

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

جامعة فرحات عباس - سطيف

UNIVERSITE FERHAT ABBAS — SETIF

UFAS (ALGERIE)

Faculté de Technologie

Mémoire de Magister

Présenté au département d'Electrotechnique

Pour obtenir le diplôme

De Magister En Electrotechnique

Option :

Commande électriques

Par :

M. BENAÏSSA Alaeddine

Thème

Analyse de la modélisation et le contrôle d'une pompe piézoélectrique

Soutenu le devant la commission d'examen composée de :

Mr L. RAHMANI

Pr Université Ferhat Abbas de Sétif

Président

Mr S. BELKHIAT

Pr Université Ferhat Abbas de Sétif

Rapporteur

Mr M. KHEMLICHE

M.C Université Ferhat Abbas de Sétif

Examineur

Mr A. LAMAMRA

M.C Université Ferhat Abbas de Sétif

Examineur

Dédicaces

A mes chers parents

A mes chères sœurs, à ma famille et à tous mes amis.

SOMMAIRE

Remerciements

Je voudrais en tout premier lieu remercié chaleureusement mon directeur de thèse, M. BELKHIAT Saad, qui a suivi et encadré ce travail avec intérêt et disponibilité. Je le remercie aussi de m'avoir initié avec autant de talents au travail de la recherche. Ces compétences ont fait de ces années les plus riches en enseignement de mon cursus. Enfin, je le remercie d'avoir montré aux bons moments les qualités humaines qui font la personne que l'on n'oublie pas. Je remercie également tous les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail :

Le président du jury et doyen de la faculté de technologie Mr. RAHMANI, Je le remercie vivement pour m'honorer de sa présence ainsi que pour son soutien et ses encouragements durant la préparation de ce travail.

Par cette occasion je tiens à remercier Mr. KHEMLICHE pour s'intéresser à juger mon travail, ainsi que pour tous ces efforts pour le bon avancement des travaux de recherches dans la faculté.

Mr. LAMAMRA, par sa présence pour examiner le présent travail, et je le remercie aussi pour les efforts donnés durant mes années d'études dans l'université.

Je ne peux pas oublier mon chère ami TEGUIA Ali pour leur effort durant toutes mes années d'étude dans l'université et pour leur soutien durant la réalisation de ce mémoire.

Enfin je remercie toute personne de près ou de loin qui a participé pour rendre ce travail réalisable et présentable.

Sétif, le / /2011
BENAISSA Alaeddine

Sommaire

<i>Introduction générale :.....</i>	1
<i>Chapitre I : La piézoélectricité.....</i>	1
1. Introduction :	1
2. La piézoélectricité :	1
3. L'origine de l'effet piézoélectrique :	4
4. Polarisation et cycle d'hystérésis des matériaux ferroélectrique :.....	6
5. Matériaux piézoélectrique :	7
5.1. Polymères piézoélectriques :.....	7
5.1. Céramiques massives :.....	8
5.2. Les cristaux : quartz et niobates de lithium :.....	8
6. Choix du matériau piézoélectrique :	9
7. Equations constitutives de la piézoélectricité :.....	10
8. Mode de vibration :	12
9. Conclusion :.....	14
<i>Chapitre II : : Rappels des principales applications et commande des pompes.....</i>	16
1. Introduction :	16
2. Actionneurs :.....	17
2.1. Micro-commutateur :	17
2.2. Actionneurs bilames :	18
2.3. Scanners optiques :.....	18
3. Actionneurs à membrane (micro-pompe) :	20

SOMMAIRE

4. Micro pompe en micro fluidique :	21
5. Pompes physiques :	21
6. Pompes mécaniques :	21
6.1. Pompes à rotation :	21
6.2. Pompes péristaltiques :	22
6.3. Pompes à seringue :	23
6.4. Pompes à inversion :	23
6.5. Pompes sans valves :	24
7. Pompes à valves anti retour :	24
8. Commande des pompes piézoélectriques :	25
8.1. La commande PWM pour une micro pompe piézoélectrique :	26
8.2. Système micro fluidique intelligent pour la diffusion de médicaments :	28
8.3. Pompe piézoélectrique pour l'injection programmée de l'insuline :	33
8.4. Circuit d'alimentation :	34
9. Conclusion :	36
<i>Chapitre III : Étude analytique et modélisation d'une pompe piézoélectrique</i>	<i>37</i>
1. Introduction :	37
2. Etude analytique et modélisation de la pompe piézohydraulique :	38
2.1. Structure et principe de fonctionnement de la pompe piézohydraulique :	38
2.2. Model analytique de la pompe piézo-hydraulique :	40
2.3. Simulation et analyse de la performance :	46
2.4. Considérations pour la conception de la pompe :	52

SOMMAIRE

3. Commande de la pompe piézoélectrique :	53
3.1. Commande en tension :	54
3.2. Commande en fréquence :	56
3.3. La commande de piston d'un système cylindrique :	58
4. Conclusion :	61
<i>Chapitre IV : Analyses et résultats de simulation</i>	62
1. Introduction :	62
2. Contrôle du débit en fonction de la fréquence et de la tension :	63
2.1. L'influence de la fréquence :	63
2.2. L'influence de la tension d'alimentation :	64
3. Type de matériau :	69
3.1. Les polymères (PPY et PVDF) :	69
4. Le sang humain comme milieu de fonctionnement.....	72
4.1. Micro-pompe à mono-chambre	72
4.2. Micro-pompe à multi-chambre	74
5. Conclusion :	78
<i>Conclusion générale :</i>	80

Liste des figures :

Figure I-1: Illustration de l'effet piézoélectrique.	2
Figure I-2: Représentation schématique de la polarisation à l'échelle cristalline.	2
Figure I-3: Polarisation d'un morceau de céramique. Le champ E intense force les domaines à s'orienter selon une direction privilégiée	3
Figure I-4: Cycle de fabrication des céramiques PZT par voie solide [5].	4
Figure I-5: Comportement du chlorure de césium (Cs Cl) Centro symétriques.	4
Figure I-7: Organisation des 32 classes cristallines.	5
Figure I-6 : Comportement du quartz (SiO ₂) non Centro symétriques [5].	5
Figure I-8: Cycle d'hystérésis d'un matériau ferroélectrique.	6
Figure I-9: Structure du PVDF.[1]	8
Figure I-10: Céramique.[1].....	9
Figure I-11: Quartz.[1]	9
Figure I-12: Principaux modes de déformation selon les dimensions des échantillons et la direction de la polarisation.	12
Figure II-1: (a) Poutre à ancrage simple, (b) poutre à double ancrage.....	17
Figure II-2: Lames uni morphes. [16]	18
Figure II-3: Structure tridimensionnelle du déflecteur. [17]	19
Figure II-4: Déviation de la structure. [17]	19
Figure II-5: Micro-pompe piézoélectrique. [19]	20
Figure II-6: pompe à rotation (gauche) et capteur de débit optique (droite).....	22
Figure II-7: micro pompe péristaltique.	22
Figure II-8: Cycles de remplissage et d'expulsion dans une pompe à inversion à valves. 23	
Figure II-9: cycles de remplissage (gauche) et d'expulsion (droite) dans une pompe sans valve. [14].....	24
Figure II-10: une pompe à clapet anti retour à l'état initial.....	25
Figure II-11: Schéma bloc des divers éléments du système de pilotage d'une micro pompe piézoélectrique [24].....	27
Figure II-12: Représentation d'une micro pompe avec l'interface de commande.[24]	28
Figure II-13: a) Variation de l'impulsion en fréquence et en tension b) Déformation de l'actionneur piézoélectrique sous une haute tension [25].	29
Figure II-14: Schéma bloc du système de diffusion de médicaments [25].	30
Figure II-15: l'interface de pilotage de la micro pompe [26].....	32

SOMMAIRE

Figure II-16: schéma block de la livraison de l'insuline [27].	33
Figure II-17: circuit type de pilotage de la pompe piézoélectrique [28].	34
Figure II-18: Principe de recouvrement de charge de travail: positif au négatif (à gauche) et négatif à positif (à droite) les conversions [29].	35
Figure III-1: Schéma du diagramme d'une pompe pour système cylindrique [35].	39
Figure III-2: Effet du rapport des forces sur le coefficient de volume.	46
Figure III-3: effet du rapport des rayons sur le coefficient de volume.	47
Figure III-4: coefficient de volume en fonction de l'épaisseur de la membrane.	47
Figure III-5: Rapport de force accomplie en fonction du rapport des rayons.	48
Figure III-6: rapport de la force accomplie (la pression de production) en fonction de l'épaisseur de la membrane .	49
Figure III-7: Coefficient de l'énergie en fonction de rapport de force.	50
Figure III-8: l'effet du rapport de rayon sur le coefficient d'énergie de la sortie.	51
Figure III-9: Coefficient d'énergie par apport a l'épaisseur de la membrane.	52
Figure III-10: Effet du rapport des rayons sur les paramètres des performances de la pompe.	53
Figure III-11: Représentation schématique d'une membrane en forme de pétale de pompage (vue de dessus). Gauche: avant l'actionnement; droite: lors de l'actionnement [39].	55
Figure III-12: schéma de la configuration du système cylindrique activé par une pompe piézo[43].	59
Figure IV-1: Débit en fonction de la fréquence et du diamètre de la chambre, (a) expérimentale [33], (b) simulation	63
Figure IV-2: Variation de débit en fonction de la tension.	65
Figure IV-3: Débit en fonction de la fréquence et des tensions trois fois plus faibles.	66
Figure IV-4: pompe piézoélectrique à 4 chambres [44].	67
Figure IV-5: débit en fonction de fréquence pour une pompe multi chambres, (a) expérimentale [44], (b) simulation.	68
Figure IV-6: Débit en fonction de la fréquence pour différents matériaux, (a) expérimentale, (b) PZT, (c) PPY, (d) PVDF.	70
Figure IV-7: débit en fonction de fréquence pour une pompe multi chambres, avec des différent matériaux, (a) expérimental, (b) simulation [PZT], (c) [PPY], (d) [PVDF].	71
Figure IV-8: Débit en fonction de la fréquence d'une pompe; sang comme milieu de fonctionnement: matériaux d'actionnement , (a) PZT, (b) PPY, (c) PVDF	73

SOMMAIRE

Figure IV-9 : (a) Pompe multi chambres en PZT utilise l'eau comme milieu ; tension d'actionnement 40 V. ,(b) PZT, (c) PPY, (d) PVDF milieu de fonctionnement le sang..... 75

Liste des tableaux :

Tableau 1: Constantes physiques de matériaux piézoélectriques..... 10
Tableau 2: Equation de la piézoélectricité. 11
Tableau 3: Grandeurs des équations d'état de la piézoélectricité. 12

Listes des Acronymes et Symboles

Acronymes

PZT	zircono-titanate de plomb
Cs Cl	chlorure de césium
PVDF	Poly-Vinyl-DiFluoridene
HV	hot voltage
PWM	Pulse Width Modulation
MLI	Modulation Largeur Impulsion
PCB	printed circuit board
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
DC	Direct Curent
LCD	liquid crystal display
CPU	Central Processing Unit
RAM	Random-Access Memory
DAC	Digital Analog Converter
LDMOS	Lateral Double-diffused Metal Oxide Semiconductor
NMOS	N-type metal-oxide-semiconductor
PMOS	P-type metal-oxide-semiconductor
PPy	poly pyrrole

Symboles

F	Force
P	Polarisation
D	Induction électrique
Φ	Débit
ΔV	Variation de volume
η_v	Coefficient des valves
f	fréquence
h	Epaisseur
x_0	Déplacement
λ_r	Rapport des rayons
K_a	Raideur
S_{33}^E	Contrainte t mécanique du matériau piézoélectrique.
d_{33}	Coefficient de couplage
l	Longueur
U	Tension
λ_F	Rapport des forces
λ_k	Rapport des raideurs
λ_v	Coefficient de volume
W_{out}	Travail de sortie
W_m	Energie de production
E	Module de Young
ν	Facteur de Poisson
φ	Déphasage
ξ	Facteur d'amortissement
ω	Vitesse angulaire
B	largeur

ρ	La masse volumique
μ	La viscosité dynamique du liquide
I	Courant
s	Variable de Laplace
α	Rapport de contrainte de la charge
β	Module de compression du fluide
C_q	Constante de pompage
J	La valeur efficace de la poussé de cylindre
g_i	gradient de la sur face du glissement
n	nombre des chambres

Introduction générale

Introduction générale :

Les industriels utilisent de plus en plus de matériaux composites à fibres renforcés par des fibres de verre, ou de carbone. En particulier, ils cherchent à concevoir, développer et caractériser de nouveaux matériaux destinés à être utilisés aussi bien dans des secteurs de haute technologie tels que l'aéronautique et le militaire que dans des domaines plus quotidiens comme l'automobile, les loisirs et l'habitat. La recherche de nouveaux matériaux occupe de plus en plus une place importante dans l'histoire de la technologie. Les objectifs de recherche en matière de nouveaux matériaux sont : gain de performance, baisse du coût de fabrication des produits, et sauvegarde ou même amélioration de la fiabilité...etc.

Les matériaux électro actifs, qui réalisent une conversion électromécanique "directe" de l'énergie au sein même de la matière, démontrent peu à peu leurs potentiels d'innovation technologique face à de nombreux secteurs d'application. Outre l'idée qu'ils pourraient à terme supplanter dans certains cas les procédés d'actionnement classiques basés sur les effets électromagnétiques "à distance", les nouvelles possibilités proposées par ces matériaux en termes de performances et de fonctionnalités électromécaniques constituent une forte motivation pour aborder et résoudre des problématiques issues de domaines émergents. Tel est le cas des nouvelles fonctions de contrôle actif ciblées en aéronautique en vue, par exemple, d'optimiser en temps réel la forme des profils de voilure (vers le concept de "morphing aircraft") ou encore de réduire les efforts de trainée grâce à des manipulations de la couche limite (mise en œuvre de "peaux électro actives"). Parmi ces matériaux électro actifs, les matériaux piézoélectriques qui ne cessent d'évoluer en termes de propriété, de techniques de mise en œuvre et de performance. La diversité des produits accessibles offre de nouvelles perspectives dans de nombreux secteurs tels que l'automobile et l'aéronautique, mais aussi dans les domaines du médical et biomédical. Ce dernier requiert pour certains procédés des dispositifs de petite taille ou faible encombrement, pouvant fournir des efforts relativement importants, de grande fiabilité et biocompatible. Tel est le cas des systèmes électromécaniques utilisés en microchirurgie robotisée, où encore dans le domaine des prothèses et orthèses motorisées. Face à ces applications, les matériaux électro actifs constituent une réponse prometteuse qu'il convient d'évaluer avec soin.

L'objectif du présent travail concerne l'étude et l'analyse d'une micro pompe dont la membrane est un actionneur piézoélectrique. Ce travail repose sur quatre chapitres.

Introduction Générale

Le premier chapitre consiste à étudier le phénomène piézoélectrique, l'histoire de la piézoélectricité et l'origine de ce phénomène, la polarisation et le cycle d'hystérésis des matériaux ferroélectrique. Puis on présente les différents matériaux les plus utilisés comme le PZT, les polymères piézoélectriques...etc. ainsi les conditions pour la quelle on peut faire le bon choix du matériau, bien sûr selon les équations constitutives et mode de vibration.

Dans le deuxième chapitre nous nous intéresserons aux applications piézoélectriques, sur tous les actionneurs (commutateurs, scanners optiques et les actionneurs à membrane), aussi les différentes pompes et leurs circuits de commandes présentés dans des études antérieurs. Dans ce contexte on va présenter les circuits et les schémas équivalant des pompes, qui sont utilisées pour délivrer plusieurs liquides, particulièrement dans le domaine biomédical.

Le troisième chapitre est consacré à déterminer, par simulation l'influence des différents parts structurelles de la pompe piézoélectrique sur le débit, la pression et le coefficient d'énergie, à fin d'avoir obtenu les équations analytique de la micro pompe. En suit on va tirer les équations qui correspond à la commande de la pompe en tension et en fréquence, et on va présenter un modèle de commande qui se présente dans la commande par mode glissant.

Finalement, et à partir des données accumulées dans le chapitre précédent, des résultats de simulation seront présentés, et comparés avec des résultats expérimentales acquis dans des études antérieurs. La pompe sera testée avec plusieurs matériaux piézoélectriques, et différents types de liquide, pour arriver à déduire le modèle le plus performant.

Chapitre I :

Chapitre I : La piézoélectricité.

1. Introduction :

La découverte expérimentale de la piézoélectricité date de 1880. Ce sont les frères Pierre et Jacques Curie qui ont été les premiers à observer que : certains cristaux, lorsqu'ils sont soumis à une pression, dans des directions particulières, voient apparaître des charges positives et négatives sur certaines portions de leur surface. Ces charges sont Proportionnelles à la pression et disparaissent quand la pression cesse. La piézoélectricité est donc un phénomène réversible [1]. Ce premier résultat correspond à ce que l'on appelle l'effet piézoélectrique« direct ». Le mot piézoélectrique tiré du grec « piézo » veut dire serrer ou presser. Il existe aussi un effet piézoélectrique« inverse » parfois qualifié de« réciproque » ou « converse » : quand un cristal piézoélectrique est polarisé par un champ électrique appliqué, il se déforme selon un taux proportionnel au champ électrique appliqué.

Cet effet a été prédit en 1877 par Lord Kelvin et a été vérifié expérimentalement par Pierre et Jacques Curie dès 1881. Par la suite le formalisme de la piézoélectricité a été développé par Duhem, Pickles et particulièrement par Woldemar Voigt en 1894.

Les premières applications industrielles apparaissent pendant la première guerre mondiale avec le générateur d'ondes ultrasonores pour la mesure et la détection sous-marine mis au point par Paul Langevin. A partir de 1943 les progrès technologiques permettent l'élaboration des premiers matériaux piézoélectriques sous forme de céramiques de zircono-titanate de plomb (PZT) de formule de base $Pb(Zr_{1-x}Ti_x)O_3$ furent mises au point. Aujourd'hui les céramiques de types PZT sont utilisées dans de nombreuses applications telles que les générateurs d'impulsions, les capteurs et les actionneurs [1].

2. La piézoélectricité :

On appelle piézoélectricité, la propriété que possèdent certains matériaux (cristaux, céramiques, polymères ou composites) à pouvoir transformer une énergie électrique en une énergie mécanique. La charge électrique est proportionnelle à la contrainte mécanique imposée : c'est l'effet piézoélectrique direct. L'effet réciproque, encore appelé effet inverse, fait que l'application d'un champ électrique externe provoque une déformation mécanique du matériau. [2]

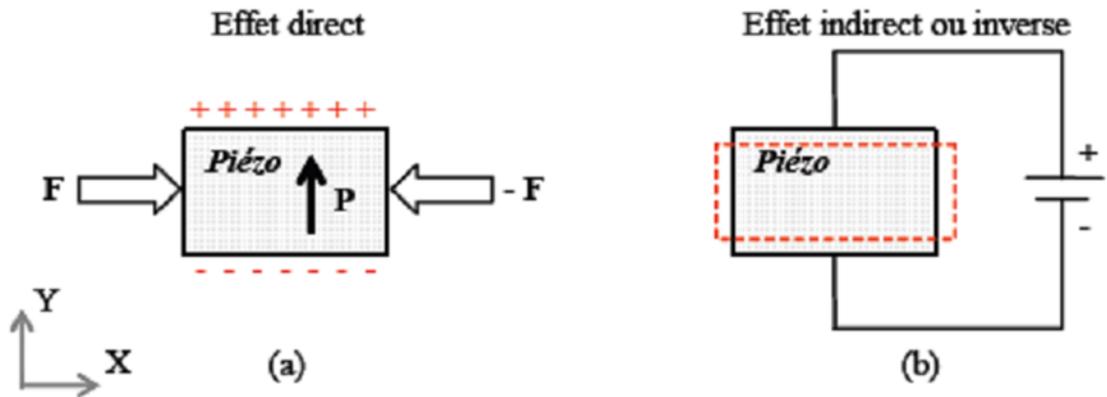


Figure I-1: Illustration de l'effet piézoélectrique.

L'effet piézoélectrique ne peut s'observer que dans certains corps non-conducteurs, possédant une anisotropie cristalline. Ainsi, le déplacement des charges a lieu dans une direction privilégiée sous les efforts de traction ou de compression. Cet axe de polarisation résulte de la création de dipôles à l'échelle cristalline, par séparation du barycentre des charges positives et négatives, sous l'effet de la déformation. [1]

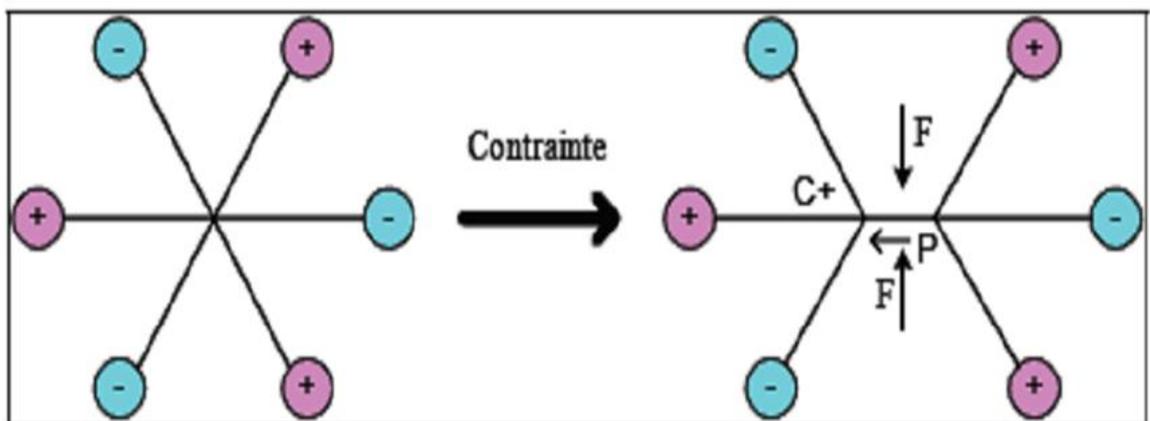


Figure I-2: Représentation schématique de la polarisation à l'échelle cristalline.

De tels solides sont peu nombreux à l'état brut, le plus connu étant le Quartz. Mais on élabore depuis les années quarante des matériaux piézoélectriques de synthèse, sous la forme

de céramique. En réalité, qu'ils soient d'origine synthétique ou naturelle, ces matériaux ne présentent que peu ou pas de polarisation naturelle à l'échelle macroscopique.

En effet, le matériau ne peut pas être homogène, mais est constitué de grains ; et si on étudie une vue en coupe d'une céramique par exemple, on voit apparaître des domaines dont la polarisation occupe une direction propre, mais différente des domaines voisins.

A l'état naturel, les polarisations sont orientées de manière aléatoire, et leur somme est nulle. C'est pourquoi, le processus de fabrication de ces matériaux doit faire apparaître une phase de polarisation [3]. Pour cela, on soumet l'échantillon à un champ électrique intense (de l'ordre de 40 à 100Vmm⁻¹), forçant les domaines à orienter leur polarisation selon une direction privilégiée, si bien que les caractéristiques dépendent de la direction d'application des champs ou des efforts extérieurs. Si des lamelles de Quartz sont encore utilisées pour la fabrication de résonateur en électronique, les matériaux utilisés pour les actionneurs sont eux à base d'alliage de titane-zirconate de plomb (PZT). D'un point de vue quantitatif, les déformations sont de l'ordre de 400mp sous une tension de 1V.

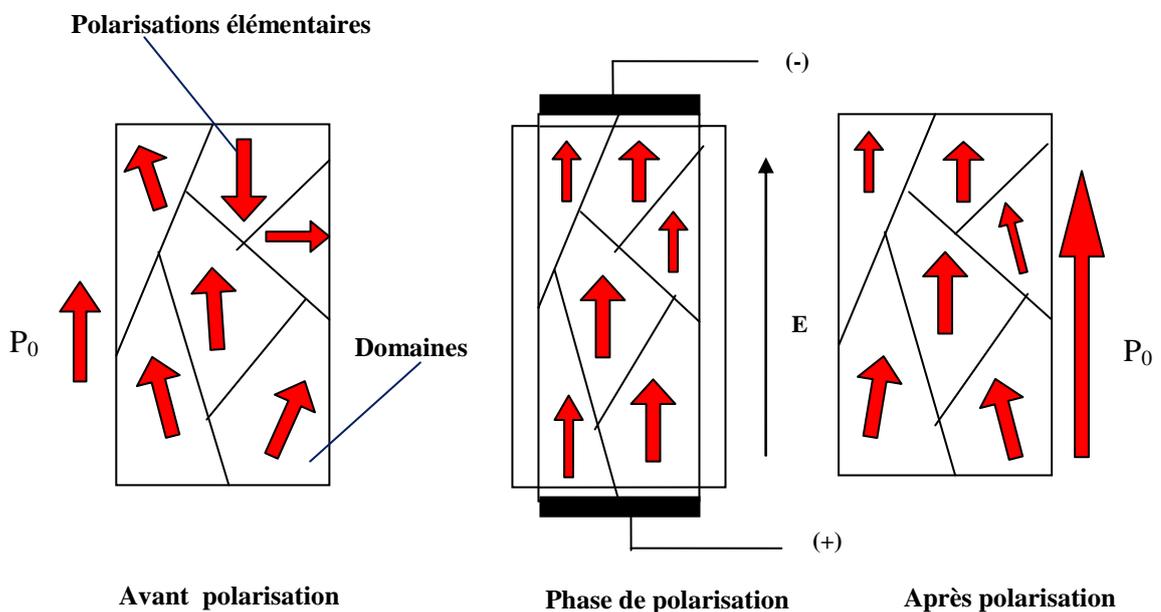


Figure I-3: Polarisation d'un morceau de céramique. Le champ E intense force les domaines à s'orienter selon une direction privilégiée

La fabrication de matériaux piézoélectrique est réalisée à partir de poudres (si elle est réalisée en phase solide) [4]. Outre phase de polarisation déjà décrite, une phase de frittage, visant à souder entre eux les grains, se fait sous contraintes axiales afin d'améliorer la tenue

mécanique et diminuer la porosité. Les matériaux se conditionnent sous forme de film, de disque, de bâtonnet de section carrée ou circulaire.

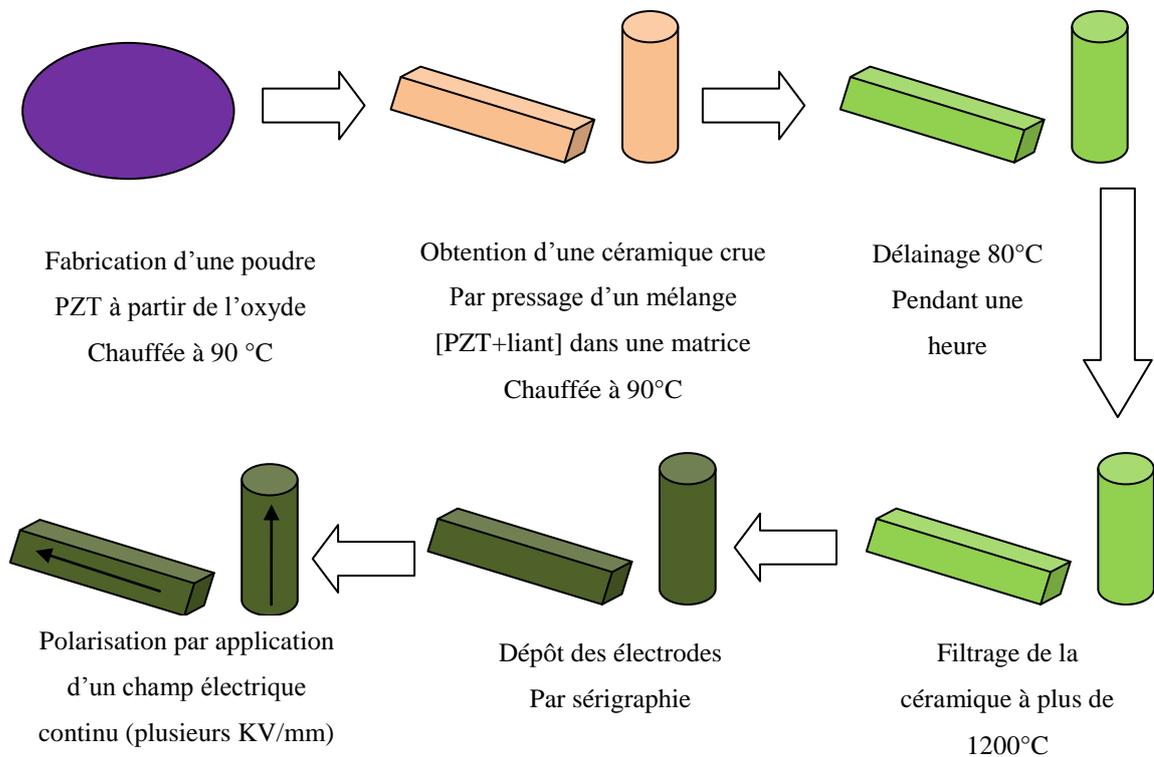


Figure I-4: Cycle de fabrication des céramiques PZT par voie solide [5].

3. L'origine de l'effet piézoélectrique :

L'effet piézoélectrique est dû à la nature de la structure cristalline. Ainsi dans les cristaux non Centro symétriques, l'application d'une contrainte mécanique déplace les barycentres des charges positives et négatives faisant apparaître un moment dipolaire. Cette polarisation dépend de l'orientation de la contrainte appliquée comme montre la figure (I-5, I-6).

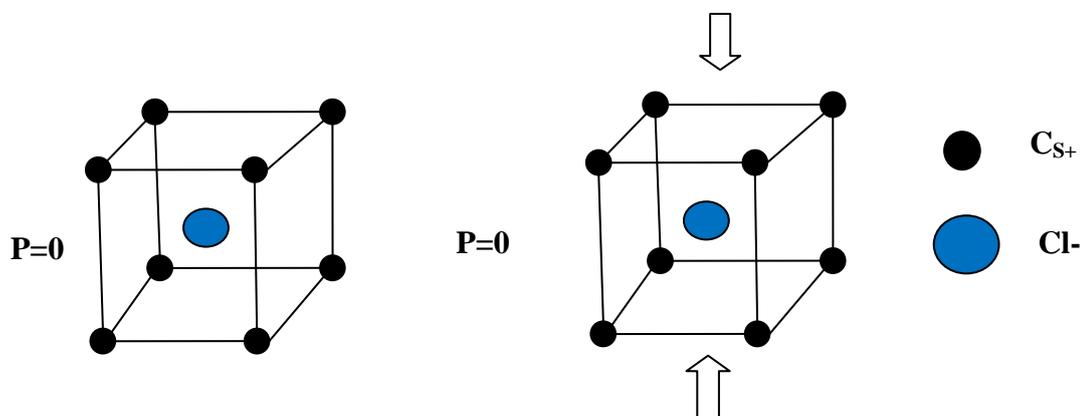


Figure I-5: Comportement du chlorure de césium (Cs Cl) Centro symétriques.

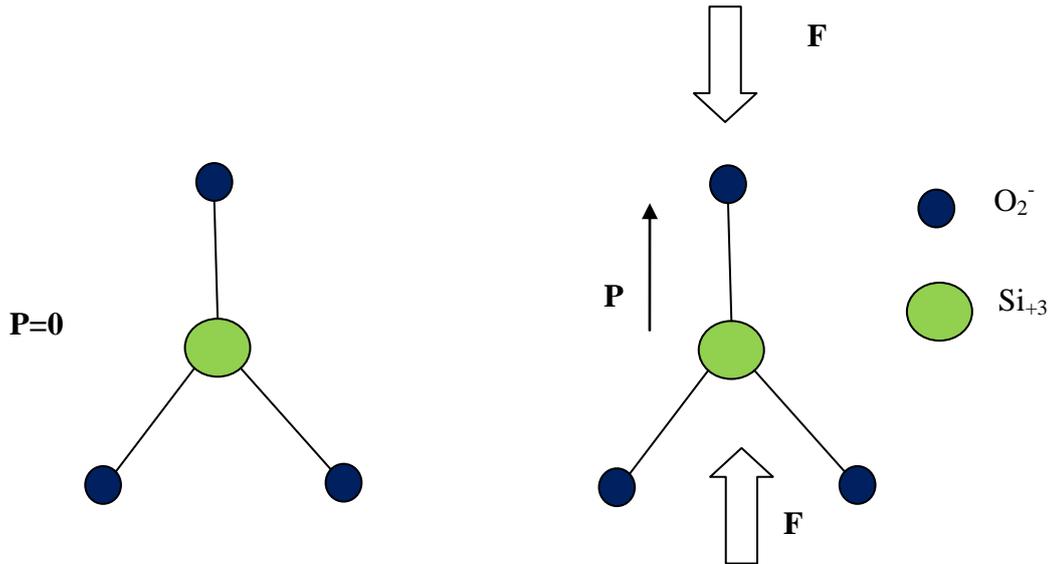


Figure I-6 : Comportement du quartz (SiO_2) non Centro symétriques [5].

Parmi les 32 classes cristallines existantes, 20 sont dépourvues de centre de symétrie et donc présentent l'effet piézoélectrique. Dix des vingt classes cristallines piézoélectriques présentent une polarisation électrique spontanée en l'absence de contrainte ou champ extérieur, elles sont appelées pyroélectriques en raison de la variation de leur polarisation spontanée avec la température. [2]

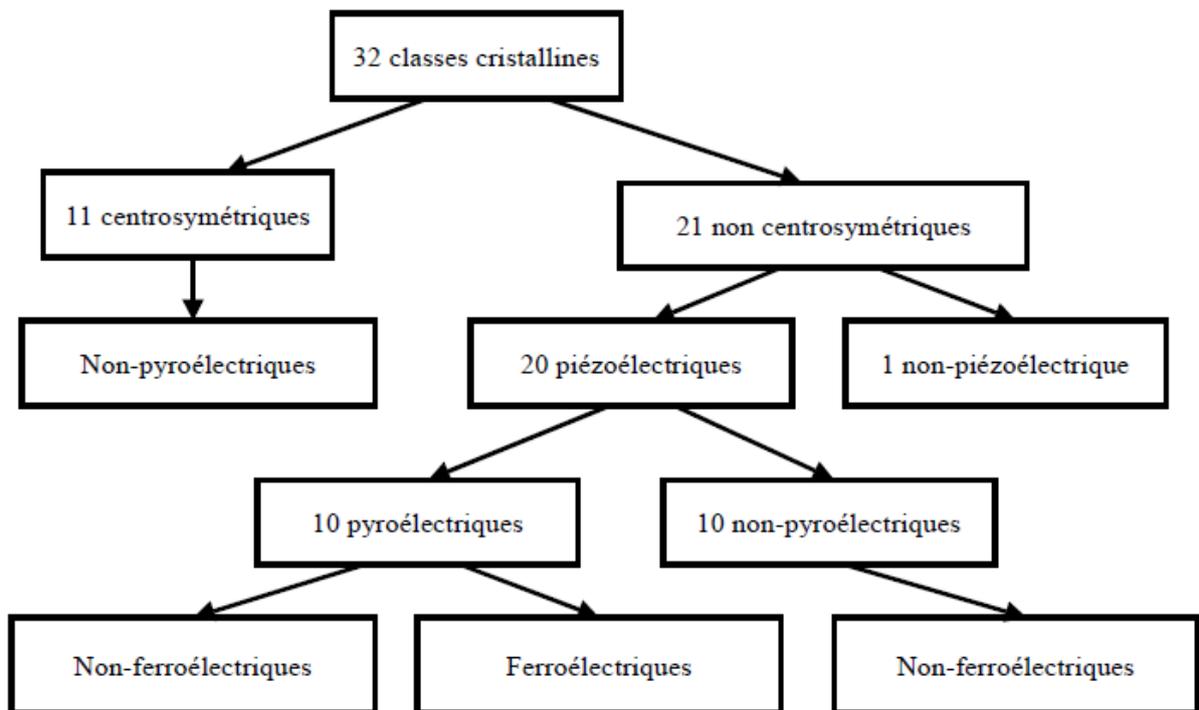


Figure I-7: Organisation des 32 classes cristallines.

4. Polarisation et cycle d'hystérésis des matériaux ferroélectrique :

La plupart des matériaux ferroélectriques sont fabriqués sous forme de céramiques polycristallines mais il est possible d'obtenir ces matériaux sous forme de monocristaux, qui sont par ailleurs extrêmement fragiles [6]. Les céramiques polycristallines ferroélectriques sont formées de grains et de joints de grains. Pour des raisons énergétiques chaque grain est divisé en domaines au sein desquels les dipôles sont orientés dans la même direction. Deux domaines adjacents possèdent des directions de polarisation différentes définies par la symétrie cristalline et sont séparés par une frontière appelée « mur de domaine ». Cette zone de transition ne détruit pas la cohérence du réseau cristallin [7]. Sous sollicitation électrique ou mécanique, les murs de domaines se déplacent et leur mouvement est responsable de certaines pertes dans les céramiques [8]. Cependant il existe des compositions (matériaux dopes) pour lesquelles les murs de domaines sont moins mobiles. La figure I-8 représente le phénomène de réorientation des domaines lors de la polarisation d'une céramique ferroélectrique.

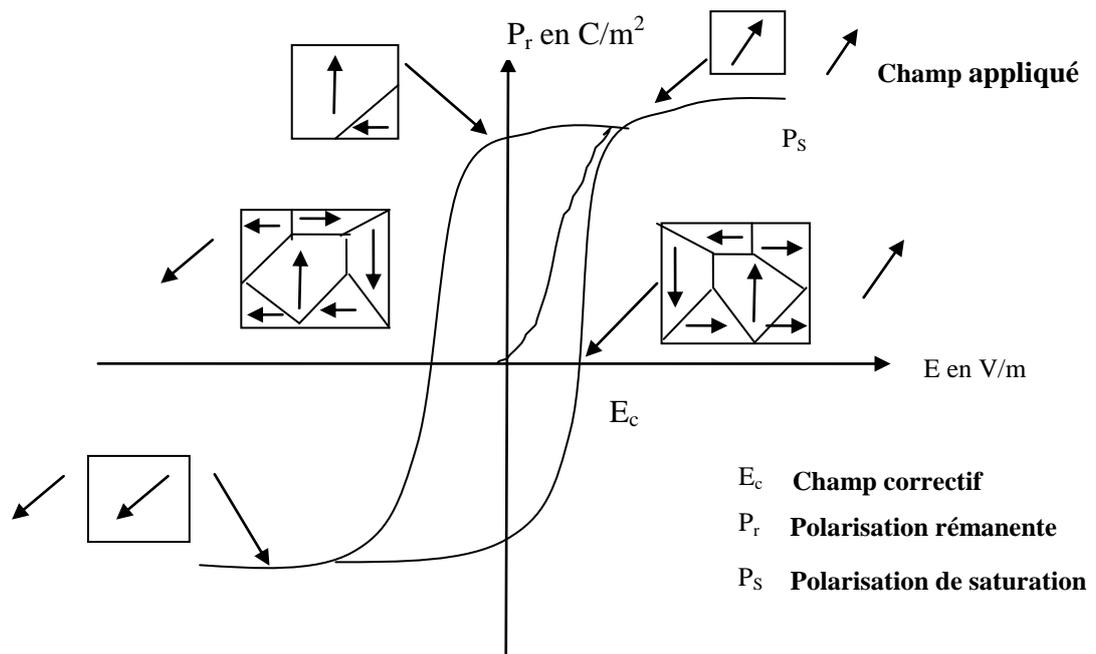


Figure I-8: Cycle d'hystérésis d'un matériau ferroélectrique.

Les polarisations spontanées des différents domaines sont orientées au hasard après frittage et le matériau n'a macroscopiquement aucun moment dipolaire électrique. Pour que le

matériau possède un moment dipolaire rémanent, il faut orienter ces domaines dans une direction donnée.

On doit donc soumettre le matériau ferroélectrique à un champ électrique intense qui aligne préférentiellement dans sa direction la polarisation des domaines. Les murs de domaines vont alors se déplacer, certains domaines vont croître en volume et d'autres disparaître avec l'augmentation du champ. Les dipôles se réorientent plus ou moins facilement suivant leur configuration initiale. Dans les matériaux de structure pérovskite, les domaines à 180° basculent complètement car le réseau ne subit pas de déformation structurale. En revanche, les domaines à 71° , 109° et 90° induisent des déformations importantes du réseau cristallin qui se traduisent par une réorientation partielle de ces domaines. Cette inégalité entraîne, lors d'un balayage en tension, la formation d'un cycle d'hystérésis qui se représente par une courbe $P=f(E)$ (fig.1-8). P représente la polarisation moyenne de l'ensemble des domaines et E est le champ extérieur appliqué au matériau ferroélectrique. La polarisation rémanente P_r est la valeur de la polarisation à champ nul. La valeur du champ à polarisation nulle est le champ coercitif noté E_c qui définit un nouvel axe de polarisation. Le matériau ainsi polarisé devient anisotrope et possède une symétrie radiale dans le plan perpendiculaire à la polarisation (∞ , mm).

5. Matériaux piézoélectrique :

Pendant la deuxième guerre mondiale, des recherches sont menées sur le phénomène piézoélectrique. Elles montrent que certains matériaux piézoélectriques ont des constantes diélectriques importants. Parmi ces différents matériaux, trois types sont distingués : les polymères piézoélectriques, les céramiques massives et les cristaux.

5.1. Polymères piézoélectriques :

Les polymères ou les copolymères comme respectivement le Poly-Vinyl-DiFluoridene ou PVDF et le $P(VDF-TrFE)_v$ partiellement cristallisés peuvent permettre d'obtenir des matériaux plus compacts, mécaniquement adaptés aux grandes déformations ou à l'acoustique sous-marine en réception. Le PVDF en est le représentant le plus connu, les chaînes de polymère peuvent s'orienter lorsqu'on applique un champ électrique. [9]

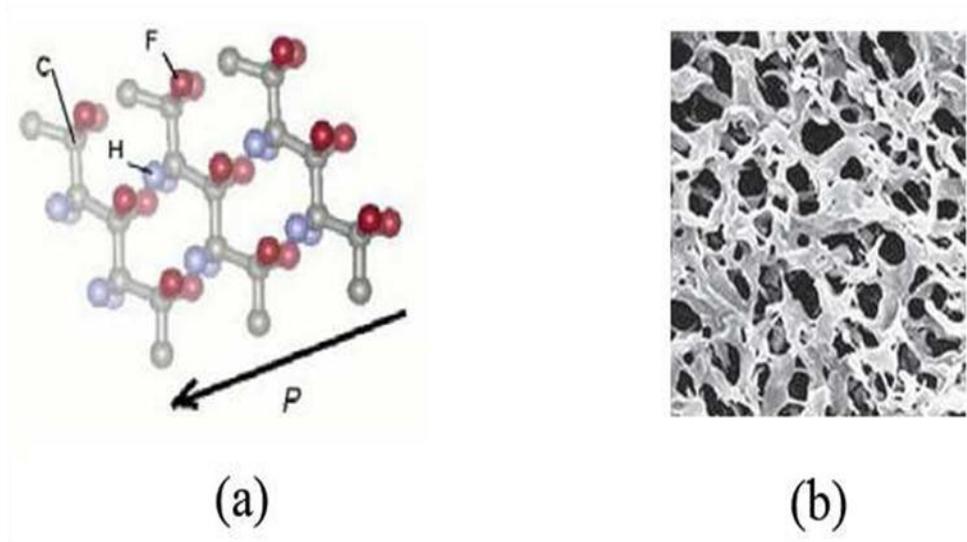


Figure I-9: Structure du PVDF.[1]

5.1. Céramiques massives :

Les céramiques piézoélectriques se sont vite imposées par leurs forts coefficients piézoélectriques. La famille des céramiques comporte de nombreux éléments, citons entre autres, les titanates de baryum qui sont les ancêtres des céramiques actuelles, les titanates de plomb ou les métaniobates de plomb utilisés pour l'imagerie haute résolution. La famille des PZT (plomb, zirconate, titanate) compte à elle seule cinq à six compositions différentes sans compter les structures dopées de type PLZT.

5.2. Les cristaux : quartz et niobates de lithium :

Nous citerons seulement le quartz et certains cristaux à base de Bismuth et de Lithium (comme le Niobat « LiNbO_3 » de Lithium et le Tantalate de Lithium « LiTaO_3 ») découverts respectivement par Matthias et Aurivillius en 1949 (fig.1-9b). Ces matériaux sont très stables mais ont de faibles coefficients piézoélectriques. Il est actuellement possible de fabriquer de nombreux monocristaux de même composition que les céramiques citées précédemment mais les techniques mises en jeu sont délicates et coûteuses.

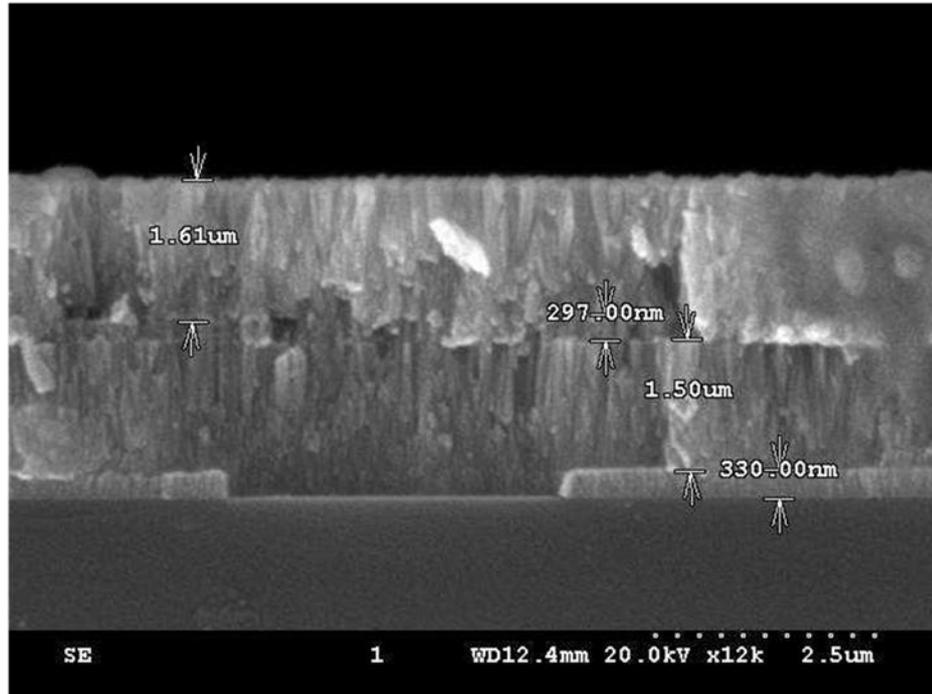


Figure I-10: Céramique.[1]



Figure I-11: Quartz.[1]

6. Choix du matériau piézoélectrique :

Nous l'avons vu, il est nécessaire d'intégrer l'actionnement piézoélectrique sur les structures mécaniques si on désire privilégier une bonne efficacité d'actionnement. Dans ce contexte, il est nécessaire de réaliser une comparaison des valeurs caractéristiques de matériaux piézoélectriques qui nous permet de choisir le matériau le plus adapté à l'action qui

sera utilisée. Nous pouvons voir dans le tableau I.1 les différentes propriétés pour certains matériaux piézoélectriques. Le PZT est apprécié pour ses excellentes propriétés piézoélectriques par rapport aux autres composites. Il constitue la majorité des matériaux utilisés pour l'élaboration des céramiques massives mais aussi des couches épaisses piézoélectriques [11].

	Quartz SiO ₂	LiNbO ₃	BaTiO ₃	PVDF	PZT
Densité [g/cm ³]	2,65	4,64	5,7	1,76	7,5
Constante diélectrique ϵ_{11}	4,5	40	1700	12	200-400
Constante de charge d_{33}	2	6	180	20	40-750
Constante de tension g_{33} [Vm/N]	50	20	17	190	15-40
Température de curie [°C]	573	1210	130	180	<350

Tableau 1: Constantes physiques de matériaux piézoélectriques.

7. Equations constitutives de la piézoélectricité :

Les milieux piézoélectriques sont anisotropes par définition. Afin d'étudier leurs propriétés, il est nécessaire d'en définir précisément les orientations cristallines. On choisit en général l'axe (Oz) suivant la direction du champ de polarisation. Les axes (Ox), (Oy) et (Oz) forment un trièdre direct permettant l'existence des six mouvements habituels (trois translations et trois rotations). Dans le cadre thermodynamique, l'évolution d'un système piézoélectrique est décrite par l'évolution de quatre variables conjuguées [4].

Les équations constitutives de la piézoélectricité [6] traduisent un phénomène linéaire et réversible en reliant une variable mécanique (six composantes du tenseur déformation S et six composantes du tenseur contrainte T) à une variable électrique (vecteur des composantes du

déplacement électrique D ou vecteur des composantes du champ électrique E). Les équations statiques de la piézoélectricité sont présentées dans le Tableau I.2. Nous rappelons que : $()^t$: le suffixe t indique la transposée de la matrice considérée et $()^R$: le suffixe R indique que la grandeur considérée est constante ou nulle. L'induction électrique D est fonction du champ E et de la polarisation P , c'est à dire : $D = \epsilon_0 E + P$, avec $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{F/m}$ représente la permittivité à vide.

	T	S
E	$S = s^E . T + d^t . E$	$T = C^E S - e^t . E$
	$D = \epsilon^E . E + d . T$	$D = e . S + \epsilon^S . E$
D	$S = s^D . T + g^t . D$	$T = C^D S - h^t . D$
	$E = -g . T + \beta^T . D$	$E = -h . S + \beta^S . D$

Tableau 2: Equation de la piézoélectricité.

Le Tableau I.3 définit les différentes grandeurs présentes dans les équations illustrées dans le Tableau I.2, ainsi que leurs unités respectives.

Termes mécaniques (notation de voigt)		
T	N /m ²	Contrainte mécanique (dimension : 6*1)
S	m/m	Déformation relative (dimension : 6*1)
s	m ² /N	Compliance élastique (dimension : 6*1)
c	N/m ²	Raideur élastique (dimension : 6*1)
Termes piézoélectriques		
d	C/N ou m/V	(dimension : 3*6)
e	C/m ² ou N/V.m	(dimension : 3*6)
g	C/N ou m/V	(dimension : 3*6)
h	V/m ou N/C	(dimension : 3*6)

Termes électriques		
E	V/m	Champ électrique (dimension : 3*1)
D	C /m ²	Déplacement ou induction électrique (dimension : 3*1)
ϵ	F/m	Permittivité électrique absolu (dimension : 3*3)
β	m/F	Constante d'imperméabilité diélectrique (dimension :3*3)

Tableau 3: Grandeurs des équations d'état de la piézoélectricité.

8. 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) (fig1.12).

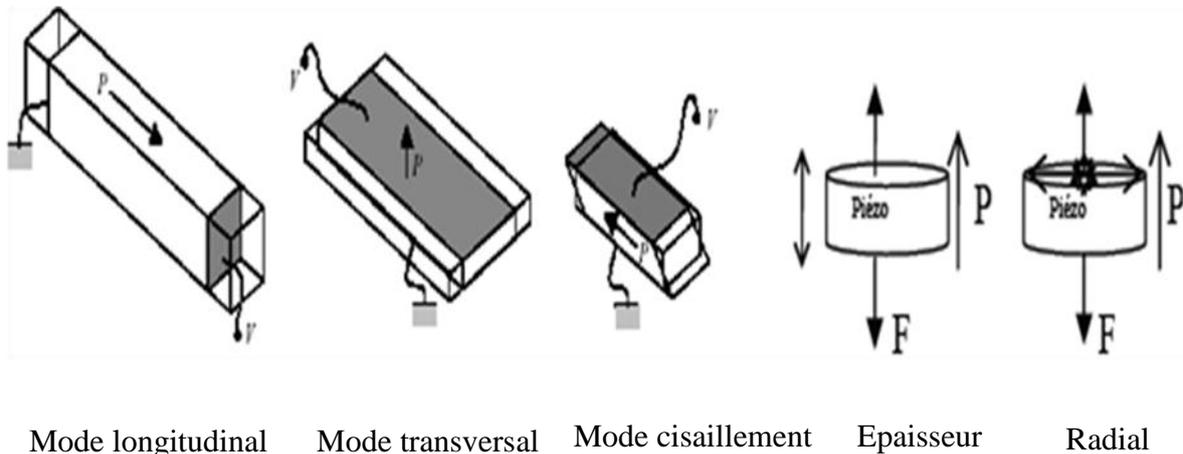


Figure I-12: Principaux modes de déformation selon les dimensions des échantillons et la direction de la polarisation.

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 [12], 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 I.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 [10]. Afin d'éviter les confusions, les coefficients définis par le fabricant sont désignés par coefficients intrinsèques et les coefficients calculés par coefficient effectifs.

9. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons vu les définitions et les propriétés associées à la piézoélectricité. Nous présentons également une description plus détaillée de ces matériaux piézoélectriques. Puis après avoir rappelé les équations régissant la piézoélectricité, pour pouvoir effectuer le bon choix du matériau utilisé dans les différentes applications qui seront présentés dans le chapitre suivant.

Les nombreux exemples évoqués au cours de ce chapitre montrent l'intérêt que représente le matériau piézoélectrique. De plus, il est possible d'adapter ce matériau selon la demande en fonction des différents substituant utilisés (une forte constante diélectrique ou un coefficient de couplage important ne s'obtiennent pas forcément avec la même céramique). Les matériaux piézoélectriques sont actuellement l'un des meilleurs candidats pour toutes les applications nécessitant une céramique massive comme par exemple pour les applications médicales ou la maîtrise de petits déplacements en mécanique. La suite naturelle de ce genre de développement est une réduction des dimensions et des coûts de fabrication. Dans cette optique, il est donc important de faire des gros efforts de recherche sur ce matériau.

Chapitre II : Les principales applications et commande des pompes



Chapitre II : : Rappels des principales applications et commande des pompes.

1. Introduction :

Depuis une dizaine d'années, les publications concernant les matériaux piézoélectriques dans la micro-électronique se multiplient. L'utilisation des piézoélectriques présente de nombreux avantages : leur déformation est proportionnelle à la stimulation électrique apportée et inversement. Le piézoélectrique est sollicité à basse tension, il n'a pas d'inertie, il consomme peu, chauffe peu. De plus comme il ne chauffe pratiquement pas, il n'y a pas d'influence thermique néfaste sur les autres éléments du micro- système mis en œuvre. Nous citons quelques-unes des applications actuellement développées. Parmi ces applications les micros pompes,

Les applications des matériaux ferroélectriques se divisent habituellement en cinq catégories :

- Les capteurs piézoélectriques : ils sont innombrables et existent dans des domaines très variés (acoustique, médical, automobile, environnement...). Une pression mécanique ou acoustique est convertie par le capteur en signal électrique. Ce sont généralement des détecteurs de contrôle ou des compteurs.
- Les générateurs d'impulsion haute tension : ils sont très répandus pour les allume-gaz, les briquets et la mise à feu des explosifs.
- Les transducteurs émetteurs : les haut-parleurs, les buzzers et les générateurs d'ultrasons pour le nettoyage sont leur principale application.
- Les transducteurs émetteurs/récepteurs piézoélectriques : la prise en compte des effets direct et inverse de la piézoélectricité a développé leur emploi dans les domaines maritimes et aérien (sonar), dans le contrôle non destructif pour vérifier l'état de pièces métallique ou en médecine (sondes d'échographie). Ce sont aussi des transformateurs piézoélectriques dont la bande passante est contrôlée par les résonances mécaniques des éléments piézoélectriques (filtres à ondes de surfaces ou de volume).

Les actionneurs piézoélectriques : ce sont par exemple des moteurs piézoélectriques, des contrôleurs de mouvement, des micros-pompes qui nous intéressent beaucoup plus ou des dispositifs de positionnement micrométrique.

2. Actionneurs :

Il s'agit d'une lame ou d'une plaque recouverte d'une couche épaisse piézoélectrique qui vibre lorsqu'on la sollicite électriquement ou lorsqu'on la déforme. Ces actionneurs sont employés dans de nombreux micro-systèmes.

2.1. Micro-commutateur :

Les micro-commutateurs sont composés d'une poutre suspendue mobile ancrée à au moins une de ses extrémités. La poutre peut être à encastrement simple (on parle de structure type cantilever) ou à double encastrement (on parle de structure de type pont), comme le montre la figure II-1 (a). La structure se déforme par l'application d'une tension entre la poutre et une électrode fixe placée en dessous, mais l'actionnement peut également résulter d'un phénomène thermique [12], piézoélectrique [13] ou magnétique [14]. Lorsque la partie mobile est actionnée (figure II-1 (b)), elle vient au voisinage, voire au contact, de l'électrode disposée à la surface du substrat.

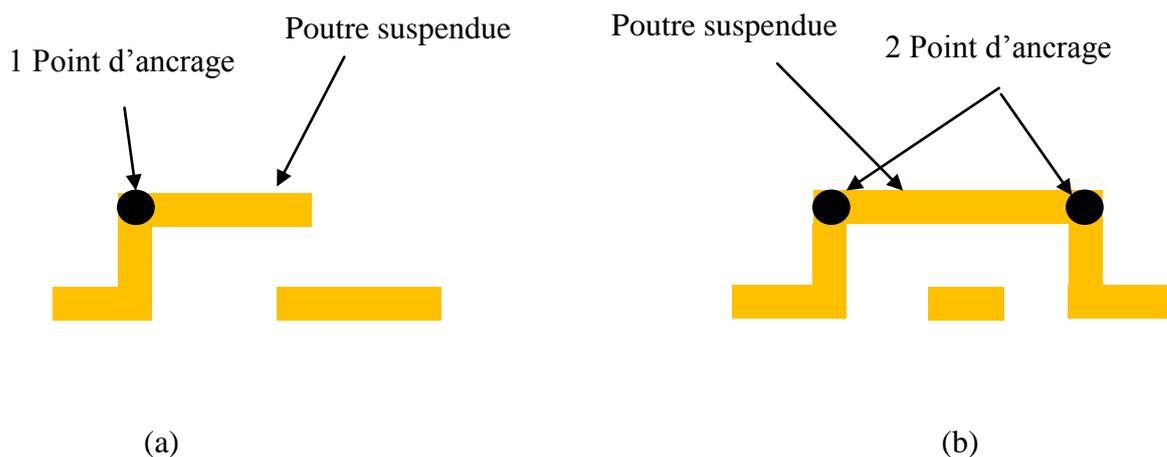


Figure II-1: (a) Poutre à ancrage simple, (b) poutre à double ancrage.

2.2. Actionneurs bilames :

C'est le système le plus simple: la couche épaisse piézoélectrique est déposée sur une poutre. Suivant le sens de la tension appliquée, la poutre se déforme comme l'illustre la figure II-2. Quelques systèmes sont présentés avec des céramiques massives de fine épaisseur. Pour remplacer les ventilateurs rotatifs encombrants et bruyants, une équipe américaine [15] propose l'utilisation d'un bilame couplé à une petite plaque métallique très fine pour ventiler certains composants électroniques placés dans les ordinateurs. Ce bilame est actionné grâce à deux céramiques massives amincies à 300 μm environ, puis collées de chaque côté de la plaque métallique à faire vibrer. Il existe néanmoins des applications où la couche épaisse se substitue déjà à la céramique massive comme les applications nécessitant l'emploi de micro-valves actives [16]. La valve permet ou non le passage d'un fluide de façon très précise et rapide.

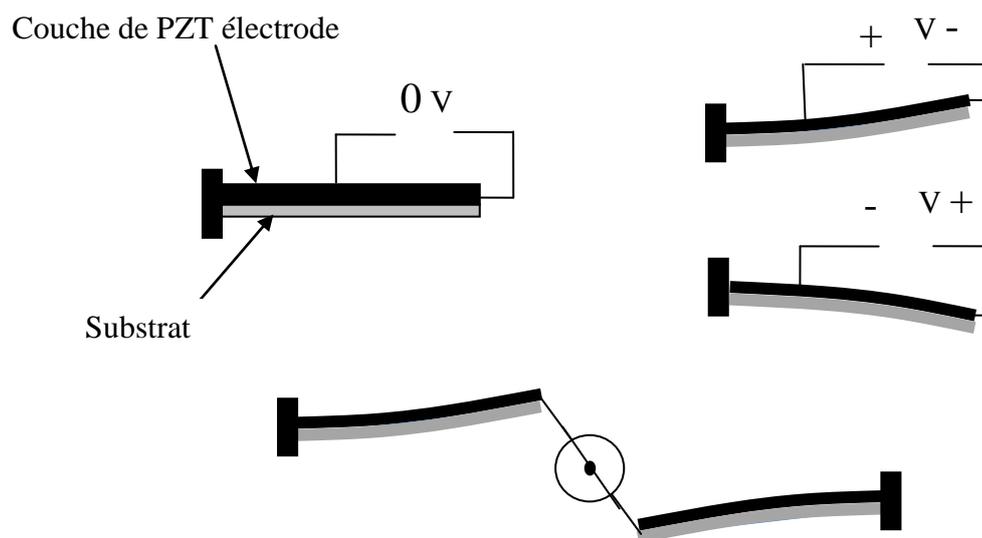


Figure II-2: Lames uni morphes. [16]

2.3. Scanners optiques :

Les scanners optiques utilisent un faisceau lumineux et le contrôle de la direction de son balayage demande une grande précision. La déflexion de lames piézoélectriques permet de faire pivoter le miroir qui reçoit le faisceau incident. MATSUMOTO et al. [17] proposent des microsystèmes bidimensionnels et tridimensionnels utilisant ce principe. La figure II-3 illustre une structure tridimensionnelle. Les films piézoélectriques (30 μm) sont déposés par

pulvérisation de poudre de PZT sur un substrat d'acier. Ils sont alimentés en tension alternative dynamique par paires avec un déphasage de 180° . Le miroir présente un angle de déviation maximal de 5° par rapport à l'horizontale (figure II-4).

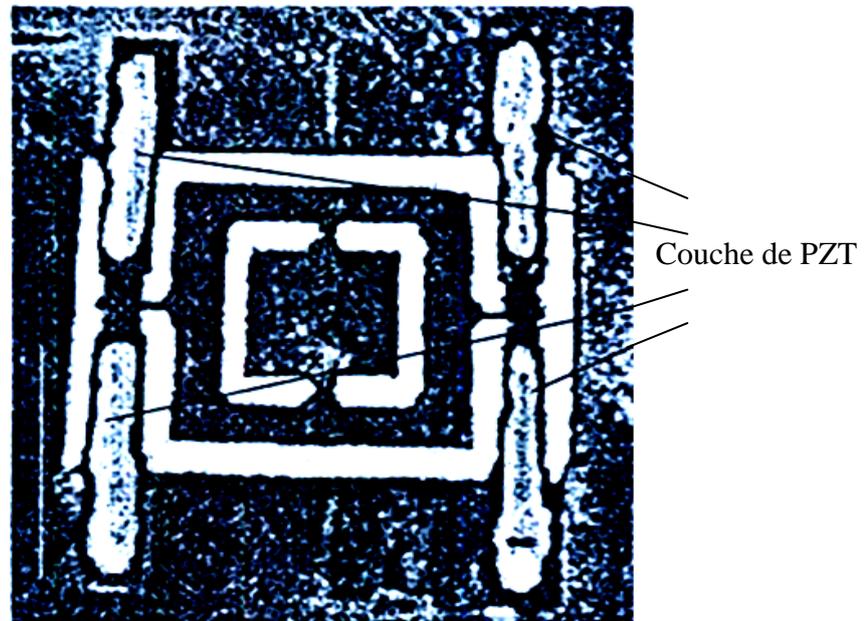


Figure II-3: Structure tridimensionnelle du déflecteur. [17]

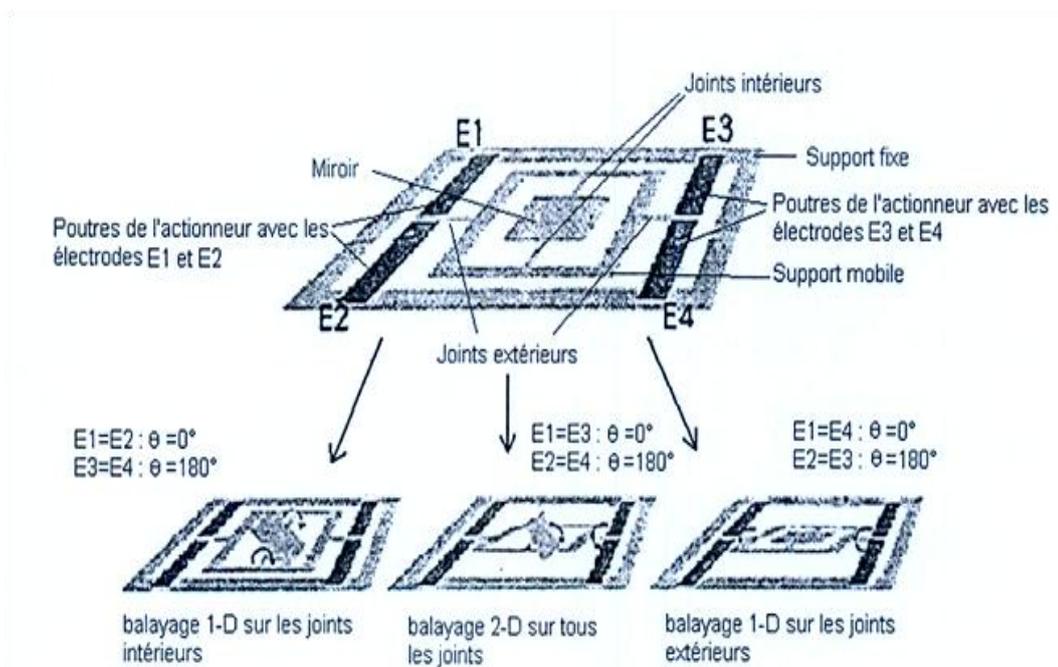


Figure II-4: Déviation de la structure. [17]

3. Actionneurs à membrane (micro-pompe) :

Les premières micro-pompes piézoélectriques ont été proposées en 1988 par VAN LINTEL et al. [18]. Ces dispositifs miniatures sont complexes et de nombreuses solutions ont été envisagées pour convertir une quantité raisonnable d'énergie électrique en une énergie mécanique suffisante pour actionner une micro-pompe. La plupart font appel à la combinaison de la technique de sérigraphie d'une suspension de matériau piézoélectrique et des techniques bien connues de micro-usinage de substrats silicium. D'autres voies sont utilisées comme le dépôt des films minces par la méthode sol-gel ou par pulvérisation mais les épaisseurs atteintes sont beaucoup plus faibles.

La micro-pompe décrite Figure II-5, proposée par l'équipe de WHITE et al. [19] utilise comme actionneur une couche épaisse piézoélectrique de PZT sérigraphiée. Trois plaques usinées de silicium sont empilées. Deux petites lames font office de valves pour l'entrée et la sortie du fluide. La membrane de l'actionneur piézoélectrique est placée au-dessus du système. L'oscillation de cette membrane vibrante fait varier le volume à l'intérieur de la chambre. Lorsque le volume de la chambre augmente, les valves A et B sont aspirées, A s'ouvre et B se ferme : le fluide pénètre dans la cavité. A l'inverse, quand le volume de la chambre diminue, les valves commutent dans l'autre sens, la valve A se ferme et la valve B s'ouvre : le fluide est expulsé.

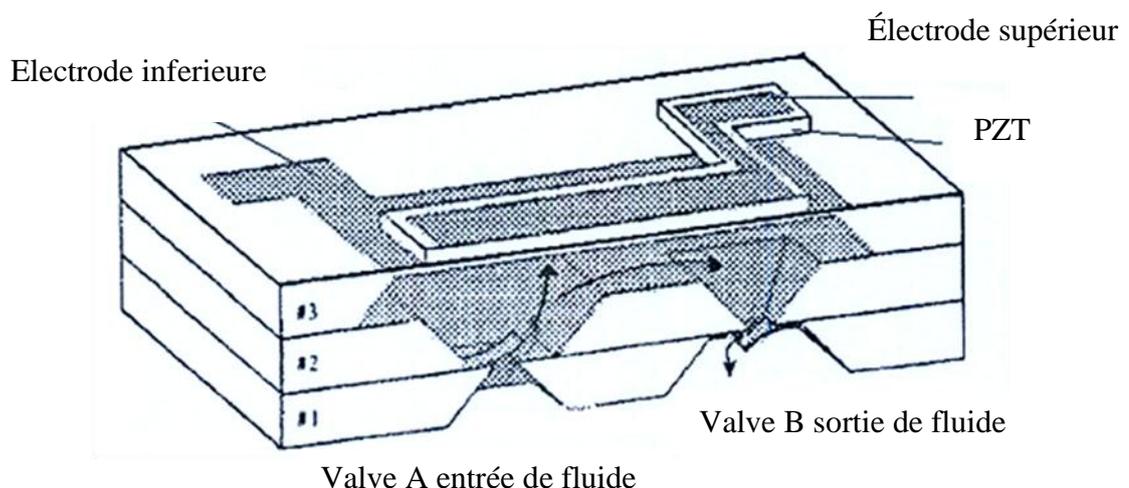


Figure II-5: Micro-pompe piézoélectrique. [19]

4. Micro pompe en micro fluidique :

L'intérêt des micros pompes exposé dans l'introduction a conduit à une multitude de travaux de recherche qui ont exploité différents principes de fonctionnement. Ce paragraphe donne un aperçu sur les principes les plus répandus pour ensuite étudier plus en détail l'état de l'art dans le domaine des pompes à clapet de non-retour.

Différents principes peuvent être envisagés pour réaliser une micro pompe. On peut distinguer deux grandes catégories : Les pompes mécaniques et les pompes se basant sur des principes physiques [20], [21].

5. Pompes physiques :

Dans la famille des pompes physiques on trouve des pompes ultrasonores, électrochimiques, électro osmotiques, électro phorétiques, électrocinétiques, magnétohydrodynamiques et électro hydrodynamiques.

La plupart de ces pompes présentent l'inconvénient d'être limitées par leur principe à des matériaux et à des fluides présentant des caractéristiques spécifiques. Elles sont typiquement employées pour modifier le liquide pompé par réaction chimique ou pompage sélectif (séparation). [20]

6. Pompes mécaniques :

Dans cette famille de pompes, on distingue différents types que l'on peut classer suivant les types de mouvements mécaniques conduisant au pompage dont les principaux sont : Les pompes à rotation, les pompes péristaltiques, les pompes à seringue et les pompe à inversion.

6.1. Pompes à rotation :

Ce principe de pompage s'inspire par les pompes macroscopiques. Le liquide est entraîné par une ou plusieurs parties de la pompe qui se trouvent en rotation. Un exemple est donné à la figure II-6 (gauche). L'actuation des micros pompes mécaniques est cependant difficile à mettre en œuvre. Les réalisations de ce type de pompes montrent surtout les possibilités de micro assemblage et de technologie de fabrication.

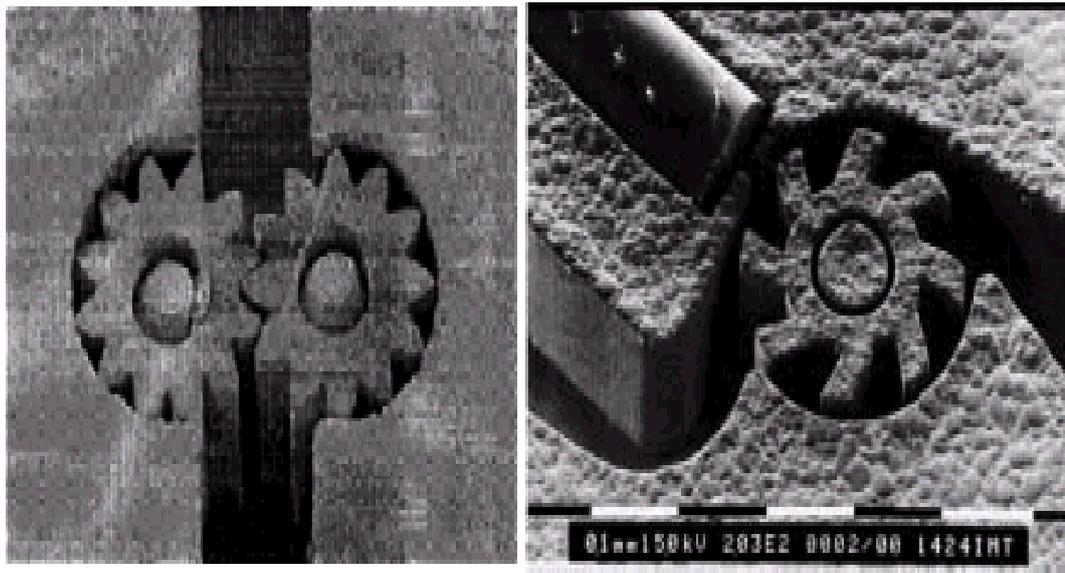


Figure II-6: pompe à rotation (gauche) et capteur de débit optique (droite).

6.2. Pompes péristaltiques :

Ces pompes disposent d'une chambre de pompage subdivisée en différentes parties dont les volumes peuvent être variés de manière indépendante. Une séquence de réduction/augmentation des volumes permet de déplacer le volume de fluide d'une partie par un mouvement péristaltique. [14]

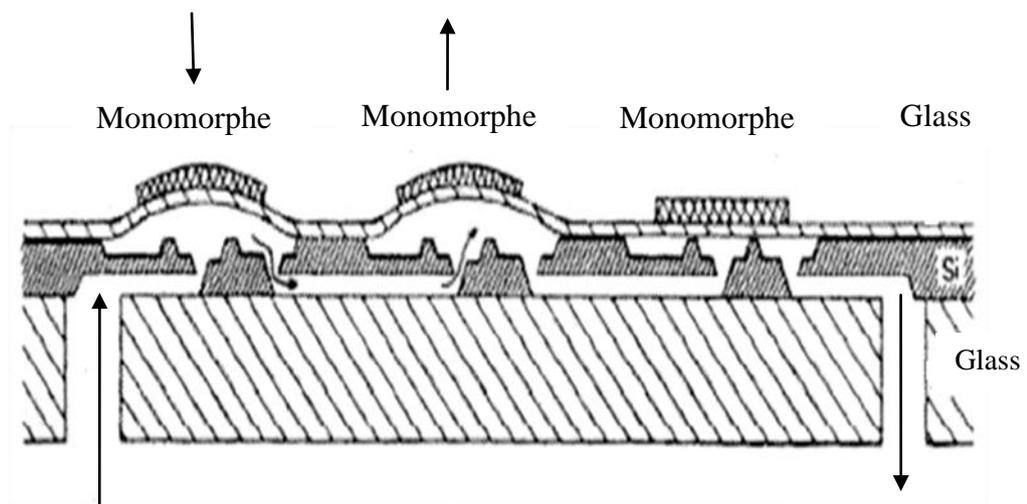


Figure II-7: micro pompe péristaltique.

6.3. Pompes à seringue :

Les pompes à seringue fonctionnent par expulsion de fluide déplacé par un piston. Ils présentent un flux très continu. Le volume pompé sans cycle de remplissage est évidemment limité au volume de la chambre.

6.4. Pompes à inversion :

Une pompe à inversion est une pompe mécanique qui fonctionne alternativement en aspiration et en expulsion. Elle dispose donc d'une chambre de pompe à volume variable qui se remplit d'abord à partir de l'entrée de la pompe et qui expulse ensuite son contenu vers la sortie de la pompe. Ces cycles de remplissage et d'expulsion sont schématiquement illustrés dans la figure II-8. Une telle pompe délivre évidemment un flux discontinu pulsé. Cet effet peut être plus ou moins marqué en fonction de l'amplitude et de la fréquence de la variation de volume [14]. La variation peut être faite soit par une membrane flexible, soit par un piston. On distingue également une multitude de modes d'actionnement.

Dans le cas des membranes, les plus répandues sont les actionneurs piézoélectriques, électrostatiques, électromagnétiques, pneumatiques, thermomécaniques (lame bimétal) et thermo pneumatiques (le volume d'un gaz enfermé est varié en modifiant sa température ce qui déforme une membrane). Pour obtenir un débit net par une pompe à inversion, il est nécessaire que le fluide soit aspiré depuis l'entrée de la pompe lors du remplissage et soit expulsé de la chambre vers la sortie. Ceci peut être assuré soit par des valves actives ou passives soit par des éléments diffuseurs dans le cas d'une pompe sans valves.

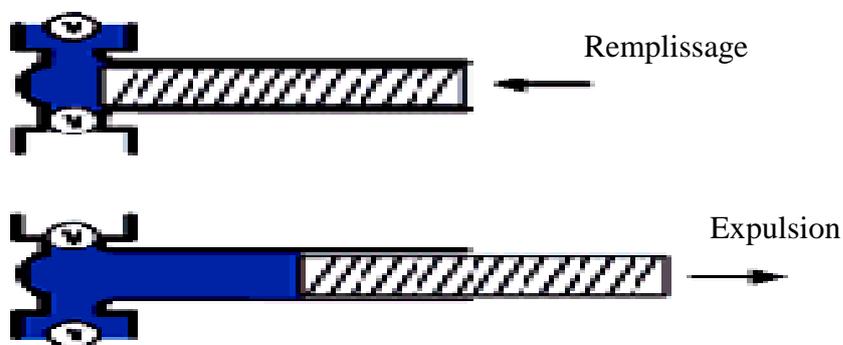


Figure II-8: Cycles de remplissage et d'expulsion dans une pompe à inversion à valves.

6.5. Pompes sans valves :

Les valves actives disposent d'un actionneur qui commande l'ouverture d'un conduit fluide sur commande. Les valves passives s'ouvrent ou ferment un conduit fluide en fonction de l'amplitude et de la direction de la différence de pression appliquée. Un élément diffuseur ne ferme pas complètement un canal, mais il présente une direction de flux préférentielle par le fait que sa résistance fluide dépend de la direction. Si deux diffuseurs sont disposés à la place de valves dans une pompe à inversion, les éléments voient toujours la même différence de pression à leurs bornes mais dans des directions opposées. Lors du remplissage, le flux entrant dans la chambre par le diffuseur d'entrée est plus grand que celui entrant à travers le diffuseur de sortie. Dans la phase d'expulsion par contre, le flux expulsé vers la sortie est supérieur à celui expulsé vers l'entrée. Au cours d'un cycle de pompage complet, on observe alors un débit net à travers la pompe. La figure II-9 illustre les cycles de remplissage et d'expulsion dans le cas d'une pompe sans valves à diaphragme. [14]

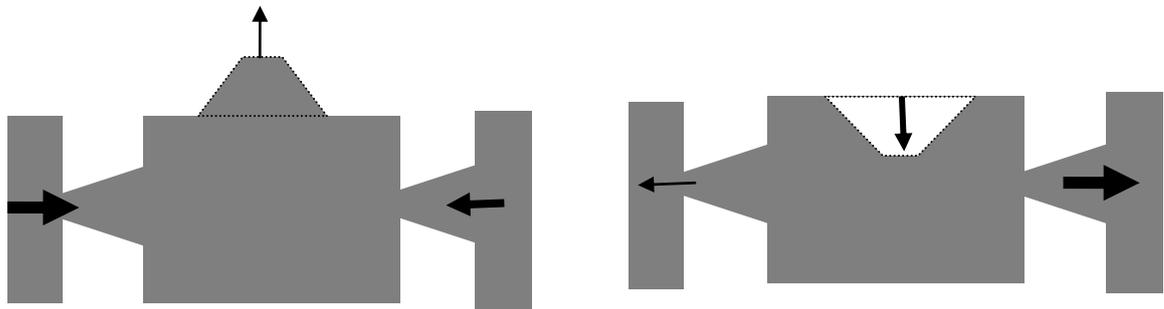


Figure II-9: cycles de remplissage (gauche) et d'expulsion (droite) dans une pompe sans

7. Pompes à valves anti retour :

L'invention concerne un clapet de non-retour qui comporte un siège et un élément flexible qui se déplace de façon à fermer le clapet par contact avec le dit siège. Un procédé permettant d'amorcer une pompe de solvant par chromatographie consiste à fournir le clapet de non-retour en communication fluide avec une sortie de la pompe, à amener le liquide dans la pompe à partir d'une source de liquide, et à expulser le liquide de pompe par le clapet, ce qui mouille le clapet de non-retour. Un autre procédé permettant d'amorcer une pompe de solvant

par chromatographie consiste à fournir le clapet de non-retour en communication fluïdique avec une admission de la pompe, à amener le liquide par le clapet à la pompe, et à expulser le liquide de la pompe.[22]

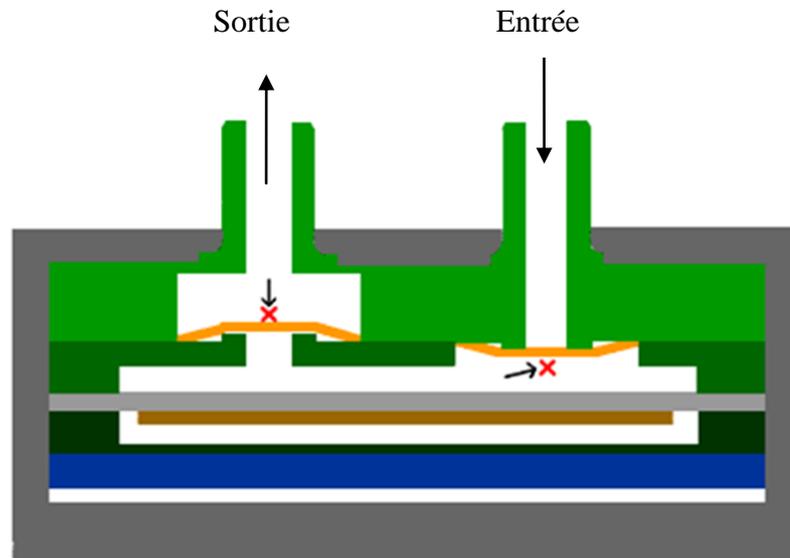


Figure II-10: une pompe à clapet anti retour à l'état initial.

Le principe de fonctionnement d'une micro pompe piézoélectriques à valves anti retour est un peu comme l'action du cœur de l'animal. Un actionneur piézo-électrique est utilisée pour agrandir ou réduire une chambre de pression et donc le fluide est aspiré dans ou expulsé de la chambre. Les clapets anti-retour passive sont utilisés pour faire des auto-amorçant possible et poursuivre encore ou rectifier le fluide dans une direction [22] [23].

8. Commande des pompes piézoélectriques :

Dans cette partie de ce chapitre on donne quelques modèles de commande des pompes piézoélectriques, qui ont été présentés dans la littérature. La commande de la pompe piézoélectrique est basée sur la variation de la tension et la fréquence de l'alimentation pour faire circulé le fluide dans la pompe dans des périodes de temps variable, et /ou avec un débit remarquable.

8.1. La commande PWM pour une micro pompe piézoélectrique :

La nécessité d'obtenir de hautes tensions en utilisant des circuits de taille minimale est une caractéristique nécessaire du système. De plus, le système sera aussi capable de générer des formes de signal carrées modulées (Pulse Width Modulation - PWM) à haute tension (HV) variables en fréquence et en tension. Ces impulsions à haute tension permettent de faire commuter les actionneurs de la micro pompe grâce à une largeur d'impulsion, une fréquence et une tension programmable. Le système peut commander plusieurs sorties à la fois, en groupe ou individuellement, pour entraîner l'ouverture et la fermeture de nombreuses valves. Il permet la commutation de l'élément actif de la pompe, élément propulsant le fluide à l'extérieur de la pompe [24].

La modulation de largeur d'impulsions (MLI ; en anglais : Pulse Width Modulation, soit PWM), est une technique couramment utilisée pour synthétiser des signaux continus à l'aide de circuits à fonctionnement tout ou rien, ou plus généralement à états discrets.

Le principe général est qu'en appliquant une succession d'états discrets pendant des durées bien choisies, on peut obtenir en moyenne sur une certaine durée n'importe quelle valeur intermédiaire. Le principe est de générer un signal logique (valant 0 ou 1), à fréquence fixe mais dont le rapport cyclique est contrôlé numériquement. La moyenne du signal de sortie est égale au rapport cyclique : il suffit donc de mettre un filtre passe-bas pour obtenir la valeur analogique recherchée.

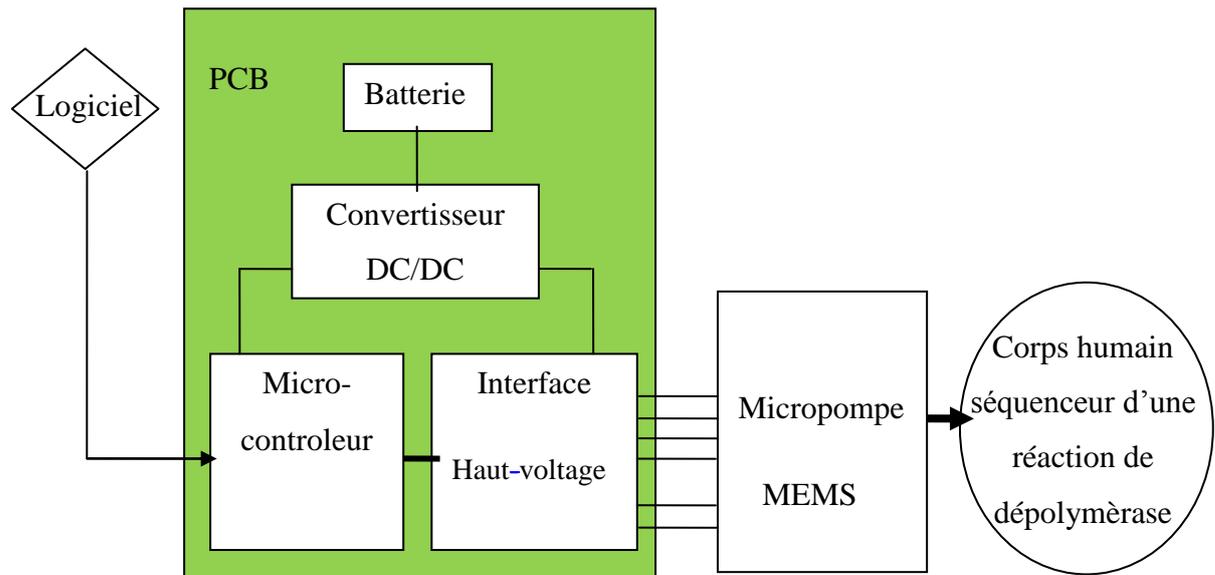


Figure II-11: Schéma bloc des divers éléments du système de pilotage d'une micro pompe piézoélectrique [24].

Les MEMS utilisés pour effectuer des tâches à l'échelle microscopique nécessitent de grandes tensions d'alimentation pour le fonctionnement des actionneurs. Ceux-ci permettent de faire bouger les structures mécaniques de la pompe de quelques micromètres. Dans ce système, les actionneurs choisis donnent la force nécessaire au pompage du fluide à travers d'une micro pompe MEMS, et constituent les éléments à contrôler pour l'ouverture et la fermeture des valves. La micro pompe consiste en de multiples micro valves actives ou passives et en un réservoir de fluide changeant de volume selon la tension d'activation (Figure II-11). Le système intégré à multiples sorties à hautes tensions permettra de contrôler les valves et le volume de la cavité de la pompe. Le principe d'activation de la membrane de la pompe et des valves repose sur la déformation des matériaux piézoélectriques. Le système comporte une unité de contrôle logique, une unité permettant d'interfacer et de piloter les charges des actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques ainsi qu'une pompe de charge, et un convertisseur DC/DC. Ce convertisseur permet de convertir la charge d'une pile de 3 V à une charge d'activation MEMS de 10 à 300V. Les différentes charges variables des actionneurs MEMS sont en général caractérisées et le système sera en mesure de les piloter en vue du contrôle de la micro pompe. [25]

Avec une commande en tension et des formes d'ondes programmable, diverses fonctions pourront être accomplies telles que la fermeture des valves et la commutation d'une ou de plusieurs membranes de la micro pompe pour arriver à évacuer le fluide à l'intérieur de sa cavité (Figure II-12).

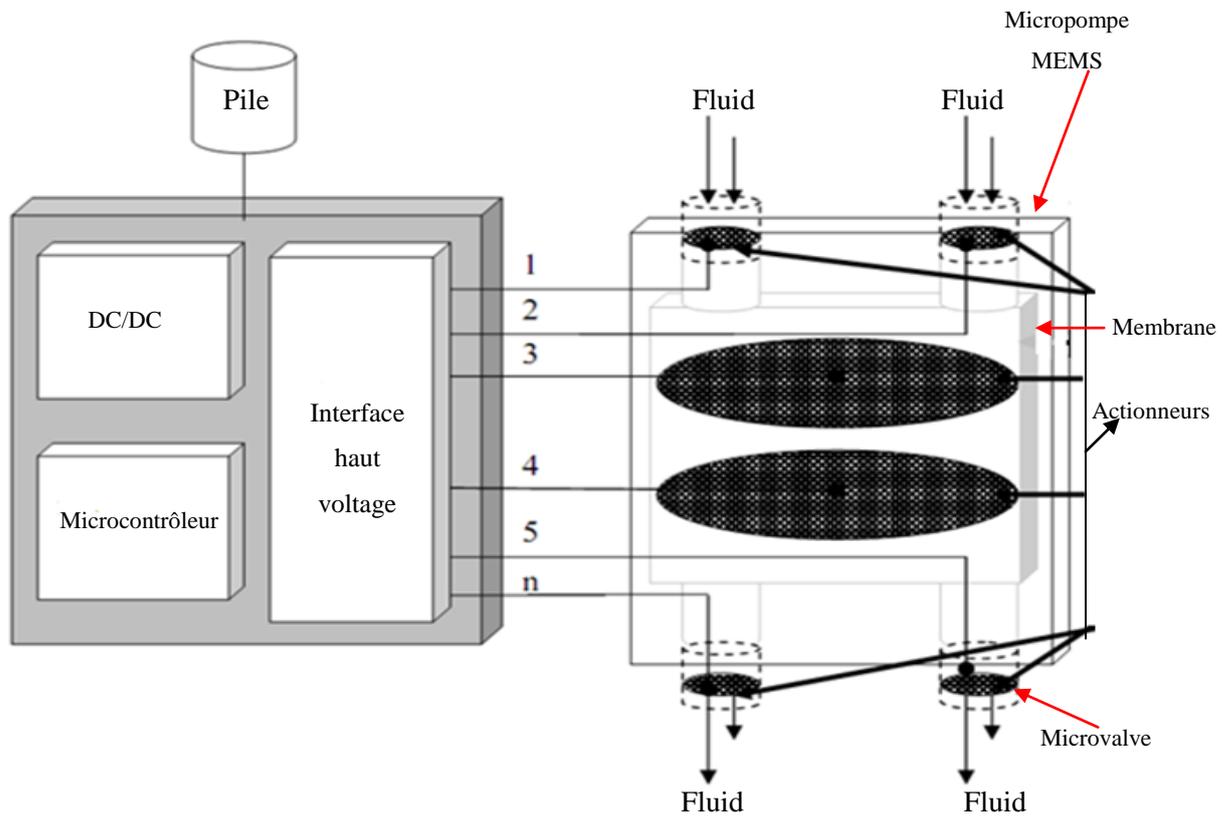


Figure II-12: Représentation d'une micro pompe avec l'interface de commande.[24]

8.2. Système micro fluidique intelligent pour la diffusion de médicaments :

Le système développé par Tay [25], permet la génération de signaux à une micro pompe piézoélectrique à diaphragme pour la diffusion de médicaments liquides. Un transformateur avec un régulateur de tension permet de monter la charge des batteries jusqu'à 200V. Un microcontrôleur permet la génération d'impulsions carrées pour alimenter la micro pompe. Il existe deux modes de contrôle: le mode de contrôle en fréquence et le mode de contrôle en voltage. Ces deux derniers paramètres permettent de contrôler le débit de la pompe et la

capacité d'empêcher l'entrée de fluide où capacité de contrer la pression extérieure communément appelé « pumphead » [24].

Le système comporte seulement une sortie à haute tension et permet de programmer la membrane seulement compte tenu que les valves utilisées pour cette pompe sont passives et ne comportent aucun actionneur programmable.

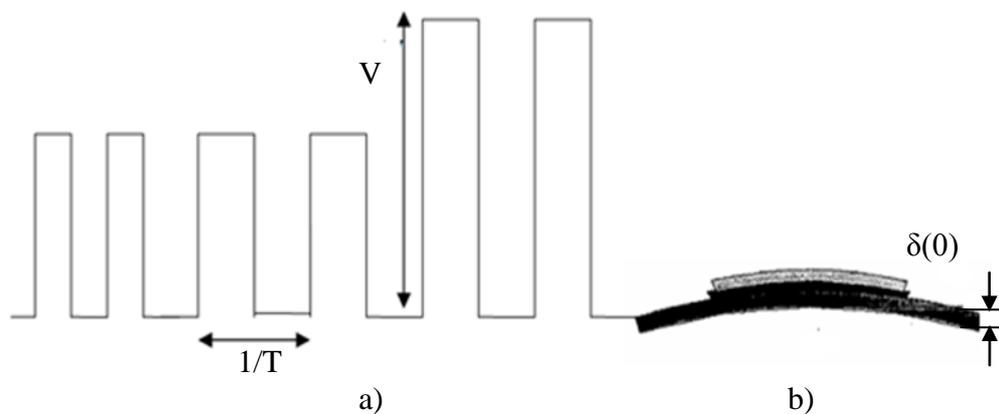


Figure II-13: a) Variation de l'impulsion en fréquence et en tension b) Déformation de l'actionneur piézoélectrique sous une haute tension [25].

La deuxième partie de la figure II-13 représente la déformation de l'élément piézoélectrique de la pompe suite à la tension appliquée sous forme d'une onde carrée permettant le pompage du fluide.

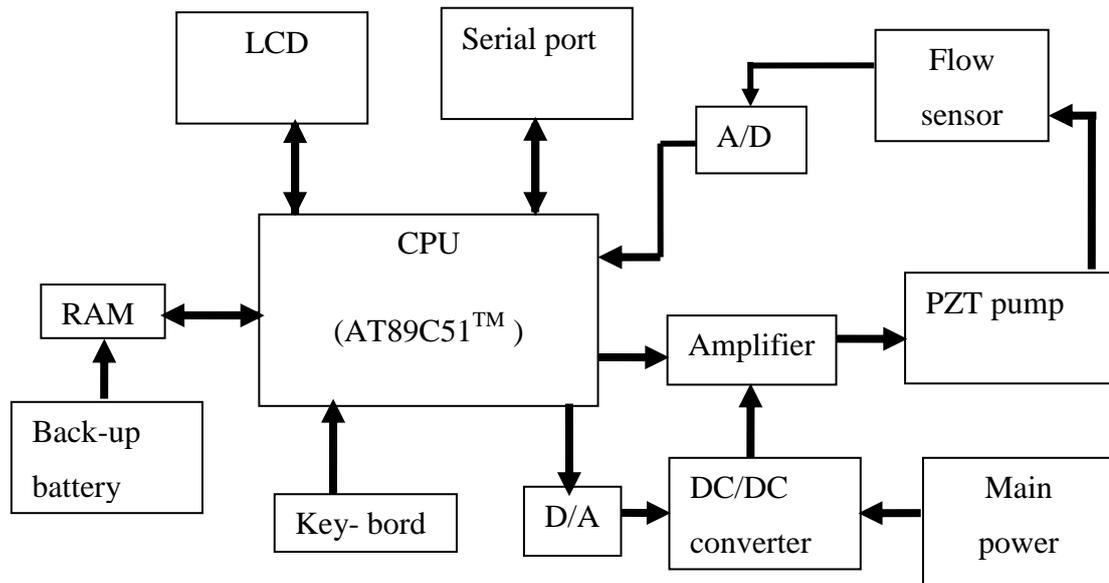


Figure II-14: Schéma bloc du système de diffusion de médicaments [25].

Comme le montre la (figure II-14) un microcontrôleur contrôle le système entier. Ce dernier permet d'envoyer les impulsions respectives à la micro pompe.

Un port de communication sériel permet de communiquer avec un ordinateur pour changer le programme de la micro pompe. Le contrôle du débit de la micro pompe se fait en variant la fréquence d'activation du signal et sa tension. La tension d'alimentation du micro contrôleur est de 6V. Un convertisseur DC/DC muni d'un régulateur est utilisé pour augmenter la tension au-delà de 100V, qui représente la tension minimale d'activation de l'élément piézoélectrique pour assurer le bon fonctionnement de la micro pompe. Un DAC (Digital Analog Converter) permet de faire fonctionner le convertisseur DC/DC. En ce qui concerne les résultats expérimentaux, lorsque la pompe est activée par un signal carré de 180 V d'amplitude positive et de 60 V d'amplitude négative, le débit augmente linéairement en fréquence jusqu'à 160Hz. Au-delà de cette fréquence, le débit commence à diminuer, d'où l'importance d'avoir de basses fréquences de commutation pour l'activation d'une future micro pompe utilisant les mêmes principes d'activation de la membrane que cette dernière. Le microcontrôleur, unité centrale du système, est un AT89C51 de la compagnie ATMEL

permettant de contrôler le voltage et la fréquence du signal de la pompe. La micro pompe MEMS comporte une céramique piézoélectrique. [24]

8.2.1. Description d'un système de pilotage de la pompe piézoélectrique :

Pour arriver à pomper les charges d'une ou de deux batteries, un module électronique doit être établi. Une pompe de charge doit être utilisée et son efficacité doit être évaluée selon les besoins voulus. Dans le cas du système présenté, on doit alimenter la charge de l'interface à haut voltage qui elle-même interface avec les actionneurs MEMS. Plus précisément, l'interface à haut voltage étant séparée en deux modules : le module logique à 3 à 5 V et le module haut voltage qui comporte les transistors haut voltage formant le pilote à haute tension. Les transistors à haut voltage généralement utilisés sont de type LDMOS (Lateral Double-diffused Metal Oxide Semiconductor). Ces transistors ont la capacité de pouvoir supporter des voltages drain source V_{DS} élevés de l'ordre de centaines de volts tout en étant fabriqués à partir d'un procédé compact ($0.8 \mu m$). [26]

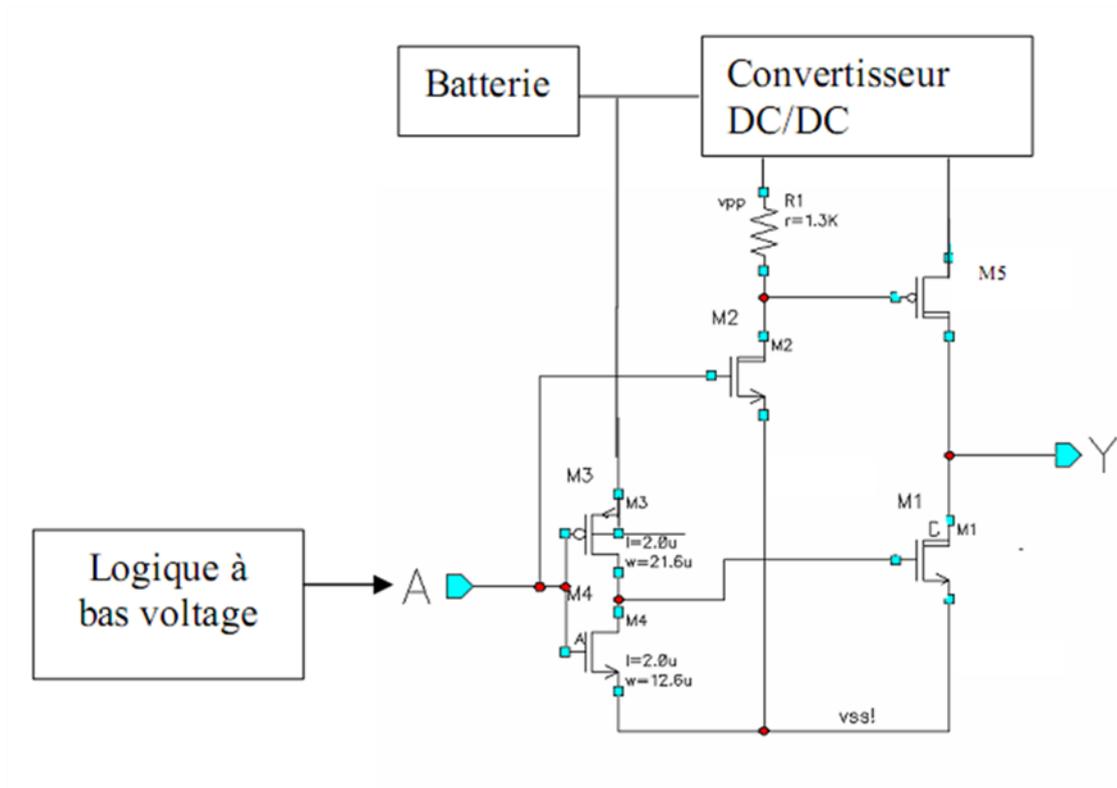


Figure II-15: l'interface de pilotage de la micro pompe [26].

8.3. Pompe piézoélectrique pour l'injection programmée de l'insuline :

Le système est conçu autour d'une horloge de 24 heures qui peut être programmé pour fournir de l'insuline en quantité variable sur une base régulière. Dans le mode normal du programme, l'unité aurait administré de l'insuline à des taux élevés après des périodes de repas et diminuerait les taux de livraison d'insuline entre les repas, pendant des périodes d'exercice, et au cours des périodes de sommeil. Le principe d'un système d'injection d'insuline est donné sur la figure II-16. Le système est conçu autour d'une horloge de 24 heures qui peut être programmée pour fournir de l'insuline en quantité variable sur une base régulière. [27]

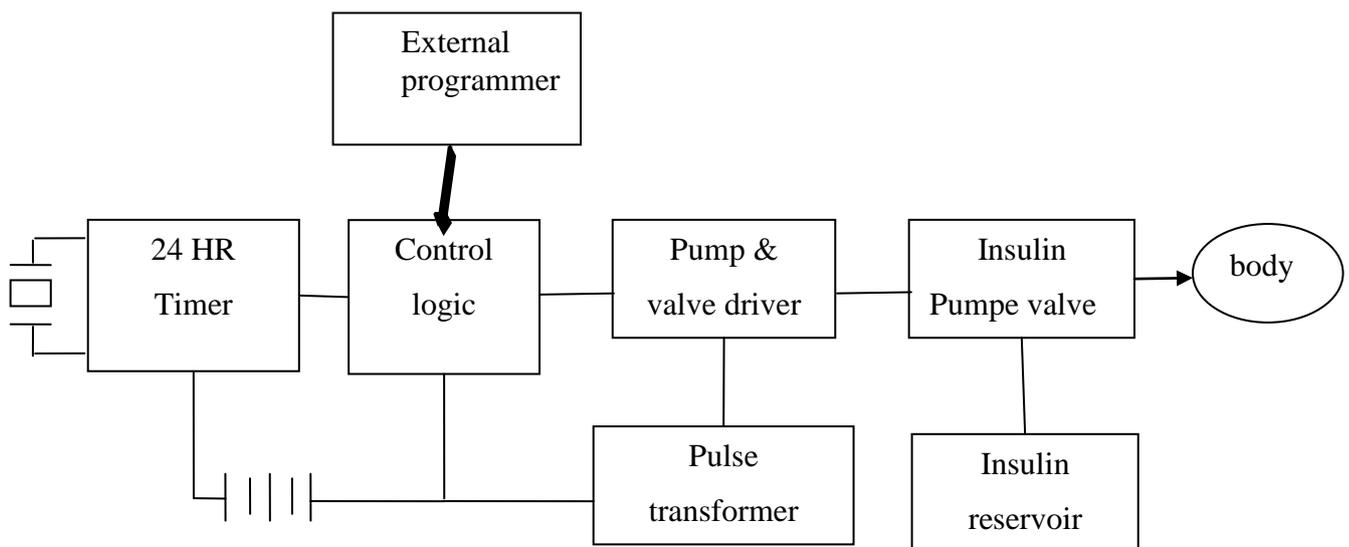


Figure II-16: schéma block de la livraison de l'insuline [27].

La minuterie de 24 heures utilise un cristal de quartz 32-kHz comme base de temps de référence. Un diviseur de fréquence en vue d'exploiter la fréquence du quartz est associé au système pour fournir des impulsions en mode temporel nécessaire à la commande du circuit

logique. Dans ce système, le contrôleur logique est composé d'un ensemble de commutateurs. Les minuteries des circuits logiques et de contrôle sont conçues pour fonctionner à partir d'une alimentation de 5V. La pompe et le système de valve nécessitent des tensions plus élevées, ce qui est assurée par un transformateur d'impulsion et un circuit de commande [28].

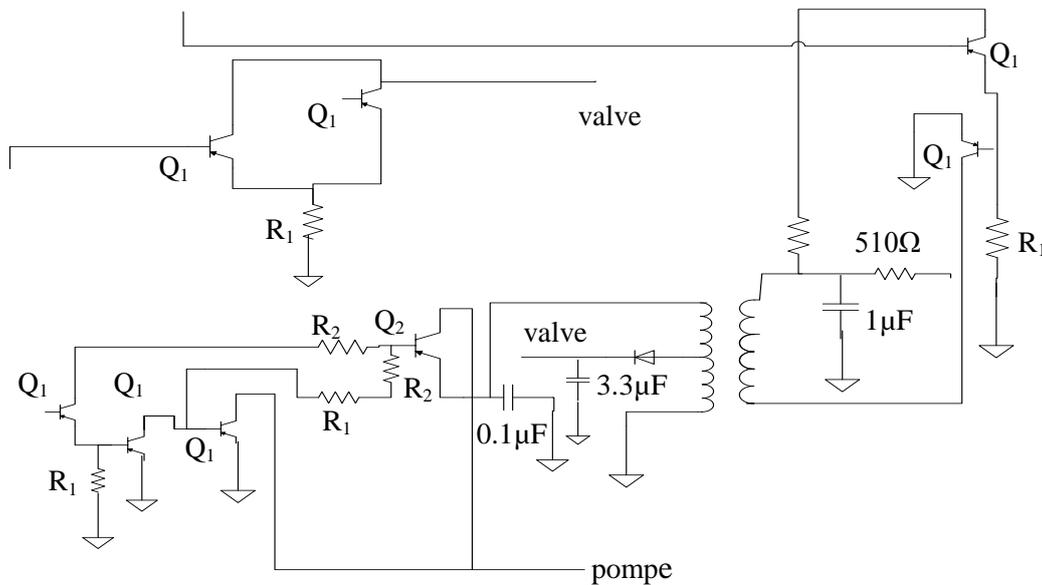


Figure II-17: circuit type de pilotage de la pompe piézoélectrique [28].

Le circuit de commande de la pompe (driver) et le circuit de transformateur à 'impulsion sont présentés sur la Figure II-17. Une impulsion de 300ms à partir du contrôleur logique est élevée à 50V pour actionner la pompe piézo-électrique et les vannes. Un retard d'environ de 100ms est imposé entre les impulsions qui actionnent la pompe et ceux qui actionnent les valves pour réduire toute possibilité de retour de pompage ou de fuite des valves [27]. Les détails du circuit de commande sont donnés dans les références [27, 28].

8.4. Circuit d'alimentation :

Comme base de comparaison pour notre de circuit de récupération de charge, nous allons utiliser un pilote conventionnel. Il se compose d'un niveau de sortie constitué par un couple NMOS / PMOS qui commute l'actionneur entre 30 V et -10 V (fournie par une source de

tension externe). Le circuit de récupération de charge est constitué d'un circuit LC (réservoir) qui est composé par une inductance L et la capacité équivalente de l'actionneur C.

Lorsque ces deux composants sont mis ensemble, le réservoir LC commence à osciller à sa fréquence de résonance. Pendant le cycle première oscillation de la tension est inversé aux bornes du condensateur. Une fois la tension maximale négative est atteint, le i_{Rev} actuel serait changer de direction qui coule et cela est évité par la diode D. La tension aux bornes du condensateur du reste, par conséquent, dans l'état négatif. Le même principe s'applique pour l'inversion négative à positive [29].

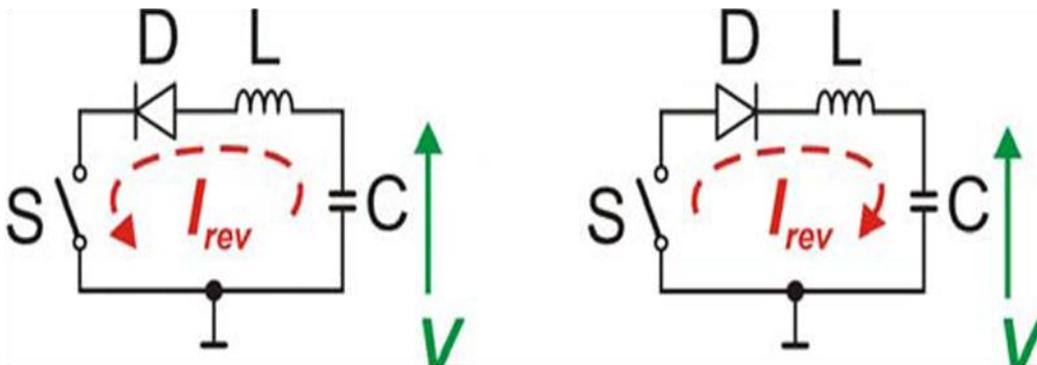


Figure II-18: Principe de recouvrement de charge de travail: positif au négatif (à gauche) et négatif à positif (à droite) les conversions [29].

9. Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre les différentes applications de la piézoélectricité et leur principe de fonctionnements, tels que les micros commutateurs, les scanners. Une attention particulière est faite sur les actionneurs à membrane comme les micros pompes. Comme micro électro mécanique système (MEMS) étudié, les différentes micro pompes piézoélectrique, et leurs caractéristiques, et modes de fonctionnement sont plus développés. Les pompes piézoélectriques à clapet anti retour sont très utilisées dans le domaine du biomédical, nous les avons décrits. La deuxième partie de ce chapitre a été consacrée essentiellement à la présentation des circuits de commande de la pompe .Dans le chapitre suivant (chapitre III), nous développons un modèle mathématique de la pompe piézoélectrique à clapet anti retour en fonction du milieu de fonctionnement.

Chapitre III : Étude analytique et modélisation d'une pompe piézoélectrique

1. Introduction :

La pompe piézoélectrique est l'un des éléments essentiels dans un système micro fluide, qui a été émergé comme un thème de recherche très étudié avec le développement des systèmes micro-électro-mécaniques (MEMS). En raison de leur débit précisément contrôlé, les pompes piézoélectrique présentent des applications prometteuses dans la chimie analytique, le traitement médical, la pharmacie, le génie biologique, comme générateur de gouttes de carburant pour les chauffages d'automobile et les applications de contrôle structurelles. Depuis la première pompe piézoélectrique qui a été fabriquée pour l'injection de l'insuline les efforts de plus en plus ont été faits dans la recherche sur les pompes piézoélectrique [30].

Actuellement, la plupart des pompes piézoélectriques utilisées pour la distribution de liquide sont développés à l'aide des actionneurs piézoélectriques à membrane nommé aussi pompe piézo-membrane telles que les pompes sans clapet et/ou à clapet anti-retour [31]. Ces pompes à piézomembrane se caractérisent par leur structure simple et leur petit volume. Néanmoins, la contre-pression relativement faible peut être considérée comme l'une des inconvénients, qui sont devenus un empêchement pour la pompe piézo-électrique à être largement utilisé.

En ce qui concerne le pompage direct de liquide, une pompe piézomembrane peut être utilisée pour la conduite d'un système de cylindres (vérin) [30]. A cet effet, et par rapport à la nécessité de la haute pression, les données rencontrées dans la bibliographie sur les pompes à piézomembrane développés indiquent que la pression maximale obtenue n'est que de quelques kPa ou 10 kPa pour une tension de 100V

Ainsi, pour obtenir une haute pression, un grand débit et un meilleur rendement pour une pompe piézoélectrique, la tension d'alimentation utilisée doit être élevée. L'optimisation des actionneurs à piézomembrane a été très étudiée durant cette dernière décennie [32]. Une autre méthode efficace pour améliorer les performances consiste à développer des multi chambres dans la pompe à piézo-membrane. Les résultats de recherche suggèrent que la connexion en parallèle de micro-pompes peut améliorer le débit, par contre la connexion série est capable

d'améliorer largement les deux à la fois (débit et contre-pression) avec quelque volts comme tension d'alimentation [31].

Les actionnaires piézo-hydrauliques sont le thème de ce travail actuel. La plupart des recherches actuelles se concentrent principalement sur les performances du système piézoélectrique composé d'une pompe piézo-hydraulique et cylindrique. Semblable à la pompe à piézomembrane les performances des pompes piézostack dépendent aussi des actionnaires piézoélectriques, des vannes, de sa structure, du type de matériau, de la tension et de la fréquence d'alimentation et finalement des liquides utilisés pour le pompage. Une étude analytique sera présentée dans cette partie de travail. Combinant les différents modèles de pompes rencontrés dans la littérature, nous développons un modèle général qui tient compte de tous les paramètres de conception en vue d'améliorer les performances de la pompe piézoélectrique.

2. Etude analytique et modélisation de la pompe piézohydraulique :

2.1. Structure et principe de fonctionnement de la pompe piézohydraulique :

Afin de généraliser le modèle à différentes pompes, nous avons pris comme base de travail, une pompe piézoélectrique entraînée par des actionnaires à empilement piézoélectrique que l'on appelle des pompes piézo-hydrauliques ou pompes piézostack. En comparaison avec les pompes à piézo-membrane, les pompes piézo-hydrauliques sont en mesure de réaliser une contre-pression élevée et adaptés aux applications de haute puissance, surtout pour les actionnaires piézo-hydraulique linéaires.

La pompe piézo-hydraulique présentée dans ce travail se compose principalement d'un actionnaire piézostack, deux valves (entrée et sortie), de clapets de non-retour et un diaphragme de chambre renforcé par un disque rigide. Celui ci est utilisé pour améliorer la performance de la pompe.

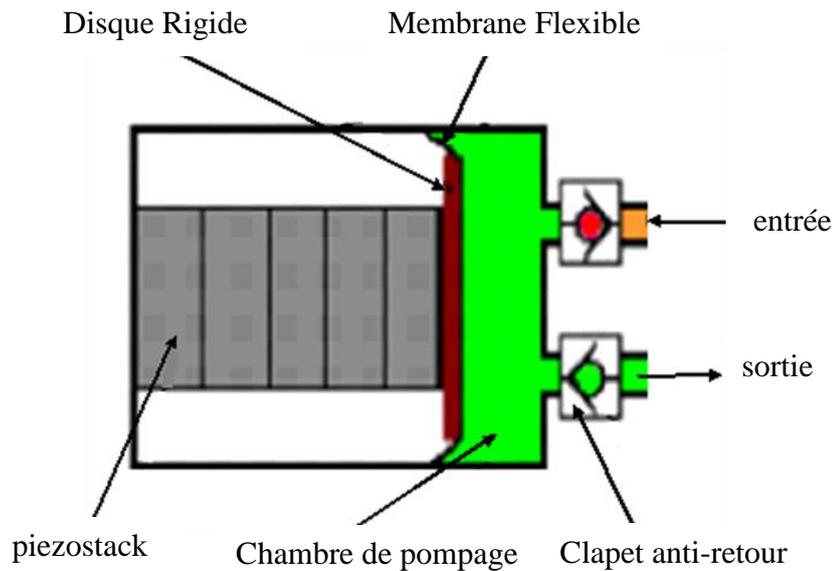


Figure III-1: Schéma du diagramme d'une pompe pour système cylindrique [35].

Quand l'actionneur piézoélectrique est mis sous tension alternative, la pompe piézo-hydraulique transfère l'énergie mécanique en mouvement fluide, la membrane de la chambre ici est une membrane souple avec un disque rigide situé au centre. De toute évidence, le rayon du disque rigide et l'épaisseur de la membrane va exercer un grand effet sur les performances de la pompe. Lorsque l'actionneur fonctionne en mode de vibration, le liquide sous pression dans la chambre de pompe ouvre et ferme les valves en alternance. À la suite de cela, le liquide se déplace de l'entrée à la sortie en permanence. Lorsque la fréquence d'entraînement est bien en dessous de la fréquence de résonance de l'actionneur piézostack, le débit de la pompe peut être donné comme suite :

$$\Phi = 60\Delta V\eta_v f \quad (1)$$

Où f est la fréquence d'alimentation, ΔV est la variation (déviation) de volume de la chambre de la pompe, η_v est le coefficient de vérification de valves. Il devrait être noté que le coefficient de vérification de valves est un système non linéaire qui dépend du type de valve / de sa taille et de la fréquence d'alimentation. Pour une fréquence de conduite donnée et un coefficient de valve, le débit de la pompe dépend uniquement de la variation du volume. Supposant que l'épaisseur de la membrane est bien au-dessous de celle du disque rigide ($h \ll h_d$) et le disque rigide est détendu sous la force externe appliquée, le diaphragme de la

chambre aura un déplacement du cône tronqué (comme montré dans figure III-1). Dans ce cas-là, la variation de volume de la chambre peut être calculée par l'équation suivante:

$$\Delta V = \pi \frac{x_0}{3} (a^2 + ab + b^2) \quad (2)$$

$$= \pi \frac{a^2}{3} x_0 (1 + \lambda_r + \lambda_r^2) \quad (3)$$

Où x_0 est le déplacement maximal de l'actionnaire piézostack sous la charge externe (la pression liquide), $\lambda_r = b/a$ est défini comme le rapport des rayons, a et b sont les rayons de la chambre de la pompe et du disque rigide, respectivement. L'équation (2) suggère que la déviation de volume augmente avec l'augmentation du rapport de rayon et le déplacement de l'actionneur piézoélectrique. En revanche, l'augmentation du rapport de rayon mène en fait à augmenter la raideur du diaphragme, et une réduction du déplacement de l'actionnaire piézoélectrique. Ainsi, il y aura un rapport de rayon optimal pour accomplir la déviation de volume maximal de la pompe piézo-hydraulique c'est-à-dire le débit. Dans les deux cas, il est très important d'obtenir la relation entre le déplacement d'actionnaire piézoélectrique et le rapport des rayons du diaphragme de la chambre.

2.2. Model analytique de la pompe piézo-hydraulique :

2.2.1. Model de l'actionneur piézoélectrique :

L'actionneur piézostack (c'est un composé de multicouches piézoélectriques) est le fondement de la conception de la pompe; les autres éléments tels que la membrane de la chambre, la structure de la vanne, la taille et le volume de la chambre morte, devraient être conçus en fonction de son déplacement et de la force motrice. Un actionneur piézostack se compose de nombreuses couches minces de matériaux électro actifs connectés aux bornes de la source de tension. Lorsqu'une tension électrique est appliquée, chaque couche de matériau piézo-électrique vibre et produit un déplacement à mettre en œuvre. Bien que, son déplacement est faible, les actionneurs piézostack peuvent produire une force motrice remarquablement grande. Dans les deux cas, la force externe et la tension sont appliqués aux éléments piézo-électriques, la relation linéaire entre le déplacement, la force et la tension peut être exprimée sous la forme suivante:

$$x = \frac{1}{K_a} (F_{ind} - F) \quad (4)$$

$$F = F_{ind} - xK_a \quad (5)$$

$$K_a = \frac{A}{lS_{33}^E} \quad (6)$$

$$F_{ind} = \frac{l}{t} d_{33} K_a U \quad (7)$$

Où x est le déplacement de l'actionneur, K_a est la raideur piézostack, F_{ind} est la force induite de l'actionnaire piézostack, F est la force externe appliquée, t est l'épaisseur de couche, l est la longueur de la pile piézo, A est la section transversale du piezostacket U est la tension d'entrée, d_{33} est le coefficient de couplage piézoélectrique entre les variables mécanique et électrique, S_{33}^E est la contrainte t mécanique du matériau piézoélectrique.

Évidemment, en cas ou $F = 0$, la tension appliquée a pour résultat un déplacement maximal $x_f = F_{ind} / K_a$. Quand la force externe est égale à la force de blocage $F_b = F_{ind}$, le déplacement est égal à zéro ($x = 0$).

Comme mentionné ci-dessus, un actionneur piézostack est capable de produire une grande force. Toutefois, il est extrêmement sensible aux efforts de traction. Ainsi, un support le long de l'actionneur piézostack peut être utilisé que pour pousser une charge de ressort, et une précontrainte est nécessaire pour lui permettre d'éviter d'être tendu pour les applications dynamiques [32].

Pour la pompe piézohydraulique présentée dans ce travail, la membrane de chambre agit en tant que ressort pré chargé, dont la rigidité équivalente est désigné par k_s . Pour la constante de pression de sortie du liquide incompressible (P), lorsque la fréquence de fonctionnement est bien en dessous de la fréquence de résonance de piézostack la charge externe peut être considérée comme une force constante (notée F_c).

Donc, la force externe totale appliquée à l'actionneur piézoélectrique est $F = F_c + xK_s$, où $F_c = A_p P$, A_p est la surface de la section transversale de la chambre de la pompe. Selon l'équation (4), le déplacement maximal de l'actionneur piézoélectrique sous la charge externe et le rapport de la force de diaphragme de la chambre peut être déduit comme suit :

$$x_0 = \frac{F_b - F_c}{K_a + K_s} = x_f \frac{1 - \lambda_F}{1 + \lambda_K} \quad (8)$$

Évidemment, le déplacement de l'actionneur piézoélectrique augmente avec la diminution du rapport des forces et du rapport de raideurs, en remplaçant l'équation(8) dans l'équation(2) on trouve :

$$\Delta V = \frac{\pi a^2 x_f (1-\lambda_f)(1+\lambda_r+\lambda_r^2)}{3(1+\lambda_k)} \quad (9)$$

$$= \frac{\pi a^2 x_f}{3} \lambda_V \quad (10)$$

Où $\lambda_f = F_c/F_b$ est défini comme le rapport des forces pour désigner la charge externe (c'est-à-dire la pression du liquide), $\lambda_k = K_s/K_a$ est défini comme le rapport des raideurs.

Où λ_V est défini comme le coefficient de volume pour noter la capacité de la variation du volume de chambre (c'est-à-dire le débit) et on a :

$$\lambda_V = \frac{(1-\lambda_f)(1+\lambda_r+\lambda_r^2)}{1+\lambda_k} \quad (11)$$

$$\lambda_f = (1 - \lambda_V) \frac{1+\lambda_k}{(1+\lambda_r+\lambda_r^2)} \quad (12)$$

Il convient de noter que l'équation (11), exprime le coefficient de volume (le débit) sous une charge externe donnée (la pression), et l'équation (12) correspond à la pression de production réalisable sous le débit exigé. En plus du débit et de la pression, un autre facteur important devrait être pris en considération dans la conception de la pompe piézo-hydraulique c'est l'énergie de production, qui est équivalente au travail W_{out} exécuté par le piézostack sur le liquide. On peut le calculer ainsi :

$$W_{out} = \int_0^{x_0} F_c dx = F_b x_f \frac{(1-\lambda_f)\lambda_f}{1+\lambda_k} \quad (13)$$

$$= 2W_m \frac{(1-\lambda_f)\lambda_f}{1+\lambda_k} \quad (14)$$

Où $W_m = F_b x_f / 2$ est l'énergie mécanique intérieure du matériau piézoélectrique convertis à l'énergie électrique. Selon la définition du coefficient d'énergie de production, nous pouvons obtenir :

$$\eta_m = \frac{W_{out}}{W_m} = 2 \frac{(1-\lambda_F)\lambda_F}{1+\lambda_K} \quad (15)$$

Selon l'équation (15), il y a une charge externe optimale $\lambda_F^* = 0.5$ pour que le coefficient d'énergie de production accompli la valeur crête :

$$\eta^* = \frac{1}{2(1+\lambda_K)} \quad (16)$$

Les équations (11), (12) et (16) suggèrent que la performance de pompe dépend principalement de la rigidité équivalente et le rapport de rayon de diaphragme de chambre.

2.2.2. Model analytique du diaphragme de la chambre :

Actuellement, il n'y a pas une équation analytique disponible pour calculer directement la rigidité d'une telle plaque circulaire compliquée comme celle de cette pompe. Dans cette perspective, nous pouvons traiter la membrane de chambre comme une plaque annulaire avec le bord intérieur, et le bord extérieur sur le corps de la pompe, et établir ensuite sa fonction de déviation en utilisant la méthode de sommation (la superposition) et le rapport de raideur peut être exprimé comme suite [33] :

$$K_S = \frac{F_{con}}{W(b)} = \frac{16\pi D}{a^2 \left[1 - \lambda_r^2 - 4 \frac{(\lambda_r \ln \lambda_r^2)}{(1 - \lambda_r^2)} \right]} \quad (17)$$

Où, $D = Eh^3 / [12(1 - \nu^2)]$ h est l'épaisseur de la membrane flexible, E et ν sont le module de Young et le rapport de Poisson, respectivement.

2.2.3. Model analytique des valves et leur coefficient :

Selon l'équation (1) le débit dépend principalement de la variation du volume, la fréquence et le coefficient des valves. Lorsque la fréquence d'entraînement est beaucoup plus faible que la fréquence naturelle des soupapes, l'ouverture de la valve sera constante. Des

études antérieures montrent qu'il existe une fréquence optimale de conduite pour un clapet anti-retour de la pompe piézoélectrique pour qu'elle obtienne un débit maximal.

Cette fréquence optimale est toujours bien en dessous de la fréquence naturelle de l'actionneur dans le vide [34]. Dans la micro pompe à clapet anti-retour, le fluide est entraîné par l'actionneur vibrant pour ouvrir ou fermer les valves. En même temps, le fluide joue un rôle clé dans la résistance à la vibration de l'actionneur. Ce dernier, le mouvement des valves et l'écoulement de fluide sont aussi couplés. La force de réaction de fluide est représentée comme une masse ajoutée et l'amortissement ajouté contribue à la réponse dynamique de l'actionneur et les valves sans affecter la rigidité. La masse et l'amortissement ajouté dépendent à la fois de la densité du fluide et de la viscosité, ainsi que de la distance entre les valves et la chambre du liquide [35].

Donc avec un liquide comme milieu de la pompe, le comportement dynamique de l'actionneur et les soupapes sont différents de ceux dans le vide. On peut considérer l'équation des valves à clapet de non-retour comme une équation de deuxième ordre. Le coefficient des valves dépend du déphasage φ entre le mouvement de l'actionneur et celles des valves, le coefficient des valves est défini comme suite [36]:

:

$$\eta_v = \frac{f}{\varphi} \quad (18)$$

Il est bien connu que le déphasage augmente avec l'augmentation de la fréquence, et on remarque que le coefficient de vérification des valves diminue avec l'augmentation du déphasage. L'équation de déphasage est donnée comme suite [37] :

$$\varphi(\omega) = \tan^{-1} \frac{2\xi \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)}{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2} \quad (19)$$

Ou : ω_n et ξ sont la fréquence naturelle des valves et le facteur d'amortissement respectivement

$$\omega_n = \sqrt{\frac{K}{M}} \quad (20)$$

$$\xi = \frac{C}{2} \sqrt{\frac{M}{K}} \quad (21)$$

$$K = \frac{EBh^3}{4L^3} \quad (22)$$

L, B sont la longueur et la largeur des valves respectivement. [38]

$$M = \frac{33L(m_V+m_{ad})}{140} \quad (23)$$

m_V : est la masse des valves

m_{ad} : est la masse ajoutée du liquide

$$m_V = hB\rho_v \quad (24)$$

h: épaisseur

ρ_v : La mase volumique des valves

$$m_{ad} = \frac{\rho B^3}{10h_0} \quad (25)$$

ρ : La densité du liquide

h_0 : La distance entre le fluide et les vannes

$$C = \frac{3L}{8} \mu (B/h_0)^3 \quad (26)$$

μ : La viscosité dynamique du liquide

Après avoir obtenu les équations caractérisant le model de la pompe piézoélectrique on peut simuler les différentes performances structurelles de la pompe et nous évaluons les expressions. En même temps, certains paramètres sont considérés être constants pour une certaine analyse du facteur simple $\lambda_V = 1$ $\lambda_F = 0$ $h = 0.2mm$.

Pour les applications pratiques, le rapport des rayons ne peut pas être zéro. Quand le diaphragme de la chambre sera sans disque rigide, l'extrémité mobile sphérique ($r = 1.5$

millimètres) du piézostack utilisé peut être traitée comme le disque rigide. De cette manière, le rapport des rayons est au-dessous de $1.5/15 = 0.1$. Celui ci est utilisé comme le rapport de rayon minimal pour notre simulation et comparaison.

2.3. Simulation et analyse de la performance :

2.3.1. Coefficient de volume (débit) :

La figure III-1 présente la relation entre le coefficient de volume et le rapport de force avec différents rapports de rayon. Les courbes montrent que le coefficient de volume diminue linéairement avec l'augmentation de rapport de force à un certain rapport de rayon et change avec le rapport de rayon en fonction du rapport des forces.

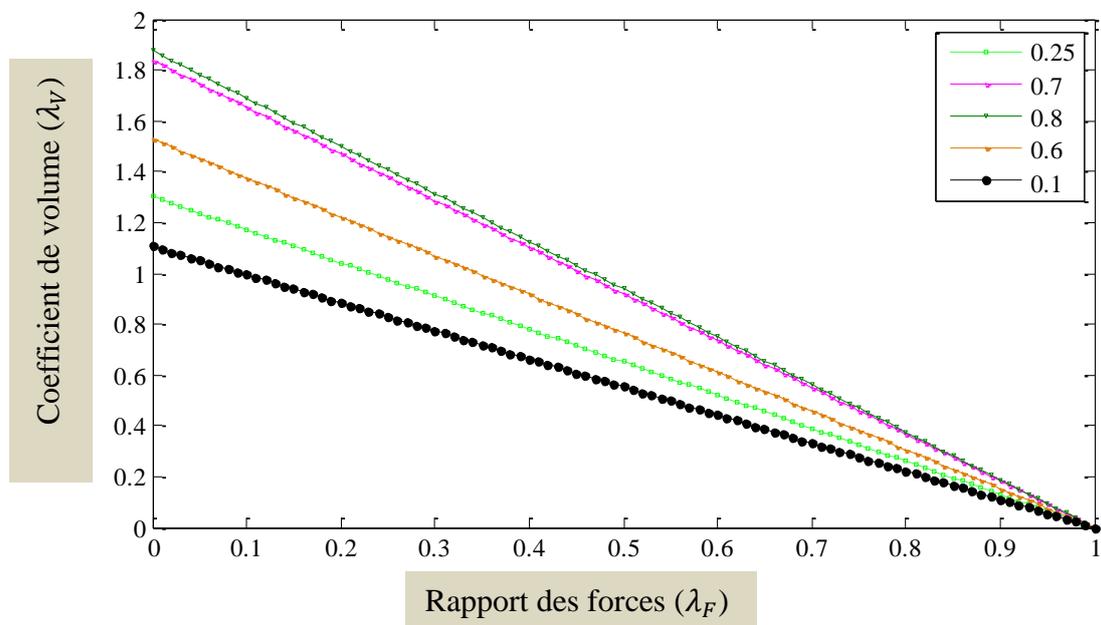


Figure III-2: Effet du rapport des forces sur le coefficient de volume.

Les figures III-3, III-4 présentent l'influence du rapport des rayons et l'épaisseur de la membrane sur le coefficient de volume. Les figures nous montrent que le coefficient de volume augmente avec la réduction de l'épaisseur de la membrane avec le même rapport des rayons, et il y a un rapport de rayon optimal (λ_r) pour accomplir la valeur maximale (λ_v), au même temps, les deux λ_r et λ_v augmentent avec la réduction de l'épaisseur de la membrane.

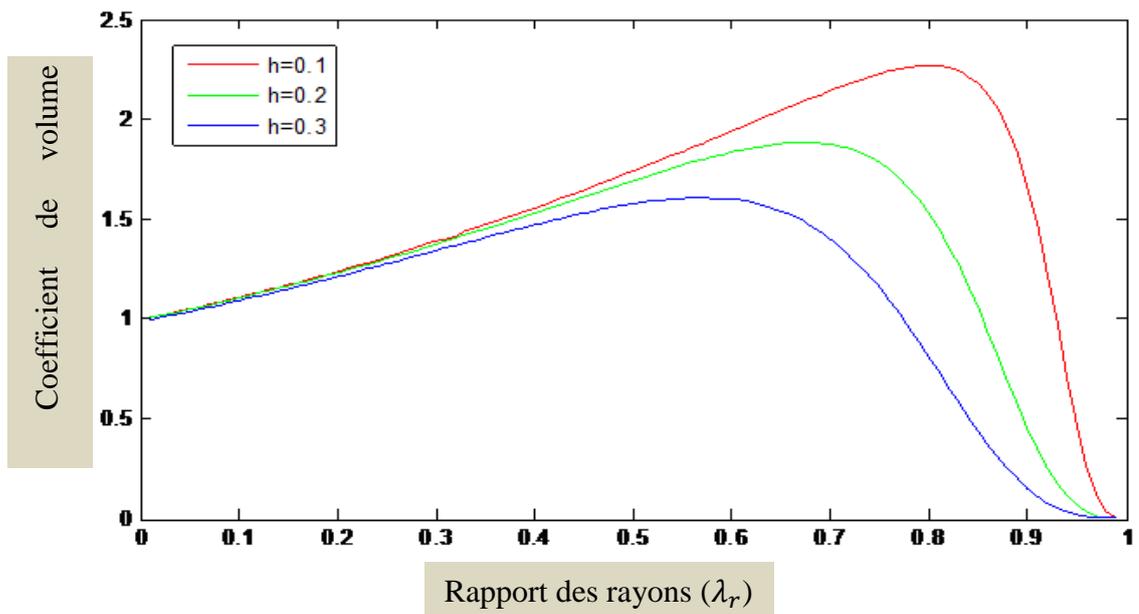


Figure III-3: effet du rapport des rayons sur le coefficient de volume.

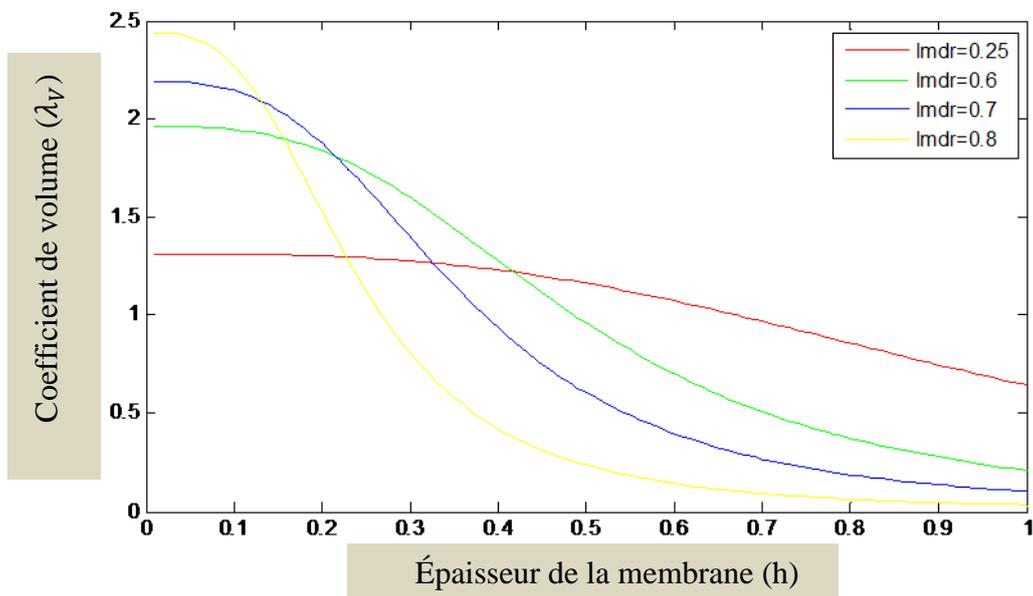


Figure III-4: coefficient de volume en fonction de l'épaisseur de la membrane.

Donnant l'épaisseur de la membrane de 0.1/0.2/0.3mm, les rapports de rayons optimaux et les coefficients de volumes maximaux sont (0.79/0.65/0.55) et (2.22/1.82/1.53), respectivement.

Cela suggère qu'une membrane mince et un grand disque rigide soient utiles pour améliorer le débit.

Les coefficients de volume pour les trois membranes (dans la figure III-3) au rapport de rayon de 0.1 sont 1.109/1.103/1.087, respectivement. Cela signifie que le débit de pompe peut être amélioré jusqu'à 2.0/1.64/1.41 fois quand les autres paramètres sont constants.

2.3.2. Le rapport des forces accomplies :

Quand la charge externe (le rapport de force) est fournie, nous pouvons améliorer le débit (le coefficient de volume) avec l'optimisation du diaphragme de la chambre. D'autre part, la pression accomplie (le rapport de force accomplie) peut aussi être amélioré avec la conception optimale du diaphragme de la chambre sous un débit exigé. On prend $\lambda_V = 1$ par exemple, l'effet du rapport des rayons et d'épaisseur membraneuse sur le rapport de force réalisable est présenté dans les Figures III-5, III-6, respectivement.

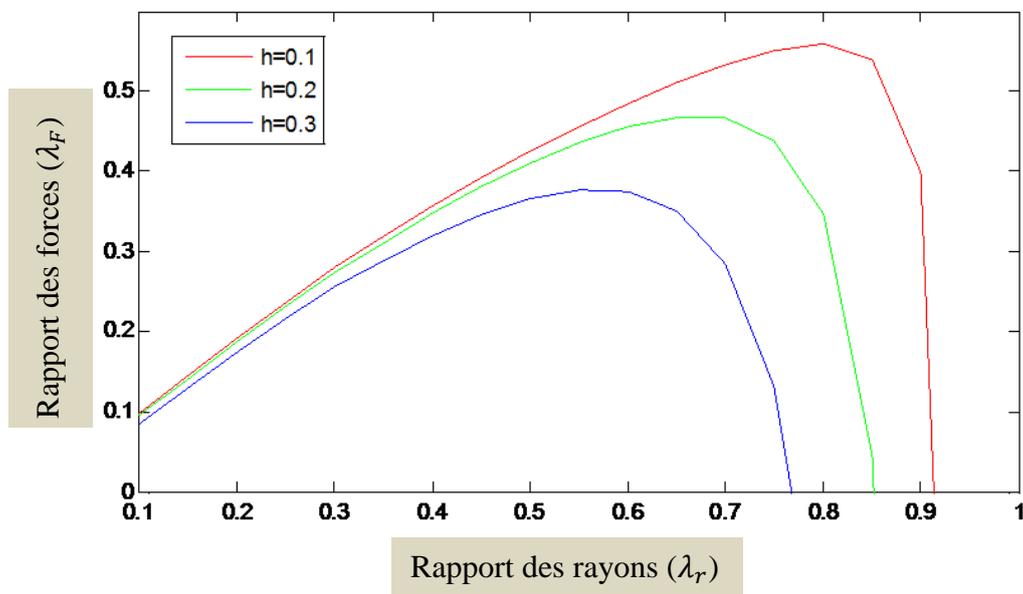


Figure III-5: Rapport de force accomplie en fonction du rapport des rayons.

La figure suivante présente l'influence de la variation de l'épaisseur de la membrane sur le rapport des forces ou bien la pression résultante.

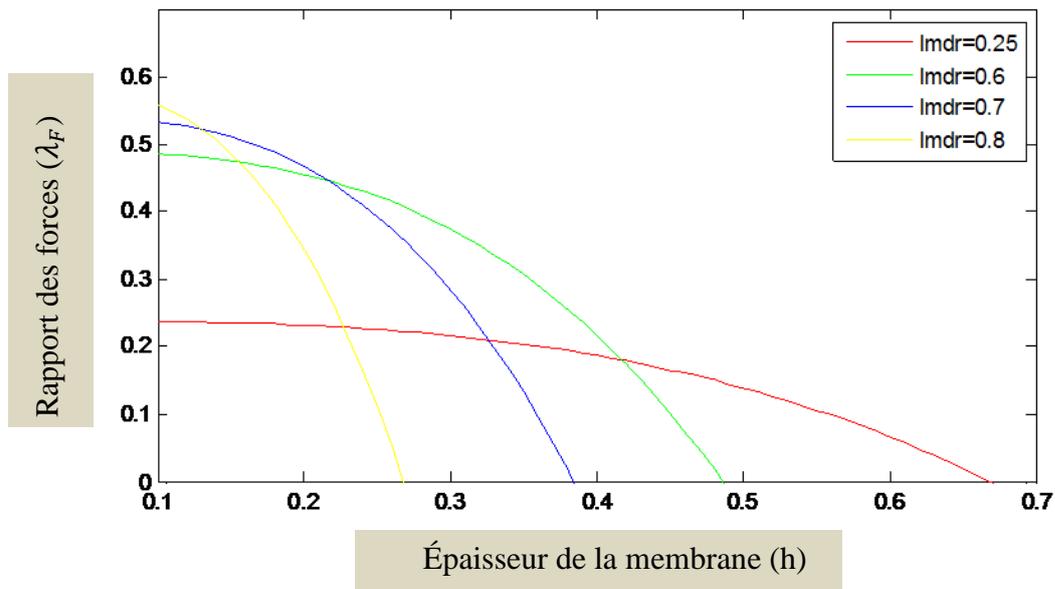


Figure III-6: rapport de la force accomplie (la pression de production) en fonction de l'épaisseur de la membrane .

Après l'analyse des figures, nous pouvons constater que l'influence des rapports des rayons et l'épaisseur de la membrane sur le rapport de force réalisable est semblable, à celle du coefficient de volume. Il y a aussi un rapport de rayon respectif optimal pour que le rapport de force accomplis la valeur maximale. De plus, le rapport de rayon optimal pour le rapport de force et le coefficient de volume est le même. Cela indique qu'un rapport de rayon raisonnable est capable d'améliorer les deux à la fois (le débit et la pression de production).

Les valeurs crêtes de rapport des forces pour les trois membranes sont représentées dans la figure III-5, avec 0.55/0.45/0.35 comme rapports des rayons optimaux. Avec l'utilisation du piézostack comme disque rigide, le rapport de rayon et les rapports de force sont 0.1 et

0.098/0.094/0.08, respectivement. À la suite de cela, la pression réalisable est améliorée jusqu'au 5.59/4.58/4.33

2.3.3. Coefficient de l'énergie de production :

La figure III-7 présente la relation entre le coefficient d'énergie de production et le rapport des forces avec différents rapports des rayons et avec une épaisseur de membrane constante égale à 0.2mm.

Il est clairement montré (Fig. III-7), qu'il y a le même rapport de force optimal $\lambda_F^* = 0.5$ pour les pompes, pour trouver la valeur crête du coefficient d'énergie de production η_m^* qui changent avec le rapport de rayon.

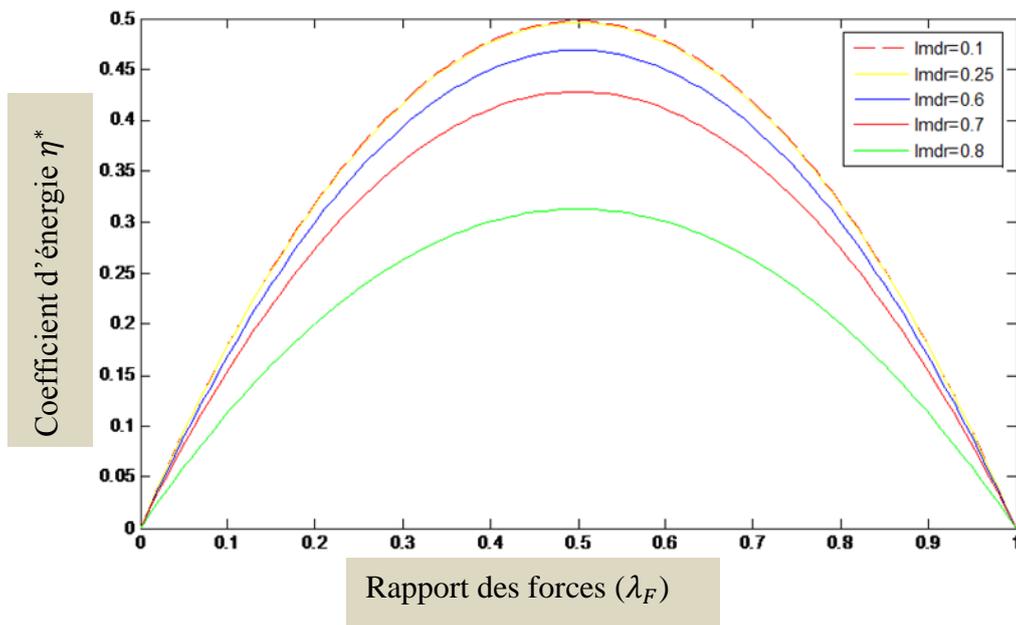


Figure III-7: Coefficient de l'énergie en fonction de rapport de force.

La relation directe entre le coefficient d'énergie de production maximal et le rapport des rayons aux différentes valeurs d'épaisseur membraneuse est présentée dans la figure III-8. Les

courbes dans la figure III-8 montrent ce rapport de rayon ensemble avec l'épaisseur de la membrane exerce l'influence sur le maximum de coefficient d'énergie de production.

Le coefficient d'énergie de production maximale garde presque sa valeur constante au début et diminue ensuite rapidement avec l'augmentation du rapport des rayons (comme montré dans la figure III-8) et l'épaisseur de la membrane (comme montré dans la figure III-9). Cela suggère que la membrane mince et le petit disque rigide sont avantageux par le fait d'améliorer le coefficient d'énergie de production.

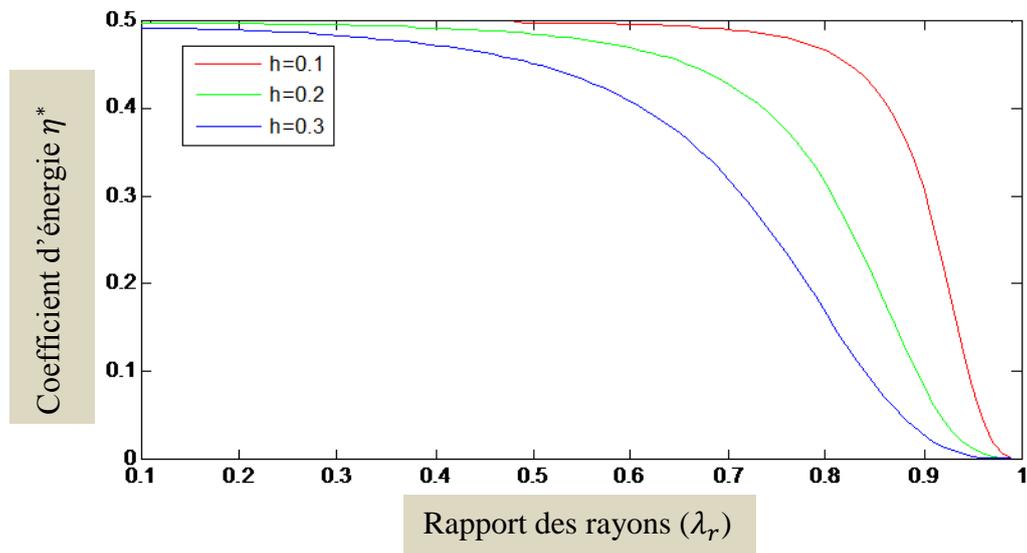


Figure III-8: l'effet du rapport de rayon sur le coefficient d'énergie de la sortie.

Les coefficients d'énergie de production maximale aux rapports de rayon optimaux pour la valeur maximale de coefficient de volume (0.79/0.65/0.55) sont 0.46/0.44/0.41 comme montré dans la Figure III-3

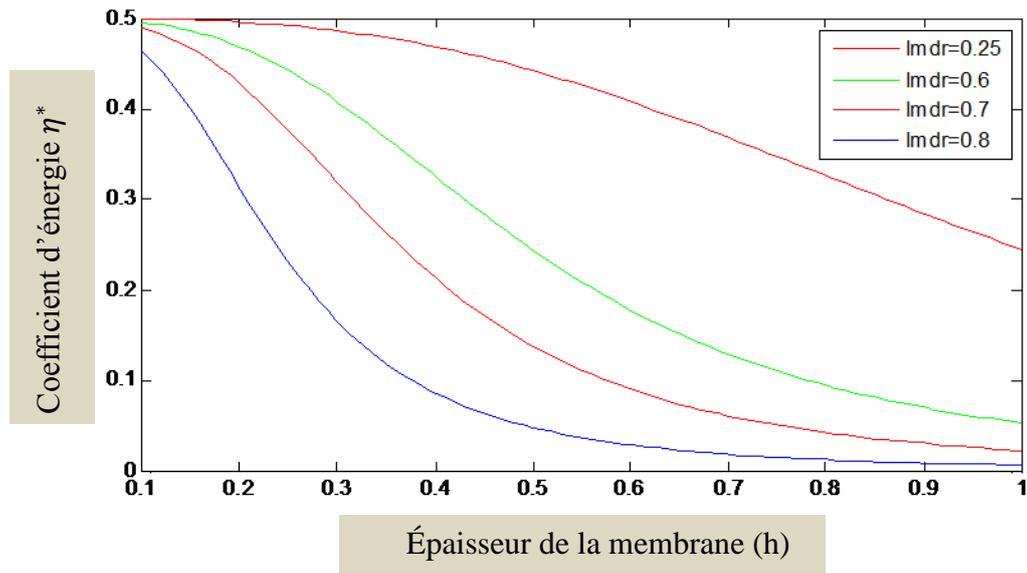


Figure III-9: Coefficient d'énergie par apport a l'épaisseur de la membrane.

4.4. Considérations pour la conception de la pompe .

Selon les analyses ci-dessus les conclusions suivantes peuvent être tirées :

- Une membrane mince est utile pour améliorer le débit, la pression et le coefficient d'énergie de production.
- Il y a un rapport de rayon optimal pour que le débit et la pression atteignent la valeur crête
- Le coefficient d'énergie de production maximale augmente avec la diminution de rapport de rayon.

Évidemment, l'influence du rapport des rayons sur le débit/pression et le coefficient d'énergie de production maximal est différente il faut donc faire attention au design de la pompe. D'autre part, la performance de la réponse dynamique est aussi un aspect important qui devrait être pris en compte dans la conception de la pompe. Pour ce but, la valeur de la raideur $\lambda_k = 1$ est exigée. Dans ce cas-là, l'actionnaire piézostack à la même vitesse (d'expansion, de contraction), la pompe aura la même pression d'entrée et de sortie. Puisque la raideur est aussi en fonction du rapport des rayons, nous pouvons tracer le rapport de raideur ensemble avec le coefficient de volume aussi bien que le coefficient d'énergie de production maximal pour permettre la comparaison (comme montré dans la figure III-10).

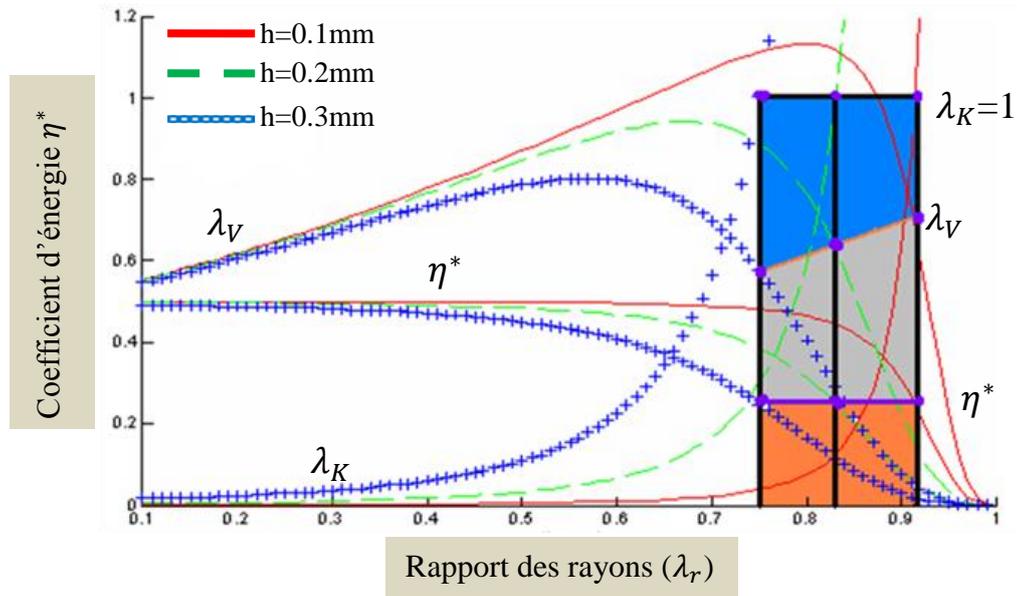


Figure III-10: Effet du rapport des rayons sur les paramètres des performances de la pompe.

Au point maximal de la rigidité, les rapports des rayons sont 0.905/0.814/0.725 pour l'épaisseur de la membrane suivante 0.1/0.2/0.3. Les coefficients de volume relatif est maximal et le coefficient d'énergie de production sont 0.68/0.62/0.56 et 0.25/0.25/0.25, respectivement. Les résultats suggèrent que, au point de match de la raideur, le coefficient d'énergie de production maximal reste constant (0.25) et le coefficient de volume augmente avec la diminution de l'épaisseur de membrane. Donc une membrane mince et un grand disque rigide devraient être utilisés.

3. Commande de la pompe piézoélectrique :

Les équations analytiques calculées ci-dessus permettent de prédire directement les performances d'une pompe piézostack. Il est bien connu qu'il existe plusieurs facteurs exerçant une influence sur la pompe piézostack, tels que la fréquence, hauteur de la chambre, taille de la pile, l'épaisseur de la membrane de chambre, le rayon du disque rigide, type et la taille des valves ainsi que les propriétés du liquide en plus de la valeur de la tension d'alimentation. Donc la pompe peut être commandée en tension ou /et en fréquence en prenant en considération les autres paramètres tels que le type des matériaux de l'actionneur et le type de liquide. Sur la base de ces études nous commandons le débit de la pompe en agissant sur la variation de la tension et de la fréquence.

3.1. Commande en tension :

Selon les équations (1), (4) et (7) on peut tirer la relation entre le débit et la tension

$$\Phi = \frac{20\pi a^2}{t} d_{33} \eta_v f U \quad (27)$$

On remarque que le débit est proportionnel à la tension d'alimentation. Donc pour augmenter le débit il faut agir sur l'augmentation de la tension, prenant en compte que cette pompe sera utilisée juste pour quelques Volts. Ainsi le type du matériau utilisé pour l'actionnement, comme dans notre cas la tension utilisée de [0v, 150v] mais cette valeur est un peu grande pour quelle sera implanté dans le corps humain. Dans ce cas-là, on va utiliser un autre type de matériau et comparer leurs performances par rapport aux résultats précédents.

3.1.1. Type de matériau :

Le choix du matériau est un facteur très important dans la commande de la pompe à cause de la différence des propriétés de chaque matériau et leur réaction à la fréquence et les tensions appliquées. Parmi les matériaux qui ont des caractéristiques préférables pour améliorer les performances de la pompe, on cite les polymères avec leur propriété de déformation remarquable par rapport à la valeur de tension qui est un peu réduite.

Les actionneurs avec polymères conjugués constituent un potentiel important pour la réalisation des micros pompes en raison de leur aptitude à des tensions d'actionnement réduites et faibles, par conséquent il peut fournir une déformation sensiblement plus grande pour la membrane, et un débit plus élevé [39]. Les polymères utilisés dans des prototypes de pompe s piézoélectrique sont le poly pyrrole (PPy) et le polyvinylidene fluoride (PVDF). Ils peuvent générer un débit maximal de $1260 \mu\text{L}/\text{min}$ sous une tension d'actionnement de 4V. Une membrane passive de faible raideur est utilisée pour fermer la chambre. Ensuite, une plaque de polymère conjugué est découpée en forme de pétales et lié à cette couche passive. Lorsque la tension est appliquée, les pétales de polymère conjugué plieront l'ensemble pour faire avancer la membrane élastique [41], Comme le montre la figure suivante :

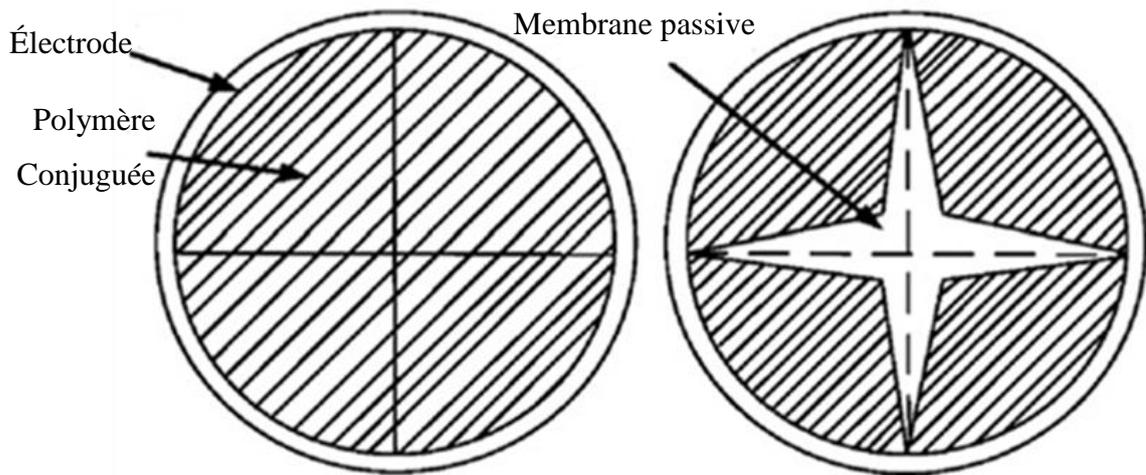


Figure III-11: Représentation schématique d'une membrane en forme de pétale de pompage (vue de dessus). Gauche: avant l'actionnement; droite: lors de l'actionnement [39].

Dans le cadre de notre travail, nous utilisons la propriété de ce matériau qui présente une grande déformation sous une faible tension d'activation pour valider les résultats de simulation et par la même l'amélioration des performances de la pompe. Les performances des polymères sont dues au module de Young. Les valeurs utilisées sont (60MPa) et (612MPa) pour les deux types de polymères, PPy et PVDF respectivement [40].

Le modèle d'admission d'un polymère conjugué à trois couches a été calculé comme suite [42] :

$$\frac{I(s)}{U(s)} = \frac{s[\frac{\sqrt{D}}{8} \tanh(h\sqrt{\frac{s}{D} + \sqrt{s}})]}{\frac{\sqrt{s}}{c} + R^2 + R\frac{\sqrt{s}}{8} \tanh(h\sqrt{\frac{s}{D}})} \quad (28)$$

Où $U(s)$ et $I(s)$ sont la tension appliquée et le courant résultant dans le domaine de Laplace, respectivement, s est la variable de Laplace, i est la double épaisseur de la couche D est le coefficient de diffusion, R est la résistance entre le polymère à trois couches, C est la capacité de double-couche, et h est l'épaisseur de la couche PPy. Ce système de dimension infinie peut être réduit ensuite comme fonction de transfert du deuxième ordre.

$$\frac{I(s)}{U(s)} = \frac{KS(S+Z_1)}{(S+P_1)(S+P_2)} \quad (29)$$

On peut encore obtenir le modèle de fonction de transfert de la tension d'entrée au débit, à fin de faire des combinaisons entre les équations qui a été présenté dans [42], on peut déduire la fonction de transfert qui ressemble le débit et la tension :

$$\frac{\Phi_{in}(s) - \Phi_{out}(s)}{U(s)} = \frac{\pi r_0^2 \alpha k \cdot (s + Z_1) H(s)}{4A(h_2 - h_1) \cdot (s + P_1)(s + P_2)} \quad (30)$$

Où, Φ_{in}, Φ_{out} est le débit à l'entrée et à la sortie, respectivement, U la tension d'entrée, r_0 est le rayon de la membrane non déformé, α rapport de contrainte de la charge, k est la valeur de la courbure de la membrane, A est la surface du matériau, h_1, h_2 l'épaisseur du matériau avant et après l'actionnement, respectivement.

3.1.2. Type de liquide :

Les propriétés du liquide doivent être prises en compte dans la conception de la pompe, car il y a plusieurs critères qui dépendent du liquide intervienne dans les performances et dans la commande, car le fluide joue un rôle dans la résistance à la vibration de l'actionneur. Ainsi le mouvement des vannes, la vibration de l'actionneur et le débit de la pompe sont couplés, la force de réaction de liquide est représentée comme une masse ajoutée, l'amortissement ajouté est contribué à la réponse dynamique de l'actionneur et les vannes sans affecter leur rigidité [41], [42] montrent que la masse ajoutée et l'amortissement ajouté dépendent à la fois de la densité du fluide et de la viscosité. C'est pourquoi, avec un liquide comme milieu de la pompe, le comportement dynamique de l'actionneur et les soupapes sont différents de ceux dans le vide. Donc le plus important pour nous dans les propriétés de

Différents fluides sont utilisés (dans le chapitre IV) pour la simulation comme (l'eau et le sang humain), les résultats obtenus seront comparés et analysés dans le chapitre suivant.

3.2. Commande en fréquence :

D'après les équations (1), (18) et (19) la fréquence d'alimentation est un facteur très important pour l'amélioration des performances de la pompe piézo-hydraulique, particulièrement le débit de la pompe. Ainsi que le fonctionnement de l'actionneur piézoélectrique dépend totalement de la fréquence. Celle ci impose la manière de fonctionnement des valves (coefficient de vérification). Ainsi, l'efficacité dépend principalement du déphasage, qui est fonction de la fréquence.

De ce fait pour varier le débit d'une pompe piézoélectrique il faut agir sur la fréquence prenant en compte les autres paramètres de la pompe (dimensionnement, type de matériau, type de liquide et la tension d'alimentation). Dans ce cas-là, il est important de connaître la fréquence naturelle du matériau. Donc le choix du matériau sera basé non seulement sur le déplacement par rapport à la tension, mais aussi sur la fréquence naturelle (de résonance) et la fréquence d'alimentation [43].

Finalement, on peut considérer notre pompe comme un cylindre, qui pousse un ressort. Donc on doit contrôler le déassement du ressort pour pouvoir contrôler le débit, l'expression de débit devient comme suit :

$$\sum \Phi_{in} - \sum \Phi_{out} = \frac{dV_p}{dt} + \frac{V_{p_0}}{\beta} \frac{dp}{dt} \quad (31)$$

Où V_p est le volume de la chambre de pompage, V_{p_0} est le volume initial de la chambre, β est le module de compression du fluide, et P est la pression dans la chambre de pompage. Le premier terme de la droite dans l'équation. (1) est une déformation limite de terme, ce qui est prescrit par le mouvement de la membrane. Ainsi, en supposant une excitation harmonique de l'actionneur piézo avec une X fréquence circulaire, ce terme peut être exprimé par :

$$\frac{dV_p}{dt} = \frac{d}{dt} (\Delta V \sin \omega t) \quad (32)$$

ΔV est présentée dans l'équation (2), alors on obtient :

$$\Delta \Phi = \Phi_{in} - \Phi_{out} = \frac{\pi \omega}{12} (a^2 + ab + b^2) \Delta x \cos \omega t + \frac{V_{p_0}}{\beta} \frac{dp}{dt} \quad (33)$$

Le mouvement débit de la pompe piézo est contrôlé par le clapet anti-retour. Le débit passant par le clapet anti-retour peut être exprimée par trois conditions [43]:

$$\begin{aligned} \text{➤ } p < p_{in} - p_{crack}: \Delta \Phi &= \Phi_{in} = C_q \sqrt{p_{in} - p_{crack} - p} \\ \text{➤ } p_{out} - p_{crack} \leq p < p_{out} + p_{crack}: \Delta \Phi &= 0 \\ \text{➤ } p_{out} + p_{crack} \leq p: \Delta \Phi &= -\Phi_{out} = -C_q \sqrt{p - (p_{out} + p_{crack})} \end{aligned} \quad (34)$$

Ou p_{in} , p_{out} sont la pression d'entrée et de la sortie, respectivement. p_{crack} la pression minimale pour que les valves s'ouvrent, C_q est la constante de pompage des valves anti-retour.

Pour le premier cas la pression dans la chambre de la pompe est inférieure à celle de l'entrée. Donc le débit vient de fermer la valve à la sortie.

Dans le deuxième cas, les deux valves sont fermées et de là il n'y a pas de mouvement de fluide et le débit égale à zéro.

La troisième cas, le flux à la sortie est induit par l'ouverture des valves de la sortie et les valves d'entrée sont fermées simultanément, maintenant d'après l'équation (33), (34) on peut tirer l'équation suivante, qui correspond au mouvement de la pompe piézoélectrique.

$$\frac{dp}{dt} = \frac{\beta C_q}{V_{p0} \sqrt{(p_{atom} - p_{crack})}} P + \frac{\pi \omega}{12 V_{p0}} (a^2 + ab + b^2) \Delta x \quad (35)$$

On note que la prise en compte de la linéarisation de la pression et respectée pour obtenir (35), avec la négligence du comportement non linéaire de l'hystérésis de l'actionneur piézo, le déplacement du diaphragme, Δx est relativement linéaire avec la tension $V(t)$ appliqué sur l'actionneur piézoélectrique, comme suite [43] :

$$\Delta x = cV(t) \quad (36)$$

Ou c ; constante qui est déterminée expérimentalement, par conséquent l'équation générale de la de la pompe piézo est comme suite :

$$\frac{dp}{dt} = \Phi_1 P + \Phi_2 \cos \omega t . V(t) \quad (37)$$

D'après l'équation (37) la pression de la chambre de pompage dépend de diaphragme et le volume initial de la chambre. la valeur maximale de la pression diminue lorsque le diamètre de diaphragme et le volume initial de la chambre augmente, ce ci est du au variation du volume de la chambre.

3.3. La commande de piston d'un système cylindrique :

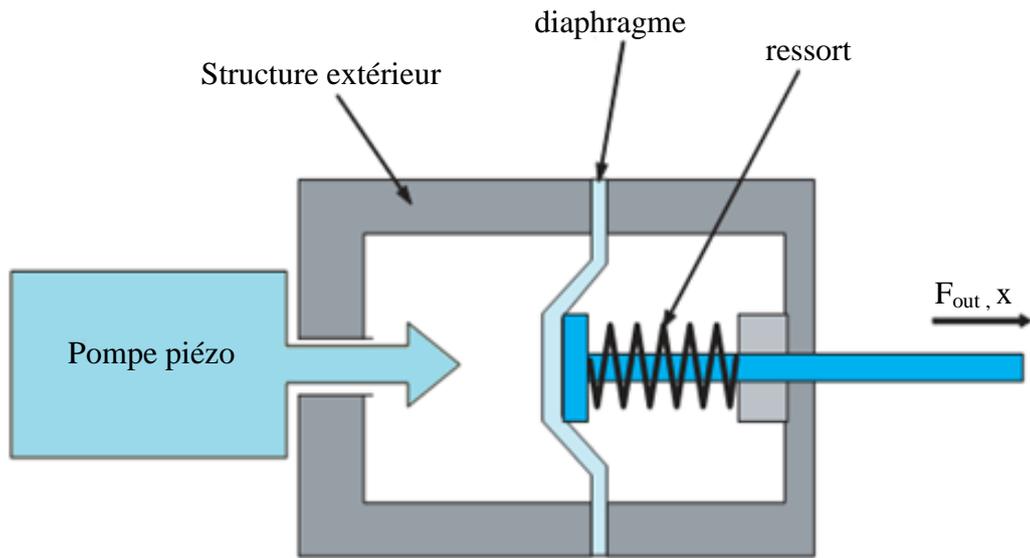


Figure III-12: schéma de la configuration du système cylindrique activé par une pompe piézo[43].

L'objectif de la commande est d'obtenir la position désirable de cylindre en contrôlant le débit à la sortie de la pompe piézoélectrique, la force à l'extérieur de cylindre est obtenue par :

$$F_{out} = J\Delta P \cdot \frac{\pi a^2}{4} - F_{spring} \quad (38)$$

Où J est la valeur efficace de la poussée de cylindre, F_{spring} la force inter du ressort, ΔP est la pression différentielle entre la pression et la pression externe cylindrique de la pompe piézo. Etant donné la force à l'équilibre de cylindre et l'augmentation proportionnelle de l'amortissement. Le dérivé de l'équation (38) est :

$$\ddot{x}(t) + \frac{c}{M_e} \dot{x}(t) + \frac{k}{M_e} x(t) = \frac{J\pi a^2}{4M_e} P(t) - \frac{J\pi a^2}{4M_e} P_{atom} \quad (39)$$

Où M_e , est la masse équivalente du cylindre et du diaphragme, k est la constante de ressort, C est le facteur d'amortissement. Le model de commande est obtenu par intégration de l'équation (39), avec (37) :

$$\frac{d}{dt}\ddot{x}(t) + \left(\frac{c}{M_e} - \Phi_1\right)\frac{d}{dt}\dot{x} + \frac{k - \Phi_1 c}{M_e}\frac{dx}{dt} + \frac{\Phi_1 k}{M_e}x(t) = \frac{\Phi_2 J \pi a^2}{4M_e}V(t) + \frac{\Phi_1 J \pi a^2}{4M_e}P_{atom} \quad (40)$$

Le résultat du prochaine commande et de faire un design pour $V(t)$, ainsi que le déplacement actuel du cylindre $x(t)$, doit suivre le déplacement désirable qui correspond au déplacement $x_d(t)$, pour arriver a cet objectif on adopte la commande par le mode glissant et de définir les erreurs comme suit :

$$e_1 = x - x_d \quad e_2 = \dot{x} - \dot{x}_d \quad e_3 = \ddot{x} - \ddot{x}_d \quad (41)$$

Puisque il y a une seule commande d'entrée et une seul surface du mode glissant qui est définie comme suite :

$$S = g_1 \cdot e_1 + g_2 \cdot e_2 + g_3 \cdot e_3 \quad g_i > 0 \quad i = 1,2,3 \quad (42)$$

Ou g_i est le gradient de la sur face du glissement.

Il est connu que le mode glissant existe la surface de glissement, quand la distance de la surface et la vitesse de son changement ont des signe opposite, ainsi la condition de l'existence de mode glissement est donné par :

Maintenant, d'après la condition du mode glissant, le contrôleur suivant est formulé :

$$V(t) = -\frac{1}{g_3 \alpha_1} \left[|g_1 \cdot e_2 + g_2 \cdot e_3| - g_3 \left\{ \left| \frac{d}{dt}\ddot{x} \right| + \left(\frac{c}{M_e} - \Phi_1 \right) |\dot{x}| + \frac{k - \Phi_1 c}{M_e} |x| + \frac{\Phi_1 k}{M_e} |x| \right\} \right] \cdot Sgn(S) - \dot{k} \cdot Sgn(S) \quad (43)$$

$$\text{Ou } \dot{k} > \left| \frac{\alpha_2}{\alpha_1} \right| \quad \alpha_2 = \frac{\Phi_2 J \pi a^2}{4M_e} \quad \alpha_1 = \frac{\Phi_1 J \pi a^2}{4M_e} P_{atom}$$

En remplant (43) dans (39), on peut prouver que la condition du mode glissant est vérifiée.

4. Conclusion :

Pour obtenir un haut débit et une grande pression, on a présenté et étudié une pompe piézostack (piézo-hydraulique) fonctionnant avec le diaphragme de chambre renforcé (se composant d'un disque membraneux et rigide). Un modèle analytique basé sur la théorie de plaque est établi pour évaluer la performance. L'effet de paramètres de diaphragme de chambre sur le débit, la pression et le coefficient d'énergie de production et celle de la charge externe sur le débit et le coefficient l'énergie de production a été analysé. En prenant en considération l'influence de la raideur du diaphragme sur la performance de la réponse dynamique de l'actionnaire piézostack, les résultats d'analyse montrent que le débit, la pression et le coefficient d'énergie de production augmentent avec la diminution de l'épaisseur de la membrane. Il y a un rapport de rayon optimal (le rayon du disque rigide par rapport au rayon de la membrane) pour que le débit et la pression accomplissent la valeur crête, qui diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de la membrane.

Chapitre IV :

Analyses et résultats de simulation

Chapitre IV : Analyses et résultats de simulation

1. Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons les résultats de simulation qui montrent le changement qui apparaît sur la valeur de débit de la pompe piézo-hydraulique. Si les paramètres électriques comme la tension d'alimentation et la fréquence, et les paramètres géométriques comme le matériau d'actionnement et le dimensionnement de la chambre membraneuse varient les performances de la piézo-pompe évoluent aussi. Dans ce contexte, nous analysons les performances d'une piézo-pompe mono-chambre que nous comparons à une piézo-pompe à multi chambres (ayant les mêmes caractéristiques que cette dernière) connectées en série. Ces deux pompes sont testées avec deux liquides (l'eau et le sang humain) comme milieu de fonctionnement. L'eau comme liquide à pomper sera utilisé pour valider les résultats de simulation du modèle mathématique amélioré par comparaison aux résultats expérimentaux trouvés dans la littérature et le sang humain afin de tester l'utilisation de ces types de piézo-pompes dans le domaine biomédical.

Deux types de matériaux piézoélectriques sont utilisés comme membrane d'actionnement: les oxydes d'alliages piézoélectriques du type PZT (Plomb, Zirconium et Titane) et les polymères électro actifs du type PPY et PVDF. Ces types de matériaux (PZT et Polymères) diffèrent par leurs propriétés d'actionnement, soit la tension de commande. L'un (PZT) nécessite une tension d'activation de l'ordre des dizaines de volts voir une centaine de volts. En revanche les polymères électro actifs sont limités en tension de l'ordre de quelques volts au dizaine de volts, à cause de la faible tension de claquage du polymère. La tension d'actionnement commande paramètre de commande est analysé dans la suite de ce chapitre afin d'arriver à un modèle de pompe et un compromis du rapport grand débit/ faible tension du point de vue application particulièrement en biomédical.

L'objectif du chapitre vise donc à montrer qu'un programme est développé en vue de prendre en charge le modèle mathématique général développé sur un PC , sous environnement MATLAB/simulink permettant la conception et la commande (dans le futur) d'une micro-pompe piézoélectrique performante. Les différents résultats montrent la variation du débit en

fonction de la fréquence, de la tension d'alimentation, de la variation du diamètre, ainsi que l'influence du matériau de l'actionneur et le liquide de la pompe sur le taux de pompage.

2. Contrôle du débit en fonction de la fréquence et de la tension :

2.1. L'influence de la fréquence :

Etudions en premier les performances d'une pompe mono-chambre piézo-hydraulique dont la membrane d'activation en oxyde d'alliage PZT. Faisant varier le débit de la pompe piézohydraulique en fonction de la fréquence pour différentes valeurs du rayon de la chambre de la pompe. Les résultats de simulation sont présentés dans la figure IV.1,b. Ils sont comparés aux résultats expérimentaux de la figure IV.1, a [33].

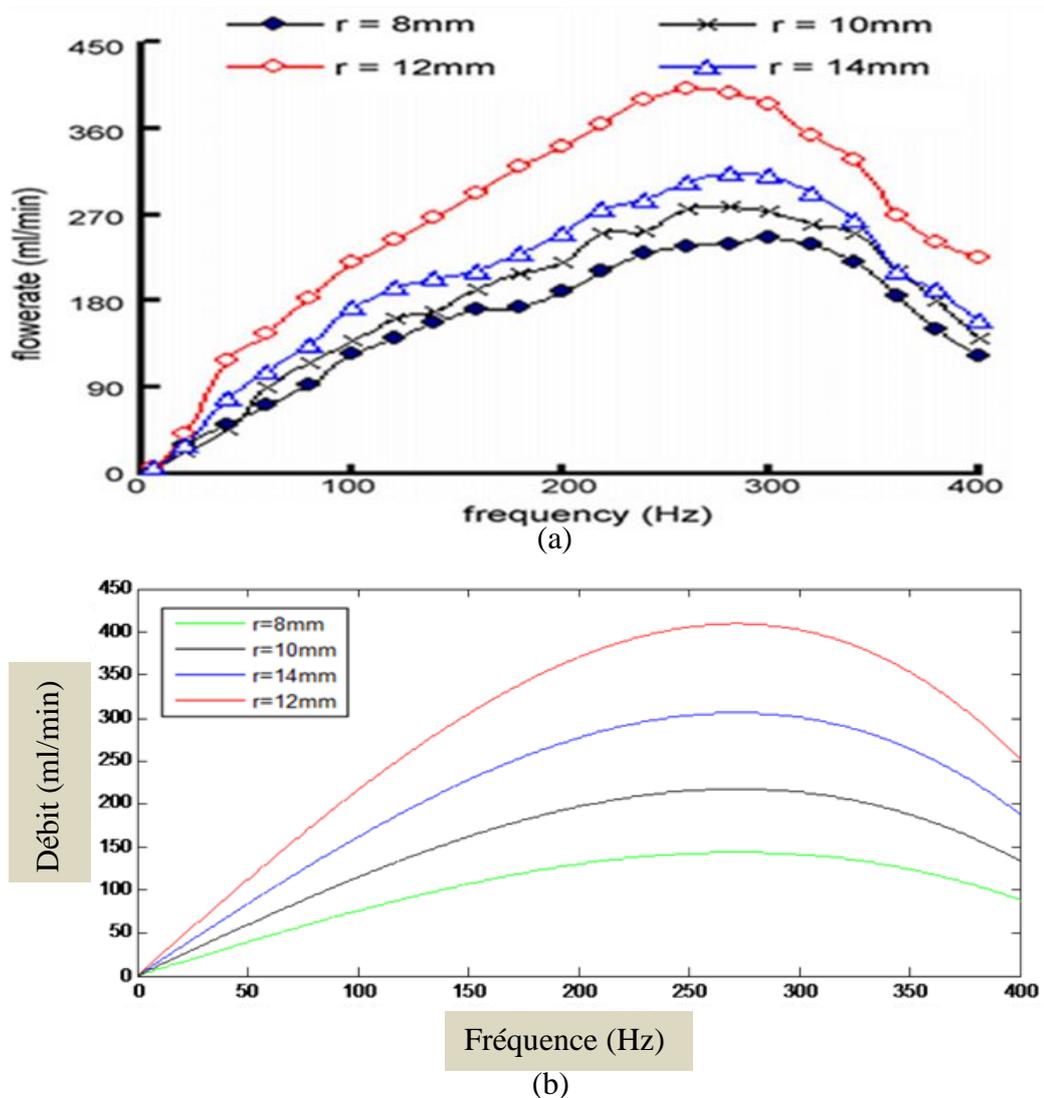


Figure IV-1: Débit en fonction de la fréquence et du diamètre de la chambre, (a) expérimentale [33], (b) simulation

Selon les résultats (expérimentales et simulation) le débit d'une pompe piézohydraulique à clapet anti-retour atteint la valeur maximale à une valeur optimale de la fréquence, qui dépend du type et de la taille des valves. Les débits augmentent avec l'augmentation de la fréquence, jusqu'à la valeur optimale de la fréquence. La fréquence maximale est évaluée à 270 Hz. Le débit passe donc par un maximum pour une fréquence donnée puis diminue même si la fréquence continue à augmenter.

On remarque aussi que la valeur du débit augmente avec l'augmentation du rayon de la chambre membraneuse, mais la valeur crête est toujours obtenue à la même valeur de la fréquence, voir Fig.IV.1., Pour différentes valeurs du rayon (8, 10, 14 et 12mm) le débit obtenu à la fréquence optimale est (140, 200, 290 et 420ml/min). Donc le rayon de la chambre peut influencer les performances de la pompe, et sans pour autant influencer la fréquence de commande. Donc pour augmenter le débit on peut agir sur la fréquence ou le rayon de la chambre.

2.2. L'influence de la tension d'alimentation :

Selon les équations (27) citées dans le chapitre précédent le débit est proportionnel à la tension d'alimentation, c'est à cause de la force de déflexion qui augmente avec l'augmentation de l'alimentation. Ainsi que la pression sera augmentée. Donc on peut faire varier (améliorer) le débit si on change la valeur de la tension d'activation. Nous procédons à la simulation du débit en fonction de la tension (Fig. IV-2), dans les mêmes que la figure précédente. Les résultats suivants sont intéressants du fait que la variation $Q(U)$ est linéaire et conforme à l'évolution du paramètre r qui est le rayon de la chambre.

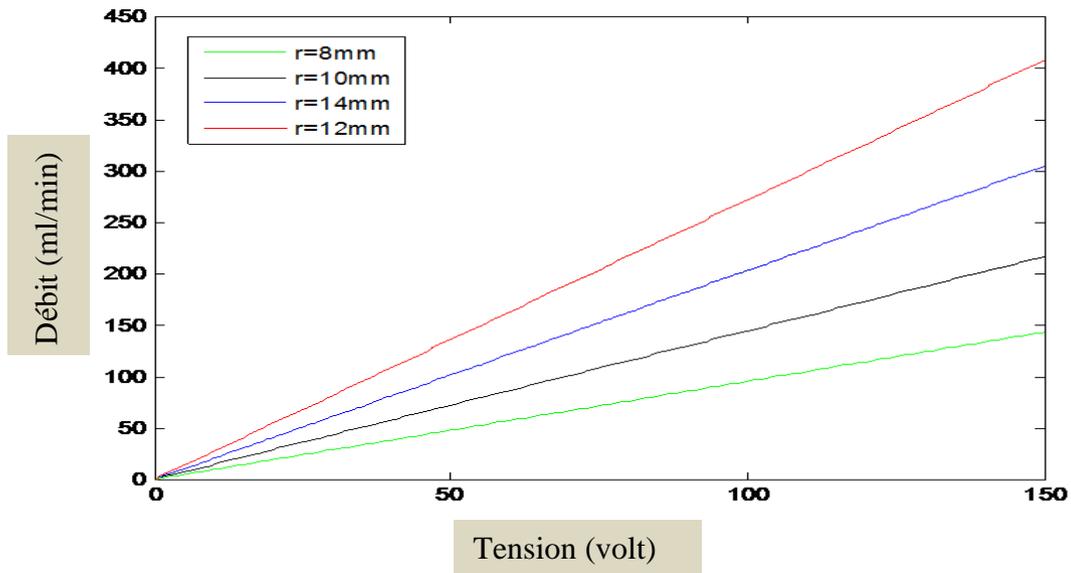


Figure IV-2: Variation de débit en fonction de la tension

On remarque que la tension d'alimentation a une grande influence sur le débit atteint par la pompe. C'est-à-dire que le débit croît avec l'augmentation de la tension, et du rayon. Sachons que la fréquence utilisée est la fréquence optimale des résultats de la fig. IV-2, on peut dire que le débit augmente avec l'accroissement de la tension jusqu'à la valeur maximale qui correspond à la fréquence optimale. Il est à noter qu'on n'aperçoit pas la diminution du débit parce que les fréquences au-dessus de la valeur optimale ne sont pas simulées.

L'intervalle de tension est [0v, 150v], la valeur maximale de la tension est un peu élevée, dans ce cas-là on va réduire la valeur du voltage et essayer de maintenir le débit dans des valeurs acceptables. Le nouvelle gamme de tension est [0v, 50v], c'est-à-dire trois fois moins que la tension précédente mais avec une pompe à mono chambre ayant un rayon plus grand (14 mm). Les résultats sont présentés dans la fig. (IV-3) :

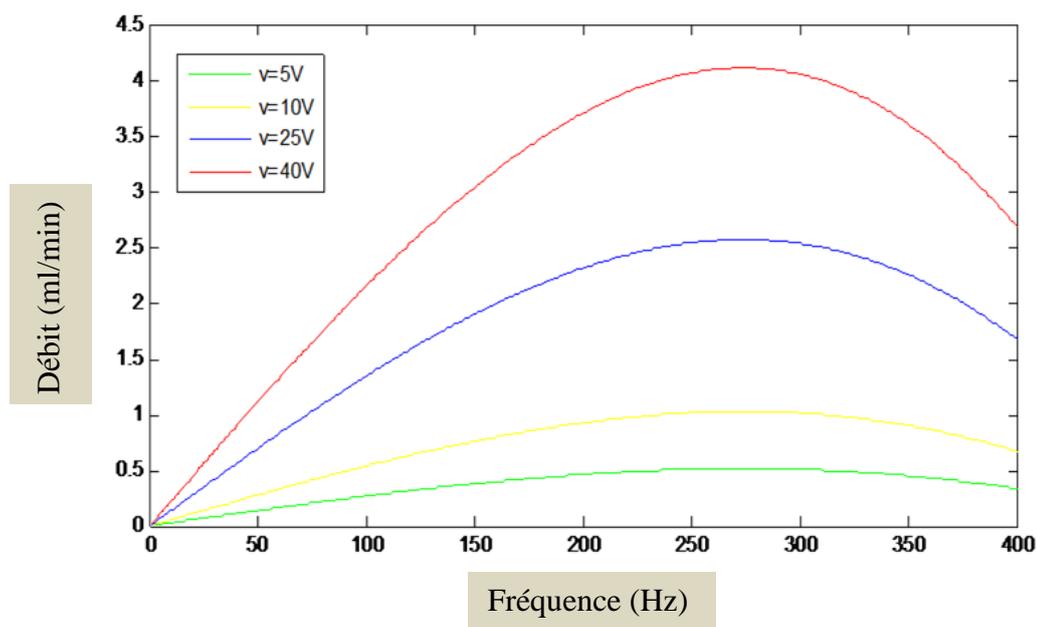


Figure IV-3: Débit en fonction de la fréquence et des tensions trois fois plus faibles

Selon la figure IV-3 on peut constater que le débit est très petit par rapport à celui de la figure IV-1. Cette diminution est due à la réduction de la tension d'activation. On remarque qu'avec une tension de 40 V, le débit n'est que de 4 ml/min. Une valeur 100 fois plus petite, par rapport à la valeur obtenue avec une tension d'activation 150 V. Cherchant en premier un compromis faible tension/ haut débit pour une pompe activée avec une membrane en PZT. Pour se faire, utilisant la pompe multi-chambres connectées en série, développée dans la référence [44] tout en utilisant le modèle appliquée précédemment.

La solution consiste donc à utiliser une pompe à multi chambres, de cette façon on n'a pas besoin d'augmenter le diamètre ni la tension d'activation du matériau piézoélectrique. L'amélioration du débit peut être obtenue avec une tension moins élevée et un diamètre de chambre optimale.

Actuellement la plupart des pompes piézoélectriques sont développées avec une seule chambre. Afin de renforcer leurs performances de sortie avec optimisation de la conception et la tension, une pompe multi-chambres (dans notre cas 4 chambres) est proposée comme le montre la figure suivante [45] :

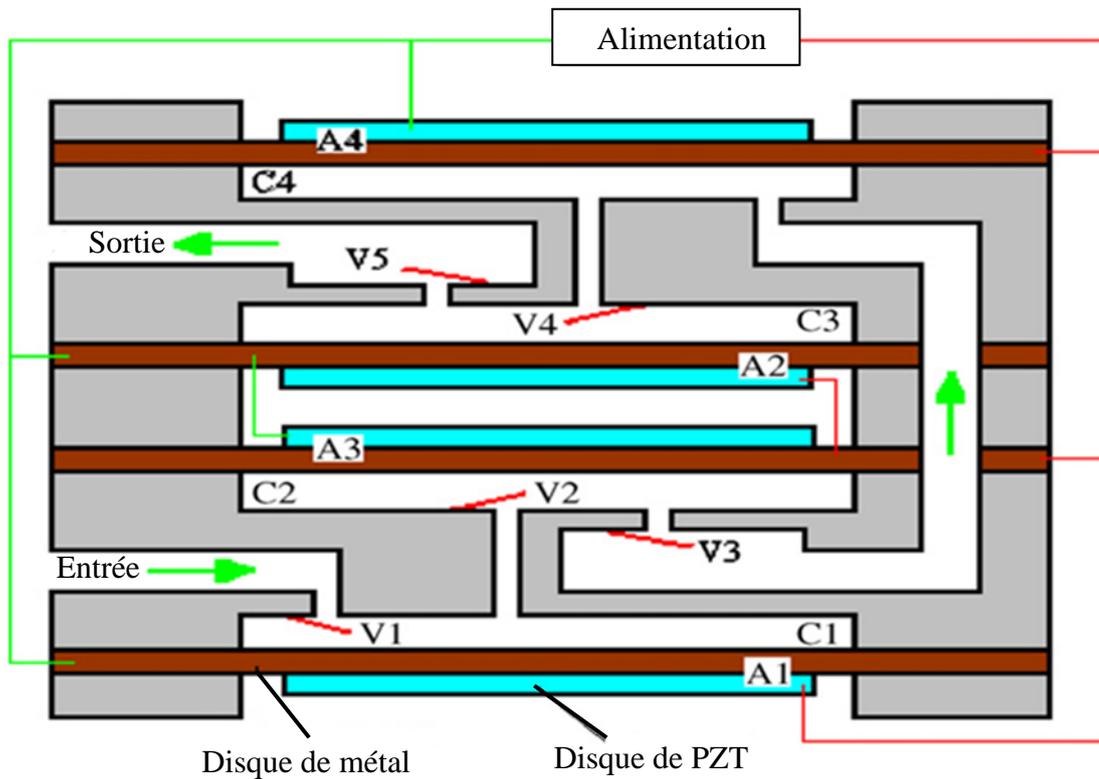


Figure IV-4: pompe piézoélectrique à 4 chambres [44].

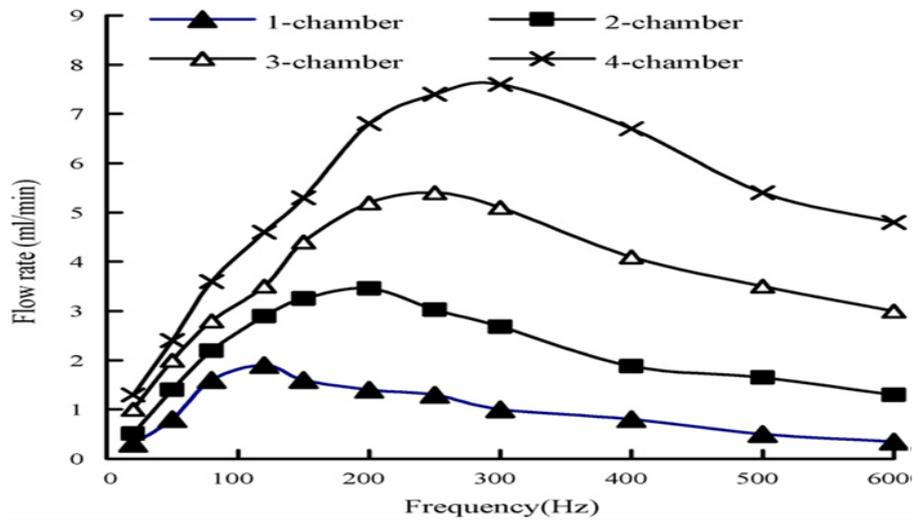
La fig. (IV-4) montre que la pompe multi chambre est composée de plusieurs chambres identiques connectées en série et identiques à celle de la pompe ordinaire. L'équation de débit en fonction du nombre de chambre est donnée par l'équation (30) [44] :

$$\Phi_m = \sqrt{n} \Phi \quad (30)$$

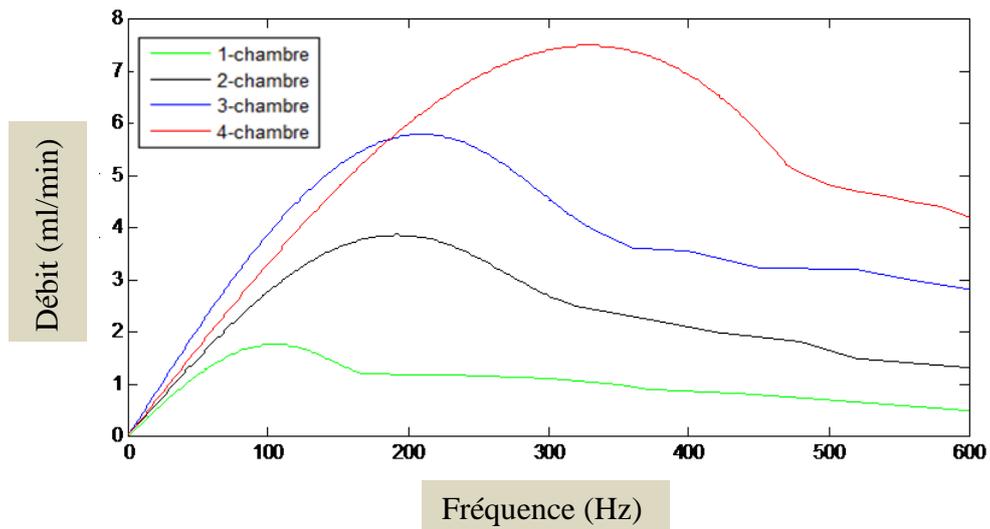
Φ : Débit d'une pompe à une seule chambre

n : Nombre de chambres

La pompe utilisée dans ce travail est une pompe à quatre chambres membraneuses avec une connexion série de 8mm de diamètre, alimentée par une tension de 40V les résultats sont présentés dans la figure IV-5.



(a)



(b)

Figure IV-5: débit en fonction de fréquence pour une pompe multi chambres, (a) expérimentale [44], (b) simulation.

On remarque que le débit augmente avec l'augmentation du nombre de chambre à la fréquence de commande. La 4-chambre de la micro pompe atteint son débit maximal de 7,5ml/min à la fréquence 300Hz. La tension d'alimentation est fixée à la valeur 50 V, et le rayon des chambres est 14mm, c'est-à-dire les mêmes conditions du résultat précédent. Donc on a pour une pompe multi chambre le débit maximale est 7,5 ml/min, par contre pour une

pompe à un seul chambre accomplit le débit maximale de 4,1 ml/min à la même fréquence. C'est-à-dire le débit d'une pompe multi chambre (4 chambre) est deux fois plus grand que celle d'une seul chambre.

Donc le débit de la micro pompe piézohydraulique est amélioré sans utiliser de grandes valeurs de la tension, et sans augmenter le diamètre de la chambre. Car l'augmentation de diamètre peut influencer inversement la pression, selon les résultats du chapitre précédent. Dans ce cas-là on peut utiliser une pompe multi chambres pour éliminer ce problème.

Après avoir varié le débit en fonction de la fréquence et la tension, nous testons sur les mêmes modèles de pompes un autre type de matériau piézoélectrique. . Nous avons choisi le polymère piézoélectrique, à cause de sa propriété intéressante connu pour son grand déplacement, même sous une faible tension d'activation.

3. Type de matériau :

3.1. Les polymères (PPY et PVDF) :

Les polymères PPy (poly pyrrole) et le PVDF (polyvinylidene fluoride) sont des polymères piézoélectriques qui ont une déflexion importante même si la tension d'alimentation est petite, les résultats de cette partie seront analysés et comparés avec les résultats de la pompe précédente qui utilise le PZT comme matériau d'actionnement. Les modifications apportées au modèle concernent le module d'élasticité (module de Young), et le coefficient de poisson. Ces matériaux sont connus pour leur bonne élasticité. Afin de conserver la validité du modèle, la simulation est faite dans les mêmes conditions qui correspondent à la figure IV-1 afin de comparer les performances obtenus à l'aide de chaque matériau PZT, PPy et PVDF respectivement.

Dans cette partie les résultats obtenus seront comparés avec celle de la figure IV-1, pour pouvoir choisir le matériau qui rend la pompe plus performante, c'est-à-dire un taux de pompage élevé avec des valeurs minimales de tension, et une structure optimale de la pompe, petite dimension, faible tension d'activation, taux de débit élevé.

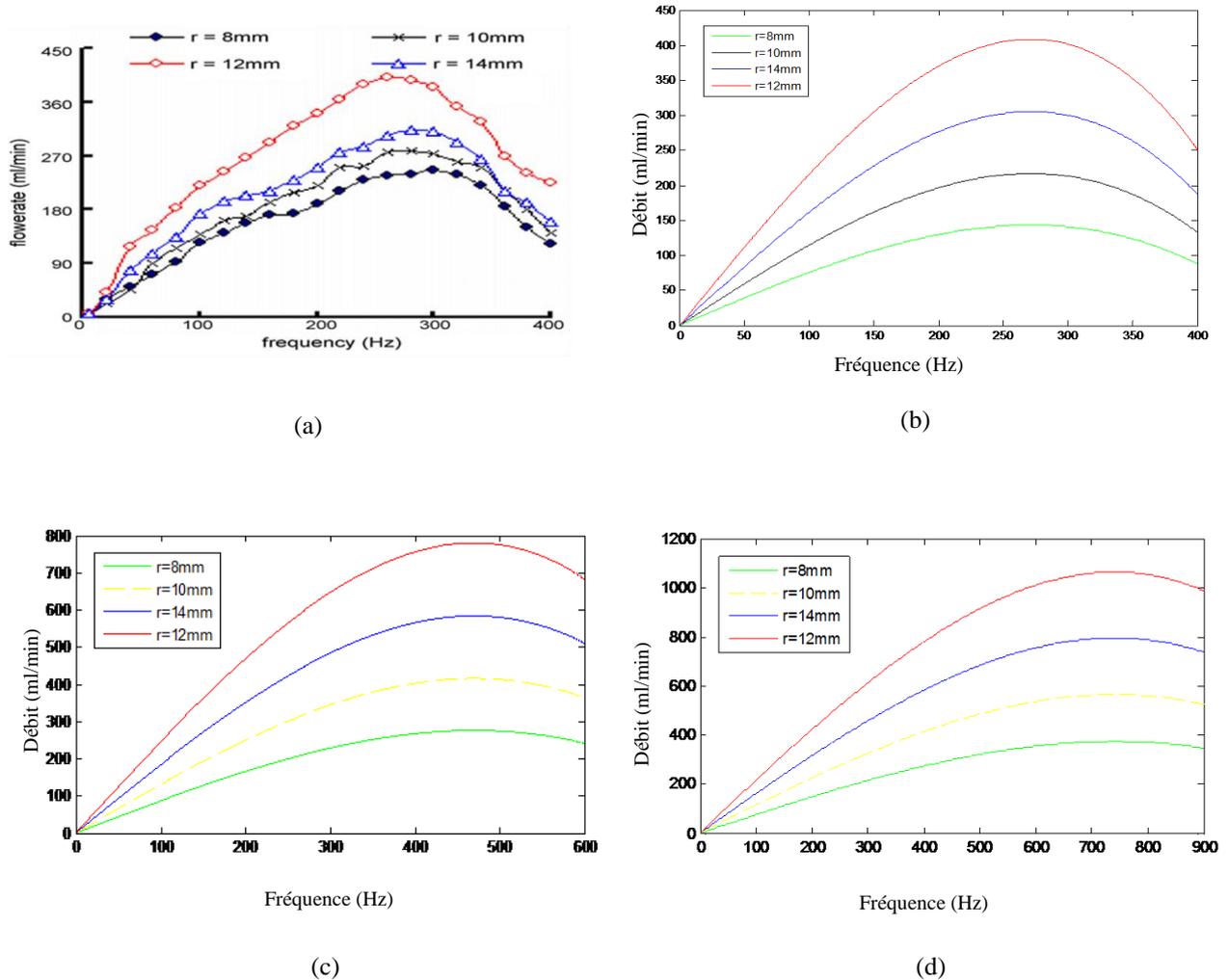


Figure IV-6: Débit en fonction de la fréquence pour différents matériaux, (a) expérimentale, (b) PZT, (c) PPY, (d) PVDF.

Pour les mêmes conditions de travail (tension [0, 150 V] et le rayon optimal $r = 12\text{ mm}$), on remarque que la valeur maximale de débit se distingue d'un matériau à un autre, 420ml/min, 790ml/min et 1100ml/min pour les actionneurs PZT, PPy et PVDF respectivement. La valeur la plus grande du débit est obtenue avec un actionneur en PVDF. L'explication qu'on peut donner, c'est que, les polymères piézo électriques ont une grande déformation lors qu'ils sont soumis à une tension; cette déformation impose une grande pression sur le liquide, dans ce cas la, l'augmentation du taux de pompage est évidente.

On peut remarquer que la valeur optimale de la fréquence, pour que le débit atteint la valeur crête change avec le type du matériau, pour le PZT 270Hz, PPy 480Hz et PVDF 750Hz. Cette variation dépend des caractéristiques dynamiques de chaque matériau et du milieu de fonctionnement de la pompe (la viscosité et la densité du liquide à pomper).

Après l'analyse de la figure précédente, on peut dire que le débit est amélioré, mais la tension reste très grande. Pour minimiser la valeur de la tension d'alimentation, nous testons les deux polymères comme matériaux d'activation dans la pompe à multi chambres, puis faire la comparaison avec les résultats de la figure VI-5. Les matériaux sont donc activés avec une tension 40 V (plus faible par rapport à la figure IV-1).

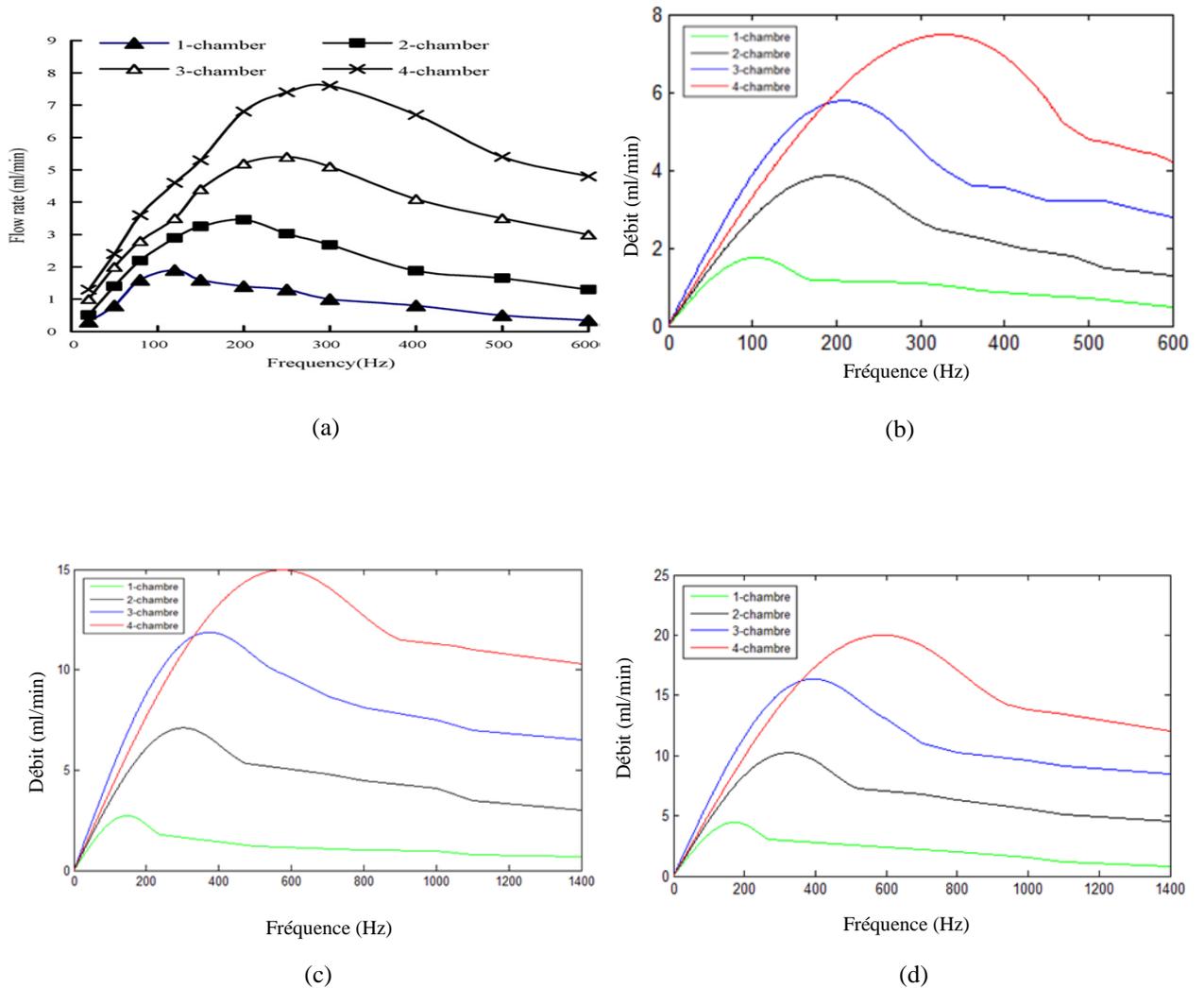


Figure IV-7: débit en fonction de fréquence pour une pompe multi chambres, avec des différents matériaux, (a) expérimental, (b) simulation [PZT], (c) [PPY], (d) [PVDF].

La figure (IV-7) montre l'amélioration du débit d'une pompe multi chambre, actionnée par des polymères piézoélectriques. On remarque que le débit est passé du simple au double pour la pompe à membrane de PPY, et le triple pour les pompes qui utilisent le PVDF comme matériau d'actionnement. On constate que le débit de la pompe à actionneur en PVDF est plus grand que celle en PPY. Ce résultat confirme aussi la dépendance de la fréquence optimale de la nature du matériau d'actionnement. Elle varie avec le type de matériau et le nombre des chambres.

L'explication de cette variation tient compte des caractéristiques physiques des polymères, comme le module de Young et le coefficient de poisson. Alors que l'explication de la variation de la fréquence optimale qui est due au nombre des chambres dépend des caractéristiques dynamiques du liquide, comme la viscosité et la densité et le nombre des valves.

4. Le sang humain comme milieu de fonctionnement

4.1. Micro-pompe à mono-chambre

Le changement de liquide qui est utilisé comme milieu de pompage peut influencer les performances de la pompe piézoélectrique. Ainsi, la première pompe piézoélectrique a été développée pour l'usage biomédical. Le travail suivant sera donc concentré sur le sang humain comme liquide de pompage. On ne va pas s'approfondir dans toutes les caractéristiques de la mécanique du fluide, mais pour valider uniquement le modèle et montrer l'utilisation de ces micro-pompes en médecine, on ne prend en compte que la viscosité et la densité du sang. Cependant l'association de cette pompe au corps humain comme instrument d'injection automatique des médicaments tel que l'insuline pour les diabétiques et des drogues aux patients dans un état avancé, doit être activé avec la plus faible tension possible et délivrer un débit élevé. Les micro-pompes actionnées avec les électro-polymères ont donné des résultats acceptables. Nous testons donc la circulation du sang à l'aide des deux pompes mono et multi-chambres à membrane en polymère électro-actif.

En premier lieu, on simule la pompe avec le sang comme liquide qui circule dans la chambre de la pompe, en utilisant des tensions un peu élevé [0, 150V] avec les trois matériaux, puis la tension sera réduite et la pompe sera substituée par une multi-chambre.

Les résultats de simulation sont illustrés dans la figure ci-dessous :

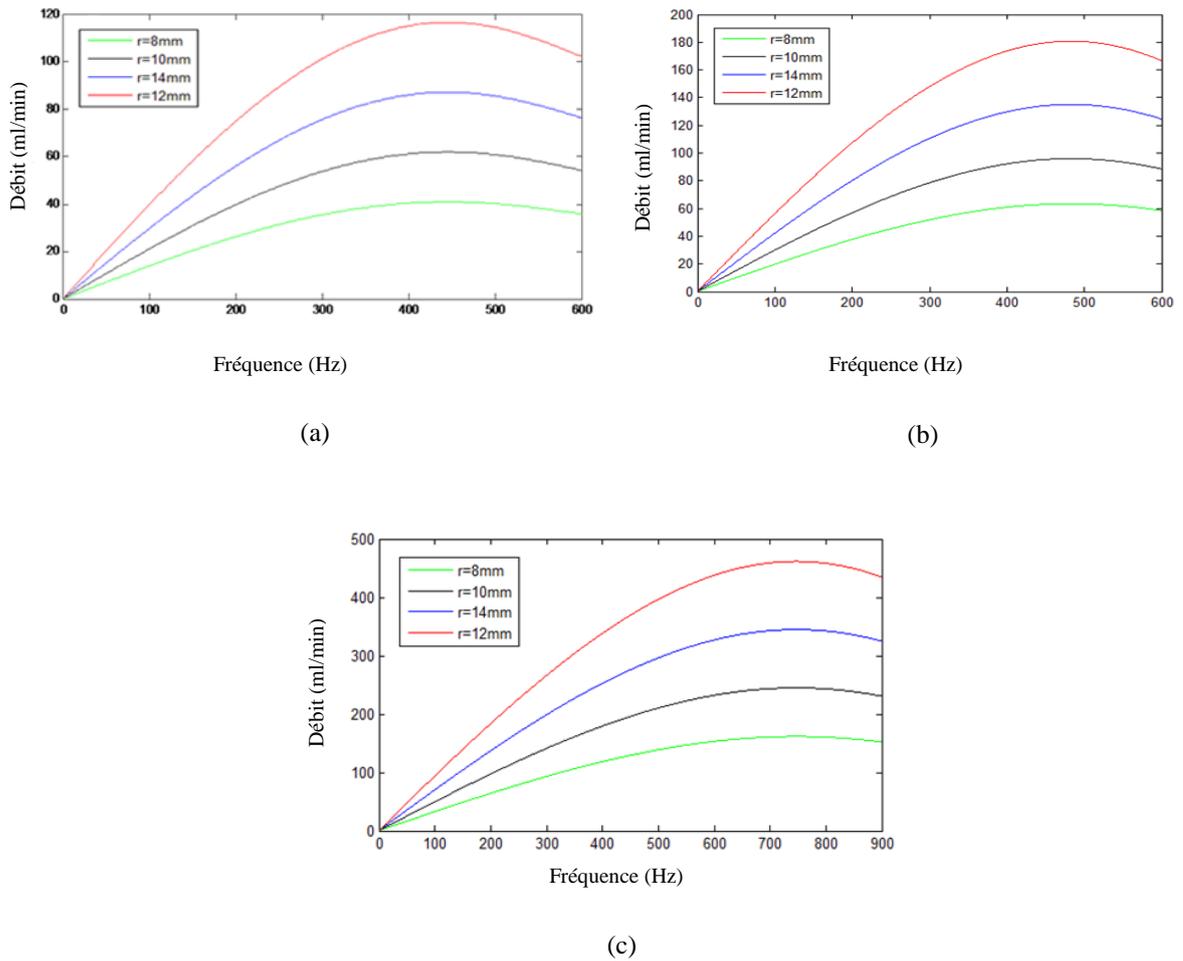


Figure IV-8: Débit en fonction de la fréquence d'une pompe; sang comme milieu de fonctionnement: matériaux d'actionnement , (a) PZT, (b) PPY, (c) PVDF

La figure IV-8 montre que les débits ont des valeurs remarquables, mais l'inconvénient reste la valeur de la tension qui est un peu élevée. on constate aussi, que le débit de la pompe en PVDF est plus grand que celle du PPY et la pompe du PZT, ce pendant le débit du PPY est plus grand que du PZT.

Si nous comparons ces courbes à ceux obtenues de la figure IV-6, le débit de pompage est moins élevé pour les trois matériaux. Les valeurs maximales sont (410, 300, 210, 140 ml/min), (790, 600, 410, 280 ml/min) et (1100, 820, 580, 380 ml/min) pour le PZT, PPY,

PVDF respectivement, pour les pompes qui utilisent l'eau comme milieu de pompage; cependant pour la circulation du sang les valeurs maximales sont respectivement (118, 84, 62, 40 ml/min), (184, 140, 90, 62 ml/min) et (450, 330, 240, 150 ml/min) pour la même tension de 150V. La cause principale de ce phénomène (diminution de débit) est due à la viscosité et la densité du sang, qui interviennent dans le modèle comme amortisseur des vibrations de l'actionneur piézoélectrique. Ces deux paramètres la viscosité et la densité sont aussi responsables du déplacement (à droite ou à gauche) des valeurs de la fréquence optimale de chaque pompe.

On note que la valeur de la tension utilisée précédemment est un peu élevée, cette valeur est un empêchement majeur pour l'implantation de la pompe dans le corps humain. On s'oriente donc vers l'utilisation d'une pompe multi chambres actionnée avec une membrane en polymère en vue de se rapprocher des conditions d'implantation de la pompe au corps humain,

4.2 Pompe multi-chambre

4.2. Micro-pompe à multi-chambre

Les résultats suivants seront pour des pompes qui utilisent le sang humain, avec les trois matériaux utilisés (PZT, PPY, PVDF). Les résultats obtenus seront comparés avec les résultats expérimentaux de la pompe qui utilise l'eau comme milieu de pompage. Cela nous permet de déduire les conditions pour laquelle la pompe piézoélectrique sera plus performante avec des dimensions optimales et des tensions minimales.

La tension utilisée dans la figure suivante (figure VI-9) est de 40V, puis on utilise une tension de 5V (dans la figure VI-10), qui est une valeur préférable pour que la pompe piézoélectrique puisse être exploitable dans les domaines biomédicaux et le domaine de la médecine.

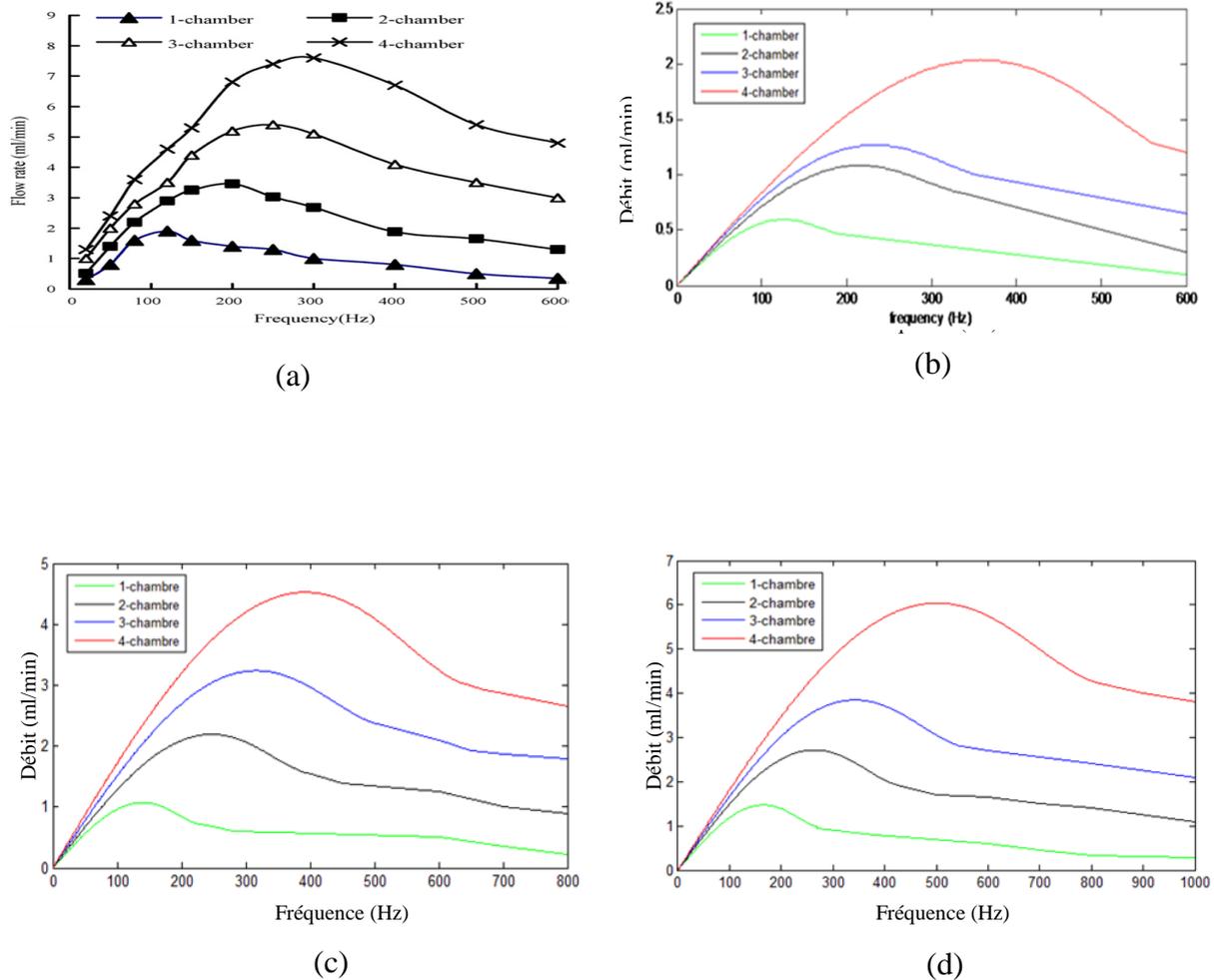


Figure IV-9 : (a) Pompe multi chambres en PZT utilise l'eau comme milieu ; tension d'actionnement 40 V. ,(b) PZT, (c) PPY, (d) PVDF milieu de fonctionnement le sang

La figure IV-9 (a) représente les résultats expérimentaux d'une pompe actionnée par une membrane en PZT avec une tension de commande de 40 V. Ces résultats nous permettent de valider les résultats de simulation obtenus par la même pompe faisant circuler le sang. La figure IV-9 (b) montre l'effet de la densité et de la viscosité du sang sur le débit. Le débit optimal pour une pompe à quatre chambres est réduit quatre fois moins par rapport à l'eau. Ce résultat montre par conséquent l'effet des propriétés du liquide sur les vibrations de la membrane et par la même sur le débit.

En revanche, la même structure de piézopompe utilise les polymères comme membrane d'actionnement au lieu du PZT. On remarque que le débit du sang est plus élevé par comparativement avec la même piézopompe à membrane en PZT Fig. IV-9 © et Fig.IV-9(d). Parmi les deux polymères utilisés, le PVDF fourni un débit (6,2 ml/min) proche de celle de l'eau actionné avec une membrane en PZT.

Dans la figure suivante, on va alimenter la pompe avec une petite tension (5V).

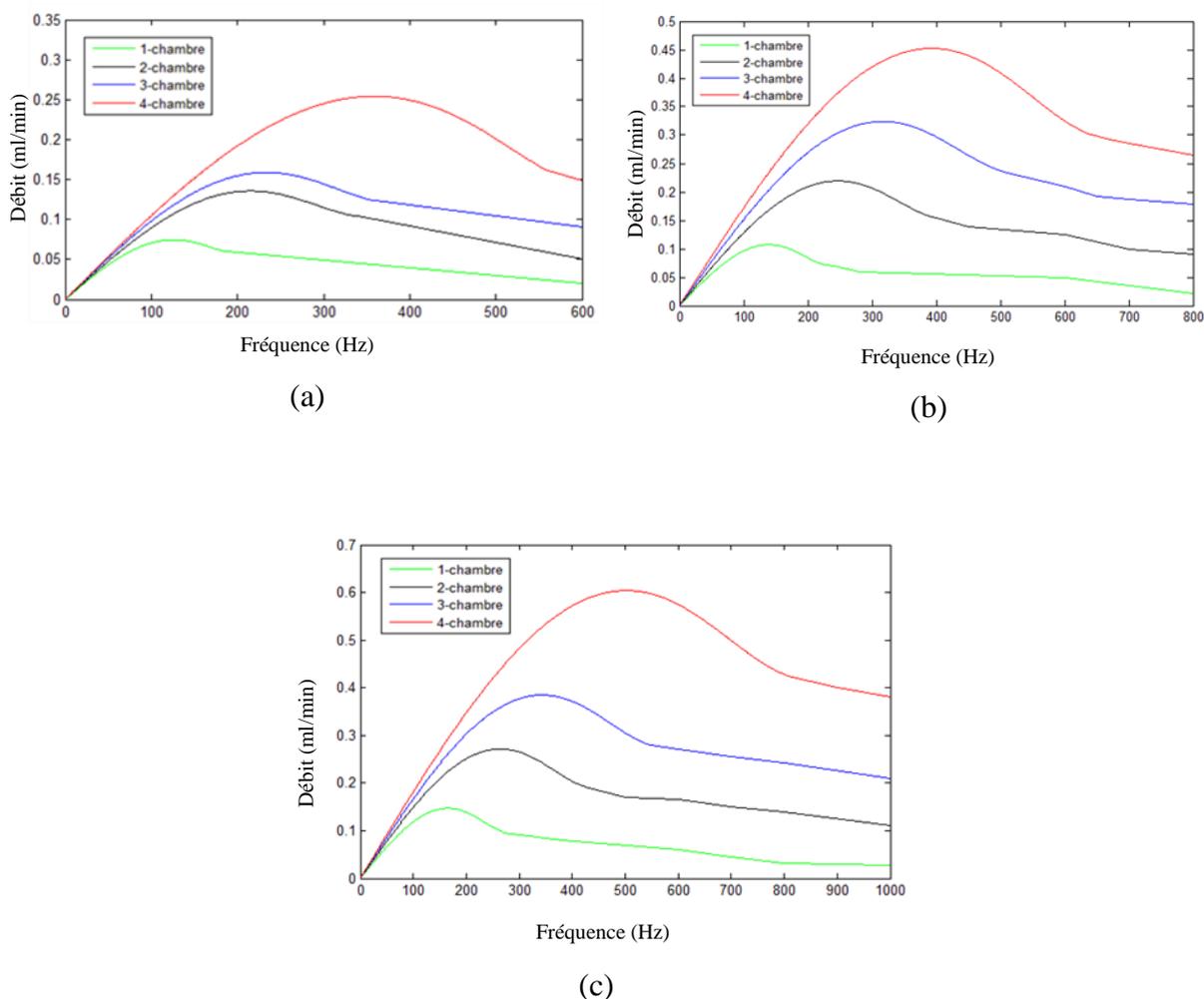


Figure VI-10 : Pompe multi chambres; milieu de fonctionnement le sang; Tension de commande 5V; membrane en (a) PZT, (b) PPY, (c) (PVDF).

La même étude est faite sur la même piézo-pompe alimentée par une faible tension (5 V) afin de l'appliquer à l'injection de l'insuline par exemple. La tension de 5V permet son implantation au corps humain. Cependant, nous l'avons testé aussi avec le sang comme milieu

de fonctionnement pour pouvoir comparer aux résultats précédents. La figure (VI-10), donne l'évolution du débit pour les trois types de matériaux utilisés. Evidemment le débit diminue en fonction de la tension conformément à la figure IV-2, car il y a une proportionnalité entre le débit et la tension d'alimentation. Même si le débit est petit il reste considérable pour une pompe de quelque micromètre, avec un liquide dense et une petite tension. On remarque aussi que la fréquence optimale n'a pas changé, en comparant avec la figure précédente. On déduit que la valeur de la tension n'influe pas sur la fréquence. Finalement du point de vue application et implantation de la pompe au corps humain, nous comparons les débits maximum des courbes IV-10-(b) et (c) par rapport au débit d'une piézopompe actionnée avec une tension de 4 V pour l'injection de l'insuline. La micropompe fournit un débit de 1,26 ml/min. [30- Yang Fang, Xiaobo Tan, *A novel diaphragm micropump actuated by conjugated polymer petals: Fabrication, modeling, and experimental results, Sensors and Actuators A* **158** (2010)121-131]. Cette valeur est comparable aux débits maximum obtenus dans la figure IV-10 (b) et (c) respectivement (0,45 ml/min et 0,6(ml/min) pour la circulation du sang dont la densité et la viscosité sont différentes de celle de l'insuline. Ainsi on peut confirmer que les pompes piézo à polymère électro actif sont plus adaptés à l'implantation pour être utilisées en médecine.

5. Conclusion :

Nous avons présenté dans ce chapitre les résultats de simulation de deux types de configuration pompes piézo-électriques: piézo-pompe mono chambre et piézo-pompe multi-chambres. Ces pompes actionnées par trois membranes en PZT, PPy et PVDF et alimentés sous différentes tension 150 V, 40 V et 5V. Ces différents paramètres nous ont permis développer un programme fonctionnant sur un PC permettant de concevoir une micro-pompe et de simuler le modèle amélioré. Les résultats de simulation obtenus nous ont permis d'apprécier les performances de chaque type de pompe en fonction des paramètres de commande (tension de commande, fréquence de commande et nature des matériaux piézoélectriques utilisés). Deux liquides, l'eau et le sang, comme milieu de fonctionnement ont été testé. Les résultats montrent l'effet de la viscosité et de la densité du liquide sur la vibration de la membrane.

Les résultats de simulations du débit en fonction de la fréquence et du nombre de chambre connectées en série ont été comparés aux résultats expérimentaux d'autres chercheurs. Les résultats sont satisfaisants. Du point de vue applications en médecine, les PVDF comme matériau piézoélectrique d'actionnement est recommandé pour ces micros pompes à cause du compromis grand débit faible tension d'alimentation.

Conclusion générale

Conclusion générale :

Le travail présenté dans ce mémoire concerne l'étude et le contrôle d'écoulement des liquides dans des systèmes à actionneur piézoélectriques (micro pompe piézoélectrique). Cette étude est basée sur l'amélioration des performances de la micro pompe, plus précisément l'augmentation du débit de pompage avec des paramètres optimales de la pompe. C'est-à-dire faible tension, dimensionnement minimale, utilisation de différents types de fluide et faire le bon choix du matériau pour arriver à un modèle plus performant de la pompe piézo électrique.

L'étude analytique menée a été faite sur le modèle d'une pompe piézoélectrique (piézohydraulique). Le modèle mathématique développé a été généralisé pour différentes configuration de pompe; pompe mono-chambre et pompe multi-chambre. Le modèle a été testé sur les deux types de micro- pompes utilisant deux types de matériaux piézoélectrique: PZT et PDFV.

Les paramètres intervenant dans la conception de la pompe du point de vue performance ont été analysés. L'effet des dimensions comme paramètres en vue d'aboutir à une meilleure compacité (rayon du diaphragme, épaisseur de la couche électroactive...) en fonction de la configuration de la micro-pompe et du type de matériaux utilisés a été étudié. Les piézo-polymères comme transducteur étaient plus performant par rapport au matériau PZT.

Les paramètres électriques de commande, telles que la tension et la fréquence de résonance du matériau électro-actifs et de la fréquence d'alimentation, ont été aussi étudiés pour les deux configurations de micro-pompe et les deux matériaux. Les résultats obtenus montrent que les piézo-polymères sont plus performants et plus adaptés à une micro-pompe susceptible d'être utilisée dans une application biomédicale. Le compromis débit/tension intéressant promet une meilleure adaptation quant à l'implantation au sein du corps humain.

Pour se faire, du point de vue application biomédicale, l'analyse des performances de la micro-pompe a été aussi faite sur deux liquides différents, l'eau et le sang puisque les performances de la pompe dépendent aussi de la viscosité du liquide à faire circuler. L'eau et le sang étant choisis par analogie à l'urine ou l'insuline par exemple. Les résultats de simulation validés par comparaison aux mesures expérimentales sont satisfaisants.

Conclusions générales et perspectives

En perspective, on prévoit le contrôle de l'injection automatique de l'insuline au patient diabétique.

BIBLIOGRAPHIE

Module de Young E_m (GPa)	125
Facteur Poisson	0.35
Épaisseur de la Membrane h (mm)	0.2
Épaisseur du disque rigide hd (mm)	3
Rayon de la Membrane a (mm)	15
Densité (kg/m ³)	8920
Déplacement maximale x_f (μm)	80
Intervalle de la tension (V)	0–150
Longueur (mm)	6
Force de blocage F_b (N)	82
Densité de l'eau (kg/m ³)	1000
Densité du sang (kg/m ³)	1 056-1066
Viscosité de l'eau (Pa.s)	$1,002 \times 10^{-3}$
Viscosité du sang (Pa.s)	6×10^{-3}
Longueur des valves (mm)	4.5
Larg3eur des valves (mm)	1.3

BIBLIOGRAPHIE

- [1] M. L.SAHLI, *modelisation et controle de sante des materiaux composites hybrides à propriété adaptables*. 2009.
- [2] G.H.HAERTLING, Revla C. BUCHANAN, " Ceramique Materials for Electronics Reval, piezoelectrooptic ceramics ," pp. 139-225, 1986.
- [3] Toshiiku S., Takashi K, "An introduction to Ultrasonic Motors ," *Clarendon Press*.
- [4] P., Gonnard," Mise en oeuvre et performances des matériaux piézoélectriques ," *MAGELEC*, pp. 15-28, 1998.
- [5] P, Mason , "Piezoelectric crystals and their application to ultrasonics," *New York Van Nostrand.*, 1950.
- [6] V. Piefort., A.Preumont, "Finite element modeling of piezoelectric structures ," *Proceedings of the Samtech User's Conference.*, Paris, 2001.
- [7] Burfoot J.C., and Taylor G. W., "Polar dielectrics and their applications," *London: Mac Millan press* , , p. 465, 1979..
- [8] Lambeck P. V., and Jonker G. M., " Ferroelectric domain stabilization in BaTiO₃ by bulk ordering of defects ," vol. 22, pp. 729-731, 1978.
- [9] L. Petit, "Conception d'un micro-generateur pour l'alimentation électrique des microsystemes," *Rapport de DEA Instrumentation et Microelectronique, Ecole Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg* , , 2003..
- [10] M. Malhis, "Controlé actif modal flou des rotors flexibles par plan d'action piezoelectrique," *These de doctorat.*,, INSA-Lyon, 2002.
- [11] T. Ikeda, "Fundamentals of piezoelectricity," *Oxford University Press* , , 1990..
- [12] Blondy P., Mercier D., Cros D., Guillon P., Rey P., Charvet P., Diem B., Zanchi C; *IEEE Internationam MTT-S*, Jun. 2002.

BIBLIOGRAPHIE

- [13] Park J. Y., Yee Y. J., Nam H. J., Bu J. U., "Micromachined RF MEMS tunable capacitors using piezoelectric actuators," *IEEE International MTT-S, Phoenix, AZ, USA*, 2001.
- [14] Ruan M., Shen J., Wheeler C.B " Microelectromechanical Systems," *IEEE J*, vol. 10, p. 511, 2001.
- [15] YOO J.H., HING J.I.,CAO W, " Piezoelectrique bimorph couled to thin metal plate as cooling fan for electronic devices," *Sensors and Actuators*, , vol. 79, pp. 8-12, 2000.
- [16] ZENGERLE R., URLICH J., KLUGE S.,RICHTER M.,RICHTER A." A bidirectional silicon micropump," *Sensors and Actuators A* , vol. 50, pp. 81-86, 1995.
- [17] SCHROTH A., ICHIKI M., MAEDA R., AKEDO J., MATSUMOTO S., "Application of jet-printed PZT-layers for actuation of small beam membranes and a 2-dimensional scanning actuators," *Proceeding SPIE*,, vol. 3242, pp. 172-180, 1997.
- [18] VAN LITEL H.T.G., VANDE POL F.C.M., BOUWSTRA S, "Piezoelectric micropump based on micromachined of silicon," *Sensors and Actuators*,, vol. 15, no. 2, pp. 153-167, 1988.
- [19] KOCH M, HARRIS N, EVANS A.G.R., WHITE N.M., BRUNNSCHWEIKER A, " A novel micromachined pump based on tik-film piezoelectric actuation," *Sensors and Actautors A*,, vol. 70, pp. 98-103, 1998.
- [20] C. Lotto, ".Conception d'une micropompe utilisant le principe des valves dynamiques et réalisation d'un prototype bon marché adapté aux applications biochimiques de type 'Lab-on-a-chip," *Lausanne Ch. Lotto.3 Micropompe en microfluidique.*, pp. 7-9, 2003.
- [21] cybermecanique.free.fr/la_common-rail.htm.
- [22] S. Jean-François, " Systeme électronique de commande d'actionneurs mems dédiés à une micropompe à usages biomédicaux," 2006.
- [23] TAY, F.E.H., CHOONG, W.O., LIU, H., XU, G.L, "An intelligent microfluidic system for drug delivery," *Proceedings of IEEE International Conference Industrial*

- Technology*, p. 70–75, 2000.
- [24] HUANG, Z., SAWAN, M., SAVARIA, Y, "Robust Design of a Dynamically Controlled Low-Power Level-up Shifter Operation up to 300V," *North Eastern Workshop on Circuits and Systems.*, p. 321–324, 2004.
- [25] J. BOYD, "Epson Using MEMS to Create Advanced Inkjet Heads for POS Printers," *Technology Newslines (Epson White paper)*, , pp. 1-2, 2003.
- [26] "COVENTOR, Designer User guide," *In. <http://www.coventor.com/>*, 2005.
- [27] W.S. Oates, L.D. Mauck, C.S. Lynch, "System dynamic modeling of a piezoelectric hydraulic pump," *Proc. SPIE 4693* , p. 598–606, 2002.
- [28] W.J. Spencer, W.T. Corbett, L.R. Dominguez, " An electronically controlled piezoelectric insulin pump and valves," *IEEE Trans. SonicsUltrasonbics SU 25*, vol. 3, p. 153–156, 1978.
- [29] J.H. Kim, C.J. Kang, Y.S. Kim, " A disposable polydimethylsiloxane-based diffuser micropump actuated by piezoelectric-disc," *Microelectron. Eng.*, vol. 71, p. 119–124, 2004.
- [30] Y.H.Mu, N.P. Hung, K.A.Ngoi, "Optimisation design of a piezoelectric micropump," *Int.Adv. Manuf. Technol.*, vol. 15 , p. 573–576, 1999.
- [31] D.J. Laser, J.G. Santiago, J. Micromech., "A review of pumps," *Microeng.*, vol. 14, p. 35–64, 2004.
- [32] Junwu Kana, KehongTanga, Yu Renb, GuorenZhua, Peng Li, "a Study on a piezohydraulic pump for linear actuators," *Elsevier B.V*, 2008 .
- [33] KanJunwu, Yang Zhigang, PengTaijiang, Cheng Guangming, Wu Boda, "Design and test of a high-performance piezoelectric micropump for drug delivery," *Sensors and Actuators* , vol. 121, p. 156–161, 2005.

BIBLIOGRAPHIE

- [34] T. Naik, E.K. Longmire, S.C. Mantel, "Dynamic response of a cantilever in liquid near a solid wal," *Sens. Actuators*, vol. 102, p. 240–254, 2003.
- [35] Y. Yiren, Z. Jiye, M. Jianzhong, "Added mass and damping of plate-type beam vibrating in incompressible viscous fluid," *Nucl. Power Eng.*, vol. 5, no. 19, p. 443–449, 1998.
- [36] T. Naik, E.K. Longmire, S.C. Mantel, "Dynamic response of a cantilever in liquid near a solid wal," *Sens. Actuators*, vol. 102, p. 240–254, 2003.
- [37] G. Alici, B. Mui, C. Cook, "Bending modeling and its experimental verification for conducting polymer actuators dedicated to manipulation applications," *Sensors and Actuators*, vol. 126, p. 396–404, 2006.
- [38] J.H. Kim, K.T. Lau, R. Shepherd, Y. Wu, G. Wallace, D. Diamond, " Performance characteristics of a polypyrrole modified polydimethylsiloxane (PDMS) membrane based microfluidic pump," *Sensors and Actuators A: Physical* , vol. 148, p. 239–244, 2008.
- [39] S. Guo, K. Asaka, "Polymer-based new type of micropump for bio-medical application," *Proceedings of the 2003 International Conference on Robotics and Automation*, p. 1830–1835, 2003.
- [40] Y. Fang, X. Tan, G. Alici, "Robust adaptive control of conjugated polymer actuators," *IEEE Transactions on Control Systems Technology* , vol. 16, p. 600–612, 2008.
- [41] JunwuKan*, Kehong Tang, Guojun Liu, Guoren Zhu, Chenghui Shao, "Development of serial-connection piezoelectric pumps," *Sensors and Actuators*, vol. 144, p. 321–327, 2008.
- [42] J.-H. Kim, C.J. Kang, Y.-S. Kim, "A disposable polydimethylsiloxane-based diffuser micropump actuated by piezoelectric-disc," *Microelectron. Eng.*, vol. 71, p. 119–124, 2004.
- [43] JK., Yoo., "Cylinder position control of hydraulic-pneumatic system driven by

BIBLIOGRAPHIE

piezoactuator," *MS D Thesis, Department of Mechanical Engineering, Inha University*, 2002.

- [44] J. Kan, T. Peng, K. Tang, "the structure and performance of double-chamber pumps," *Piezoelectr. Acoustoopt*, vol. 1, no. 28, pp. 40-42, 2006.
- [45] Junwu Kan*, Kehong Tang, Guojun Liu, Guoren Zhu, Chenghui Shao, "Development of serial-connection piezoelectric pumps," *Sensors and Actuators*, no. 144, p. 321–327, 2008.

BIBLIOGRAPHIE
