

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne Démocratique et Populaire  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique  
جامعة سعد دحلبا البليدة  
Université SAAD DAHLAB de BLIDA  
كلية التكنولوجيا  
Faculté de Technologie  
قسم الإلكترونيك  
Département d'Électronique



## Mémoire de Master

Mention : Génie Biomédicale

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

présenté par :

Soumatialslem

&

Kedim Nadia Wahiba

---

# *Récupération d'Énergie Biomécanique pour alimenter un Pacemaker*

---

Proposé par :  
Cheggaga Nawal

Année Universitaire : 2020/2021



## *Remerciements*

En premier lieu nous tenons à remercier Dieu le tout puissant qui nous a donné la force et la patience pour accomplir notre travail.

En second lieu nos remerciements vont tout droit à Madame N.Cheggagapour tout ce qu'elle nous a appris, ainsi pour l'ambiance dans laquelle nous avons travaillé, sa présence, sa disponibilité, sa gentillesse et son soutien.

Nos vifs remerciements vont également aux membres du jury pour l'intérêt qu'il ont porté à notre mémoire en acceptant d'examiner notre travail.

Nous tenons enfin à remercier du plus profond de notre cœur nos chers parents qui nous ont accompagnés et soutenus durant notre cursus.

# *Dédicace*

*C'est avec tout fierté, avec tout respect que je dédie ce modeste travail.*

*A mes chers parents*

*Qui ont allumé mon chemin du savoir et qui m'ont encouragé et soutenu depuis  
mon enfance jusqu'à mon soutenance.*

*Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation  
et ma formation. C'est grâce à vous que je suis arrivée aujourd'hui à ce niveau  
d'étude.*

*A mes frères et mes chéressesoeurs.*

*Je dédie ce travail aussi à tous mes amis .*

*-----ISLEM-----*



*Avec toute fierté je dedie ce travail*

*A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur  
soutien et leurs prières tout au long de mes études,*

*A mes chères sœurs pour leurs encouragements permanents, et leur soutien  
moral,*

*A mes chers frères pour leur appui et leur encouragement,*

*A toute ma famille pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire,*

*Que ce travail soit l'accomplissement de vos vœux tant allégués, et le fruit de  
votre soutien infaillible,*

*Merci d'être toujours là pour moi.*

*-----Nadia-----*

## Résumés

### Résumé

Le corps humain est exposé à de nombreuses maladies, y compris les maladies cardiaques, et cela existe depuis des années. Des solutions et des inventions telles que le stimulateur cardiaque « pacemaker » ont été étudiées pour aider la personne affectée à faire les choses les plus simples de la vie quotidienne. Le travail présenté dans ce mémoire concerne l'étude d'un système de récupération d'énergie fonctionnant avec le mouvement du diaphragme, il convertit l'énergie mécanique en une énergie électrique, pour alimenter en permanence un pacemaker. Les résultats obtenus analytiquement ont été vérifiés en les comparant avec ceux obtenus avec simulation sous *Comsol Multiphysics 5.3*.

Mots-clés : Cœur, stimulateur cardiaque, Energie, piézoélectricité, matériaux.

### Abstract

The human body is exposed to many diseases, including heart disease, and it has been around for years. Solutions and inventions such as the "pacemaker" pacemaker have been studied to help the affected person do the simpler things of everyday life. The work presented in this thesis concerns the study of an energy recovery system operating with the movement of the diaphragm, it converts mechanical energy into electrical energy, to permanently power a pacemaker. The results obtained analytically were verified by comparing them with those obtained with simulation under *Comsol Multiphysics 5.3*.

Keywords: heart, pacemaker, Energie, piezoélectric, materials.

### ملخص

يتعرض جسم الإنسان للعديد من الأمراض ، بما في ذلك أمراض القلب ، وهو موجود منذ سنوات. تمت دراسة الحلول والاختراعات مثل "منظم ضربات القلب" لمساعدة الشخص المصاب على القيام بأبسط الأشياء في الحياة اليومية. يتعلق العمل المقدم في هذه الرسالة بدراسة نظام استعادة الطاقة الذي يعمل بحركة الحجاب الحاجز ، فهو يحول الطاقة الميكانيكية إلى طاقة كهربائية ، لتشغيل منظم ضربات القلب بشكل دائم. تم التحقق من النتائج التي تم الحصول عليها بشكل تحليلي من *Comsol Multiphysics 5.3* خلال مقارنتها مع تلك التي تم الحصول عليها مع المحاكاة تحت

الكلمات الدالة القلب منظم ضربات القلب طاقك كهروضغطية مواد.

# Table des Matières

Résumés

Table des Matières

Liste des Figures

Liste des Tableaux

Introduction Générale..... Erreur ! Signet non défini.

## Chapitre 1.le cœur humain

1.1. Introduction .....	3
1.2. Anatomie du cœur .....	3
1.3. La circulation sanguine.....	5
1.4. Propriété fondamental des muscles cardiaque.....	7
1.5. Activité électrique du cœur.....	7
1.5.1. Électrophysiologie cellulaire.....	7
1.5.2. Electrocardiogramme de surface.....	9
1.6. Les troubles du rythme cardiaque (arythmies) .....	11
1.7. Conclusion .....	12

## Chapitre 2.le stimulateur cardiaque

2.1. Introduction .....	14
2.2. Le stimulateur cardiaque .....	14
a    Le boîtier .....	14
b    Les sondes .....	15
2.3. Le rôle de stimulateur cardiaque .....	16
2.4. Le code international du pacemaker.....	17
2.5. Les inconvénients du pacemaker.....	19
2.6. Conclusion.....	19

### **Chapitre 3. Etude théorique de la structure MEMS**

3.1.	Introduction .....	20
3.2.	La Piézoélectricité .....	20
3.3.	L'effet piézoélectrique.....	21
3.4.	Le coefficient de couplage électromécanique .....	21
3.5.	Mode de vibration.....	23
3.6.	Mise en équation de la piézoélectricité.....	24
3.7.	Choix du matériau piézoélectrique .....	25
3.8.	Etude mécanique en régime statique par la méthode analytique directe.....	26
3.8.1.	Etude d'une structure de type pont.....	27
3.8.2.	Déflexion d'un pont soumis à une force localisée .....	28
3.8.3.	Calcul des réactions aux appuis .....	28
3.8.4.	Calcul de la déformée du pont .....	30
3.9.	Etude mécanique en régime Dynamique par la méthode analytique directe.....	32
3.9.1.	Formulation classique .....	33
3.9.2.	Résolution graphique de l'équation : .....	35
3.10.	Conclusion.....	36

### **Chapitre 4. Conception et simulation de la structure MEMS**

4.1.	Introduction .....	37
4.2.	Présentation du logiciel COMSOL Multiphysics.....	37
4.3.	Avantages de conception avec COMSOL Multiphysics .....	38
4.4.	Les étapes de modélisation sous COMSOL Multiphysics .....	38
4.5.	Géométrie de la structure.....	39
4.6.	Choix des matériaux et paramètre .....	40
4.7.	Conditions aux frontières.....	42
4.8.	Décomposition en éléments finis.....	43

4.9. Simulation de la structure .....	44
4.10. Schéma synoptique du fonctionnement du dispositif.....	47
4.11. Procèdes de fabrication.....	48
4.11.1. Le nettoyage .....	48
4.11.2. Réalisation de masque.....	49
4.11.3. Photolithographie .....	50
4.11.4. La gravure .....	51
4.11.5. Le dopage .....	53
4.12. Conclusion .....	54
<b>Conclusion Générale .....</b>	<b>55</b>

## Liste des Figures

<b>Figure 1.1</b> : position du cœur dans le médiastin antérieur .....	3
<b>Figure 1.2</b> : position du cœur par rapport au diaphragme.....	4
<b>Figure 1.3</b> : Anatomie du cœur .....	4
<b>Figure 1.4</b> : Schéma du système de circulation sanguine .....	6
<b>Figure 1.5</b> : Vue en coupe du cœur humain .....	6
<b>Figure 1.6</b> : Schéma de circulation du sang dans le cœur .....	7
<b>Figure 1.7</b> : Le potentiel d'action : myocardique (a) et celui du nœud sinusal (b) .....	8
<b>Figure 1.8</b> : Différentes morphologies du potentiel d'action selon les régions .....	9
<b>Figure 1.9</b> :Caractéristique d'un tracé Electrocardiographique .....	10
<b>Figure 2.1</b> : le boîtier de stimulateur cardiaque .....	14
<b>Figure 2.2</b> : les différents partis du Pacemaker .....	15
<b>Figure 2.3</b> : Schéma de conception d'un pacemaker.....	21
<b>Figure 2.4</b> : Le code international du pacemaker .....	23
<b>Figure 3.1</b> :Hiérarchie des matériaux cristallins ayant des propriétés piézoélectriques.....	39
<b>Figure 3.2</b> : Schématisation de l'effet de la Piézoélectricité :a) Illustration de l'effet direct et inverse d'un matériau Piézoélectrique, b) L'effet Piézoélectrique direct.....	40
<b>Figure 3.3</b> : Principaux modes de déformation selon les dimensions des échantillons et la direction de la polarisation.....	42
<b>Figure 3.3</b> : Eléments de base constituant les microsystèmes cantilever, (b) pont, (c) membrane .....	46
<b>Figure 3.4</b> : Structure de type pont, encastrer au point A, B.....	47
<b>Figure 3.5</b> : Calcul des réactions aux appuis d'un pont.....	48
<b>Figure 3.6</b> : Analyse de la déformation de la structure .....	49
<b>Figure 3.6</b> :Résolution graphique de l'équation caractéristique .....	54
<b>Figure 4.1</b> :Structure flexible à base de piézoélectrique matériel.....	57
<b>Figure 4.2</b> : Elément da la Structure MEMS en 2D.....	57
<b>Figure 4.3</b> : Structure multicouche en 2D, (a) plan(x , y), (b) plan (y , z).....	59
<b>Figure 4.4</b> : Conditions aux limites d'un seul élément de la structure MEMS.....	60
<b>Figure 4.5</b> : Maillage d'un seul élément de la structure MEMS.....	61



<b>Figure 4.6:</b> Résultat de la simulation de la déformation de la structure.....	62
<b>Figure 4.7 :</b> les résultats théoriques de la simulation du déplacement de la structure MEMS en fonction de la force appliqué.....	63
<b>Figure 4.8 :</b> schéma synoptique du principe de fonctionnement de notre dispositif.....	65
<b>Figure 4.9 :</b> Les différentes étapes suivies lors de processus de nettoyage.....	67
<b>Figure 4.10 :</b> Alignement du masque 2 sur le masque 1.....	67
<b>Figure 4.11 :</b> Alignement du masque 2 sur le masque 1.....	67
<b>Figure 4.12 :</b> Tournette préposé à déposer la résine.....	68

## **Liste des Tableaux**

<b>Tableau 1.1 :</b> Prévalence de la bradycardie sur la tachycardie, hommes et femmes.....	12
<b>Tableau 3.1 :</b> Caractéristique pour différente mode de vibration.....	41
<b>Tableau 3.2 :</b> Différentes formes d’écriture des équations de la piézoélectricité.....	43
<b>Tableau 3.3 :</b> Caractéristiques et figures de mérites des principaux matériaux piézoélectriques.....	45
<b>Tableau 4-1 :</b> les valeurs des dimensions de la structure MEMS.....	58
<b>Tableau 4-2 :</b> Source de contamination et leur effets.....	66

## **Liste des abréviations**

2D : 2 Dimension.

Ar<sup>+</sup> : Argon.

Au : l'or.

ECG : ElectroCardioGramme.

EDP : Equation aux Derivés Partielles.

GIR : Gravure Ionique Reactive.

K<sup>+</sup> : Le potassium sous sa forme de cation.

MEMS : Micro Electro Mechanical Systèmes.

Na<sup>+</sup> : Le sodium sous forme d'ion.

PZT : TitanoZirconate de Plomb.

PI : Polymere.

Pt : Platine.

RIE : Reactive Ion Etching.

UV : Ultra Violet.

# Introduction Générale

---

Au cours des dernières années, le développement a eu lieu dans les différents domaines de la médecine. Les progrès perpétuels des technologies de micro-fabrication et de bio-ingénierie repoussent constamment les limites de la miniaturisation, en particulier pour les dispositifs médicaux implantables actifs tels que les stimulateurs cardiaques. Jusqu'à présent, ces derniers dispositifs ont été implantés en dehors du cœur et comprennent des fils qui traversent les veines, sont fixés dans une cavité cardiaque et stimulent la contraction du muscle cardiaque en délivrant des impulsions électriques.

Actuellement, les stimulateurs cardiaques sont alimentés par des batteries au lithium qui offrent une longévité allant jusqu'à 10 ans. À l'épuisement de la batterie, un remplacement du stimulateur cardiaque a lieu, seul le dispositif principal qui se trouve juste sous la peau est remplacé et les fils sont intacts.

Envisager un tel remplacement de dispositif par un stimulateur cardiaque sans fil est nettement plus difficile, car la récupération d'un petit dispositif dans une cavité cardiaque nécessiterait un opérateur très qualifié ainsi que des systèmes d'imagerie très puissants.

Par conséquent, les remplacements de stimulateurs cardiaques sans plomb doivent de préférence être évités et des sources d'énergie durables sont recherchées. Deux approches peuvent être adoptées pour répondre à ce besoin: recharger régulièrement une batterie interne via un transfert d'énergie sans fil, ou mettre en œuvre un système de récupération d'énergie qui convertit une partie de l'énergie environnante de l'implant en électricité.

L'énergie mécanique existe dans le corps humain est répandue pendant toute la vie, comme le mouvement du cœur, la contraction / relaxation du diaphragme ,la contraction de ce dernier est périodique et automatique[1],sous contrôle d'efférences provenant du tronc cérébral. Chaque contraction du diaphragme initie un cycle respiratoire. La fréquence de sa contraction définit la fréquence respiratoire. Pour cela la construction d'un système implantable auto-alimenté par récupération d'énergie du corps ou de l'organe est bien prometteuse.

Les progrès récents de la microtechnologie peuvent permettre la création de dispositifs qui converti l'énergie biomécanique de l'activité du corps humain en énergie électrique en utilisant les effets piézoélectriques .La récupération d'énergie biomécanique est une stratégie prometteuse pour résoudre les problèmes d'alimentation électrique dans les implants médicaux.

# Introduction Générale

---

Ce mémoire est organisé selon quatre chapitres :

- Le premier chapitre sera consacré à la description, la situation et l'activité électrique du cœur, ainsi que les différentes maladies cardio-vasculaires.
- le deuxième chapitre renferme les détails sur l'appareil de stimulateur cardiaque, à quoi sert-il, à qui est destinée et enfin ces inconvénients.
- Dans le troisième chapitre, nous rappelons quelques éléments de la théorie de la piézoélectricité en présentant les équations constitutives et les équations qui seront utilisées dans la modélisation et le dimensionnement de la structure MEMS de la récupération de l'énergie .
- Le dernier chapitre sera réservé à présenter et à examiner les résultats de notre étude sur la structure pour déterminer son comportement lors des contraintes mécaniques. Nous allons simuler sous **COMSOL Multiphysics 5.3**.

# *Chapitre 1*

*Le cœur humain*

## 1.1. Introduction

Le cœur (du mot grec cardia et du latin cor, « cœur ») est l'organe central du système cardiovasculaire. Véritable « pompe », il assure la circulation du sang dans le corps grâce à ses contractions rythmiques. En lien étroit avec l'appareil respiratoire, il permet l'oxygénation du sang et l'élimination du gaz carbonique (CO<sub>2</sub>).

## 1.2. Anatomie du cœur

Le cœur est un muscle creux, à fibres musculaires striées dont la contraction est rapide et qui sert de pompe à la circulation sanguine. C'est un organe cloisonné en quatre cavités, deux oreillettes (droit et gauche) et deux ventricules (droit et gauche). Le cœur est situé dans le thorax, il est localisé dans le médiastin, espace qui sépare les deux Poumons. Dans le médiastin antérieur. Il repose sur le diaphragme qui est un muscle respirateur principal il divise la cavité du tronc en cavité abdominale et en cavité thoracique (figure 1.1), (figure 1.2).

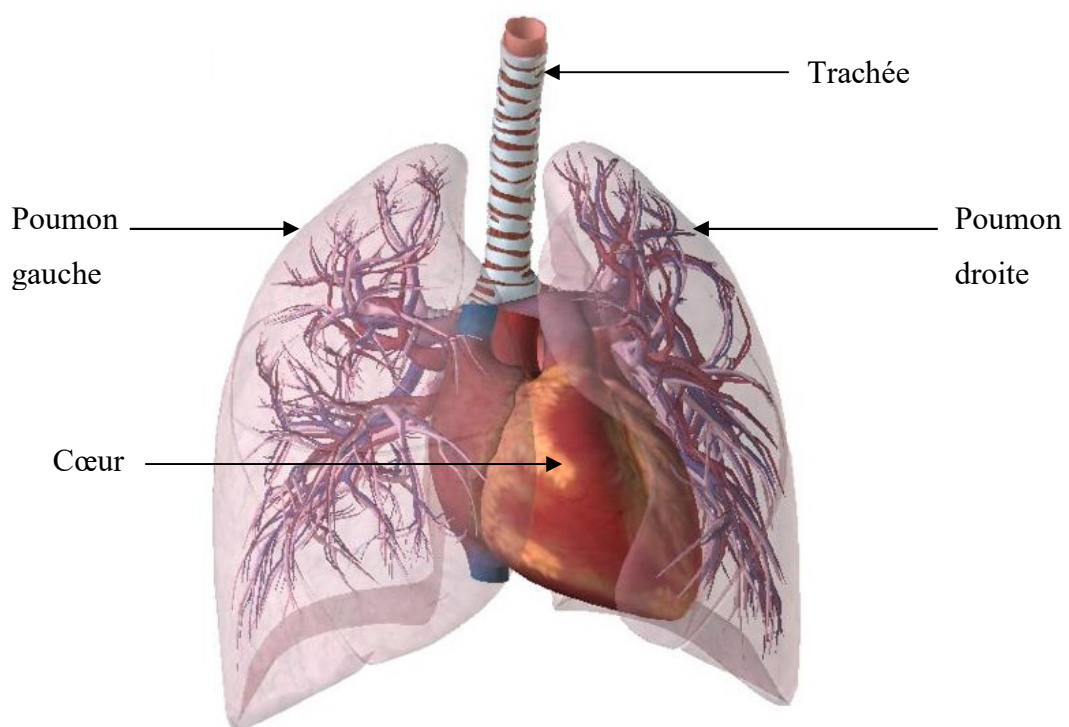
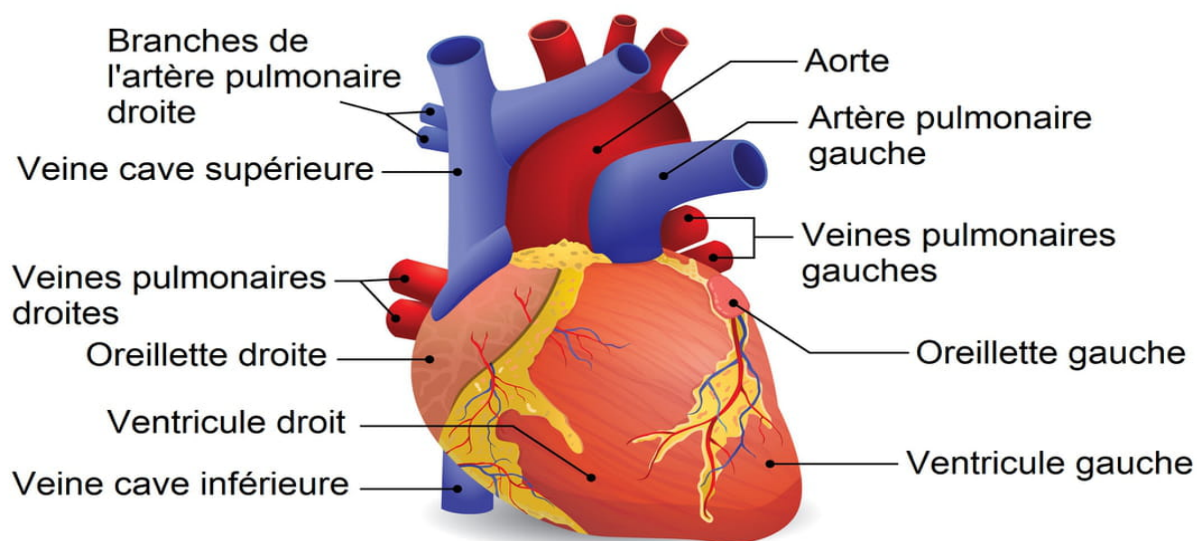


Figure 1.1 : position du cœur dans le médiastin antérieur [2].

**Figure 1.2** :position du cœur par rapport au diaphragme[2].

Le cœur fonctionne comme une véritable pompe, composé de 4 cavités ; 2oreillettes droit et gauche et deux ventricules droit et gauche, chaque oreillette communique avec le ventricule par un orifice ou « valve » (figure1.3).



**Figure 1.3** : Anatomie du cœur [3].

# Chapitre 1 : le cœur humain

---

- La base : elle est postérieure et droite, formée par les 2 oreillettes séparées entre-elles par le sillon intra-auriculaire
- Le sommet : il est antérieur (vers l'avant) ce qui permet de percevoir les battements en regard du 5ème espace intercostal gauche.
- La face antérieure : elle est séparée en 2 parties par le sillon auriculo-ventriculaire : ces 2 parties sont les oreillettes en arrière et les ventricules en avant.

De la partie moyenne du sillon auriculo-ventriculaire émergent 2 énormes vaisseaux, l'aorte et l'artère pulmonaire, en arrière du sillon auriculo-ventriculaire, un sillon vertical marque la séparation de l'oreillette droite et de l'oreillette gauche, le sillon intra-auriculaire, en avant du sillon auriculo-ventriculaire, un sillon longitudinal, le sillon intra-ventriculaire, marque la séparation entre les ventricules droit et gauche.

- La face inférieure : elle repose sur le diaphragme. Elle est également divisée par le sillon auriculo-ventriculaire en 2 parties, ces 2 parties sont essentiellement formées sur la face inférieure par l'oreillette droite et le ventricule droit.
- La face postérieure : elle est également divisée par le sillon auriculo-ventriculaire en 2 parties : en arrière, se trouve l'oreillette gauche, en avant, les deux ventricules séparés par le sillon intra-ventriculaire qui se prolonge sur la face postérieure du cœur[3].

## 1.3. La circulation sanguine

Le cœur humain est l'organe du corps qui gère la circulation de l'oxygène et des nutriments dans le sang en le collectant et le propulsant dans l'organisme (Figure 1.4). Il est toujours représenté comme si l'on regardait dans un miroir c'est-à-dire que la partie droite du cœur est représentée à gauche (Figure 1.5). Plus précisément, on assimile très souvent le cœur à deux pompes synchronisées en série. Chacune des pompes est composée d'un ventricule, d'une oreillette et de deux valves.

L'oreillette droite de la pompe de droite (représentée à gauche) récupère le sang pauvre en oxygène (en bleu) provenant des organes et des muscles du corps à travers les veines caves supérieures et inférieures et le renvoie, à partir du ventricule droit, vers le système circulatoire des poumons où le sang y est réapprovisionné en oxygène.

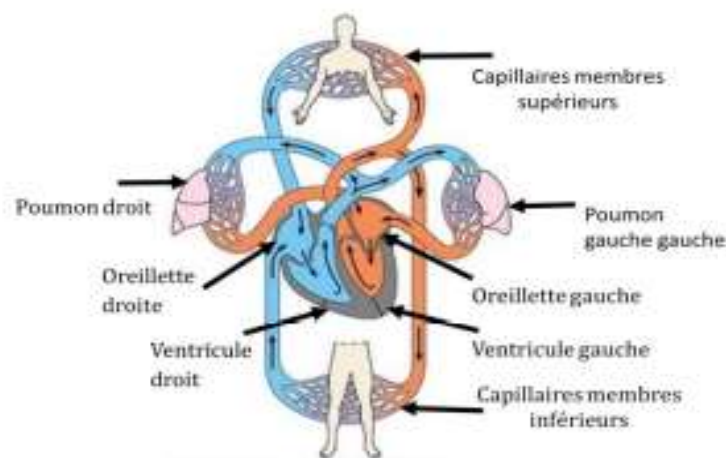


# Chapitre 1 : le cœur humain

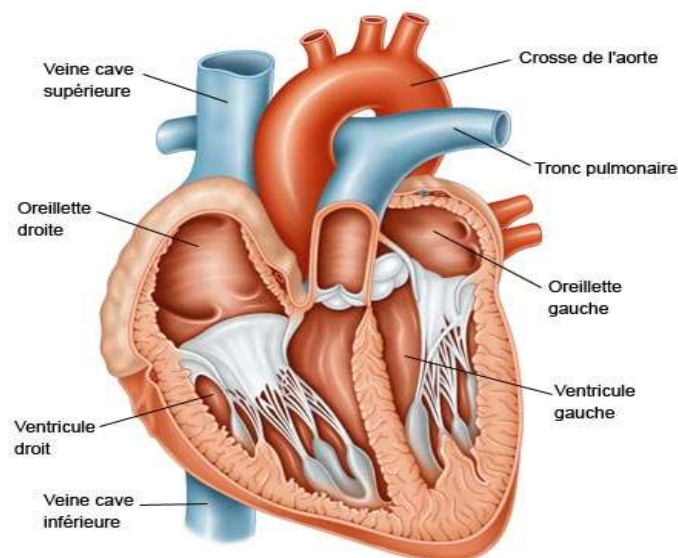
---

L'oreillette gauche de la pompe de gauche (représentée à droite) récupère le sang riche en oxygène (en rouge) et nutriments provenant des poumons et le renvoie vers le système circulatoire de l'organisme à partir de l'aorte.

La circulation du sang dans le cœur se décompose en deux phases : la diastole et la systole (Figure 1.6). La systole correspond à une phase de contraction des muscles alors que la diastole correspond à une phase de relaxation. Au cours de la phase de diastole, le cœur se remplit de sang ; les valves aortiques et pulmonaires se referment ; les oreillettes se contractent ; les ventricules se remplissent. Au cours de la phase de systole, les valves aortiques et pulmonaires s'ouvrent ; les ventricules se contractent et le sang est expulsé [4].



**Figure 1.4:** Schéma du système de circulation sanguine [5].



**Figure 1.5 :** Vue en coupe du cœur humain [6].

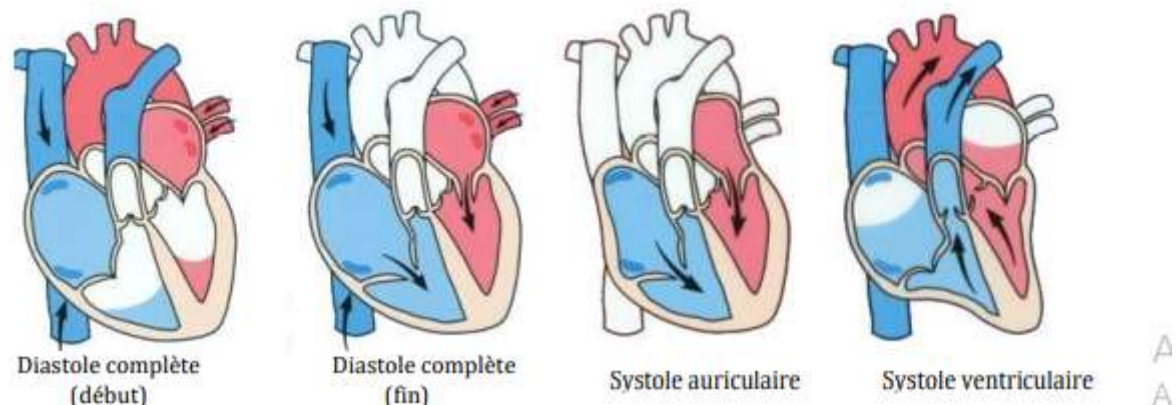


Figure 1.6 : Schéma de circulation du sang dans le cœur [7].

La contraction des muscles permettant de fournir l'énergie mécanique pour expulser le sang est elle-même commandée par un réseau d'impulsions électriques.

### 1.4. Propriété fondamentale des muscles cardiaque

Le cœur présente 4 propriétés fondamentales qui expliquent son fonctionnement

- Muscle possède une possibilité de contraction.
- Muscle creux, sa contraction détermine une variation de volume et met en mouvement le sang contenus dans les chambres cardiaques.
- Muscle intétanisable, la longue période réfractaire de ces chambres cellulaire maintient l'activité de pompage.
- Muscle auto rythmé, dispose d'une excitation propre, propagé dans l'ensemble de l'organe, ces propriétés sont déterminées par deux types cellulaires essentiels : cellules de tissu nodal qui produisent spontanément et conduisent l'impulsion et cellules myocardiques qui répondent à ces impulsions par un raccourcissement.

### 1.5. Activité électrique du cœur

On distingue 2 types de cellules au niveau cardiaque : les cellules du tissu nodal et les cellules myocardiques. Les cellules du tissu nodal assurent l'automatisme cardiaque.

#### 1.5.1. Électrophysiologie cellulaire

Au repos, à travers la membrane cellulaire, il existe un potentiel de repos de l'ordre de -90 mV, en raison de la différence de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire.

# Chapitre 1 : le cœur humain

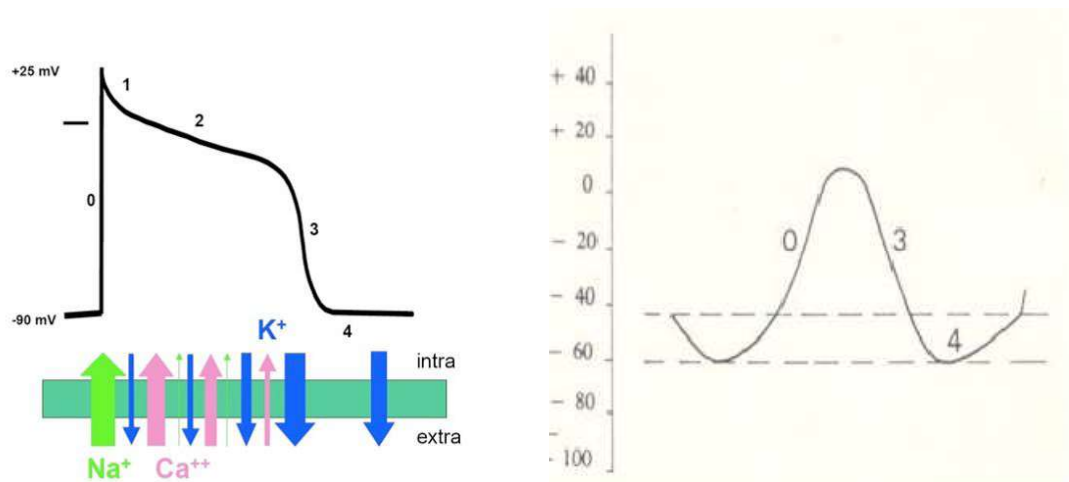
En réponse à un stimulus, les cellules cardiaques génèrent un potentiel d'action (PA) (figure 1.7).

Le potentiel d'action traduit des variations du potentiel de membrane, liées aux courants ioniques transmembranaires.

Les courants ioniques résultent des différences de concentration d'ions de part et d'autre de la membrane cellulaire.

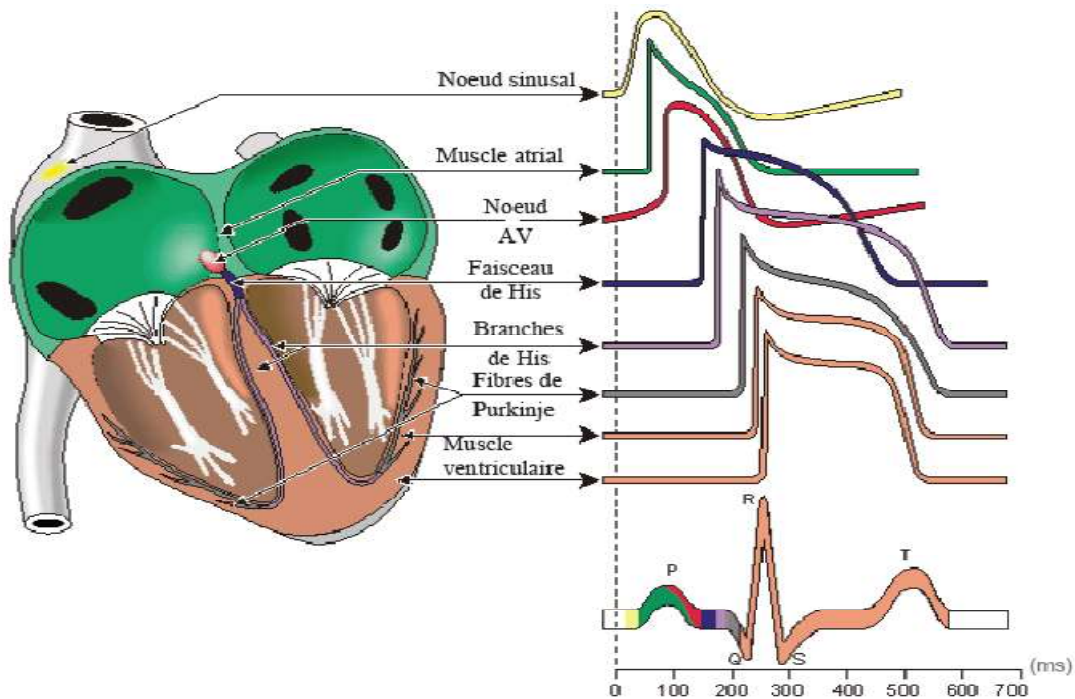
Le potentiel d'action comprend 5 phases[8] :

- phase 0 : phase ascendante de dépolarisation rapide, lié à un afflux rapide de  $\text{Na}^+$  dans la cellule.
- phase 1 : phase de repolarisation initiale, en rapport avec l'arrêt de l'activation du courant sodique rapide.
- phase 2 : phase de plateau, liée à un courant entrant sodique et calcique.
- phase 3 : phase de repolarisation. Cette phase est liée à une sortie de  $\text{K}^+$  de la cellule.
- phase 4 : cette phase a pour objectif est de ramener le potentiel d'action au niveau du potentiel seuil (-70 mV) ; durant cette phase, intervient l'échangeur  $\text{Na}^+$  et  $\text{K}^+$  qui permet de restaurer les gradients de concentration d'ions.



**Figure 1.7** : Le potentiel d'action : myocardique (a) et celui du nœud sinusal (b) [8].

Cela dit, le potentiel d'action varie en fonction de la zone étudiée (figure 1.8).



## 1.5.2. Electrocardiogramme de surface

Le terme électrocardiogramme (ECG) désigne en général les techniques permettant de visualiser les différences de potentiel qui résultent de l'excitation du cœur. Ces potentiels naissent à la limite entre les zones excitées et celles non excitées du myocarde et sont mesurés entre deux points de la surface du corps. Une fibre cardiaque en cours de dépolarisation peut être assimilée à un dipôle électrique. A un instant donné le front de l'onde d'activation formé par l'ensemble des dipôles élémentaires crée un champ électrique qui est fonction des moments dipolaires. L'enregistrement de l'évolution temporelle du champ électrique résultant, effectué au moyen d'électrodes cutanées, est nommé l'électrocardiogramme de surface et appelé simplement ECG[9].

### *Les ondes et intervalles de l'ECG*

Le processus de dépolarisation et de repolarisation des structures myocardiques se présente dans l'ECG comme une séquence de déflexions ou ondes superposées à une ligne de potentiel zéro, appelée ligne isoélectrique ou ligne de base. Ces déflexions sont dites positives si elles sont situées au-dessus de la ligne isoélectrique sinon elles sont dites négatives.

# Chapitre 1 : le cœur humain

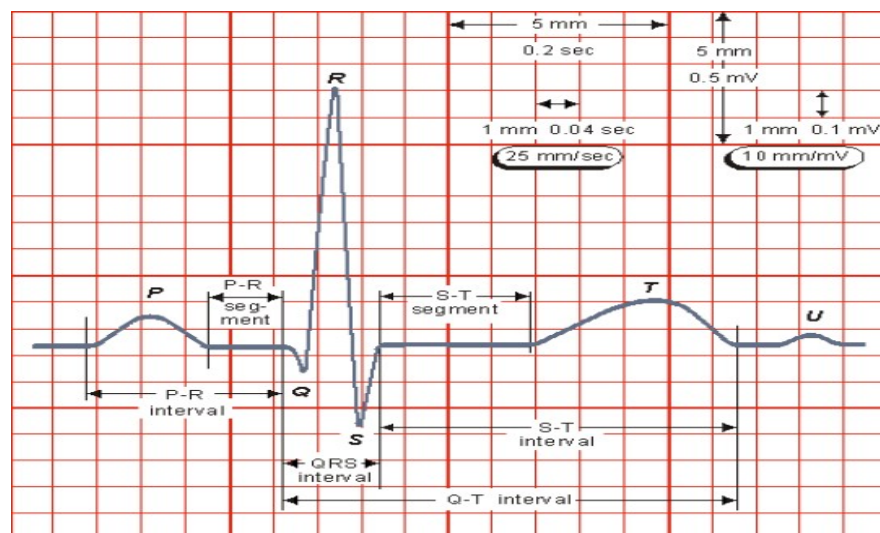
Pour chaque battement cardiaque l'ECG enregistre principalement trois ondes successives [9](figure 1.9).

➤ L'onde P :

Elle représente la dépolarisation auriculaire. Cette onde peut être positive ou négative avec une durée de l'ordre de 90 ms. Généralement son observation est difficile, spécialement dans des conditions bruitées. Il faut noter que la repolarisation auriculaire n'est pas visible sur l'ECG car elle coïncide avec le complexe QRS d'amplitude plus importante.

➤ Le complexe QRS :

Il correspond à la dépolarisation ventriculaire précédant l'effet mécanique de contraction, et il possède la plus grande amplitude de l'ECG. Il est constitué de trois ondes consécutives : l'onde Q qui est négative, l'onde R qui est positive dans un ECG normal et l'onde S qui est négative. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms.



**Figure 1.9 :**Caractéristique d'un tracé Electrocardiographique [9].

➤ L'onde T :

Elle correspond à la repolarisation des ventricules, qui peut être négative, positive ou biphasique et qui a normalement une amplitude plus faible que le complexe QRS.

Bien que la dépolarisation et la repolarisation des ventricules soient des événements opposés, l'onde T est normalement du même signe que l'onde R, ce qui indique que la dépolarisation et la repolarisation ne sont pas symétriques.

L'ECG est aussi caractérisé par plusieurs intervalles.

# Chapitre 1 : le cœur humain

---

➤ L'intervalle RR :

Il est délimité par les sommets de deux ondes R consécutives et d'où est évaluée la fréquence cardiaque instantanée. Cet intervalle est utilisé pour la détection des arythmies ainsi que pour l'étude de la variabilité de la fréquence cardiaque.

➤ Le segment ST :

Il représente l'intervalle durant lequel les ventricules restent dans un état de dépolarisation actif. Il est aussi défini comme la durée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T.

➤ L'intervalle PQ :

Il représente l'intervalle de temps entre le début de la dépolarisation des oreillettes et le début de la dépolarisation ventriculaire.

Il représente le temps nécessaire à l'impulsion électrique pour se propager du nœud sinusal jusqu'aux ventricules et il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS.

➤ L'intervalle QT :

Il représente la durée entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Cet intervalle reflète la durée de la dépolarisation et repolarisation ventriculaire. En effet sa dynamique peut être associée à des risques d'arythmie ventriculaire et de mort cardiaque soudaine.

## 1.6. Les troubles du rythme cardiaque (arythmies)

Les maladies cardio-vasculaires sont nombreuses et ici on ne traitera que les troubles liés au rythme cardiaque appelées arythmies. Plus précisément, on parle d'arythmie lorsque la pulsation cardiaque n'est pas comprise entre 60 et 100 battements par minute chez un homme moyen au repos.

Il existe deux principales familles d'arythmies :

- **La bradycardie** se caractérise par un rythme cardiaque anormalement lent soit en dessous de 60 battements par minute pour un adulte moyen. Ce trouble apparaît plus généralement chez les personnes âgées de plus de 65 ans et est principalement dû à la dégénérescence des tissus de conduction électrique. Elle se caractérise par des fatigues chroniques, des essoufflements, des malaises et sans traitement, elle peut entraîner des infarctus. Cette arythmie est traitée très souvent par la pose d'un stimulateur cardiaque qui délivre régulièrement de très faibles impulsions électriques au cœur pour augmenter le rythme cardiaque.



# Chapitre 1 : le cœur humain

---

- La **tachycardie** se caractérise par un rythme cardiaque anormalement rapide soit au-dessus de 100 battements par minute pour un homme au repos. La tachycardie est traitée le plus souvent par la prise de médicaments voire par la pose d'un défibrillateur cardiaque qui délivre de brèves mais fortes impulsions électrique afin de stopper les fibrillations induites par la tachycardie.

Un rapport statistique [10] conduit sur la période 1999-2008 sur 7348 hommes et 6852 femmes et visant à étudier le rythme cardiaque sur la population américaine âgée de plus de 20 ans montre (Tableau 1.1) que :

- l'homme et la femme ont plus de risques avoir une arythmie de type bradycardie ;
- l'homme a 2 fois plus de risques de souffrir de bradycardie que la femme ;
- la femme a 1,5 fois plus de risques de souffrir de tachycardie que l'homme.

**Tableau 1.1** : Prévalence de la bradycardie sur la tachycardie, hommes et femmes.

	Bradycardie < 60 bpm	Tachycardie >100 bpm
Homme	15,2 %	1,3 %
Femme	6,9%	1,9%

Sachant que les problèmes cardiaques interviennent la plupart du temps avec l'âge, le vieillissement de la population se traduit par une augmentation constante du nombre d'arythmie dans le monde. Il est donc clair que l'amélioration des techniques et des dispositifs de traitement des troubles des rythmes cardiaques est un enjeu important aussi bien pour la médecine que pour le marché des implants cardiaques.

## 1.7. Conclusion

Le cœur est composé de deux oreillettes et ventricules qui fonctionnent de la même façon de chaque côté (si l'on divise en deux le cœur). C'est un système de contraction continue, l'oreillette va se contracter et envoyer le sang vers le ventricule et inversement. Le cœur fonctionne donc comme une pompe. si le cœur s'affaiblit, qu'il n'est donc plus capable de réagir par lui-même, ça devient dangereux puisque le cœur n'envoie plus assez le sang pour tous les organes de l'organisme.

# Chapitre 1 : le cœur humain

---

C'est le cas d'une bradycardie qui est définie par des symptômes tels que : grandes fatigues, essoufflements, vertiges ou si le rythme cardiaque s'arrête quelques secondes, il y aura une perte de conscience. Il faut aussi savoir que la cause la plus fréquente est le vieillissement prématuré des tissus électriques du cœur. C'est là qu'entre en jeu le stimulateur cardiaque (pacemaker).



# *Chapitre 2*

*Le stimulateur cardiaque*

### 2.1. Introduction

Après plusieurs essais de stimulateurs cardiaques externes dans les années 1950, le premier modèle de stimulateur cardiaque interne est implanté par voie chirurgicale en Suède le 8 octobre 1951[11].

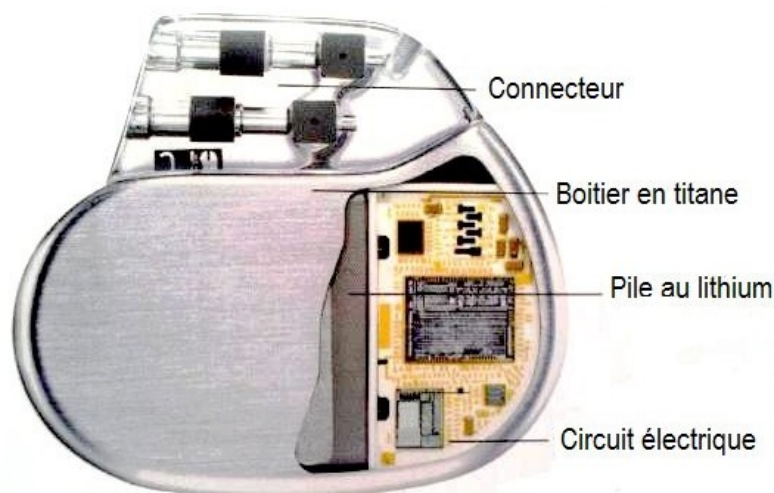
Dans ce chapitre nous allons étudier cet appareil qui ne cesse de sauver des vies et qui est devenue un traitement indispensable pour le traitement des bradycardies.

### 2.2. Le stimulateur cardiaque

Le stimulateur cardiaque, ou pacemaker, ou pile cardiaque, est un dispositif implanté dans l'organisme fournissant des impulsions électriques destinées à stimuler les muscles cardiaques en permettant ainsi, par exemple, d'accélérer la pulsation du cœur lorsqu'il est trop lent.

La stimulation cardiaque peut être provisoire, pour faire face à une situation transitoire ou définitive[12]. Un stimulateur cardiaque est composé d'un boîtier et d'une ou plusieurs sondes (figure 2.1).

#### a Le boîtier



**Figure 2.1:** le boîtier de stimulateur cardiaque [13].

## Chapitre 2 : Le stimulateur cardiaque

---

Il se compose :

- d'une source d'énergie (une batterie fonctionnant au Lithium-Ion). Elle n'est pas rechargeable (le boîtier en fin de vie doit être remplacé lors d'une opération chirurgicale).
- d'une électronique permettant de délivrer des impulsions électriques calibrées en fréquence, amplitude et largeur d'amplitude ;
- d'un système de détection de l'activité électrique spontanée du cœur, permettant de ne fonctionner qu'en cas de défaillance de celle-ci (mode sentinelle) ;
- d'un système de mesure permettant de connaître la résistance des sondes (impédance), la charge de la pile, les statistiques de fonctionnement ;
- d'une antenne radio-fréquence permettant la communication de données à travers la peau vers un dispositif externe.

### b Les sondes

Souples, elles relient le boîtier au cœur. Elles sont constituées d'une âme conductrice et d'une gaine isolante. Elles peuvent être unipolaires (une seule électrode distale), ou bipolaires (deux électrodes distales). Afin d'assurer un meilleur contact avec le muscle cardiaque.

Un boîtier peut être connecté à une seule sonde (pile monochambre ou monofocale) ou à deux sondes (pile double chambre ou bifocale).

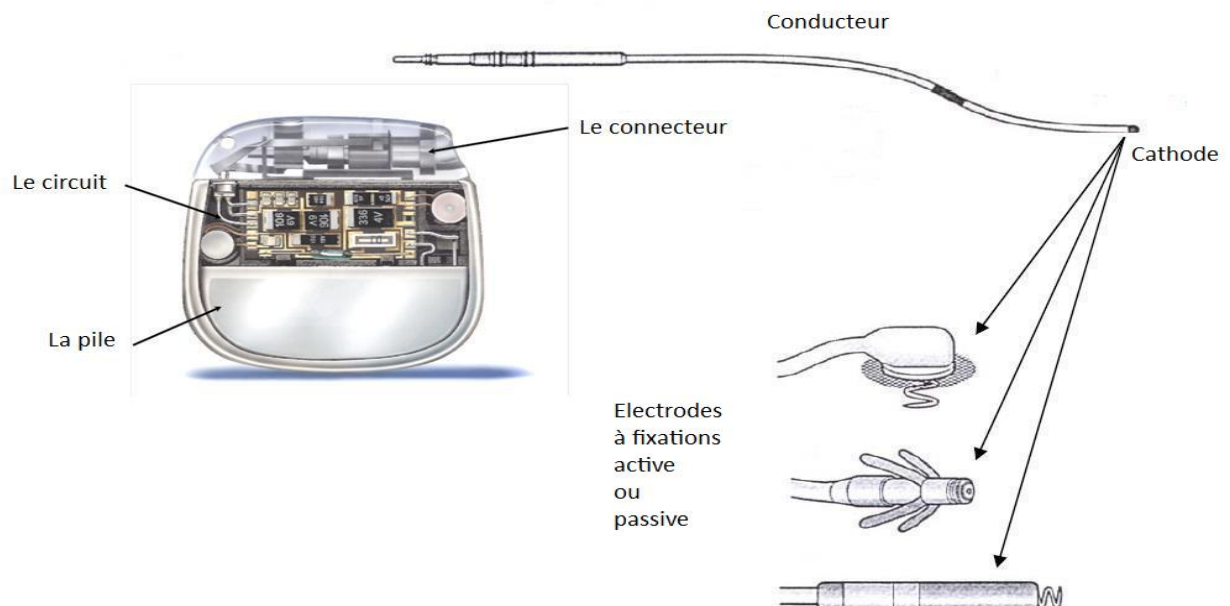


Figure 2.2: les différents partis du Pacemaker [13].

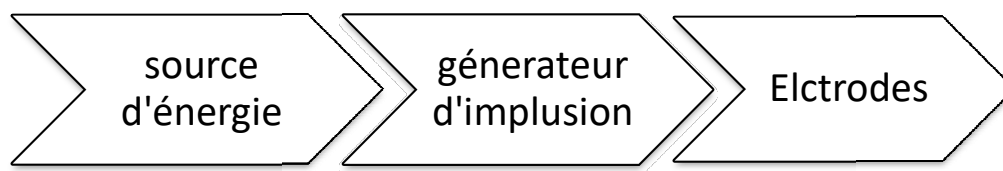
## Chapitre 2 : Le stimulateur cardiaque

---

Un stimulateur cardiaque est divisé en trois compartiments, une source d'énergie (pile), un générateur d'impulsion (partis électronique) et des connecteurs (sondes) (figure2.3).

Comme nous l'avons mentionné par avant, la partie électronique possède un système de mesure de battement de cœur, lorsqu'un battement fait défaut, elle commande l'envoi d'une impulsion électrique fournie par la pile, puis transmise par la sonde au muscle cardiaque où l'impulsion déclenchera un battement du cœur.

Le stimulateur ne fonctionne que lorsque le rythme cardiaque du cœur est inférieur à une fréquence précise (en bradycardie par exemple).



**Figure 2.3 :** Schéma de conception d'un pacemaker.

### 2.3. Le role de stimulateur cardiaque

Le stimulateur cardiaque sert à déclencher, commander les battements cardiaques. Il lutte donc contre la bradycardie, c'est-à-dire le ralentissement excessif de la fréquence cardiaque. Il est prescrit dans les défaillances des voies de conductions électriques naturelles du cœur, en particulier lorsque celles-ci ne permettent plus d'obtenir des contractions à fréquence normale.

Les stimulateurs classiques comportent une ou deux sondes, qui servent à stimuler et/ou détecter l'activité de l'oreillette droite et/ou du ventricule droit. Ainsi, lorsque la commande des battements, qui se trouve dans l'oreillette (nœud sinusal) est en cause, c'est l'oreillette que le pacemaker va stimuler.

En revanche, comme souvent, si c'est la connexion entre oreillettes et ventricules (nœud atrio-ventriculaire et faisceau de His) qui fait défaut, il va servir de relai entre la commande de l'oreillette qui sera détectée, et le ventricule qu'il va stimuler[14].

### 2.4. Le code international du pacemaker

Le grand nombre des stimulateurs cardiaques a fait en sorte que, les technologues se mettent d'accord sur une codification internationale pour préciser leur type, (NASPE/BPEG code) (figure 2.4) ce code permet de comprendre immédiatement le fonctionnement global d'un stimulateur cardiaque.

Auparavant, on utilisait un code à trois lettres. Les progrès de la technique obligent à ajouter une quatrième et une cinquième lettre.

- La première lettre désigne toujours le site de stimulation, c'est-à-dire soit le ventricule « ventricular » (V), soit l'oreillette « Atrial » (A), soit les deux « double » (D), soit aucun des deux (O). (S) désigne encore le ventricule ou l'oreillette : « single » (mono-chambre).
- b. La deuxième lettre désigne le site de détection : selon le même code.
- c. La troisième désigne le mode de fonctionnement : inhibé(I), déclenché (T : Triggered), les deux (D), ou rien (O : ni déclenché, ni inhibé).
- La quatrième lettre désigne la programmation, la possibilité de télémétrie ou d'asservissement de fréquence :

O : non programmable ;

P : jusqu'à deux fonctions programmables, habituellement la fréquence de base et la durée ou l'amplitude d'impulsion ;

M : multi-programmable, avec trois fonctions ou plus ;

C : communication : la possibilité de télémétrie rend le pacemaker interactif, avec échange bidirectionnel de paramètres. Il peut être interrogé.

R : asservissement de fréquence (augmentation de fréquence de stimulation à partir des informations fournies par un capteur mesurant un paramètre lié à l'effort) qui est maintenant d'une importance technologique considérable.

- Une cinquième lettre est utilisée pour les fonctions anti-tachycardiques :

O : aucune ;

P: pacing (anti-tachyarythmie);

S : choc ;

D :double (P+S).

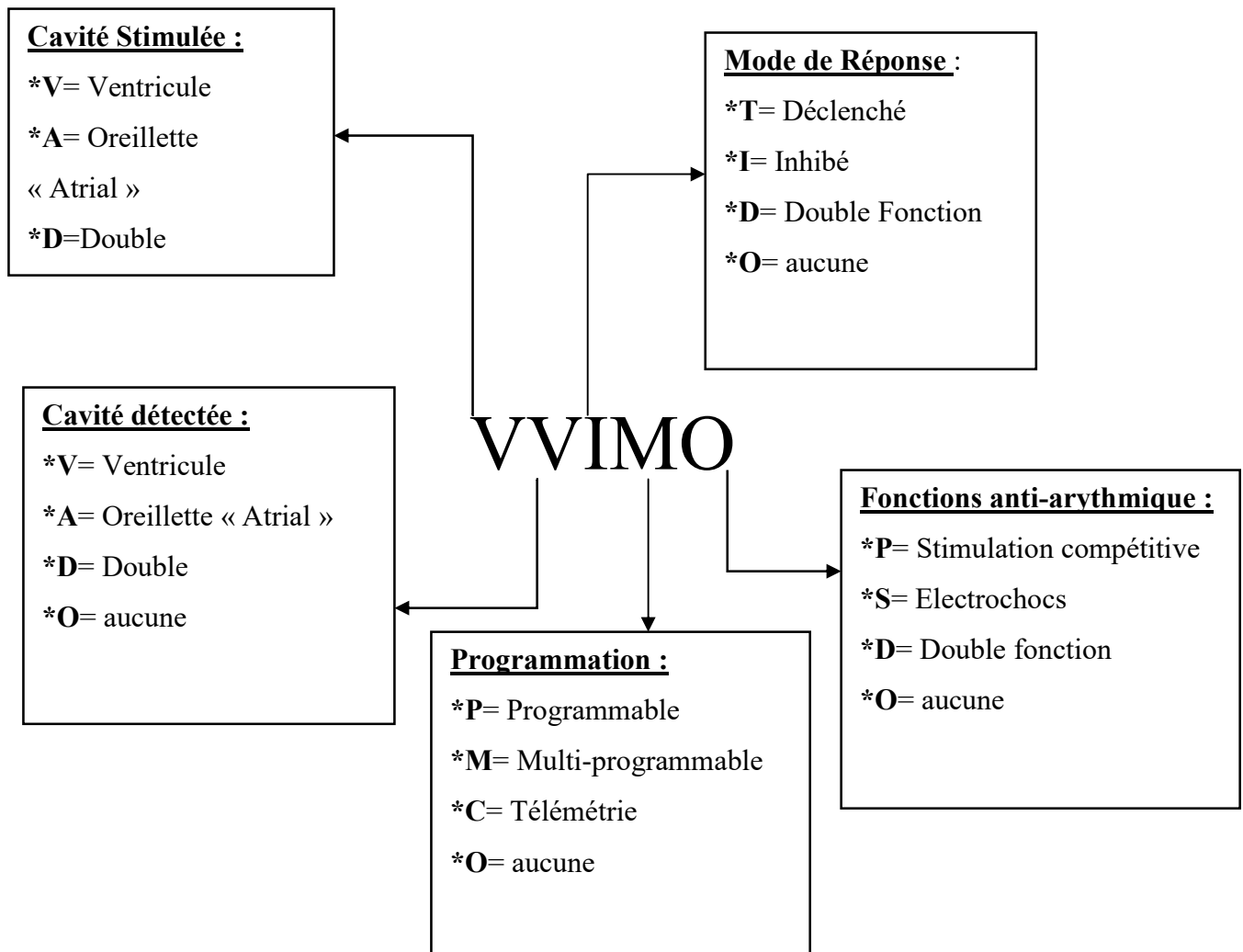


Figure 2.4: Le code international du pacemaker [15].

### 2.5. Les inconvénients du pacemaker

Les pacemakers ne sont pas dépourvus d'inconvénients :

1-Présence d'une cicatrice thoracique et/ou abdominale et leurs inconvénients esthétiques .

2- Nécessité de remplacement périodique du boîtier. Les batteries s'épuisent plus ou moins vite en fonction de la demande de stimulation et la périodicité du remplacement est très variable. On fait des progrès dans la durabilité des batteries, mais on ne possède pas encore moyen de les recharger.

3- Possibilité de fractures d'électrode et dysfonctionnement brutal du dispositif.  
Ce phénomène est observé plus fréquemment en pédiatrie (croissance, activité physique...).  
Fort..

4- Nécessité de contrôles périodiques (en général une fois par six mois) de la batterie, de la qualité des sondes et de la programmation .

### 2.6. Conclusion

Les pacemakers présentent certain nombre des inconvénients tels que( la durée de vie de la batterie),donc nous on veut une nouvelle solution de pacemaker pour palier a certaines de ces inconvénients, nous allons utiliser un structure MEMS (Microelectromechanical systèmes), leur dimensionest micrométrique, leur poids est très petit.

Nous allons viser l'endurance (la durée de vie) ou une fois que le pacemaker est implanté dans le corps ,aucun de ces éléments ne sera remplacer jusqu'à la fin de vie du patient.

# *Chapitre 3*

*Etude theorique de  
la structure MEMS*



### 3.1. Introduction

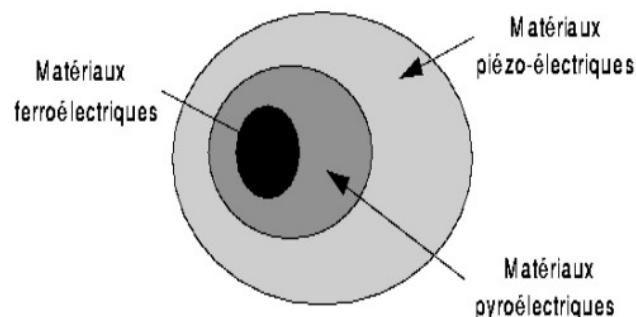
Ce chapitre introduit d'abord la théorie piézoélectrique en présentant ces équations, les différents modes de couplage ainsi que les critères de choix des matériaux piézoélectriques. mettant ainsi en évidence les équations qui seront utilisées dans la modélisation et le dimensionnement de notre structure.

### 3.2. La Piézoélectricité

L'effet piézoélectrique a été découvert par Pierre et Jacques Curie en 1880[16], les matériaux piézoélectriques ont très largement utilisés dans les actionneurs ou les capteurs à cause de leur aptitude à convertir l'énergie électrique en énergie mécanique et vice versa. Ces matériaux dits intelligents peuvent être utilisés dans différentes applications comme les mécanismes d'injection, les moteurs piézoélectriques, les sonars. L'activité de ces matériaux est liée au fait qu'ils présentent une polarisation macroscopique due à l'existence d'un moment dipolaire résultant de l'absence de centrosymétrie.

Parmi les matériaux piézoélectriques les plus utilisés il existe une famille particulière pour laquelle la polarisation macroscopique peut être modifiée par l'application d'un champ électrique ces matériaux dits ferroélectriques. parmi les matériaux les plus utilisés en s'intéressent d'étudié le PZT.

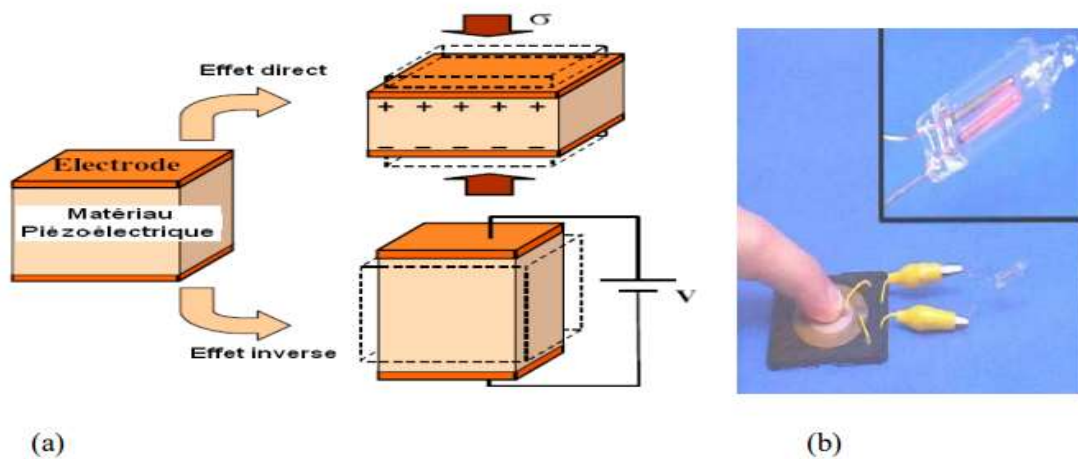
Le PZT possède de bonnes caractéristiques piézoélectriques et un excellent coefficient de couplage électromécanique, ce qui explique leur rôle important dans le domaine de matériaux adaptatifs.



**Figure 3.1:**Hiérarchie des matériaux cristallins ayant des propriétés piézoélectriques[16].

### 3.3. L'effet piézoélectrique

La piézoélectricité caractérise l'aptitude de certains matériaux cristallins de convertir une contrainte mécanique en une énergie électrique et réciproquement[17]. Il s'agit d'une polarisation électrique induite par une déformation mécanique dans des cristaux appartenant à certaines classes cristallines. Cette polarisation est proportionnelle à la déformation et change de signe avec elle. Cet effet appelé «effet piézoélectrique direct», est réversible : l'application d'un champ électrique externe induit une déformation mécanique c'est l'effet piézoélectrique inverse [18].



**Figure 3.2** : Schématisation de l'effet de la Piézoélectricité :a) Illustration de l'effet direct et inverse d'un matériau Piézoélectrique, b) L'effet Piézoélectrique direct[18].

### 3.4. Le coefficient de couplage électromécanique

Le coefficient de couplage électromécanique défini, pour un mode vibratoire considéré, la capacité d'un matériau piézoélectrique à convertir de l'énergie électrique en énergie mécanique, et inversement. Il ne faut pas le confondre avec le rendement, qui lui peut être nettement supérieur à ce coefficient, il s'apparente plus à un facteur de puissance. La conversion électromécanique de l'énergie s'effectue de manière directe au sein de la céramique.

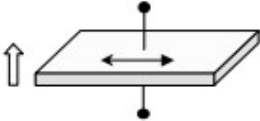
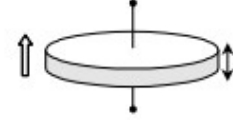
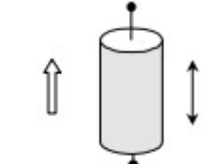
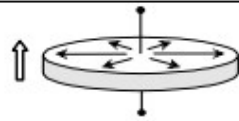
## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

Ce coefficient, calculé au court d'un cycle de travail, est défini, pour une conversion électromécanique, par le rapport des énergies suivant :

$$k^2 = \frac{\text{Energie mécanique stockée}}{\text{Energie électrique fournie}}$$

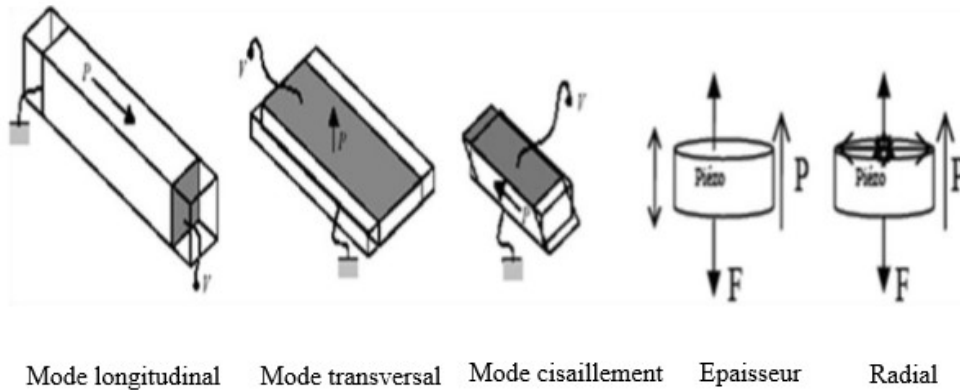
On distingue différents coefficients de couplage électromécanique ( $k_{33}$ ,  $k_{31}$ ,  $k_t$ ,  $k_p$ ), qui s'appliquent en fonction de la géométrie, de la position des électrodes et du mode vibratoire considéré. Le tableau 3.1 donne la correspondance entre la géométrie et les coefficients de couplage piézoélectriques et mécaniques.

**Tableau 3.1 :**Caractéristique pour différente mode de vibration[19].

Modes de vibration piézoélectrique				
Modes de vibration	Dimensions		Constantes utilisées	
	L-Longueur	W-Largeur e-épaisseur D-diamètre	Piézoélectrique	Mécanique
Mode transversal		$e, W > L/3$	$k_{31}, d_{31}, \epsilon_{33}^T$	$s_{11}^D, s_{11}^E, Q_m$
Mode épaisseur		$D \gg e$	$k_t, \epsilon_{33}^S$	$c_{33}^D, c_{33}^E, Q_m$
Mode longitudinal		$D > L/5$	$k_{33}, d_{33}, \epsilon_{33}^T$	$s_{33}^D, s_{33}^E, Q_m$
Mode radial		$D > 5e$	$k_p, \epsilon_{33}^T$	$\sigma^E, s_{12}^E, Q_m$

### 3.5. Mode de vibration

On distingue trois modes de déformation d'un barreau piézoélectrique (PZT) : mode longitudinal (33), mode transversal (31) et mode de cisaillement (15) (figure 3.3).



**Figure 3.3:** Principaux modes de déformation selon les dimensions des échantillons et la direction de la polarisation.

Ces modes correspondent à des échantillons de dimensions particulières. Dans le cas d'un disque mince, on parle du mode épaisseur (le champ  $E$  de même direction que l'épaisseur) plutôt que du mode longitudinal. De même, le mode radial doit être distingué du mode transversal. Jusqu'ici, seuls quelques modes sont définis parmi les modes distingués par Ikeda, selon les dimensions de l'échantillon et la direction du champ électrique appliqué ( $E$ ) par rapport à la polarisation ( $P$ ) à partir d'un choix convenable de ces grandeurs, un mode de déformation particulier peut être privilégié.

Cette classification n'est pas purement formelle : le mode de déformation détermine le couple de variables parmi les quatre possibles ( $T$ ,  $E-S$ ,  $E-T$ ,  $D$  et  $S$ ). Ce choix s'effectue à partir des conditions aux limites électriques et mécaniques. Un seul des quatre jeux d'équations (Tableau 3.2) régit le fonctionnement du système piézoélectrique.

Ce jeu d'équations fait apparaître trois coefficients électromécaniques qui constituent les coefficients de référence. Leurs valeurs sont fournies par le fabricant. Les neuf autres coefficients doivent être calculés à partir des trois premiers [20]. Afin d'éviter les confusions, les coefficients définis par le fabricant sont désignés par coefficients intrinsèques et les coefficients calculés par coefficient effectifs.

## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

Chacun de ces modes est adapté à un fonctionnement donné. En récupération de l'énergie vibratoire on privilégie souvent le mode longitudinal et le mode transversal pour plusieurs raisons : facilité de mise en œuvre, adaptabilité avec les vibrations unidirectionnelles, couplage intrinsèque relativement important, après analyse de nos données d'étude, notre choix d'étude se pose sur le mode longitudinal.

### 3.6. Mise en équation de la piézoélectricité

Le Tableau 3.2 ci-dessous présente les quatre formes d'écriture équivalentes du couple d'équations piézoélectriques. Le choix d'utiliser l'une ou l'autre de ces formes dépend du mode de fonctionnement du matériau piézoélectrique (actionneur ou générateur).

**Tableau 3.2 :** Différentes formes d'écriture des équations de la piézoélectricité[21].

Equations	Variables indépendantes	Forme
$\begin{cases} S = s^E T + d^t E \\ D = \epsilon^T E + dT \end{cases}$	$T$ : La contrainte mécanique  $E$ : Le champ électrique	Intensive
$\begin{cases} T = c^D S - h^t D \\ E = \beta^S D + hS \end{cases}$	$S$ : La déformation mécanique  $D$ : Le déplacement électrique	Extensive
$\begin{cases} S = s^D T - g^t D \\ E = \beta^T D + gT \end{cases}$	$T$ : La contrainte mécanique  $D$ : Le déplacement électrique	Mixte
$\begin{cases} T = c^E S - e^t E \\ D = \epsilon^S E + eS \end{cases}$	$S$ : La déformation mécanique  $E$ : Le champ électrique	Mixte

$( )^x$  Indique que cette grandeur est déterminée pour  $x$  nul ou constant (ex :  $S^E$  étant la souplesse  $S$  à champ électrique  $E$  nul ou constant).

Les matériaux piézoélectriques sont anisotropes de nature. Les phénomènes décrits par ces équations dépendent des orientations spatiales.

Les constantes sont donc des tenseurs qu'il est d'usage d'écrire sous forme matricielle.

### 3.7. Choix du matériau piézoélectrique

Le choix du matériau piézoélectrique se base donc sur les paramètres intrinsèques suivant :

\_ *Le couplage électromécanique* [ $k_{31}$ ]: pour pouvoir agir sur le comportement mécanique de la structure à partir des contraintes électriques qu'on lui applique, il est important de choisir un matériau avec un très bon coefficient de couplage électromécanique (au moins supérieur à 0.8).

\_ *Les pertes diélectriques* [ $\tan(d)$ ]: les pertes diélectriques dépendent du type de matériau piézoélectrique, ces pertes doivent bien entendu être minimisées.

\_ *La constante diélectrique* [ $\epsilon_{33}^T$ ]: d'après la loi de Gauss, pour avoir un champ électrique important aux bornes du matériau piézoélectrique, il est nécessaire d'avoir un matériau avec une faible permittivité diélectrique.

Cependant, choisir un matériau avec une faible permittivité diélectrique implique une faible capacité électrique entre les électrodes du piézoélectrique, ce qui posera problème à la fois pour la gestion de l'énergie électrique et aussi pour l'ajustement de la fréquence de résonance (les capacités parasites de l'électronique pouvant devenir prépondérantes par rapport à la capacité propre du piézoélectrique). Il est donc nécessaire de trouver le bon compromis entre les différents effets.

\_ *La raideur des matériaux piézoélectriques ou le module d'Young* : un matériau piézoélectrique à faible raideur aide à obtenir des basses fréquences de résonance. Cependant, il faut que la raideur des couches piézoélectriques ne soit pas négligeable devant celle du matériau du substrat utilisé afin que l'essentiel de l'énergie mécanique soit bien stockée dans le matériau piézoélectrique qui est lui électriquement couplé.

## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

\_ *Le facteur de qualité ( $Q_m$ )*: le facteur de qualité d'une structure mécanique dépend de celui de la partie passive et celui de la partie active de la structure. Il est donc important de choisir un matériau piézoélectrique avec le meilleur facteur qualité possible en fonction de volume afin de minimiser au mieux les pertes mécaniques dans la structure.

Afin de faire une comparaison quantitative, Le tableau ci-dessous compare, selon les critères que nous venons d'établir, les principaux matériaux piézoélectriques qui existent sur le marché.

**Tableau 3.3** :Caractéristiques et figures de mérites des principaux matériaux piézoélectriques[22].

Matériau	$E^T$	$d_{33}(10^{-2} m/V)$	$d_{31}(10^{-2} m/V)$	$k_{33}$	$k_{31}$	$Tan(\delta)(\%)$	$Q_m$	$Y_{31}$ (GPa)	$Y_{33}$ (GPa)
Quartz	4.5	2.31	0.727	-	-	-	$10^4 - 10^6$	-	-
PZT	4100	620	-260	0.73	0.36	2.7	72	51	59
PMN-PT	4200	2000	-930	0.9	0.72	0.4	33	124	108
PZN-PT	7256	2721	-1425	0.94	0.85	0.4	33	157.3	99
ZnO	11	12.3	5.1	0.46	0.18	-	-	-	-

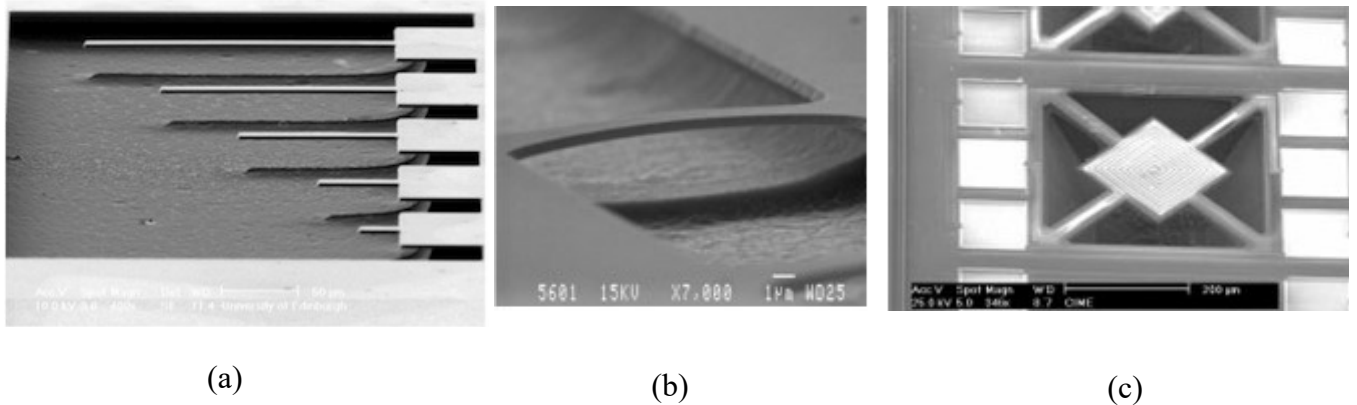
### 3.8. Etude mécanique en régime statique par la méthode analytique directe

Cette étude nous permettra d'acquérir une maîtrise comportementale des microsystemes et leurs dimensionnements. Ce qui permet d'extraire les paramètres mise en jeux dans chaque régime, lors de la déformation de nos structures sous l'effet d'une sollicitation bien déterminée.

## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

---

Un microsystème comporte au moins un corps d'épreuve mobile et déformable. Ce corps peut varier, en allant de la simple forme de poutre de type pont (bridge) et cantilever, ou sous la forme d'une membrane (circulaire, rectangulaire ou carré) suspendue et ancrée à ces extrémités (figure.3.3), à des assemblages plus complexes [22].



**Figure 3.3 :** Eléments de base constituant les microsystèmes  
(a) cantilever, (b) pont, (c) membrane [22].

### 3.8.1. Etude d'une structure de type pont

Pour bien illustrer notre travail nous allons établir des hypothèses

- Dans le cas d'une structure de type pont de longueur  $L$ , nous avons un encastrement à ses deux extrémités.
- la section du pont est de forme rectangulaire.
- le matériau de la structure est isotrope.
- les forces de frottement visqueux, dues à l'air sous le pont durant son déplacement, sont négligeables.
- la déflexion induite par le poids de la structure est négligeable devant celle générée par les forces d'actionnement, du fait que la masse de la partie mobile est très minime.



### 3.8.2. Déflexion d'un pont soumis à une force localisée

La structure de type pont (figure 3.4) est soumise à une force  $P$  appliquée aux points d'ancrage A et B. Ces derniers se modélisent par les conditions d'encastrement suivantes :

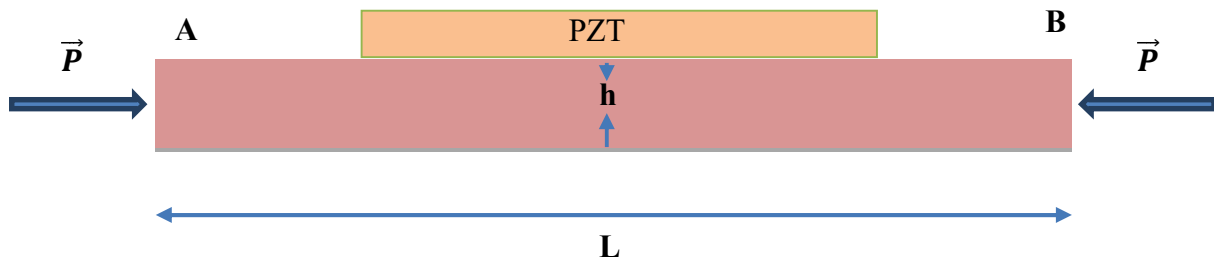


Figure 3.4 : Structure de type pont, encastrement au point A, B.

Le calcul de la déflexion ainsi que la raideur de la structure de type pont nécessite le calcul des réactions aux appuis, des efforts tranchants et des moments fléchissant en tout point ( $x$ ) de notre structure.

### 3.8.3. Calcul des réactions aux appuis

La condition d'encastrement suppose également que le pont soit supporté par ses points d'ancrage.

Le pont sollicité en flexion exerce une contre réaction qui se modélise par deux efforts :

$R_A$  Et  $R_B$  respectivement associés aux moments d'encastrement résultants  $M_A$  et  $M_B$  pris par rapport aux points d'appui.

## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

L'application du principe fondamental de la statique à ce pont permet d'obtenir un bilan

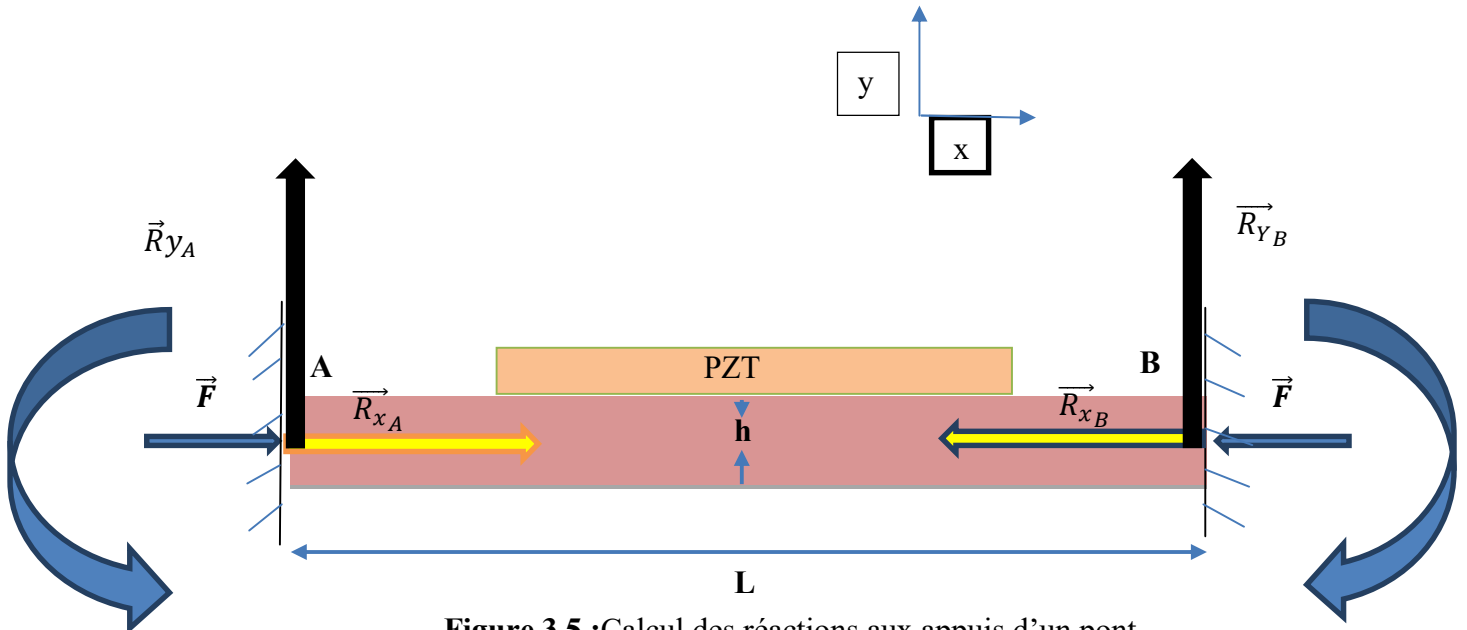


Figure 3.5 : Calcul des réactions aux appuis d'un pont.  
 $\vec{M}_A \vec{M}_B$

La structure est symétrique, d'où :

$$R_{Ax} = R_{Bx} = \frac{F}{2}$$

$$\sum M_{F_{ext}/B} = -M_A + M_B + R_{Ay} \cdot L - F \frac{L}{2} = 0 \quad (3.1)$$

$$M_A = -M_B \quad (3.2)$$

La symétrie est hyperstatique d'ordre 1.

3.8.4. Calcul de la déformée du pont :

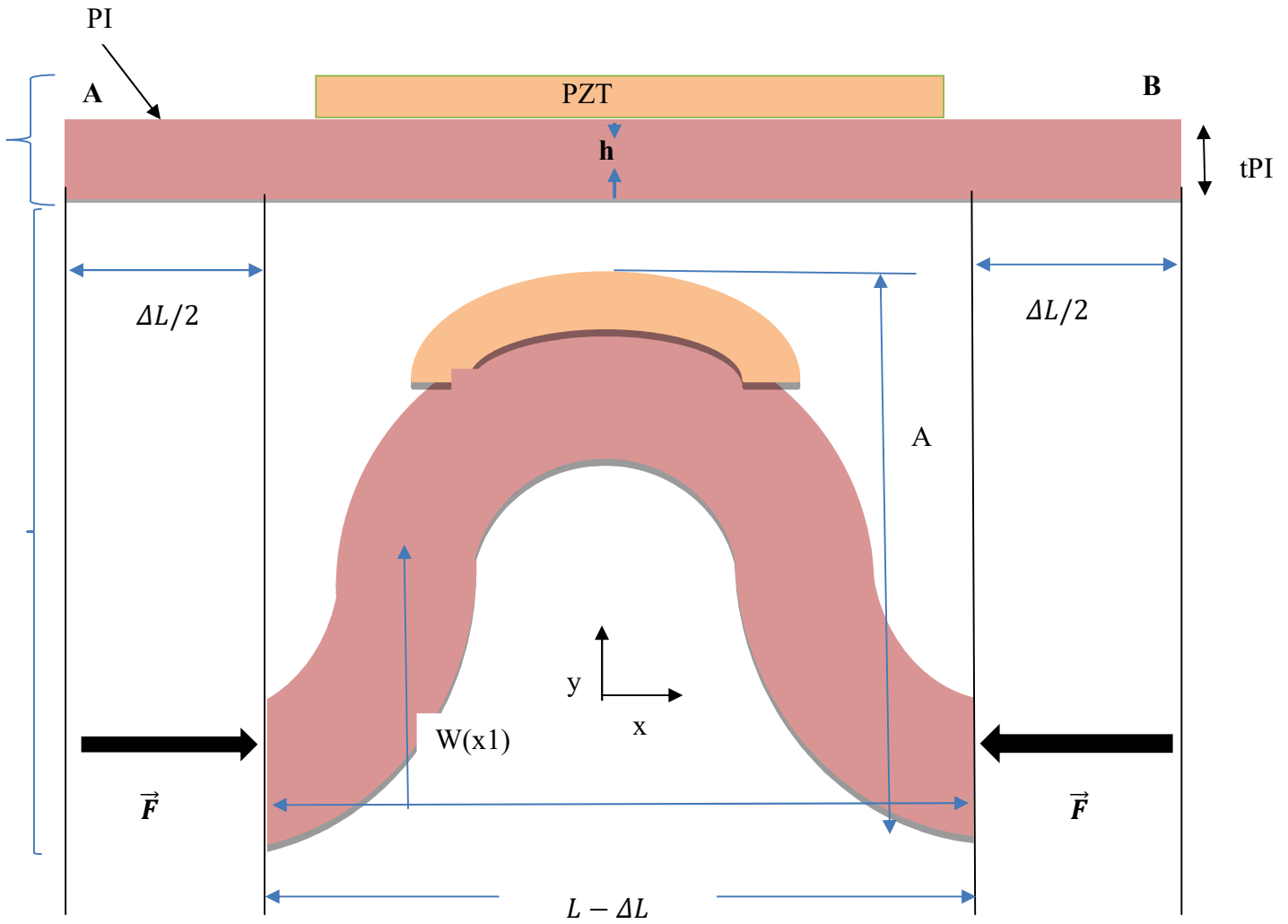
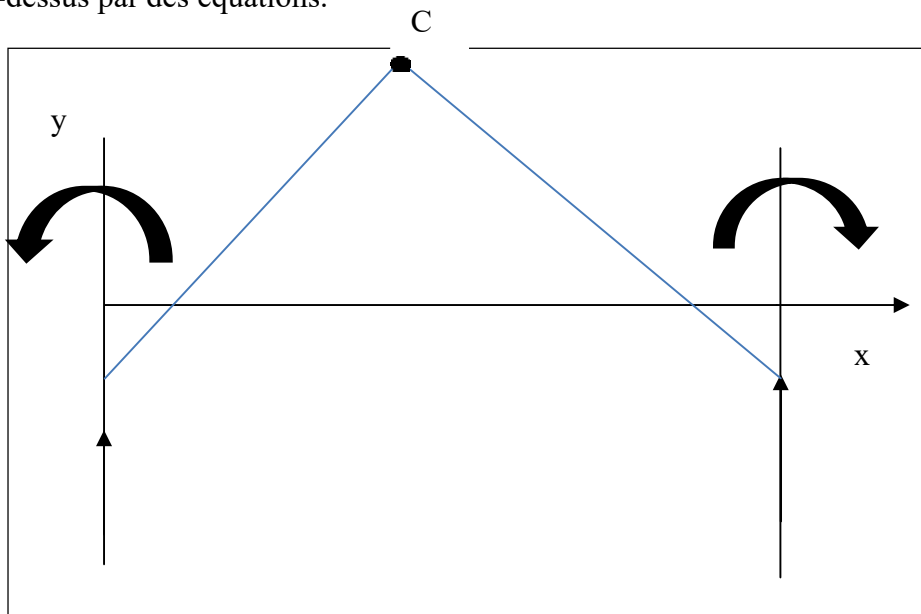


Figure 3.6 :Analyse de la déformation de la structure .

Pour faciliter l'étude de la déflexion d'un pont soumis à une force localisée, on resume le travail ci-dessus par des equations.



## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

---

Equation de deformation :

Calcul du moment flechissant quand  $0 < x < L/2$ , en utilisant l'expression de la déformée :

$$M_{fz}(x) = EI_{GZ} \frac{\partial^2 y}{\partial x^2} \quad (3.3)$$

Avec :

$E$  : Le module de Young en [mm<sup>4</sup>]

$I_{GZ} = \iint_{\xi} z^2 ds$  : Le moment d'inertie en [mm<sup>4</sup>]

$M_{fz}$  : Le moment fléchissant en [N.m]

D'où

$$M_{fz}(x) = R_{Ay}x - MA$$

$$EI_{GZ} \cdot y'' = R_{Ay}x - MA$$

$$EI_{GZ} \cdot y' = R_{Ay} \frac{x^2}{2} - MAx + C1$$

$$EI_{GZ} \cdot y = R_{Ay} \frac{x^3}{6} - MA \frac{x^2}{2} + C1x + C2$$

$$y'(0) = 0 \Rightarrow C1 = 0$$

$$y(0) = 0 \Rightarrow C2 = 0$$

$$\text{Donc } EI_{GZ} \cdot y = R_{Ay} \frac{x^3}{6} - MA \frac{x^2}{2}$$

Avec la symetrie, on obtient :  $y' \left( \frac{L}{2} \right) = 0$  donc :

$$R_{Ay} \frac{L^2}{2} - MA \left( \frac{L}{2} \right) = [R_{Ay}/2] * \left[ \frac{L}{2} \right]^2 - MA [L/2] = 0$$

$$MA = \frac{\frac{R_{Ay}}{2} * \frac{L^2}{2}}{L/2} = \frac{R_{Ay}}{4}$$

$$\text{Avec } R_{Ay} = \frac{F}{2}$$

$$M_A = -M_B = \frac{FL}{8}$$

Pour le déplacement hors plan, ainsi que l'analyse de la déformation (Figure 3.6),

W c'est la déflexion a l'abscisse x :

$$w = A[1 + \cos(2\pi x_1/L)]/2 \quad (3.4)$$

### 3.9. Etude mécanique en régime Dynamique par la méthode analytique directe

La fréquence de vibration naturelle d'une structure est à l'origine de sa réponse dynamique. Dans cette partie, nous allons aborder une étude modale pour trouver les déformées des modes de vibration (mode shapes) et les fréquences propres des différentes structures citées, en fonction de leurs dimensions et des propriétés du matériau les constituants.

La partie de définition de la géométrie et les conditions aux limites sont maintenues. Par contre, on n'applique ni force, ni accélération sur la structure.

L'énergie de la structure peut être obtenue en suivant l'approche de minimisation de l'énergie totale (somme de flexion et de ponténergies) donne l'amplitude A :

$$A = \frac{2}{\pi} \sqrt{L \cdot \Delta L - \frac{\pi^2 t_{PI}^2}{3}} \approx \frac{2}{\pi} \sqrt{L \cdot \Delta L} \quad (3.6)$$

Ou  $\Delta L \gg \pi^2 t_{PI}^2 / (3L)$ .

### 3.9.1. Formulation classique

Nous allons calculer les fréquences et les modes propres de notre structure, grâce à l'équation caractéristique suivante :

$$W(x, t) = W(x) * T(t) \quad (3.7)$$

$$W(x) = (C \cos kx + D \sin kx + E \cosh kx + F \sinh kx) \quad (3.8)$$

$$T(t) = (A \cos wt + B \sin wt) \quad (3.9)$$

$$W(x, t) = (A \cos wt + B \sin wt) * (C \cos kx + D \sin kx + E \cosh kx + F \sinh kx) \quad (3.10)$$

On prend compte des conditions d'encastrement :

➤ Encastéré

$$W(x, t) = 0 \text{ Quand } x = 0$$

$$\frac{\partial W(x, t)}{\partial x} = 0 \text{ Quand } x = 0$$

Avec :

$x$  : la longueur de la structure ( $0 < x < 2 \cdot 10^{-3}$ ) m.

## Chapitre 3 : Etude théorique de la structure MEMS

---

Résolution de l'équation  $W(x, t) = 0$ :

$W(x, t) = 0$  Quand  $x = 0$

$$W(0) = (C \cos k(0) + D \sin k(0) + E \cosh k(0) + F \sinh k(0))$$

$$W(x) = (C + E)$$

$$C + E = 0$$

$$C = -E \dots\dots\dots (3.11)$$

$$\frac{\partial W(x, t)}{\partial x} = 0_{x=0}$$

$$\frac{\partial W(x, t)}{\partial x} = k(-C \sin kx + D \cos kx + E \sinh kx + F \cosh kx)$$

$$\rightarrow \frac{\partial W(0, t)}{\partial x} = k(-C \sin k(0) + D \cos k(0) + E \sinh k(0) + F \cosh k(0))$$

$$\rightarrow \frac{\partial W(x, t)}{\partial x} = (D + F)$$

$$\rightarrow D = -F \dots\dots\dots(3.12)$$

D'après l'équation caractéristique, nous allons mettre les équations (3.11) et (3.12) sous forme matriciel :

$$\begin{bmatrix} \cos kL + \cosh kL & \sin kL + \sinh kL \\ -\sin kL + \sinh kL & \cos kL + \cosh kL \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E \\ F \end{bmatrix} = 0$$

Calcule du déterminants  $\Delta$ :

$$(\cos kL + \cosh kL)^2 + (\sin^2 kL - \sinh^2 kL) = 0$$

$$\cos^2 kL + 2 \cos kL \cosh kL + \cosh^2 kL + \sin^2 kL + \sinh^2 kL = 0$$

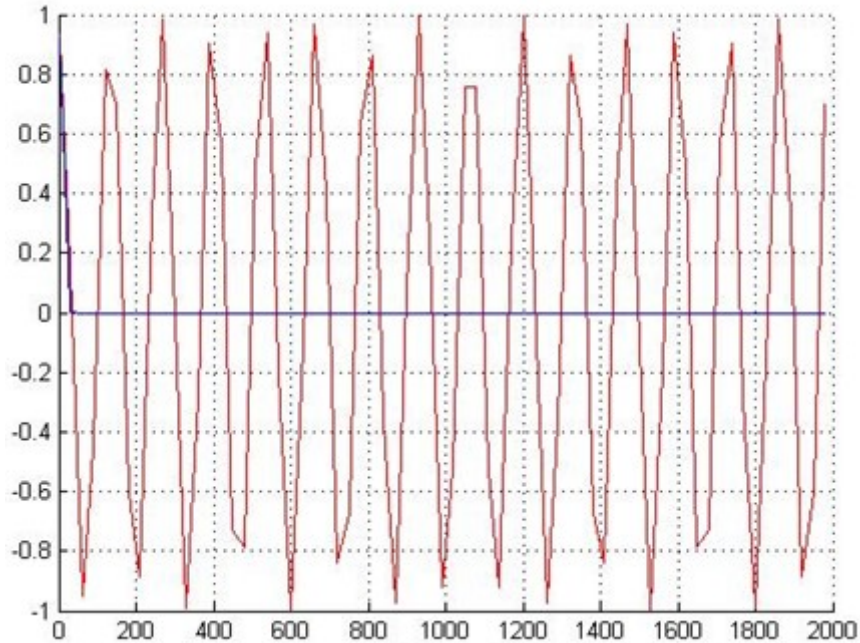
$$1 + 1 - 2(\cos kL \cosh kL) = 0$$

$$-2 (\cos kL \cosh kL) = -2$$

$$\cos kL \cosh kL = 1$$

### 3.9.2. Résolution graphique de l'équation :

La résolution de cette équation est graphique, nous allons établir un petit programme sur Matlab pour avoir le tracer des courbes de cette équation.



**Figure 3.6** Résolution graphique de l'équation caractéristique .

$$\text{On a : } w = \frac{x_i^2}{L^2} \sqrt{\frac{EI}{F.S}} \quad (3.13)$$

Les trois premières racines données par le graphe sont:

$$x_1 = 34.16 \quad , \quad x_2 = 100,70 \quad , \quad x_3 = 166,198$$

Ce qu'il va nous permettre de de calculer les pulsations propre  $w$ .

➤ Application numérique : La longueur de la structure  $L = 2\text{mm}$  ,

L'épaisseur  $e = 20^{-6} \text{ m}$  , Le module de Young =  $160e^9[\text{Pa}]$ .



$$w_1 = \left(\frac{34.16}{L}\right)^2 \sqrt{\frac{EI}{PS}} = 880,059 \text{ (rad /s)}$$

$$w_2 = \left(\frac{100.70}{L}\right)^2 \cdot \sqrt{\frac{EI}{PS}} = 5524,192 \text{ (rad /s)}$$

$$w_3 = \left(\frac{166.198}{L}\right)^2 \cdot \sqrt{\frac{EI}{PS}} = 15470,31 \text{ (rad /s)}$$

A partir de ces pulsations nous allons calculer les fréquences propres de notre structure.

$$f_1 = 6.8975 \times 10^{-2} \text{ KHz}$$

$$f_2 = 1.2479 \times 10^{-3} \text{ KHz}$$

$$f_3 = 1.4045 \times 10^{-3} \text{ KHz}$$

La première fréquence est la plus importante, c'est la fréquence principale et c'est la fréquence la plus dangereuse pour notre structure, les autres fréquences sont des fréquences harmoniques.

### 3.10. Conclusion

Dans la suite de notre travail, nous pouvons distinguer plusieurs perspectives. Un premier axe concerne une éventuelle réalisation d'un prototype de générateur doté d'une poutre piézoélectrique d'épaisseur homogène. Cela nous permettra d'effectuer des séries de tests, afin que nous puissions d'une part, analyser et mieux comprendre le comportement mécanique de cette structure de géométrie réelle, et d'autre part, de comparer les paramètres calculés dans le dimensionnement.

Un deuxième axe consiste à reprendre l'étude mécanique, mais cette fois-ci avec des structures hybrides multicouches, en tenant compte de la présence de contraintes mécaniques induisant initialement des flexions, et provoquant également des problèmes d'adhérence entre les couches déposées[23].

# *Chapitre 4*

*Conception*

*Et simulation de la structure*

*MEMS*

### 4.1. Introduction

Ce chapitre consiste à présenter et à examiner les résultats de notre étude sur la structure pour déterminer son comportement lors des contraintes mécaniques. Nous allons simuler sous *COMSOL Multiphysics*, une structure de type MEMS, interpréter les résultats obtenus et analyser le principe de fonctionnement de notre structure MEMS.

### 4.2. Présentation du logiciel COMSOL Multiphysics

Pour la conception de notre modèle on a utilisé le logiciel COMSOL Multiphysics. C'est un logiciel conçu par l'entreprise «Comsol » qui est fondée en 1986. Elle se spécialise dans le domaine de développement de logiciels de support technique et de formation spécialisée et de conseil. Le logiciel est utilisé par plusieurs grandes entreprises à travers le monde. Vous pouvez modéliser et simuler tout système basé sur la physique en utilisant un logiciel de COMSOL®. COMSOL Multiphysics® comprend l'interface COMSOL Desktop® utilisateur graphique (GUI) et un ensemble d'interfaces d'utilisateur prédéfinies avec des outils de modélisation associés, appelés interfaces de physique, pour la modélisation des applications courantes. Une suite de produits add-on élargit cette plate-forme de simulation multiphysique pour la modélisation des domaines d'application spécifiques ainsi que l'interface avec des logiciels tiers et de leurs capacités. COMSOL Multiphysics est nécessaire pour exécuter l'un des produits add-on.

La notion de multi-physique est représentée dans la combinaison de plusieurs phénomènes physiques lors de la description d'un processus. On peut décrire mathématiquement des phénomènes physiques très différents par les mêmes équations générales. Alors que des géométries et des phénomènes complexes nécessitent la modélisation avec des équations complexes et des conditions aux limites, COMSOL Multiphysics offre un couplage des différentes formulations physiques (multiphasiques) simple. Le résultat de ses systèmes sont des équations qui peuvent être résolues de façon séquentielle ou dans une formulation entièrement couplée. Multiphasiques étendus: Physique dans différentes géométries peuvent être facilement combinés. Ces variables de couplage peuvent également être utilisés pour lier des physiques ou des géométries différentes comme dans notre cas. Lors de la modélisation et les simulations, ces descriptions sont basées sur les lois de la physique[24].

### 4.3. Avantages de conception avec COMSOL Multiphysics

Le principal but de la création de COMSOL Multiphysics est d' avoir un logiciel où les scientifiques et les ingénieurs peuvent formuler, à l' aide de l'interface utilisateur, n'importe quel système d'équations aux dérivées partielles (EDP) sur la base des lois de la physique et surtout de se baser sur les zones les plus communes dans la physique et en génie. Cette interface est basée sur un interpréteur d' équation qui formule une discrétisation par éléments finis, "à la volée" , par le système entièrement couplé.

Des interfaces de modélisation prédéfinis pour les différents domaines de la physique appliquée, y compris des couplages multiphysiques. Grâce à la technologie sous-jacente, les propriétés, les sources, les puits et les conditions aux limites peuvent être des fonctions des variables modélisées et leurs dérivées partielles. Les équations complètes sont également disponibles dans l'interface utilisateur pour une manipulation.

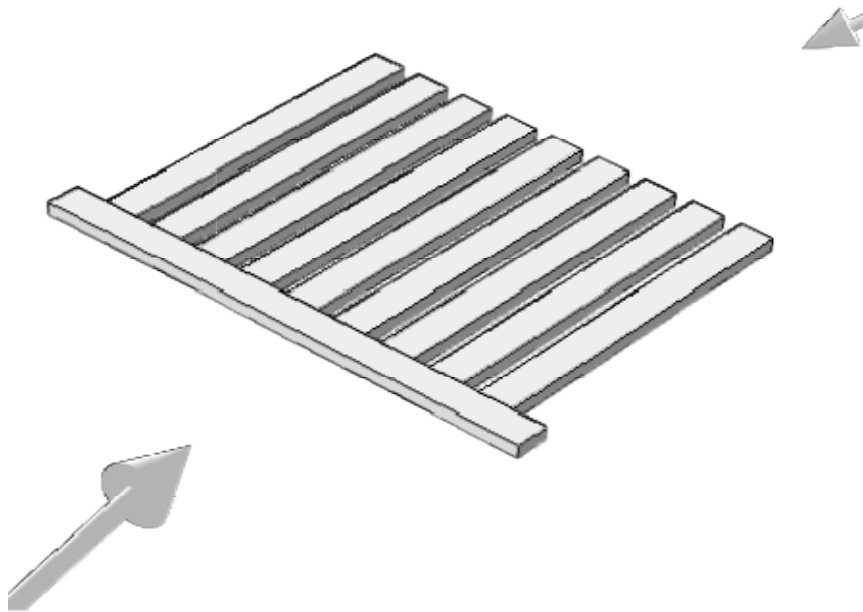
### 4.4. Les étapes de modélisation sous COMSOL Multiphysics

Dans notre projet on va passer étape par étape commençant par la création de la géométrie du modèle à concevoir. Après avoir dessiné notre modèle on doit rajouter les caractéristiques de la matière à chacune des formes. Les conditions aux limites et les paramètres du modèle sont rajoutées.les étapes détaillées de création de notre modèle sont :

- **Etape 01** : Tous d'abord nous choisirons l'assistant de modélisation pour créer notre modèle derécupération d'énergie. Ensuite nous sélectionnerons les choix suivants :
  - o Le Choix de la dimension : 3D.
  - o Le Choix de la physique du modèle : piézoélectricDevice.
  - o Le Choix de l'étude : stationnaire.
- **Etape 02** : Définition des variables. Dans cette étape, on introduit toutes les constantes nécessaires.
- **Etape 03** : Géométrie de l'objet simulé. Dans cette étape on va dessiner la géométrie bidimensionnelle de notre modèle étudié.
- **Etape 04** : Matériaux et conditions aux limites. Nous définirons les choix suivants :
  - Les différents matériaux de notre micro-poutre.
  - Les propriétés électromécaniques et électrostatiques des matériaux.
  - Les conditions aux limites qui permettent de paramétrer notre physique et imposer les conditions de continuité sur les frontières sélectionnées.
- **Etape 05** : Maillage. Il consiste à la discrétisation du problème, par la méthode des éléments finis.
- **Etape 06** : Etude et résultats. La dernière étape de notre simulation est l'affichage des résultats de la simulation qui sont représenté par les courbes de variation de puissance générer et voltage en fonction de la fréquence.

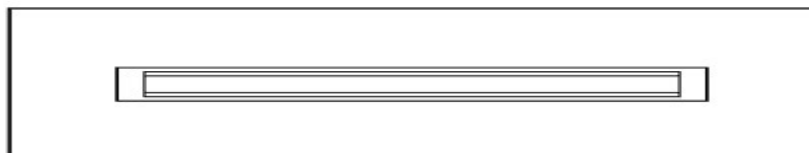
### 4.5. Géométrie de la structure

La géométrie du modèle que nous proposons possède un axe de symétrie (Figure 4.1). Elle est assimilée à un assemblage de plusieurs éléments (plusieurs couches) Constituer d'un support de basse en polymère, les couche piézoélectrique son disposé sur des poutres parallèle de façon a récupéré un maximum d'énergie mécanique.



**Figure 4.1** :Structure flexible à base de piézoélectrique matériel.

Nous allons limiter notre étude sur un seul élément (potre) de plus car la structure MEMS est symétrique, ça nous aideras pour la simplification des calculs.



**Figure 4.2** : Elément da la Structure MEMS en 2D.

## Chapitre 4 : Conception et simulation de la structure MEMS

Le tableau suivant représente les valeurs des dimensions qu'on a utilisées pour la construction de la structure MEMS.

**Tableau 4-1** : les valeurs des dimensions de la structure MEMS[23].

Paramètre	Valeur ( $\mu\text{m}$ )
Longueur <b>PI</b>	3000
Largeur <b>PI</b>	2000
Hauteur <b>PI</b>	100
Longueur <b>Pt</b>	2000
Largeur <b>Pt</b>	200
Hauteur <b>Pt</b>	75
Longueur <b>PZT</b>	2000
Largeur <b>PZT</b>	150
Hauteur <b>PZT</b>	10
Longueur <b>Au</b>	2000
Largeur <b>Au</b>	100
Hauteur <b>Au</b>	5

### 4.6. Choix des matériaux et paramètre

A l'aide de la bibliothèque de logiciel, nous avons introduire les paramètre des matériaux. Le choix du matériau piézoélectrique dépend de l'application que nous cherchons à réaliser.

Dans notre cas, il faut que la structure soit très fortement couplée. Le choix du matériau piézoélectrique se base donc sur les paramètres intrinsèques suivant :

- le couplage électromécanique [ $k_{31}$ ]
- Le facteur de qualité (Qm)

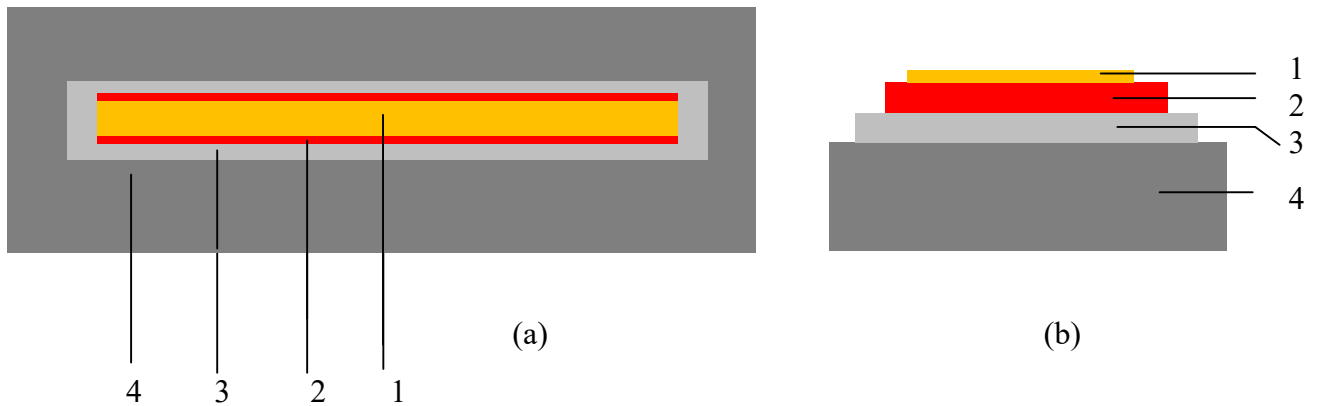
- La raideur des matériaux piézoélectriques ou le module d'Young  $\left[ Y_p = \frac{1}{S_{11}^E} \right]$

- La constante diélectrique [ $\epsilon_{33}^T$ ]

## Chapitre 4 : Conception et simulation de la structure MEMS

Les matériaux utilisés dans notre conception sont :

1. Au : L'or.
2. PZT : Titano-Zirconate de Plomb
3. Pt : Platine
4. PI : Polymère



**Figure 4.3 :** Structure multicouche en 2D, (a) plan(x , y), (b) plan ( y , z).

Il est nécessaire aussi d'introduire certains paramètres essentiels à notre étude, l'un des paramètres essentiels est la permittivité du matériau, ce dernier est avec le modèle de Drude :

$$\varepsilon_{MT} = 1 - \frac{Wp}{(\varepsilon_0 + i \gamma)}$$

Sachant que ce paramètre est imaginaire, nous l'introduisons sous forme matricielle.

-Permittivité:

$$\frac{\varepsilon_{MT}}{\varepsilon_0} = \begin{bmatrix} 3130 & 0 & 0 \\ 0 & 3130 & 0 \\ 0 & 0 & 3400 \end{bmatrix}$$

Avec  $\varepsilon_0 = 8.854 * 10^{-12} F/M$

Et  $Wp$  et  $\gamma$  qui change pour chaque matériau.

- Module de Young :

$$E_{PZT} = 63GPa$$

$$E_{Au} = 78GPa$$

$$E_{Pt} = 168GPa$$

- Coefficient de Poisson

$$\nu_{PZT} = 0.34$$

$$\nu_{Au} = 0.42$$

$$\nu_{Pt} = 0.39$$

- coefficient d'élasticité

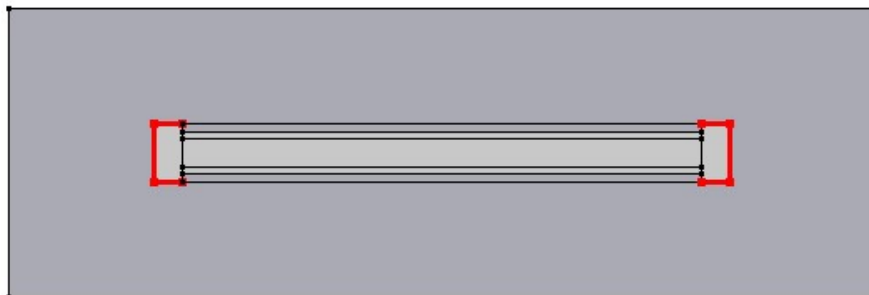
Le module d'élasticité isostatique ( $K$ ) est lié au Module de Young ( $E$ ) par le coefficient de Poisson ( $\nu$ ) au travers de la relation

$$K = \frac{1}{3} \frac{E}{(1 - 2\nu)}$$

Avec ces valeurs notre logiciel va pouvoir établir des calculs correctement

### 4.7. Conditions aux frontières

Dans le cas idéal, les conditions aux frontières imposées doivent reproduire l'environnement où se trouve la structure durant son fonctionnement. La membrane a ses déformations et ses déplacements bloqués aux points d'ancrage (bords de couleur rouge) comme le montre la figure 4.3 Par ailleurs, elle est libre de se déplacer verticalement.



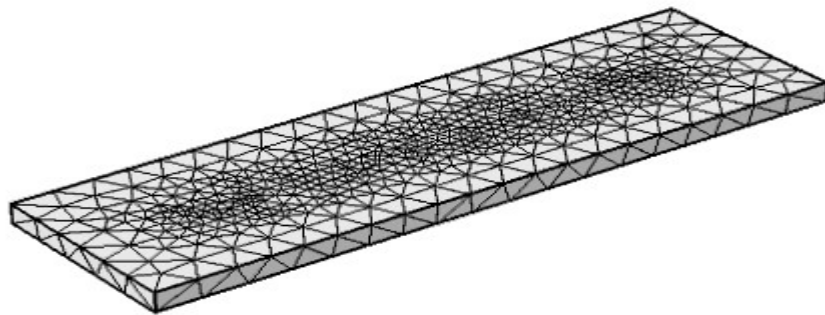
**Figure 4.4 :** Conditions aux limites d'un seul élément de la structure MEMS.



### 4.8. Décomposition en éléments finis

La précision de la solution analytique dépend de la décomposition de la structure vibratoire en petites éléments ou éléments finis, cette décomposition permet de faciliter la simulation numérique du corps, et focalisée l'étude dans des parties bien précise sur la structure.

On remarque que le maillage se concentre entre l'encastrement et la limite de la poutre.



**Figure 4.5:**Maillage d'un seul élément de la structure MEMS.

Cette structure peut se présenter par une géométrie discrète, où les paramètres sont exprimés pour chaque nœud du maillage (le nombre total de degrés de liberté est égal au nombre de nœuds multiplié par le nombre de degrés de liberté par nœud).

Nous cherchons donc à déterminer un maillage (le nombre d'éléments) suffisant dans les trois dimensions et offrant un temps de calcul acceptable.

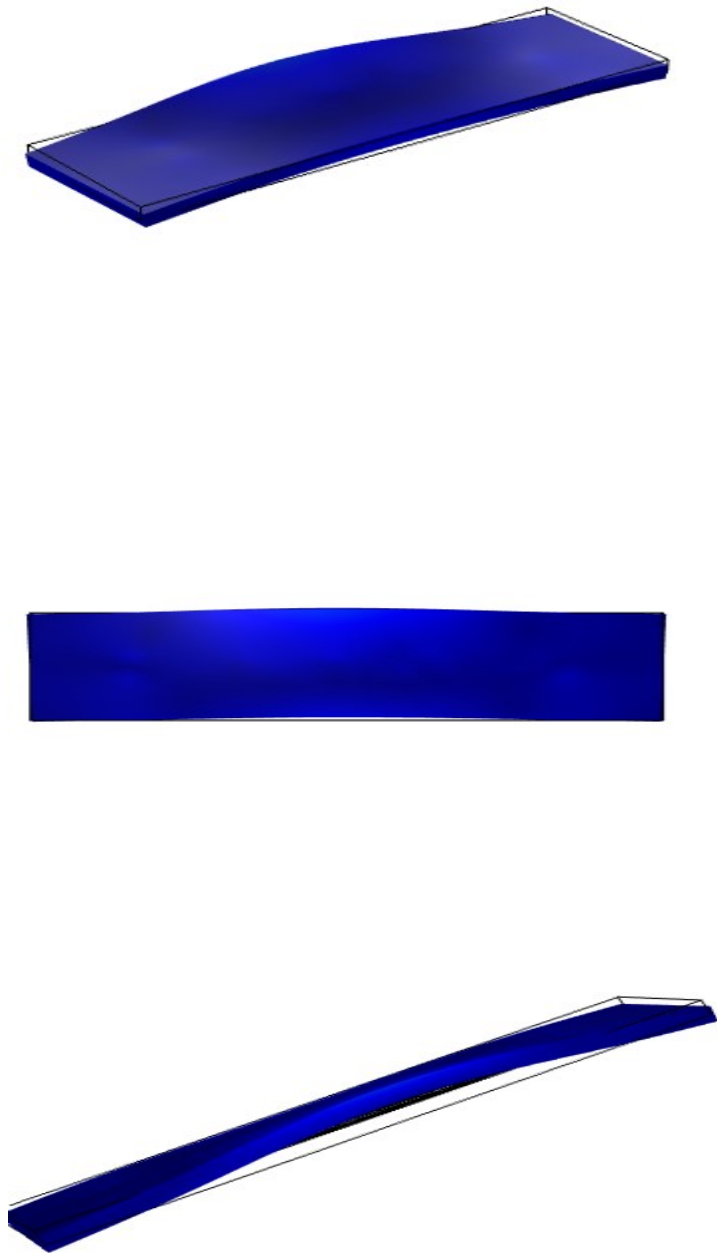
Par ailleurs, il faut prendre en considération la taille de l'élément de base, dont le facteur d'échelle dans la direction Z ne doit pas dépasser l'épaisseur de la structure.

Pour un maillage normal, nous avons le résultat suivant :

- Le maillage comporte 27225 éléments.
- Nombre de degrés de liberté résolus: 146570.
- Temps de calcul: 40s .

**4.9. Simulation de la structure**

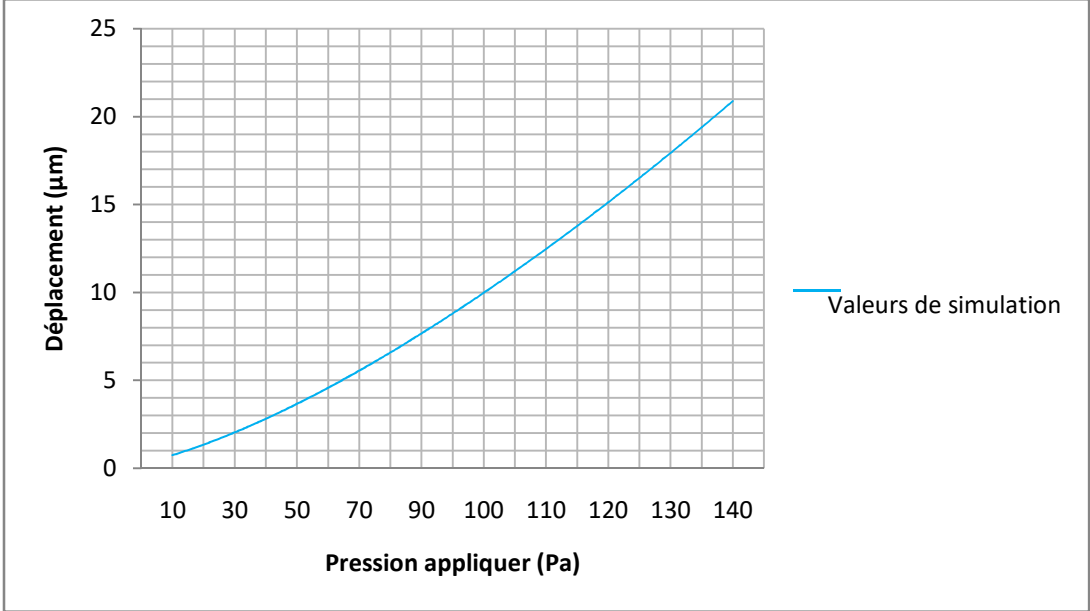
Dans le cadre de cette simulation nous allons présenter de la structure en fonction des modes de vibrations.



**Figure 4.6:**Résultat de la simulation de la déformation de la structure.

# Chapitre 4 : Conception et simulation de la structure MEMS

La figure qui suit présente les variations du déplacement d'un seul élément en fonction de la force appliqué sur la structure.



**Figure 4.7 :** les résultats de la simulation du déplacement de la structure MEMS en fonction de la force appliqué.

## Chapitre 4 : Conception et simulation de la structure MEMS

---

Cette figure nous montre le déplacement de chaque point de l'élément en fonction de la pressions appliquer, nous constatons que la déformation et maximal au milieu de l'élément et elle varie proportionnellement à la pression.

### 4.10. Schéma synoptique du fonctionnement du dispositif

**Figure 4.8** : schéma synoptique du principe de fonctionnement de notre dispositif[23].

### 4.11. Procèdes de fabrication

La fabrication de notre micro actionneur électrostatique passera par 4 étapes nécessaires que nous allons détailler et qui sont :

- 1) Nettoyage du wafer.
- 2) La réalisation du masque
- 3) Gravure
- 4) Dopage

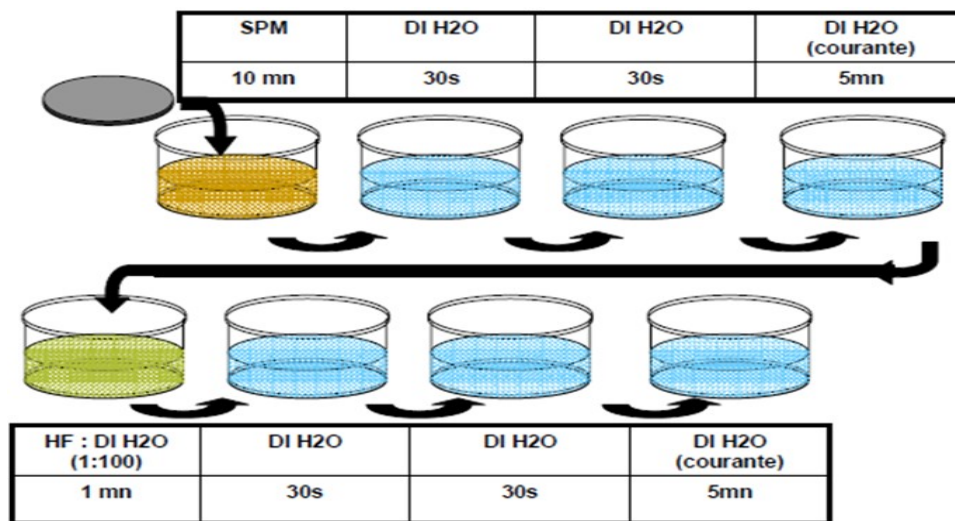
#### 4.11.1. Le nettoyage

Le nettoyage est une étape critique du processus de fabrication des wafers, nécessitant l'élimination des impuretés chimiques et particulaires (tout ce qui n'est pas du silicium) sans altérer ni endommager la surface ou le substrat de la wafer [25].

**Tableau 4-2** : Source de contamination et leur effets.

Contamination	Source	Effets
Organique	Tracer de résine, équipement, humaines, lubrifiants	Courant de fuite, comportement bizarre des gravures sèche
Ion métalliques	Produit chimique contenant : $\text{Na}^+$ , $\text{K}^+$ , $\text{Ca}^{+2}$	Durée de vie faible
Particules	Produits chimiques, eau, gaz, équipements, humaines...	Courts de circuit, tension de claquage faible dans les isolants
Atomes atomiques	Produits chimiques, Au, Fe, Cr, Cu, etc....	Courts de circuit, mauvaise performance

La Figure 4.9 illustre les étapes suivies lors de processus de nettoyage [26] :

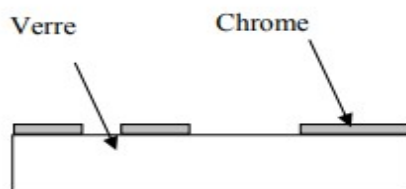


**Figure 4.9 :**Les différentes étapes suivies lors de processus de nettoyage.

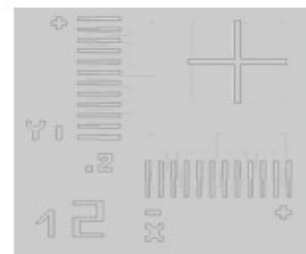
### 4.11.2. Réalisation de masque

Les masques sont incontournables dans le monde des microstructures. Ils permettent de définir les dimensions des objets dans le plan du wafer, et sont précis à 0,2  $\mu\text{m}$  près. Ce sont ensuite les gravures et dépôts qui vont définir l'épaisseur des objets.

Un masque est carré et a les dimensions du substrat Il est en verre avec une face chromée sur laquelle on retrouve les motifs que l'on souhaite reproduire sur le substrat. Le masque est 'reproduit' sur le substrat grâce au procédé de photolithographie. En général, il faut plusieurs masques successifs pour réaliser les différentes étapes et couches empilées qui composent un micro-actionneur. Les différents masques sont alignés entre eux grâce à des motifs de positionnement en forme de croix ainsi que des verniers qui permettent de vérifier la précision du positionnement (Figure 4.11)[27].



**Figure 4.10 :**Alignement du masque 2 sur le masque 1[27].



**Figure 4.11 :**Alignement du masque 2 sur le masque 1[27].

### 4.11.3. Photolithographie

## Chapitre 4 : Conception et simulation de la structure MEMS

---

Cette opération consiste premièrement à déposer une résine photosensible en film mince (quelques fractions de micromètre à plusieurs micromètres), uniforme, de grande qualité et fortement adhérente.

Ces résines sont des composés organiques (généralement des polymères thermoplastiques) dont la solubilité est affectée par le rayonnement UV.

Il existe deux types de résines :

- Les résines négatives : pour lesquelles le rayonnement ultraviolet entraîne une polymérisation des zones exposées, d'où une résistance accrue des zones insolées aux solvants lors du développement.
- Les résines positives : pour lesquelles le rayonnement UV entraîne une rupture des macromolécules, d'où la dissolution des zones insolées lors du développement.

L'opération de dépôt de la résine photosensible s'effectue par centrifugation au moyen d'une tournette composée d'un système permettant la mise en rotation à grande vitesse de la plaque. Cette dernière est maintenue par aspiration à vide sur un support solide du plateau en rotation (figure 4.12). L'épaisseur finale de la couche de résine est principalement fonction de la quantité de résine déposée sur l'échantillon, de sa viscosité, et des conditions de rotation (accélération, vitesse, temps).

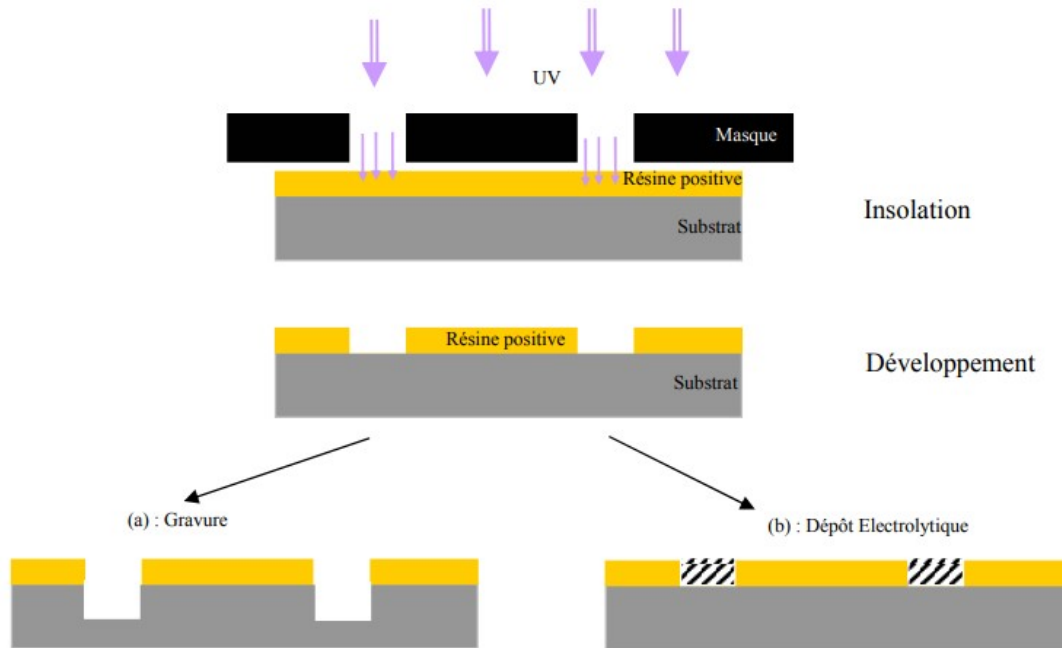


**Figure 4.12 :** Tournette préposée à déposer la résine[27].

La résine photosensible, visqueuse après son étalement sur l'échantillon, est alors durcie sur une plaque chauffante ou dans un four, de façon à éliminer toutes les traces de solvant avant son insolation. La résine est ensuite insolée avec des UV à travers un masque puis la résine est



révélée dans un bain chimique (Figure 4.13). Le masque est aligné par rapport à la plaque laquée grâce à des motifs de positionnement.



**Figure 4.13 :** Insolation puis développement de la résine[28].

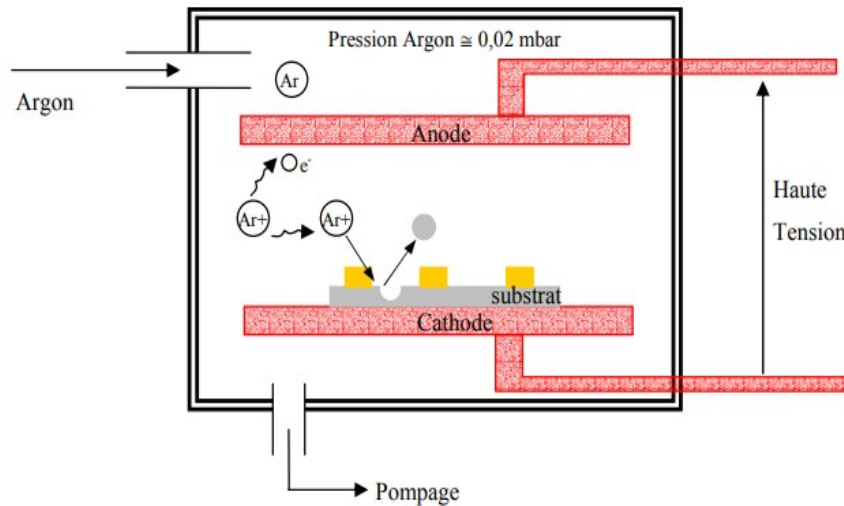
La plaque peut ensuite être gravée là où la résine a été enlevée, la résine intacte protégeant les zones ne devant pas être gravées (a). Un dépôt électrolytique (dépôt local du matériau métallique) peut aussi être réalisé dans les caissons ne contenant pas de résine (b). Lorsque ces étapes sont finies, la résine est enlevée (étape de délaquage) chimiquement et/ou par une gravure sèche[28].

### 4.11.4. La gravure

#### 4.11.4.1 Gravure sèche

Dans une enceinte sous atmosphère contrôlée en argon, on applique une forte tension entre une anode et une cathode sur laquelle est posé le substrat. Les Ions  $Ar^+$  sont attirés à très haute vitesse vers la cathode et viennent graver le substrat par arrachage atomique. Les particules gravées sont éjectées du substrat et viennent finalement se déposer dans l'enceinte (Figure 4.14). Cette gravure est purement ionique et ne permet pas d'obtenir une bonne sélectivité en fonction des matériaux, et la vitesse de gravure est très lente. L'avantage de cette technique est justement que l'ensemble des matériaux peut être gravé dans le cas d'un

‘recyclage’ d’un substrat par exemple (opération visant à essayer de réparer une erreur commise sur un substrat).



**Figure 4.14:** Gravure Ionique[29].

Pour pallier à ces défauts, les machines actuelles utilisent plutôt la RIE (Reactive Ion Etching) ou GIR (Gravure Ionique Réactive) qui allie la gravure ionique et la gravure chimique en phase gazeuse grâce à l'utilisation de gaz fluorés ( $SF_6$ ,  $CHF_3$ ). Ce procédé permet de graver plus rapidement ( $@1\mu m/mn$ ). On obtient une bonne sélectivité de gravure en choisissant les gaz injectés. Cette technique permet de graver rapidement du  $SiO_2$  et de déboucher par exemple sur du cuivre sans que celui-ci ne soit attaqué[29].

### 4.11.4.2 Gravure humide (chimique)

La gravure humide consiste à plonger la plaque à graver dans un bain contenant une solution chimique (KOH, acide fluorhydrique...). Il existe deux types de gravure : les gravures isotropes et anisotropes. Si le matériau gravé est constitué de monocristaux, la gravure sera anisotrope car la vitesse de gravure est différente d'un plan cristallin à un autre. C'est-à-dire que les flancs de gravure auront un angle donné suivant le plan cristallin gravé. Dans la plupart des applications le matériau à graver est polycristallin et la gravure est donc isotrope (même vitesse de gravure verticalement et horizontalement). La sélectivité entre les différents matériaux peut être très bonne suivant la solution chimique choisie, voire parfaite car une solution peut par exemple ne pas avoir d'effets sur le Co, le Pt, l' Au, le  $SiO_2$  et le Si mais graver rapidement du Cu[29].

### 4.11.5. Le Dopage

Permis les méthodes pour effectuer le dopage d'un matériau :

- le dopage par diffusion
- le dopage par implantation ionique

#### **Dopage par diffusion**

Le dopage par diffusion est réalisé dans un four. Le dopant peut être obtenu à partir :

- d'une source solide : l'échantillon à doper est placé dans le four en face d'un composé solide contenant le dopant. L'atome dopant est alors transporté jusqu'à l'échantillon par un gaz vecteur inerte, à partir du composé solide qui se sublime. Exemple :  $P_2O_5$  (dopage *N* du Silicium).
- d'une source liquide : le gaz vecteur barbote dans le liquide ou frôle sa surface à une température choisie. La pression partielle du composé dans le gaz est égale à la tension de vapeur du liquide. Exemple :  $POCl_3$  (dopage *N* du Silicium).
- d'une source gazeuse : le gaz contenant l'espèce dopante est introduit dans le four. Exemples :  $PH_3$  (dopage *N* du Silicium),  $B_2H_6$  (dopage *P* du Silicium),  $AsH_3$  (dopage *N* du Silicium).

Le dopage a lieu à une température comprise entre 850 °C et 1 150 °C, afin de permettre la diffusion des espèces dopantes dans le matériau (échantillon à doper).

#### **Dopage par implantation ionique**

Le dopage par implantation ionique consiste à accélérer des impuretés ionisées avec un champ électrique, afin de leur conférer l'énergie nécessaire pour rentrer dans le matériau à doper. Cette méthode permet d'utiliser une grande variété d'éléments dopants. Le faisceau mono-énergétique et la chambre sous vide rendent possible une grande reproductibilité et des dopages localisés.

Plus un ion est accéléré, plus son énergie cinétique est grande, et donc plus il s'enfoncera profondément dans le réseau cristallin du substrat que l'on dope. Ainsi, en contrôlant la dose et l'énergie, on détermine le profil de dopage.

L'un des inconvénients du dopage par implantation ionique est le fort désordre cristallin engendré par les chocs entre les ions incidents et les atomes du matériau. Cela engendre des défauts qui augmentent les probabilités de collision, et diminuent la mobilité des porteurs de charge.

### 4.12. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons pu établir les différentes dimensions de la structure suite à l'étude comportementale de chaque élément la constituant mais aussi vérifié sa résistance aux contraintes dues à la flexion des poutres de suspension.

Nous avons également établi les équations liant les déplacements aux pressions appliquer, ainsi constater les faibles déplacements dû à la contrainte des tensions relativement basses pour obtenir des déplacements importants.

## Conclusion Générale

---

Nous avons montré la possibilité d'alimenter un système de récupération d'énergie fonctionnant avec le mouvement du diaphragme, il convertit l'énergie mécanique en une énergie électrique, pour alimenter un pacemaker. Le pacemaker ainsi développé ne demandera aucun changement et sera adapté directement à l'activité du cœur humain.

Dans le premier chapitre, nous avons rappelé le fonctionnement physiologique de l'appareil cardiaque, ainsi qu'un système de diagnostic qui est l'électrocardiogramme ECG, ensuite nous avons cité les troubles de rythme cardiaque qui nécessitent l'implantation d'un pacemaker.

Dans le deuxième chapitre nous avons introduit un dispositif électronique le pacemaker, nous avons évoqué la description, les avantages ainsi que les inconvénients.

À ce stade nous proposons une solution à la problématique liée aux dimensionnements du pacemaker, ainsi que sa source d'alimentation (pile). Nous abordons le domaine des microsystèmes, leurs intérêts, leurs domaines d'application, nous proposons une structure MEMS à base de matériaux PZT qui se polarise quand elle subit une contrainte mécanique, nous avons abordé l'aspect théorique des phénomènes utilisés dans le cadre de notre travail, ainsi nous avons introduit des notions d'RDM, et une analyse piézoélectrique.

La conversion efficace de l'énergie du mouvement de diaphragme nécessite une excellente sensibilité et des coefficients piézoélectriques élevés du matériau piézoélectrique, car l'énergie mécanique dérivée du mouvement de diaphragme est faible.

Le quatrième chapitre a été dédié à l'étude du comportement des structures de bases qui constitueront par la suite la structure MEMS, ce qui nous a permis de fixer ses dimensions.

Il s'agit d'un cantilever de huit poutres, chaque poutre a une longueur de 3000 micromètre, une largeur de 2000 micromètre et l'épaisseur de 100 micromètre. Nous avons aussi établi la relation entre la pression appliquée et les déplacements obtenus ce qui est indispensable pour un travail futur sur la partie alimentation électrique.

Les résultats obtenus analytiquement ont été vérifiés en les comparant avec ceux obtenus avec simulation sous *Comsol Multiphysics 5.3*.

Dans un travail futur nous nous intéressons à une éventuelle réalisation d'un prototype de la structure et du générateur.

## Bibliographie

---

- [1] Ultra-flexible Piezoelectric Devices Integrated with Heart to Harvest the Biomechanical Energy | Scientific Reports (nature.com).
- [2] David Prutchi, Michael Norris. “Design and Development of Medical Electronic Instrumentation”. A John Wiley & Sons, Inc., 2012.
- [3] James Moore, George Zouridakis. Biomedical technology and Devices Handbook. CRC press.
- [4] Abdallah, D.A. (2008). “Nouvelle Approche Pour L’amélioration de La Synchronisation En IRM Cardiaque, Modélisation de L’effet Magnétohydrodynamique.” <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00283315>
- [5] Reece, J., Urry, L., Cain, M., and Wasserman, S. (2014). Campbell Biology, 10th Edition. Edited by Pearson.
- [6] Saemann, M. n.d. “Coupe Du Cœur et Des Valvules, Archives Encyclopédie Larousse.” [http://www.larousse.fr/encyclopedie/images/Coupe\\_du\\_c%25C5%2593ur\\_et\\_des\\_valvules/1001421](http://www.larousse.fr/encyclopedie/images/Coupe_du_c%25C5%2593ur_et_des_valvules/1001421).
- [7] Slideplayer. n.d. “Heart Outline Pulmonary & Systemic Circulation Location of Heart in Thorax Pericardium External Anatomy of Heart Internal Anatomy of Heart Coronary Circulation.” <http://slideplayer.com/slide/5332097/>.
- [8] L’Evolution du Pacemaker, article disponible sur <http://tpe-evolution-pacemaker.e-monsite.com/pages/developpement.html>.
- [9] M. Wischke, G. Biancuzzi, G. Fehrenbach, Y. Abbas, P. Woias, “Vibration harvesting in railway tunnels”, in Proc. Of PowerMEMS, 2010.
- [10] Ostchega, Y., Porter, K.S., Hughes, J., Dillon, C.F., and Nwankwo, T. (2011). “Resting Pulse Rate Reference Data for Children, Adolescents, and Adults: United States, 1999-2008.” National Health Statistics Reports, no. 41(August): 1–16. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21905522>.
- [11] .Aquilina, O. A brief history of cardiac pacing. Images PaediatrCardiol 8, 17–81 (2006).
- [12] Lillehei CW, Gott VL, Hodges PC, Long DM, Bakken EE, « Transistor pacemaker for treatment of complete atrioventricular dissociation » *JAMA* 1960;172:76–80.
- [13] Fruitsmaak, S. (2007). “File:St Jude Medical Pacemaker with Ruler.jpg - Wikimedia Commons.”
- [14] <https://www.rythmo.fr/pacemaker>.
- [15] Philippe Ritter, Wilhelm Fischer. Pratique de la stimulation cardiaque. Springer.

## Bibliographie

---

- [16] CURIE .P, CURIE .J, Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémicédro à face inclinées.C.R .Acad.Sci.Paris, 1880, Tome 91, p 294.
- [17] Jaffe, B.Piezoelectric ceramics .London : Academic Press, p.317, 1971.
- [18] E. Boucher .Thèse doctorat, Université de Lyon, 02 ISAL 0088, 2002.
- [19] Blondy P., Mercier D., Cros D., Guillon P., Rey P., Charvet P., Diem B., Zanchi C; IEEE Internationam MTT-S, Jun. 2002.
- [20] M. Malhis, "Controle actif modal flou des rotors flexibles par plan d'action piezoelectrique," These de doctorat,, INSA-Lyon, 2002.
- [21] V. Piefort., A.Preumont, "Finite element modeling of piezoelectric structures ," Proceedings of the Samtech User's Conference., Paris, 2001.
- [22] T. Ikeda, "Fundamentals of piezoelectricity," Oxford University Press, , 1990..
- [23]DAIFALLAH Houssemeddine,(Elaboration d'un MEMS en vue d'alimentation en énergie électrique d'un stimulateur cardiaque) ,Université Saad Dahlab Blida,2013-2014.
- [24] Mariem Ben Hamouda ,(Conception Et Modélisation De La Diffusion De La Chaleur Dans Les Tissus Biologiques ),Université Du Québec Mars 2015.
- [25] Techniques et procédés de fabrication ,<http://www.optique-ingenieur.org>.
- [26] BOULAGROUN Nadir, (Capteur et Actionneur pour MEMS ),Université Saad Dahlab Blida,2011-2012.
- [27] ROSTAING Hervé,Conception,Modélisation et fabrication d'un micro-actionneur bistable,hors plan et magnétique,thèse de doctorat,institu National polytechnique de Grenoble,Décembre 2004.
- [28]Julien BONY et Victor BOSSENNEC , Microélectronique « Technologie de fabrication des circuits intégrés », département GEii de L'IUTB Villeurbanne et Developpez.com.
- [29] : E.Dechaseaux, Propriétés magnétique du CoPtP en dépôt électrolythique, DRT, CEA Grenoble LETI/LCMS, 2004

