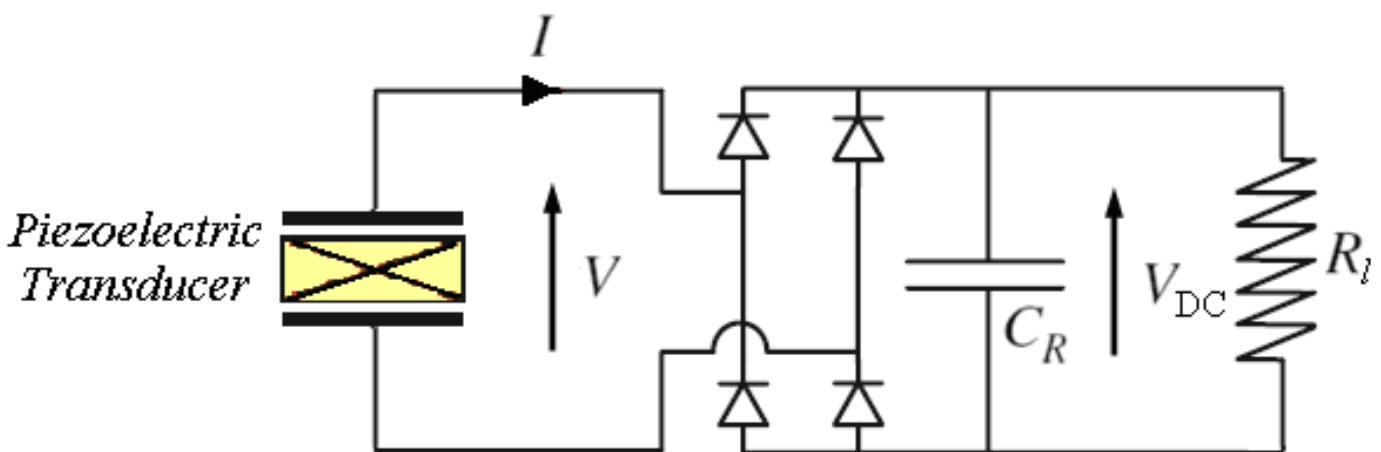


Figure 2.7: SSH (Synchronized Switch Harvesting)

2.4. Applications de la récupération d'énergie vibratoire :

Les vibrations mécaniques sont omniprésentes dans notre environnement, qu'elles soient d'origine humaine (marche, transports, machines industrielles) ou naturelle (vent, mouvements du sol, marées). Ces sources vibratoires peuvent être exploitées pour alimenter des systèmes électroniques autonomes, notamment lorsque leurs spectres fréquentiels comportent des pics dominants, comme c'est le cas pour des machines tournantes ou des structures résonantes telles que les ponts.

Plusieurs applications industrielles utilisent déjà cette technologie. Par exemple, la société ReVibe Energy a développé des récupérateurs électromagnétiques intégrés à des convoyeurs miniers, permettant d'alimenter des capteurs d'accélération sans fil. De même, dans le secteur ferroviaire, des capteurs embarqués sur les roues des trains – conçus par Perpetuum Ltd (désormais filiale de Hitachi Rail) – utilisent la récupération vibratoire pour réaliser un suivi continu de l'état des wagons et anticiper les défauts mécaniques.

D'autres usages émergent dans des domaines variés :

la surveillance de l'état de santé des infrastructures (bâtiments, ponts),

le suivi de paramètres critiques dans des machines vibrantes industrielles,

la gestion intelligente de la pression et de la température des pneus dans l'automobile,

ou encore la supervision de réseaux d'eau dans les bâtiments.

Plus original encore, des recherches explorent la récupération d'énergie pour des capteurs agricoles enterrés ou pour le suivi d'espèces animales (comme les abeilles) à l'aide de micro-émetteurs autonomes[9].

Dans le cadre de notre travail, nous proposons une application innovante : **un patch intelligent auto-alimenté**, destiné à être porté sur le corps humain ou intégré à un textile. Ce patch serait capable de convertir les micro-vibrations du corps (respiration) en énergie électrique, à l'aide d'un transducteur piézoélectrique compact. L'énergie récupérée servirait à alimenter des capteurs biométriques intégrés (fréquence cardiaque, température, hydratation, etc.), sans nécessiter de batterie ni recharge externe.

Cette approche ouvre des perspectives intéressantes dans les domaines de la **santé connectée**, de la **surveillance physiologique en temps réel**, et des **dispositifs médicaux portables autonomes**. Elle s'inscrit pleinement dans les tendances actuelles des objets connectés à faible consommation et de l'électronique vestimentaire

Conclusion :

Ce chapitre a présenté les fondements de la récupération d'énergie vibratoire à base de l'effet piézoélectrique, en détaillant les composants clés : résonateur mécanique, transducteur piézoélectrique et interface électronique. Cette technologie s'impose comme une solution prometteuse pour alimenter des dispositifs à faible consommation, notamment dans des environnements autonomes. L'application proposée d'un patch médical auto-alimenté illustre concrètement le potentiel de cette approche dans le domaine de la santé connectée et de l'électronique portable

Chapitre 3 : modélisation d'un system de récupération d'énergie pour une patche médicale.

Chapitre 3 : modélisation d'un system de récupération d'énergie pour une patche médicale.

3.1. Introduction :

Ce chapitre est consacré à la modélisation d'un patch médical intelligent auto-alimenté, conçu pour convertir les micro-vibrations corporelles (respiration) en énergie électrique à l'aide d'un transducteur piézoélectrique. Cette énergie sert à alimenter des capteurs biométriques intégrés, sans recours à une batterie externe. La modélisation proposée vise à décrire le comportement mécanique, piézoélectrique et électromécanique du système, en vue d'optimiser ses performances dans un contexte de surveillance médicale portable.

3.2. Présentation du système de récupération d'énergie :

Le système étudié est un patch médical intelligent conçu pour récupérer l'énergie issue des mouvements respiratoires du corps humain. Placé sur la poitrine ou l'abdomen, ce patch capte les micro-déformations de la peau provoquées par les cycles d'inspiration et d'expiration. Ces mouvements réguliers génèrent de faibles vibrations mécaniques, qui sont converties en énergie électrique grâce à un transducteur piézoélectrique souple intégré au patch.

Le matériau piézoélectrique utilisé (tel que le PVDF, adapté pour les applications flexibles) produit une tension électrique lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique. En exploitant les variations de pression et d'étirement liées à la respiration, le patch peut ainsi générer une quantité d'énergie suffisante pour alimenter de petits capteurs biométriques.

Ce système se compose principalement de trois éléments :

Une structure souple qui suit les mouvements respiratoires ;

Un transducteur piézoélectrique qui assure la conversion mécano-électrique ;

un circuit de gestion de l'énergie, destiné à réguler ou stocker l'énergie produite.

3.3. Modélisation mécanique du système vibratoire :

La première étape dans l'analyse du système de récupération d'énergie consiste à modéliser le comportement mécanique du patch soumis aux mouvements respiratoires. En effet, le cycle respiratoire (inspiration/expiration) provoque des déformations lentes et régulières de la surface thoracique, qui se traduisent par des micro-vibrations mécaniques. Ces mouvements sont transmis à la structure du patch fixée à la peau

3.3.1. Hypothèses de modélisation :

Pour simplifier l'analyse tout en restant représentatif de la réalité physiologique, le système mécanique est assimilé à un **oscillateur à un degré de liberté** (1 DDL) de type masse-ressort-amortisseur. Ce modèle permet de représenter le comportement dynamique de la structure vibrante sous excitation périodique.

Les hypothèses retenues sont les suivantes :

-Le mouvement respiratoire est modélisé comme une excitation sinusoïdale de faible fréquence (typiquement entre 0,2 Hz et 0.5 Hz pour un adulte au repos).

-La structure du patch est considérée comme une masse m , suspendue par un ressort de raideur k , avec un amortissement visqueux c .

-Les déformations sont supposées linéaires et de faible amplitude

3.3.2. Calcul des paramètres m , k , et un amortissement visqueux c :

On suppose la fréquence naturelle $f_n = 0,25$ Hz (respiration lente):

$$f_n = 0,25 \text{ Hz} \Rightarrow \omega_n = 2\pi \cdot 0,25 = 1,571 \text{ rad/s} \quad (3.1)$$

a) **Masse (M) – en kg** : La masse effective utilisée dans la simulation ne représente pas uniquement la masse du matériau piézoélectrique (PVDF), mais l'ensemble du système en interaction avec le corps humain, notamment : la peau et les tissus sous-jacents, le textile ou support mécanique du patch, les éléments d'encapsulation ou de fixation, l'effet inertiel du mouvement respiratoire. Nous allons donc calculer une masse équivalente globale réaliste, tenant compte de ces éléments.

Pour un film PVDF :

$$M_{PVDF} = \rho \cdot S \cdot e = 1780 \cdot 0,005 \cdot 0,002 = 0,0178 \text{ kg} = 17,8 \text{ g} \quad (3.2)$$

Masse de la peau :

Surface associée = $50 \text{ cm}^2 = 50 \times 10^{-3} \text{ m}^2$

Épaisseur mobilisée $\approx 3 \text{ mm} = 3 \times 10^{-3} \text{ m}$

Densité moyenne des tissus mous (peau, graisse) $\approx 1000 \text{ kg/m}^3$

$$M_{\text{tissus}} = \rho \cdot S \cdot e = 1000 \cdot 0,005 \cdot 0,003 = 0,015 \text{ kg} = 15 \text{ g} \quad (3.3)$$

Masse support : Le patch est généralement intégré dans un support flexible (ex. bande textile médicale ou polymère encapsulant). Cette structure peut représenter 5 à 10 g selon son épaisseur on le pose $M_{\text{support}} \approx 8 \text{ g}$

Marges pour inertie dynamique : On peut appliquer un facteur correctif de 1.5 sur la somme précédente pour tenir compte de l'énergie cinétique répartie

$$M_{\text{eff}} = 1,5 \cdot (0,0178 + 0,015 + 0,008) = 1,5 \cdot 0,0408 = 0,0612 \text{ kg} \quad (3.4)$$

La masse effective totale estimée du système patch + peau + support + effet dynamique est :

$$M = 0,0612 \text{ kg}$$

b) **Calcul de la raideur (K)** : Utilisons la formule de la fréquence naturelle d'un système masse-ressort :

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{M}} \Rightarrow K = M \cdot \omega_n^2 \quad (3.5)$$

$$K = 0,0612 \cdot (1,571)^2 = 0,0612 \cdot 2,467 = 0,151 \text{ N/m} \quad (3.6)$$

c) **Calcul de l'amortissement (D)** : Supposons un facteur d'amortissement critique $\zeta = 0,2$ représente l'énergie dissipée, raisonnable pour les tissus humains

$$D = 2 \cdot \zeta \cdot \sqrt{K \cdot M} \quad (3.7)$$

$$D = 2 \cdot 0,2 \cdot \sqrt{0,151 \cdot 0,0612} = 0,4 \cdot 0,0962 = 0,0385 \text{ N} \cdot \text{s/m}$$

3.3.3. Équation du mouvement

L'équation différentielle régissant le mouvement du système est donnée par :

$$m\ddot{x}(t) + c\dot{x}(t) + kx(t) = F(t) \quad (3.8)$$

où :

- $x(t)$ est le déplacement relatif de la masse (le patch),
- $\dot{x}(t)$ et $\ddot{x}(t)$ Respectivement la vitesse et l'accélération,
- $F(t)$ représente la force d'excitation due aux mouvements respiratoires, supposée harmonique :

$$F(t) = F_0 \sin(\omega t) \quad (3.9)$$

avec $\omega = 2\pi f$, $f = 0.25 \text{ Hz}$ étant la fréquence respiratoire

3.4. Modélisation du matériau piézoélectrique :

Le principe de base de la récupération d'énergie par effet piézoélectrique repose sur le fait qu'un matériau piézoélectrique génère une charge électrique lorsqu'il subit une contrainte mécanique. Dans notre cas, les vibrations respiratoires (de l'ordre de 0.2 à 0.5 Hz) induisent une déformation périodique du film piézoélectrique intégré au patch. Cette déformation génère une charge électrique proportionnelle à l'intensité de la contrainte.

3.4.1. Présentation du matériau choisi

Dans cette étude, le matériau piézoélectrique sélectionné est le **PVDF (polyvinylidène fluorure)**. Ce polymère piézoélectrique souple est particulièrement adapté aux applications biomédicales en raison de ses propriétés mécaniques et électriques équilibrées. Contrairement aux céramiques piézoélectriques classiques comme le PZT, le PVDF présente une **grande flexibilité**, une **faible densité**, et une **bonne compatibilité avec les textiles et la peau**, ce qui en fait un excellent candidat pour une intégration dans un **patch portable**. on va fixer comme choix le PVDF

3.4.2. Configuration du patch :

Dans cette application, le patch est conçu pour récupérer l'énergie des **micro-déplacements du thorax causés par la respiration**. Le film de PVDF est configuré pour travailler principalement en **mode de flexion**, c'est-à-dire que les contraintes sont appliquées perpendiculairement à la direction de polarisation.

Caractéristiques géométriques typiques :

- **Surface électrode** : $S = 50 \text{ cm}^2$
- **Longueur** : 0,10 m
- **Largeur** : 0,05 m
- **Épaisseur** : 2 mm
- **Densité** $\rho = 1780 \text{ kg/m}^3$
- **Fixation** : sur une surface textile ou directement sur la peau.

Cette configuration maximise la sensibilité aux faibles pressions et déformations, tout en permettant une production de charge régulière à chaque cycle respiratoire

3.4.3. Modèle électromécanique

Le comportement du transducteur piézoélectrique est représenté à l'aide d'un modèle électromécanique simplifié, dans lequel :

-L'entrée mécanique est un **déplacement** ou une **force** exercée sur le matériau par le mouvement respiratoire.

-La sortie électrique est une **tension** générée entre les électrodes du film piézoélectrique.

Le lien entre la contrainte mécanique et la charge électrique est donné par la relation :

$$Q(t) = d \cdot F(t) \quad (3.10)$$

Où :

- $Q(t)$ est la charge électrique générée (en Coulombs),

- d est le coefficient piézoélectrique (C/N),

- $F(t)$ est la force appliquée au matériau (en Newtons).

La tension obtenue aux bornes du matériau est ensuite :

$$V(t) = \frac{Q(t)}{C} \quad \text{avec} \quad C = \varepsilon \cdot \frac{A}{t} \quad (3.11)$$

où :

- C est la capacité électrique du film,

- ε est la permittivité du matériau,

- A est la surface des électrodes,

- t est l'épaisseur du film piézoélectrique

3.5. Simulation de Système de récupération d'énergie vibratoire pour un patch piézoélectrique :

Cette simulation modélise l'ensemble du système de récupération d'énergie vibratoire à partir des micro-mouvements respiratoires du corps humain. Elle intègre des étapes mécaniques, électromécaniques et électriques, de la vibration jusqu'à la charge d'une batterie. Elle permet de valider par la simulation numérique les choix effectués dans notre modélisation théorique. Le système repose sur l'effet piézoélectrique pour convertir l'énergie vibratoire en énergie électrique utilisable.

PIEZO STACK ELECTRIC ENERGY HARVESTING AND BATTERY CHARGING

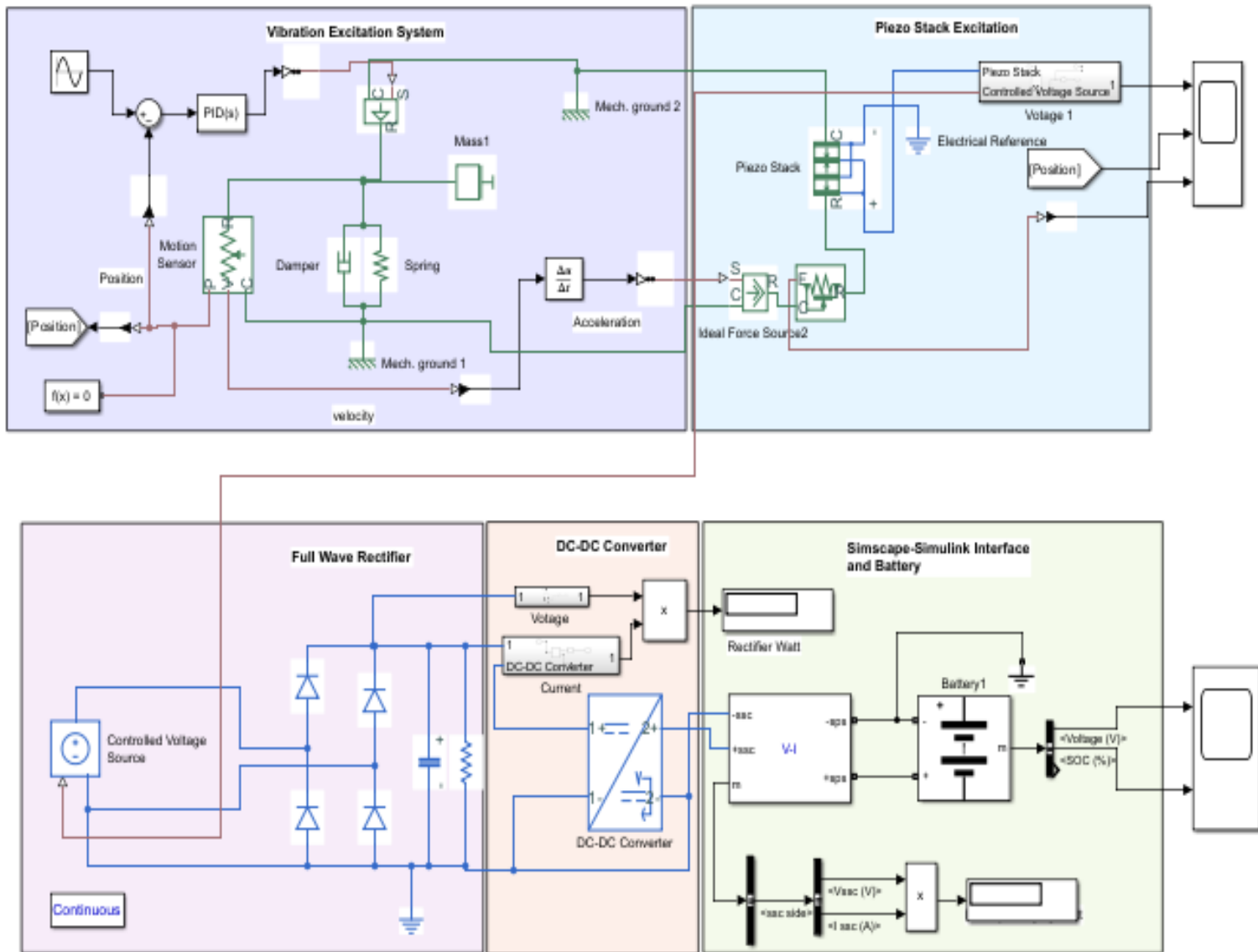


Figure3.1 : Schéma de simulation de système de récupération d'énergie

3.5.1. Système d'excitation vibratoire :

Cette partie simule les vibrations issues du mouvement respiratoire du thorax. Elle reproduit un déplacement oscillatoire en utilisant un générateur de signal sinusoïdal appliqué à un système masse-ressort-amortisseur. Ces vibrations mécaniques sont cruciales pour activer le transducteur piézoélectrique.

Blocs utilisés dans Simulink/Simscape :

- Sine Wave : signal sinusoïdal d'excitation (amplitude : [0.1 N-1N], fréquence : 0.25 Hz)
- Mass : masse **0,0612kg**
- Spring : raideur de 0,151 N/m

-Damper : amortissement visqueux, coefficient estimé à $0,0385 \text{ N} \cdot \text{s}/\text{m}$

-Motion Sensor, Velocity Sensor, Acceleration Sensor : capteurs utilisés pour observer la réponse dynamique

Le système représente le modèle mécanique classique de type masse-ressort-amortisseur, gouverné par l'équation différentielle suivante :

$$m \cdot \ddot{x} + c \cdot \dot{x} + k \cdot x = F(t) \tag{3.12}$$

où m est la masse, c le coefficient d'amortissement, k la constante de raideur, et $F(t)$ la force d'excitation.

Cette valeur coïncide avec la fréquence moyenne de la respiration humaine au repos, ce qui rend ce modèle particulièrement adapté à notre application biomédicale.

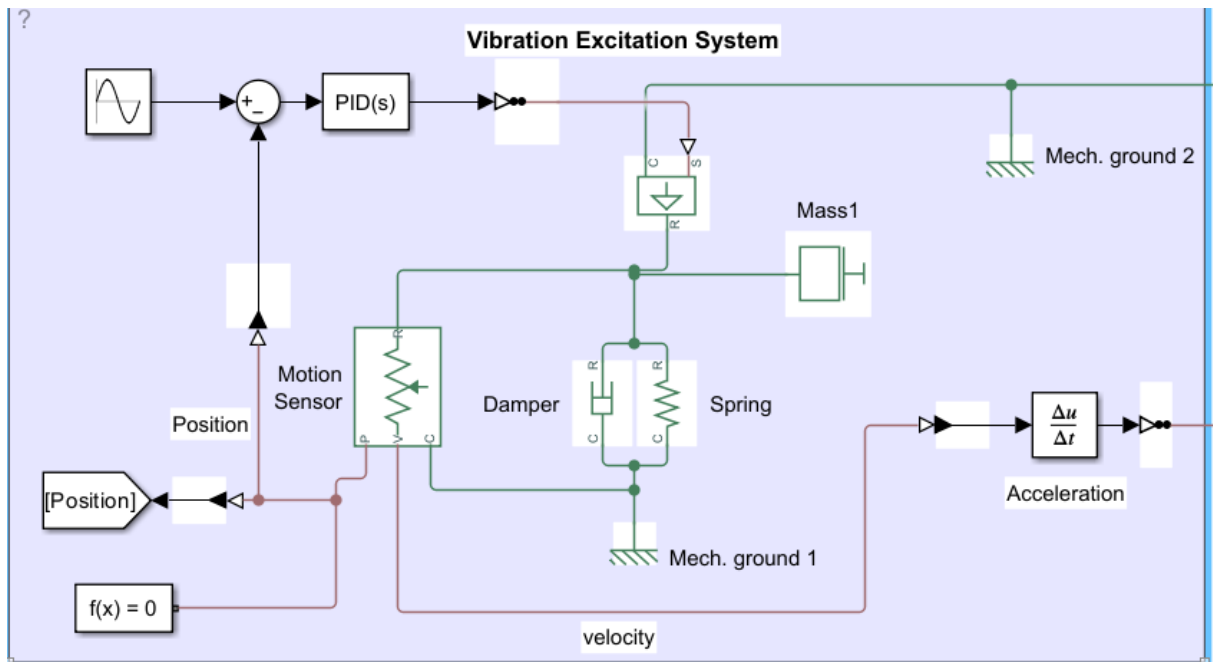


Figure3.2 : Schéma de simulation de système d'excitation vibratoire

3.5.2. Transducteur piézoélectrique :

Le matériau piézoélectrique (ici modélisé par un Piezo Stack) transforme les déformations mécaniques issues de la vibration en une tension électrique. Ce module est essentiel pour convertir l'énergie vibratoire disponible en énergie électrique utile.

Blocs utilisés :

-Piezo Stack : simule un empilement piézoélectrique (type PZT pour son rendement élevé)

-Controlled Voltage Source : fournit une excitation ou mesure la tension induite

-Electrical Reference : référence de potentiel (masse)

-Ideal Force Source : applique une force mécanique au transducteur

La modélisation repose sur les équations constitutives de la piézoélectricité :

$$Q(t) = d \cdot F(t) \tag{3.10}$$

$$V(t) = \frac{Q(t)}{c} \text{ avec } C = \epsilon \cdot \frac{A}{t} \tag{3.11}$$

Le système est couplé mécaniquement à la sortie du système vibratoire et électriquement à la chaîne de conditionnement. La configuration de l'empilement piezo (mode longitudinal) a été retenue pour son efficacité en conversion directe.

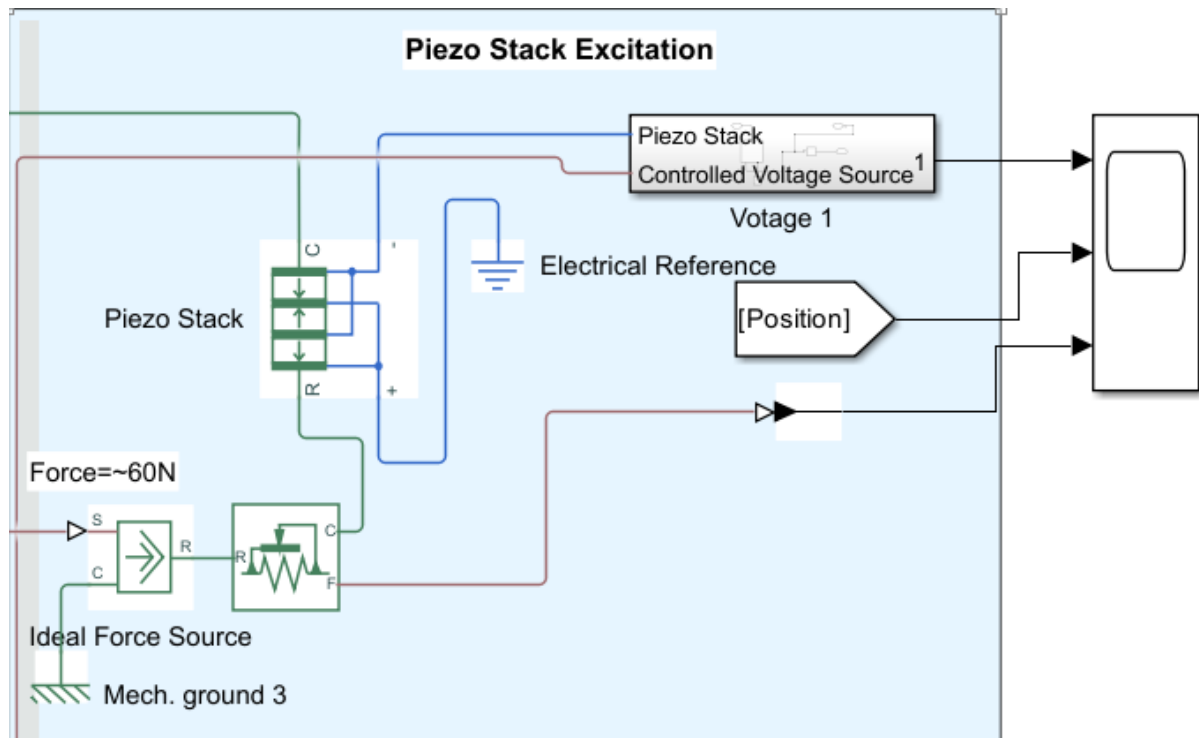


Figure 3.3 : Schéma du système d'excitation d'un patch piézoélectrique

3.5.3. Redressement du signal :

Le signal électrique produit par le matériau piézoélectrique est de nature alternative. Il est redressé via un pont de diodes pour fournir une tension continue.

Blocs utilisés :

- 4 Ideal Diodes : pont de Graetz pour le redressement
- Capacitor : $C = 10 \mu\text{F}$ pour le filtrage
- Resistor : $R = 10 \text{k}\Omega$ pour simuler une charge résistive

Bien que le redresseur ne soit pas détaillé dans la modélisation théorique, il est crucial pour convertir le signal AC en DC. Le condensateur lisse les pics de tension après le redressement, fournissant ainsi une tension quasi-constante à l'entrée du convertisseur DC-DC. Cette étape représente la première interface de conditionnement électrique du signal.

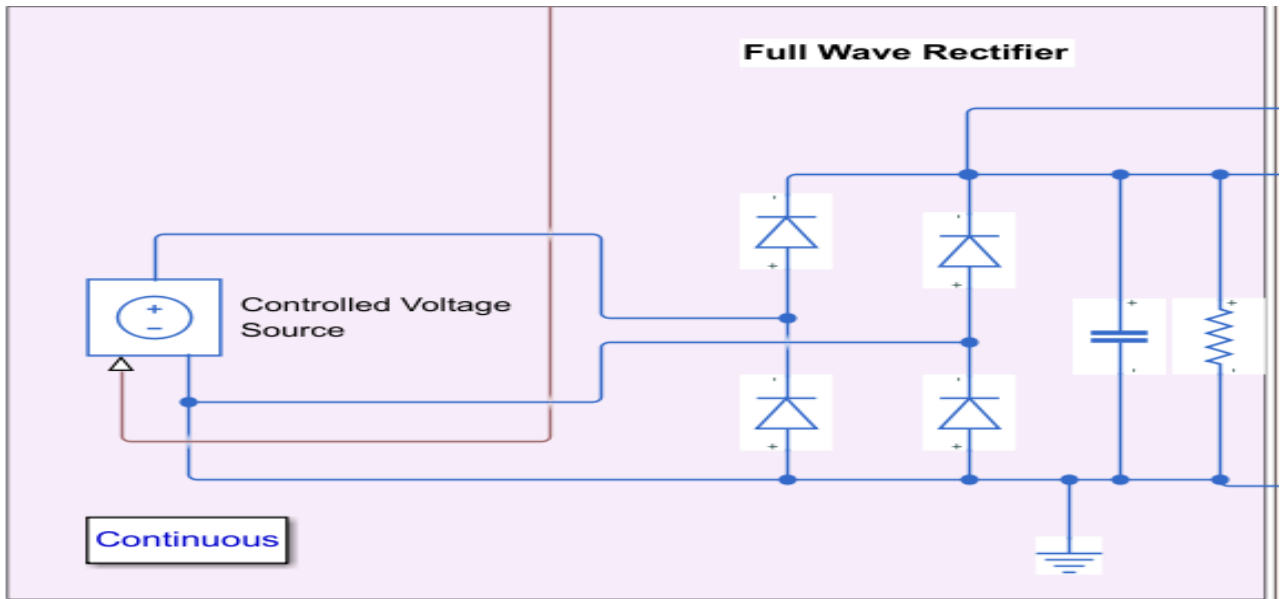


Figure3.4 : Schéma de redressement complet avec filtre RC pour la récupération d'énergie

3.5.4. Conversion DC-DC :

Cette étape adapte la tension redressée à une valeur de tension cible pour permettre une charge efficace de la batterie. Le convertisseur modélise un contrôleur dynamique qui assure une tension constante malgré les fluctuations du signal piézoélectrique.

Blocs utilisés :

- DC-DC Converter : régulateur non linéaire avec tension de sortie nominale fixée à 12 V
- Voltage Sensor, Current Sensor : mesures pour contrôle et analyse

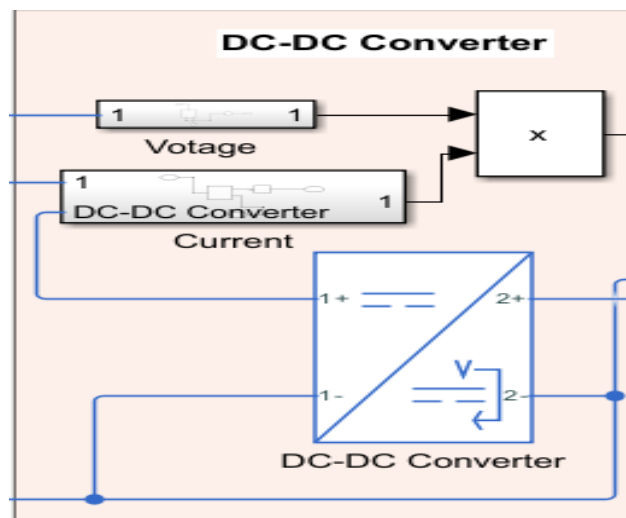


Figure3.5 : Schéma fonctionnel d'un convertisseur DC-DC utilisé en récupération d'énergie

3.5.5. Stockage de l'énergie :

L'énergie transformée et conditionnée est stockée dans une batterie, afin d'être utilisée ultérieurement pour alimenter un capteur médical ou un système de mesure intégré.

Blocs utilisés :

- Battery : batterie lithium-ion, capacité 0.01Ah, tension nominale 1.5 V
- Current Measurement, Voltage Scope : visualisation du SoC (State of Charge) et de la tension de sortie

Ici, la simulation permet d'observer en temps réel l'évolution de la tension de batterie, la courbe de charge, et l'énergie effectivement récupérée. Ce résultat valide l'autonomie potentielle du patch piézoélectrique.

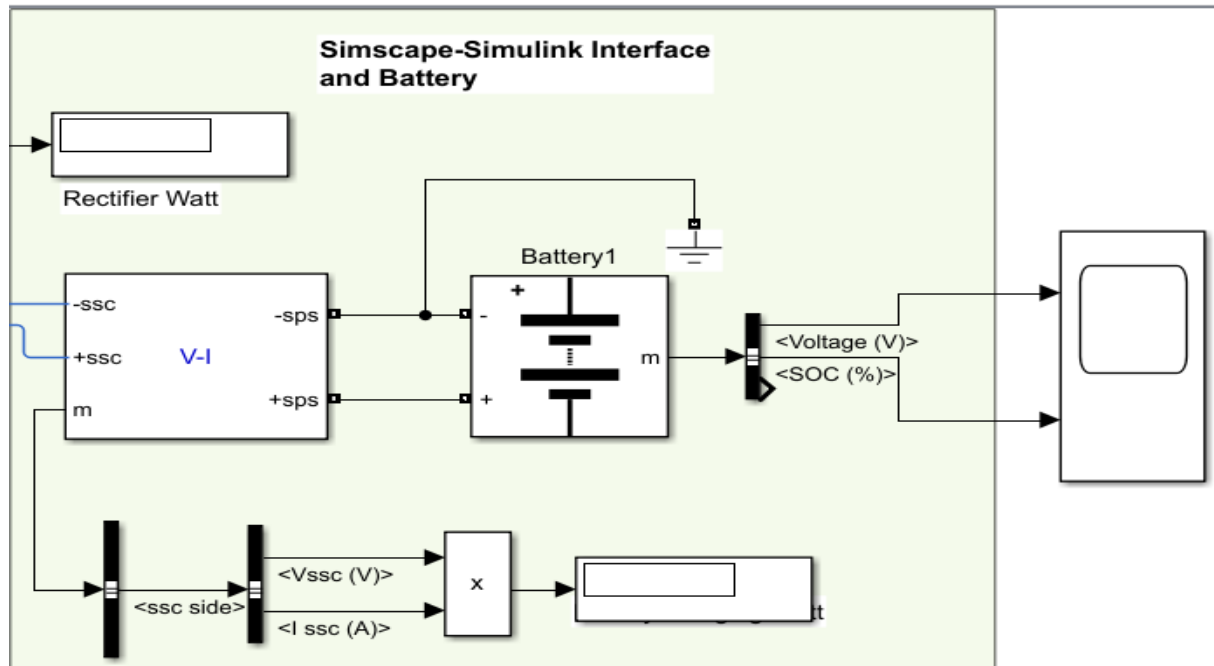


Figure3.6 : Schéma de simulation de la charge d'une batterie Li-ion avec interface électrique

3.5.6. Paramètres de simulation :

Le solveur utilisé est adapté aux systèmes mixtes mécaniques/électriques, avec des dynamiques lentes et rapides. Il garantit une précision suffisante pour observer les interactions complexes du système.

Paramètres choisis :

- Type : ode23tb (Trapézoïdal rigide)
- Max step size : 1e-3 s
- Min step size : 1e-6 s
- Temps de simulation typique : 10 s

Conclusion :

Ce chapitre a permis de modéliser l'ensemble d'un système de récupération d'énergie vibratoire basé sur l'effet piézoélectrique, appliqué à un patch médical. La simulation numérique a intégré les aspects mécaniques, électromécaniques et électriques, validant la capacité du système à convertir les micro-vibrations respiratoires en énergie utile pour alimenter des capteurs biométriques. Cette modélisation confirme la faisabilité d'un dispositif autonome, souple et adapté aux applications biomédicales portables

Chapitre 4 : Résultats et discussion

Chapitre 4 : Résultats et discussion

4.1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats issus de la simulation du système de récupération d'énergie basé sur un patch piézoélectrique (PVDF) soumis à des micro-vibrations simulant la respiration humaine. L'objectif est d'analyser la réponse du système en faisant varier l'amplitude de la force appliquée entre 0.1 N et 1 N. Cette plage représente différentes conditions physiologiques telles que le repos, l'effort modéré ou une respiration profonde.

4.2. Conditions de simulation :

Les simulations ont été effectuées sous Simulink/Simscape à partir du modèle présenté dans le chapitre précédent. Les paramètres utilisés sont :

- Matériau : PVDF
- Surface du patch : 50 cm² (10 cm × 5 cm)
- Épaisseur : 2 mm
- Fréquence d'excitation : ~0.25 Hz
- Force appliquée : $F(t)=F_0 \cdot \sin(\omega t)$ avec $F_0 \in [0.1 \text{ N}, 1 \text{ N}]$

4.2.1. Interprétation biomédicale des forces appliquées :

Dans le cadre de cette étude, la force appliquée sur le patch piézoélectrique représente la pression mécanique transmise par les mouvements thoraciques ou abdominaux du patient lors de la respiration. Ces forces sont modélisées de manière harmonique selon :

$$F(t)=F_0 \cdot \sin(\omega t)$$

où F_0 est l'amplitude maximale de la force transmise par le mouvement respiratoire. La plage étudiée, de **0.1 N à 1 N**, correspond à plusieurs situations respiratoires physiologiques et pathologiques, comme le résume le tableau suivant :

Force F_0 (N)	État physiologique / clinique	Description médicale
0.1 N	Respiration calme pendant le sommeil	Faible amplitude de mouvement du thorax, typique chez un patient au repos complet.
0.2 N	Respiration normale en position assise	État standard chez un sujet éveillé et détendu.
0.4 N	Respiration forcée consciente (inspiration profonde)	Utilisée pour tests de capacité pulmonaire ou exercices de respiration.
0.6 N	Respiration pendant activité légère	Marche, conversation, ou anxiété légère.

0.8 N	Hyperventilation / respiration rapide	Émotions fortes, stress, ou crises d'angoisse.
1.0 N	Respiration pendant effort physique intense ou situation pathologique	Exercice intense, obésité, ou trouble respiratoire comme l'asthme

Tableaux 4.1 : la force respiratoire appliquée (F_0) et les états physiologiques ou cliniques

4.3. Résultats obtenus :

On présente ici les tensions de sortie générées par le patch piézoélectrique pour différentes valeurs de force F_0 :

Pour $F_0=0.1\text{N}$: Les courbes montrent une tension maximale de $\pm 0.004\text{ V}$ et une force appliquée de $\pm 0.1\text{ N}$. Les signaux sont sinusoïdaux, en phase et varient de manière régulière

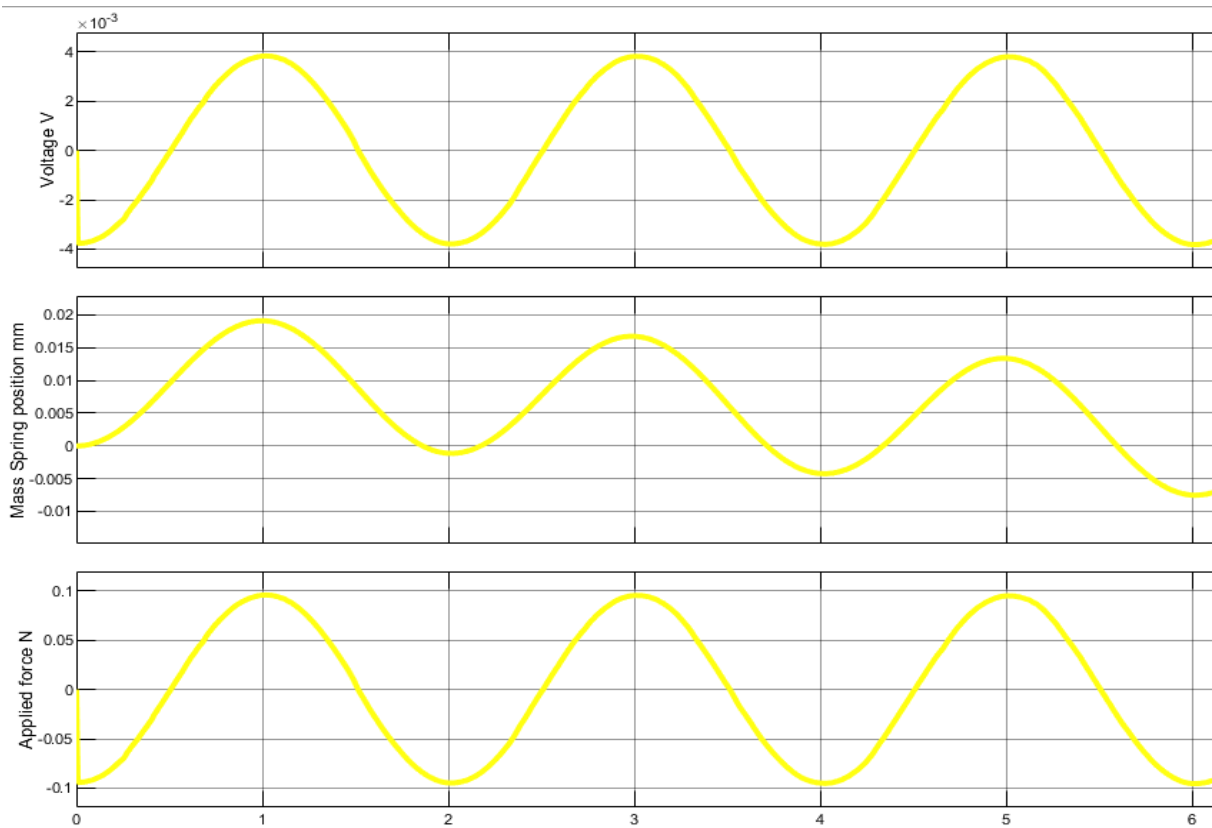


Figure 4.1 : Réponse dynamique du système piézoélectrique : tension, déplacement et force appliquée pour $F_0=0.15\text{N}$

Pour $F_0=0.6\text{N}$: la tension maximale observée est plus de $\pm 0.02\text{ V}$, et la force appliquée varie jusqu'à $\pm 0.6\text{ N}$.

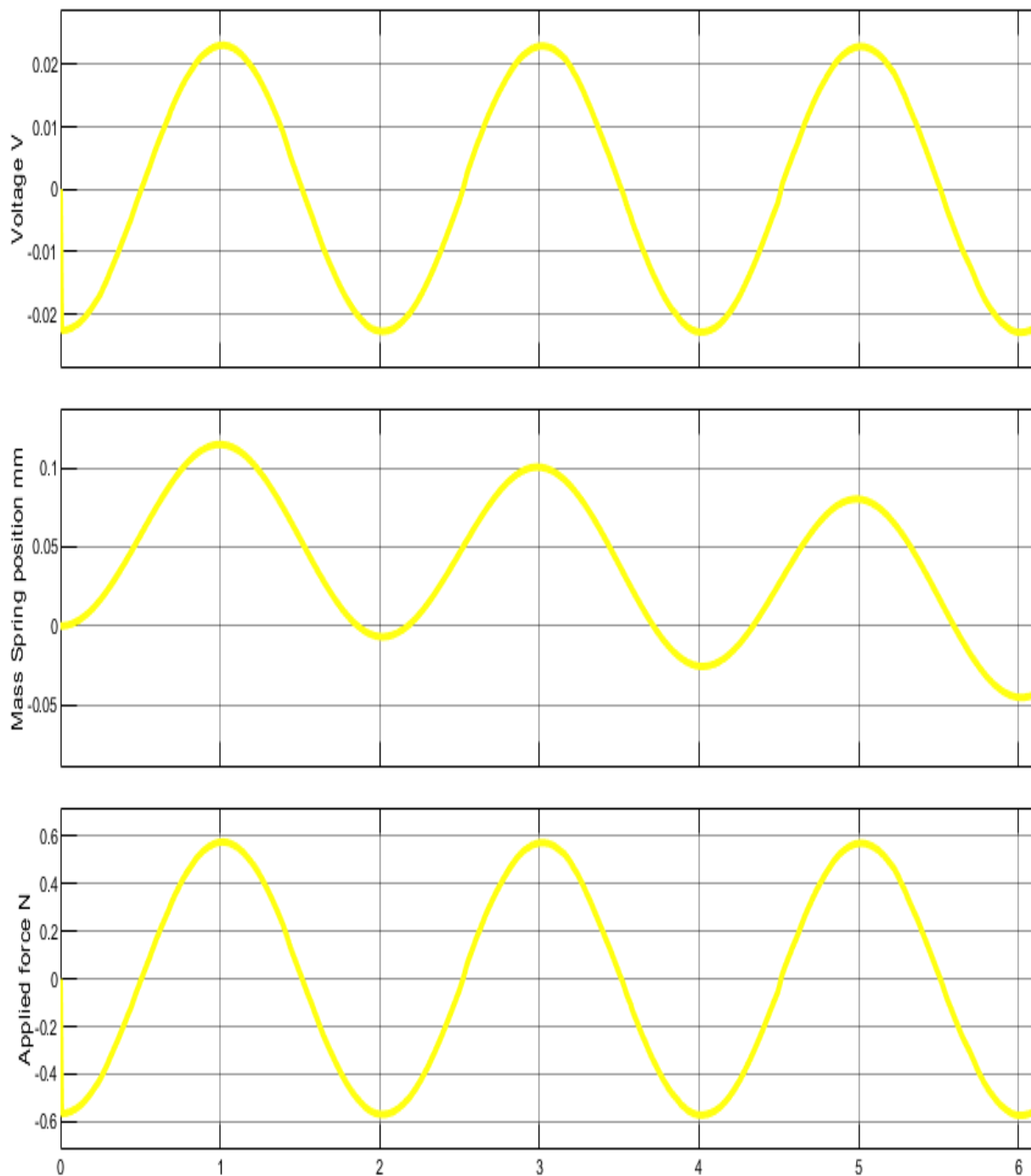


Figure 4.2 : Réponse dynamique du système piézoélectrique : tension, déplacement et force appliquée pour $F_0=0.6\text{N}$

Pour $F_0=1\text{N}$: la tension atteint $\pm 0.04\text{ V}$, et la force appliquée varie jusqu'à $\pm 1\text{ N}$

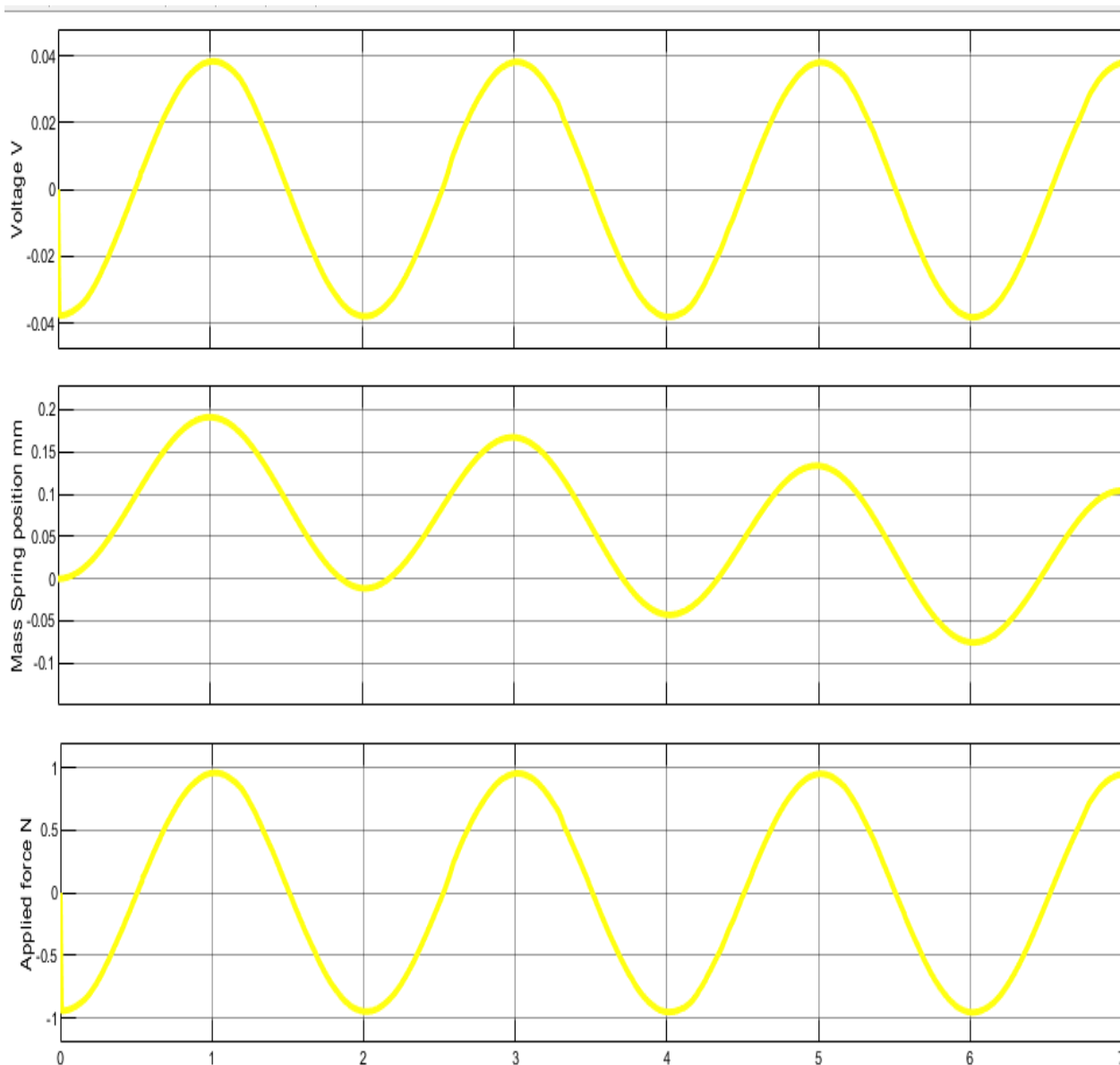


Figure 4.3 : Réponse dynamique du système piézoélectrique : tension, déplacement et force appliquée pour $F_0=1\text{N}$

Malgré la réponse positive du patch piézoélectrique aux micro-vibrations respiratoires, une limite importante réside dans la faiblesse des tensions générées, qui varie de $\pm 0.004\text{ V}$ à $\pm 0.04\text{ V}$ selon la force appliquée. Cette faiblesse s'explique par plusieurs facteurs : d'abord, les forces respiratoires naturelles sont très faibles (0.1 à 1 N), et la fréquence d'excitation reste basse ($\sim 0.25\text{ Hz}$), ce qui limite la quantité d'énergie transférée. De plus, la surface et l'épaisseur réduites du patch (50 cm^2 , 2 mm) restreignent la capacité de conversion mécanique-électrique, d'autant que le matériau PVDF possède un coefficient piézoélectrique modéré comparé à des matériaux plus rigides comme le PZT. En pratique, ces faibles tensions seraient insuffisantes

pour charger directement une batterie sans circuit d'adaptation. Cependant, grâce à l'interfaçage électronique intégré (convertisseur boost), la tension est efficacement régulée et amplifiée, permettant une charge stable de la batterie à 1.5 V et qu' illustre dans la figure de charge de la batterie

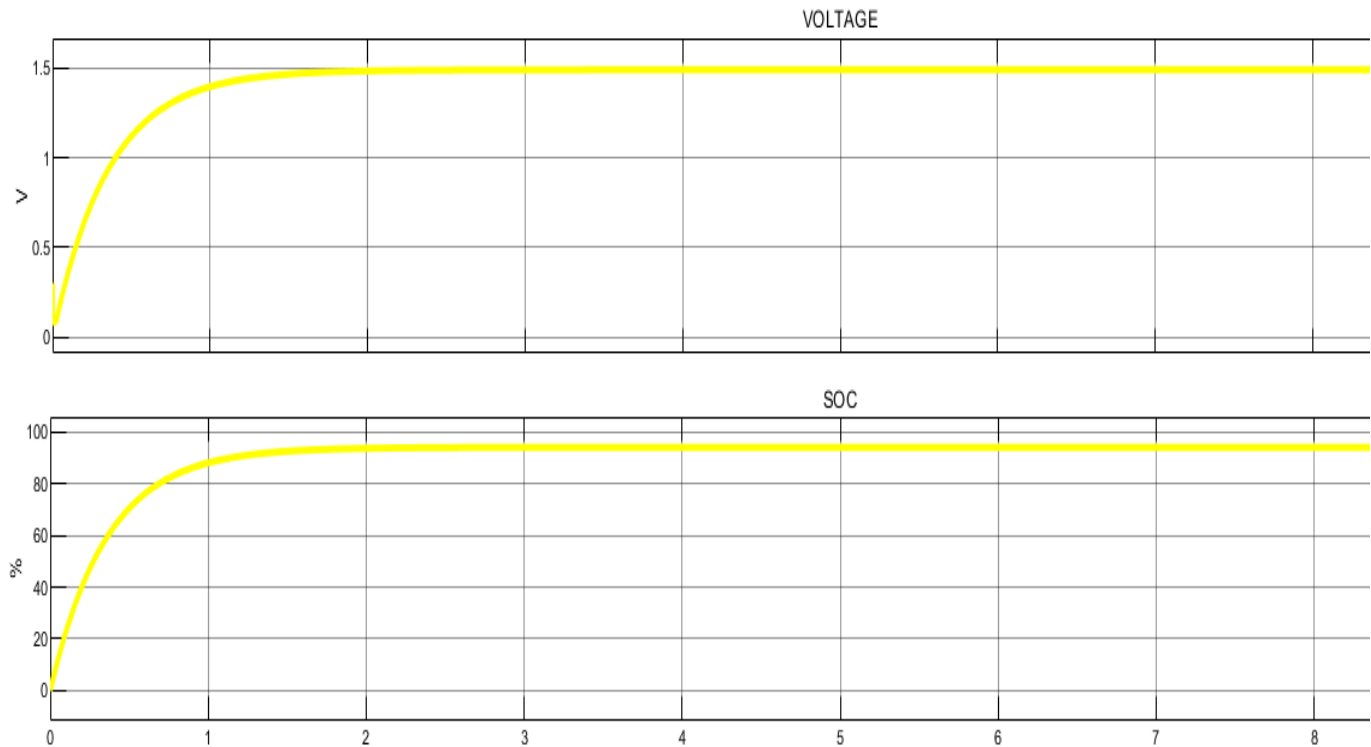


Figure 4.4 : Évolution de la tension (Voltage) et de l'état de charge (SOC) de la batterie au cours du temps

La figure c illustre l'évolution temporelle de la tension (en haut) et de l'état de charge (State of Charge - SOC, en bas) d'une batterie lors de la phase de charge. La courbe de tension montre une augmentation rapide jusqu'à atteindre une valeur de 1,5 V, qui correspond à la tension nominale de la batterie. De même, la courbe du SOC atteint rapidement 100 %, ce qui indique que la batterie est complètement chargée.

Il est important de noter que ces résultats sont similaires pour tous les essais réalisés Cette constance est due au fait que la tension d'entrée de la batterie est régulée et boostée de manière stable grâce à l'interfaçage électronique intégré entre le transducteur piézoélectrique et la batterie. Cet interfaçage permet d'assurer une alimentation optimale, indépendamment des variations d'amplitude de la source d'énergie vibratoire. Ainsi, la régulation électronique garantit une charge rapide, contrôlée et efficace de la batterie dans tous les cas de figure.

4.4. Interprétation globale des résultats de simulation :

Les résultats de simulation obtenus à partir du modèle de patch piézoélectrique basé sur le PVDF confirment la capacité du dispositif à répondre efficacement aux micro-vibrations respiratoires. La relation linéaire entre la force mécanique appliquée et la tension électrique générée a été mise en évidence à travers différentes conditions physiologiques simulées, allant du repos à l'effort intense (0.1 N à 1 N). Ainsi, une force de ± 0.1 N engendre une tension de ± 0.004 V, une force de ± 0.6 N produit plus de ± 0.02 V, et une force maximale de ± 1 N conduit à une tension de ± 0.04 V. Ces valeurs, bien que cohérentes avec les prévisions théoriques du modèle piézoélectrique

$$Q(t) = d \cdot F(t) \quad (4.1)$$

$$\text{Et} \quad V(t) = \frac{Q(t)}{C} \quad \text{avec} \quad C = \epsilon \cdot \frac{A}{t} \quad (4.2)$$

Restent faibles en termes d'amplitude absolue.

Cette faiblesse des tensions générées constitue une limitation intrinsèque du système. Elle s'explique principalement par l'intensité modérée des forces biomécaniques naturelles liées à la respiration, la fréquence d'excitation relativement basse (~ 0.25 Hz), la géométrie du patch (50 cm² de surface et 2 mm d'épaisseur), et les propriétés matérielles du PVDF, dont le coefficient piézoélectrique est faible. En l'état, ces tensions seraient insuffisantes pour alimenter directement une batterie sans intervention d'un circuit d'adaptation.

Cependant, l'intégration d'un interfaçage électronique intelligent, notamment un convertisseur boost, permet de surmonter cette contrainte. Grâce à cette régulation, la tension délivrée par le patch est efficacement amplifiée et stabilisée, permettant une charge rapide et contrôlée de la batterie jusqu'à sa tension nominale de 1,5 V. La courbe de l'état de charge (SOC) montre également que la batterie atteint rapidement les 100 %, preuve d'une alimentation efficace. Ce comportement reste constant pour tous les essais, démontrant que la performance du système n'est pas directement tributaire de l'amplitude de la force appliquée, mais bien de la qualité de l'électronique embarquée.

D'un point de vue fonctionnel, le système étudié possède une double utilité : d'une part, il permet la récupération d'énergie à partir des vibrations respiratoires, redressée et stockée dans une batterie ou un supercondensateur ; d'autre part, il joue un rôle de capteur physiologique, dans la mesure où la tension générée est le reflet direct de l'intensité et de la fréquence de la respiration. Cette tension peut donc être utilisée comme signal pour la surveillance de l'état respiratoire du patient, notamment dans le suivi post-opératoire ou la détection de troubles tels que l'apnée ou l'asthme.

En conclusion, les résultats de simulation obtenus valident la faisabilité du concept de patch piézoélectrique appliqué à la respiration humaine. Malgré des limitations énergétiques liées aux faibles niveaux de tension brute, l'usage d'une électronique d'interfaçage adaptée permet de transformer un signal faible mais exploitable en une source d'énergie autonome pour des dispositifs médicaux de faible consommation. Par ailleurs, la nature proportionnelle et stable de la tension générée ouvre également la voie à des applications de monitoring respiratoire non invasif. Ce double usage s'inscrit pleinement dans le cadre du développement de

technologies médicales intelligentes, auto-alimentées et connectées, répondant aux exigences actuelles de la santé personnalisée et de la télésurveillance.

Conclusion :

Les résultats de simulation confirment que le patch piézoélectrique étudié répond efficacement aux micro-vibrations respiratoires, en générant une tension proportionnelle à la force appliquée. Cette linéarité valide la modélisation théorique et démontre la faisabilité d'un système à double fonction : récupération d'énergie et surveillance physiologique. Ainsi, le patch peut alimenter de petits dispositifs médicaux tout en fournissant un signal utile au suivi respiratoire, ouvrant la voie à des applications innovantes en santé connectée.

Conclusion générale :

Ce mémoire a porté sur l'étude, la modélisation et la simulation d'un système de récupération d'énergie basé sur l'effet piézoélectrique, appliqué à un patch médical destiné à capter les micro-vibrations produites par la respiration humaine. L'objectif principal était de concevoir un dispositif intelligent capable de convertir ces faibles excitations mécaniques en énergie électrique exploitable, tout en offrant une solution de monitoring non invasif de l'activité respiratoire.

Les résultats obtenus à travers les simulations sous Simulink/Simscape ont permis de vérifier la validité théorique du modèle piézoélectrique adopté. Le système s'est montré capable de générer des tensions électriques proportionnelles à la force mécanique appliquée. Ces tensions, bien que de faible amplitude (de ± 0.004 V à ± 0.04 V), ont pu être amplifiées et stabilisées via un circuit électronique d'interfaçage (convertisseur boost), permettant une charge effective d'une batterie jusqu'à 1.5 V. Ce comportement, constant quel que soit le niveau de force respiratoire simulé, démontre la pertinence du système pour des applications médicales de faible consommation.

Cependant, plusieurs limites ont été identifiées au cours de cette étude. D'un point de vue énergétique, la puissance récupérée reste relativement faible en raison des conditions vibratoires naturelles (forces faibles et basses fréquences), des propriétés modérées du matériau PVDF, et de la configuration géométrique restreinte du patch. En l'absence d'une optimisation poussée ou d'un couplage résonant, ces facteurs limitent l'efficacité globale du système pour une alimentation autonome prolongée. Par ailleurs, l'ensemble de l'étude reste basé sur des simulations ; une validation expérimentale reste nécessaire pour confirmer la robustesse et la reproductibilité du comportement observé.

Malgré ces contraintes, les perspectives d'évolution du travail sont nombreuses et motivantes. Une première voie d'amélioration consiste à optimiser le matériau utilisé : remplacer le PVDF par des polymères hybrides, des nanocomposites plus haut rendement (ex., PMN-PT). Parallèlement, l'adoption de structures mécaniques résonantes ou multicouches permettrait d'amplifier les déformations et donc d'accroître l'énergie collectée. Une autre piste prometteuse serait l'intégration du système dans une architecture hybride (thermique, photovoltaïque, etc.), afin de cumuler différentes sources d'énergie ambiante.

En ce qui concerne les recherches futures, un plan de développement concret peut être envisagé selon les étapes suivantes :

1. **Prototypage physique** du patch piézoélectrique simulé, en conditions réelles, avec instrumentation de mesure (oscilloscope, système d'acquisition, etc.).
2. **Optimisation matérielle**, en explorant divers matériaux actifs, géométries et configurations (empilement, encapsulation souple...).
3. **Évaluation clinique** sur simulateur respiratoire ou mannequin médical, afin de reproduire fidèlement les mouvements thoraciques humains.
4. **Miniaturisation et intégration**, dans un boîtier souple, compatible avec le corps humain (patch cutané, textile intelligent, etc.).
5. **Déploiement dans un système complet**, associant capteurs, microcontrôleur, gestion d'énergie et transmission de données sans fil (Bluetooth Low Energy, LoRa, etc.).

Ce travail s'inscrit dans une dynamique prometteuse où la récupération d'énergie et la santé connectée convergent vers des dispositifs médicaux intelligents, autonomes et non intrusifs. En

développant de tels systèmes, il devient envisageable de fournir des solutions durables aux besoins croissants en télésurveillance, en particulier dans les contextes hospitaliers, post-opératoires ou à domicile

Référence bibliographies

- [1] J. P. Norenberg et A. Cunha Jr, «Vibration mitigation and energy harvesting with bistable resonators in metamaterial beams», in *Proc. 27th Int. Congr. Mech. Eng. (COBEM)*, 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://hal.science/hal-04373368/>. Consulté le: 15 mai 2025.
- [2] A. A. A. Bakar et S. Salimin, «Development of a Sustainable Walkway System and Its Performances Analysis of Voltage, Current, and Power Output», *Evol. Electr. Electron. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 17–24, 2025.
- [3] C. Bahloul, A. Eddiai, O. Cherkaoui, F.-Z. Semlali, et M. El Achaby, «High β -phase PVDF composite thin films filled with metal (M = Ni, Ag, Co) phosphate-based particles: advanced materials for energy harvesting applications», *RSC Adv.*, vol. 15, no. 19, pp. 15218–15239, 2025.
- [4] Z. Zheng *et al.*, «Toward a Tunable AlN-Based Piezoelectric MEMS Microphone: Design, Characterization, and Analysis», *J. Microelectromech. Syst.*, 2025. [En ligne]. Disponible sur: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/10993403/>. Consulté le: 15 mai 2025.
- [5] K. Adaikalam, K. P. Marimuthu, S.-W. Lee, J.-S. Lee, and H.-S. Kim, “A novel ZnO NRs/PVDF hybrid nanogenerator for wearable energy-harvesting and sensing applications,” *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 1030, 2025, Art. no. 180829. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2025.180829> Consulté le: 30 mai 2025
- [6] R. Palma, A. Callejas, E. Puertas, R. Castro-Triguero, and R. Gallego, « Effects of geometric nonlinearity on the performance of piezoelectric energy harvesters applied to railway bridges» *ResearchGate*, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/391601782_Effects_of_geometric_nonlinearity_on_the_performance_of_piezoelectric_energy_harvesters_applied_to_railway_bridges. [Accessed: May 15, 2025]
- [7] M. Hrairi, «Analysis of Damage Detection Performance in a Concrete Structure using the Finite Element Method», *J. Adv. Res. Des.*, vol. 130, no. 1, pp. 37–46, 2025.
- [8] F. Li, T. Shen, C. Wang, Y. Zhang, J. Qi, et H. Zhang, «Recent Advances in Strain-Induced Piezoelectric and Piezoresistive Effect-Engineered 2D Semiconductors for Adaptive Electronics and Optoelectronics», *Nano-Micro Lett.*, vol. 12, no. 1, p. 106, Dec. 2020, doi: 10.1007/s40820-020-00439-9.
- [9] B. Ahmed-Seddik, *Systèmes de récupération d'énergie vibratoire large bande*, Thèse de doctorat, Université de Grenoble, 2012. [En ligne]. Disponible sur: <https://theses.hal.science/tel-00778437>. Consulté le: 17 mai 2025.
- [10] S. Boisseau, *Autonomie des Systèmes: Récupération d'énergie, Gestion d'énergie et Electronique basse consommation*, Thèse, Université Grenoble Alpes, 2019. [En ligne]. Disponible sur: <https://cea.hal.science/tel-02102388>. Consulté le: 17 mai 2025.

[11] D. Gibus, *Conception de dispositifs piézoélectriques fortement couplés pour la récupération d'énergie vibratoire large bande*, Thèse de doctorat, Université de Savoie Mont Blanc, Chambéry, 2020. [En ligne]. Disponible sur: <https://theses.fr/2020CHAMA044>. Consulté le: 22 mai 2025.