



Analyse et conception d'une micropompe pour des applications à très faible pression

Mémoire

Hamza Landari

Maîtrise en génie électrique
Maître ès sciences (M. Sc.)

Québec, Canada

© Hamza Landari, 2018

Analyse et conception d'une micropompe pour des applications à très faible pression

Mémoire

Hamza Landari

Sous la direction de:

Prof. Amine Miled, directeur de recherche

Résumé

Dans ce mémoire, nous présentons une nouvelle architecture d'une micropompe pneumatique à valves autoactionnées. Une modélisation par éléments finis de la micropompe est également présentée ainsi que sa fabrication et sa caractérisation. Le débit théorique minimal de la micropompe est de $9 \mu L/min$ pour une pression externe d'actionnement égale à $1500 Pa$. La fréquence de déformation imposée à la membrane est de $1,25 Hz$ et la déformation maximale observée de cette dernière est égale à $3,66 \mu m$. On note aussi que la modélisation par la méthode des éléments finis montre clairement une conservation de débit entre les phases d'admission et de refoulement égal à $99,99 \%$, cette conservation de débit a été validée aussi expérimentalement. La fabrication de la micropompe s'est faite à travers deux procédures : un moulage manuel pour les microvalves avec des chambres cylindrique et cubiques dont les dimensions externes sont de $8 mm \times 12 mm \times 6 mm$ avec des membranes de $20 \mu m$ d'épaisseur, fabriquées en Polydiméthylsiloxane (PDMS). Un nouveau procédé d'impression à base de sucre, en collaboration avec le département de mécanique, a été aussi utilisé. Ce dernier se résume dans l'impression 3D d'un moule temporaire en sucre vitrifié. Les chambres d'actionnement de la micropompe sont de forme cylindrique avec un diamètre de $4 mm$ et une hauteur de $1 mm$. La chambre de pompage est aussi cylindrique avec le même diamètre, mais avec une hauteur $0,5 mm$. L'épaisseur des membranes de pompage est de $250 \mu m$. En utilisant ce procédé, tout le système de pompage excluant les microvalves est fabriqué en un seul bloc afin d'éliminer toute fuite et minimiser l'encombrement du système. Les dimensions externes de la micropompe sont $20 mm \times 20 mm \times 10 mm$. Les résultats de caractérisation de la micropompe consistent le débit minimal qu'on a pu générer qui est égale à $7 \mu L/min$ avec une puissance électrique consommée par le système de $114 mW$. Enfin, les microvalves peuvent supporter une contre-pression jusqu'à $13 psi$. Une interface graphique pour contrôler l'actionneur de la micropompe à l'aide d'un FPGA a aussi été développée.

Abstract

In this project, a new architecture of an air-driven micropump prototype with self-actuating microvalves is presented. A finite element model is also presented. Fabrication and characterization of the system and the electronic control of the micro-pump was also introduced. The designed micropump was able to generate a flow rate of $9 \mu L/min$. Pumping pressure was $1500 Pa$. Frequency of membrane deformation was $1.25 Hz$ and its maximum deformation was $3.66 \mu m$. Finite element modeling shows that the flow rate ratio between the admission and delivery phase was 99.99% . Fabrication of the micropump was achieved through two processes. First, a manual molding for microvalves with cylindrical and cubic chambers whose external dimensions was $8 mm \times 12 mm \times 6 mm$ and actuation membrane thickness of $20 \mu m$. The entire system, including the membrane, was made from polydimethylsiloxane (PDMS). Second, in collaboration with the department of mechanical engineering, a new printing process based on sugar glass was also used. The latter is based on the 3D printing of a sugar mold. The mold is dissolved after the pouring and curing of PDMS. The actuating chambers of the micropump were cylindrical with a diameter of $4 mm$ and a height of $1 mm$. The pumping chamber was also cylindrical with the same diameter but with a height of $0.5 mm$. The thickness of the pumping membranes was $250 \mu m$. Through this process, the entire pumping system (except microvalves) were fabricated as a one block to eliminate leakage and reduce system dimensions. The external dimensions of the micropump was $20 mm \times 20 mm \times 10 mm$. Experimental results of the micro-pump showed that the flow rate that can be generated is $7 \mu L/min$. The electrical power consumption of the system was $114 mW$. Finally, the microvalve can resist to a back pressure up to $13 psi$. A graphical interface to control the actuation part of the micropump using an FPGA has also been developed.

Table des matières

Résumé	iii
Abstract	iv
Table des matières	v
Liste des tableaux	vii
Liste des figures	viii
Remerciements	xi
Avant-propos	xii
Introduction	1
1 Revue de littérature	4
1.1 Introduction	4
1.2 Les pompes conventionnelles	4
1.3 Les micropompes	5
1.3.1 Actionneurs non mécaniques	5
1.3.2 Actionneurs mécaniques	10
1.4 Microvalves	20
1.4.1 Microvalves passives	20
1.4.2 Microvalves actives	20
1.4.3 Microvalves fixes	21
1.5 Discussion	23
2 Biocompatible Compact Micropump with Integrated Unidirectional Microvalves for Low Pressure Microfluidic Applications	25
2.1 Résumé	25
2.2 Abstract	26
2.3 Introduction	26
2.4 Theoretical model	28
2.4.1 Model Equations	30
2.4.2 Finite Element Modeling of Theoretical Model	34
2.5 Experimental Model	41
2.5.1 Finite Element Modeling of Experimental Model	41
2.5.2 Fabrication Process	42

2.5.3	Actuator Control	45
2.5.4	Experimental Results	45
2.6	Discusion	47
2.7	Conclusion	48
3	Commande de la micropompe	49
3.1	Introduction	49
3.2	Solutions techniques	49
3.2.1	Saisie de la commande	50
3.2.2	Communication Ordinateur -FPGA	51
3.2.3	Configuration de la tension du moteur	52
3.2.4	Inverseur de sens de rotation du moteur CC	54
3.3	Conclusion	57
	Conclusion	58
	Contributions	59
	Bibliographie	61

Liste des tableaux

0.1	Principales formes d'administrations des médicaments.	2
2.1	Comparison Table of experimental results with different selected micropumps architectures	47
3.1	Descriptions des différents composants.	54
3.2	Résultats expérimentaux et théoriques de la tension de sortie du régulateur. . .	55
3.3	Définition des constantes des différentes périodes.	56

Liste des figures

1.1	Différents types des pompes conventionnelles.	5
1.2	Système de pompage électro-hydrodynamique par induction.	6
1.3	Système de pompage électro-hydrodynamique par injection des particules chargées. (a) Aucune excitation appliquée aux électrodes. (b) Première séquence d'excitation.	7
1.4	Classification des matériaux diélectriques et PÉ.	11
1.5	Micropompe à actionnement PÉ. (a) État initial de la membrane. (b) Admission du fluide vers la chambre du pompage. (c) Refoulement du fluide vers l'extérieur.	12
1.6	Micropompe à actionnement ÉS. (a) État initial de la membrane, électrodes non excitées. (b) Les électrodes s'attirent par les forces attractives (phase d'admission). (c) Les électrodes s'éloignent par les forces répulsives (phase de refoulement).	13
1.7	Micropompe à actionnement ÉM. (a) état initial de la membrane, bobine non excitée. (b) La bobine attire l'aimant (phase d'admission). (c) La bobine repousse l'aimant (phase de refoulement).	14
1.8	Classification des actionneurs thermique.	15
1.9	Micropompe à actionnement TH avec matériau à mémoire de forme. (a) état initial de la membrane (déformée), élément chauffant non excité. (b) élément chauffant excité, membrane non déformée.	16
1.10	Micropompe à actionneur TH bimétallique. (a) état initial de la membrane (non déformée), élément chauffant non excité. (b) élément chauffant excité, membrane déformée.	17
1.11	Micropompe à actionnement TH-Pneumatique. (a) état initial de la membrane (non déformée), élément chauffant non excité. (b) élément chauffant excité, membrane déformée	18
1.12	Micropompe à actionnement pneumatique. (a) état initial de la membrane (non déformée), pas de pression externe. (b) application d'une pression externe, membrane déformée.	19
1.13	Microvalves passives (a) microvalves à membrane en porte à faux (b) microvalves à boule.	21
1.14	Microvalves actives. (a) microvalves à actionnement piézoélectrique. (b) microvalves à actionnement électrostatique. (c) microvalves à actionnement électromagnétique. (d) microvalves à actionnement thermo-pneumatique.	22
1.15	Microvalve fixe (bus/diffuseur).	23
2.1	(a) Theoretical model. (b) Actuation system of the theoretical model.	29
2.2	Cantilever design and applied forces.	33
2.3	Actuation chamber design.	35

2.4	Pressure applied on the membrane and increase in volume in the pumping chamber as a function of the temperature in the actuation chamber.	35
2.5	Ratio between functional and lost energy.	36
2.6	Deformation of one of the membrane and the walls in the actuation chamber.	36
2.7	Ratio between the deflection of the membrane and the maximal deformation of the walls.	37
2.8	Diagram of the proposed model implementation in ANSYS to highlight the multiphysics approach.	38
2.9	FEM results during admission phase. (a) Proposed micropump with two membrane. (b) Proposed micropump with one membrane.	39
2.10	FEM Results of the theoretical model.(a) Effect of the pressure applied on the membrane on its maximum deflection.(b) Effect of the pressure applied on the membrane on induced pressure and flow-rate. (c) Cantilever thickness effect on its maximum deformation. Simulation was stopped at 10 μm because of FEM limitation. (d) Effect of cantilever thickness on the generated pressure by the micropump.	40
2.11	FEM modelization during delivery phase (not all stream lines shown).	40
2.12	Experimental model of the implemented prototype.	42
2.13	FEM Results of the experimental model.(a) Induced pumping pressure based on the pressure applied on the membrane. (b) Induced flow rate based on the pressure applied on the membrane.	42
2.14	Designed micropump : (a) negative template sugar-glass mold, (b) sugar-glass mold covered by PDMS, (c) functional micropump after removal of sugar (red and blue : actuation chamber, green : pumping chamber with inlet and outlet channels), (d,e) example of partial mold used to create the pumping chambers.	43
2.15	(a) Proposed outlet cantilever microvalve design.(b) The two assembled microvalve. (c) First assembled prototype of micropump.	44
2.16	Diagram of complete electrical system.	45
2.17	Effect of applied voltage on micropump flow rate. Rotation Inversion frequency of the dc motor was 1 Hz	46
2.18	Air-driven micropump	46
2.19	Conceptual image of micropumping system as implantable device where R is liquid reservoir, e ⁻ is electronic chip to control the micropump and L refers to injected liquid. The Skull and brain human image, only, are from Wikipedia reused under Creative Commons Attribution 2.5 License 2006 (CC BY 2.5), Credits : Patrick J. Lynch, medical illustrator ; C. Carl Jaffe, MD, cardiologist	48
3.1	Effet du sens de la rotation de moteur sur la pression appliquée sur la membrane	50
3.2	Interface de contrôle.	51
3.3	Schéma bloc de la machine à états finis de la communication série entre l'ordinateur et la carte Atlys	52
3.4	Variateur de tension à base de LM317	53
3.5	Inverseur de sens de rotation du moteur.	56

*A la mémoire de
Mon père Abed Lahmid.
Mon frère Yossri.
Dédié à
Ma chère mère Fafani.
Ma chère femme Marwa.
Ma sœur Maroua.*

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche Prof. Amine Miled pour m'avoir accueillie dans son laboratoire (Laboratoire de recherche en bio-ingénierie LABioTRON). Par son aide et ses conseils, il m'a permis d'acquérir une très bonne expérience en modélisation par élément finis et la conception de dispositifs miniaturisés. Ses conseils m'ont été d'une très grande aide tout au long de ce projet. Aussi, je remercie le Prof. André Begin-Drolet de son implication dans le projet à travers ses commentaires qui m'ont aidé à résoudre beaucoup de défis tout au long de mes travaux de recherche. Je remercie également la CMC Microsystèmes et l'Université Laval (Bourse d'excellence) de leurs soutiens financiers pour ce projet de recherche. Finalement, on remercie le conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada de leur soutien financier à travers les subventions qu'il a octroyées au Prof. Miled pour que je puisse mener à bien ce projet.

Avant-propos

Ce mémoire est basé sur un article, présenté dans le chapitre 2. L'article est intitulé « **Bio-compatible Compact Micropump with Integrated Unidirectional Microvalves for Low Pressure Microfluidic Applications** » a été soumis dans le journal « Elsevier journal : Sensors and Actuators A : Physical. ». Il a été soumis le 30 août 2017. Cet article présente l'étude théorique de la génération d'un débit contrôlé à travers une micropompe thermopneumatique, la modélisation par la méthode des éléments finis du système, la fabrication ainsi que la caractérisation de la micropompe. L'étude théorique, la modélisation, la fabrication des microvalves et la caractérisation de la micropompe ont été réalisées par le premier auteur. Le système contenant les chambres de pompage a été fabriqué par Marc-André Dussault à travers une impression 3D d'un moule en sucre vitrifié. Cette procédure de fabrication s'intègre dans une collaboration avec le département du génie mécanique à l'université Laval. De plus, l'article a été rédigé par le premier auteur et révisé et amélioré par les coauteurs.

Introduction

Mise en contexte

Le travail présenté dans ce rapport de mémoire représente un couplage dans les deux sens entre les phénomènes qui gouvernent la microfluidique et la microélectronique. La microfluidique est utilisée dans ce travail, afin d'étudier la création et le contrôle du mouvement d'un fluide à travers des micropompes et des microvalves. La microélectronique porte sur l'actionnement et le contrôle des différentes parties du système proposé. Le système développé dans le cadre de ce projet est un pas vers des dispositifs pour la libération des médicaments sur puce. Mais, nous pouvons également l'utiliser pour préparer des expériences chimiques à haute précision ou le microéchantillonnage des fluides. Plusieurs systèmes permettent ainsi la microlibération localisée de médicaments à dosage contrôlé. Ces systèmes se répartissent en trois grandes familles selon la voie d'admission et le traitement médical à effectuer. Le tableau 2.1 résume les principales formes d'administrations des médicaments.[1]

Afin d'atteindre nos objectifs, l'architecture proposée fait partie de la famille des systèmes d'injections directement dans le sang par des voies parentérales. Ainsi, le traitement s'effectue par l'injection de petites quantités de liquide. Nous développons donc, un système de génération contrôlée d'écoulements laminaires. Ce système est une micropompe à actionnement thermopneumatique externe avec des micros-valves intégrées auto actionnées. La micropompe a été fabriquée entièrement à partir du PDMS à travers plusieurs procédures de moulage. Le système de création d'écoulement et les deux microvalves ont été assemblées manuellement par des tubes en plastique, de diamètre interne de $200 \mu m$, afin de lier les entrées/sorties de la micropompe avec les entrées/sorties des microvalves. Une version optimisée de cette pompe servira par la suite à l'injection contrôlée des médicaments pour tester certains traitements sur des animaux et le microéchantillonnage du fluide. Elle pourra aussi être utile pour préparer des expériences chimiques et jouer le rôle d'une pipette numérique à haute précision. Elle est aussi un composant important pour la mise en place de laboratoire sur puce pour analyser certaines maladies neurodégénératives en temps réel afin de comprendre le fonctionnement neuronal du cerveau et réguler la concentration de la dopamine, du glutamate ou de la sérotonine.

TABLE 0.1 – Principales formes d’administrations des médicaments.

Voie d’administration	Description /Exemples	(+) Avantages et/ou (-) inconvénients
Cutanée	Elle consiste à appliquer des médicaments sur la peau sous forme de liquide, lotions, crèmes, liniments, gel, poudre, patchs transdermiques... la pénétration dans la peau se fait par le phénomène de diffusion à travers l’épiderme. Cette technique est utilisée généralement pour les traitements des lésions, brûlures et d’eczéma..	<ul style="list-style-type: none"> + N’est pas douloureuse pour une peau saine. + Permet une protection et une hydratation de la peau. - Très douloureuse pour une peau infectée. - Traitement très lent. - Utilisée pour des cas particuliers de traitement localisé.
Entérale	C’est l’absorption des médicaments par le système digestif sous la forme de comprimés, poudres, sirops, capsules, aérosols, solutions buvables, etc. L’administration se fait à travers les voies orales, vaginales, respiratoires, rectales, etc.	<ul style="list-style-type: none"> + Administration facile. + N’est pas douloureuse. + Différentes formes de médicaments. - N’est pas localisée. - Risque d’irritation du tube digestif. - Temps de réponse très élevé. - Doses élevées.
Parentérale	C’est la mise en contact directement du médicament avec le sang par des injections directes. L’injection des médicaments peut être faite dans plusieurs endroits selon le traitement désiré sous la forme des solutions injectables comme par exemple la main, les muscles fessiers, l’artère fémorale, le muscle cardiaque, dans le tissu conjonctif, etc.	<ul style="list-style-type: none"> + Évite le contact des médicaments avec le tractus digestif. + L’administration peut être très localisée. + le temps de réponse est très faible. - Peut-être douloureuse. - Risque d’infection..

Objectifs et Contraintes

L'objectif de ce projet de recherche est d'étudier la faisabilité de la miniaturisation d'une micropompe pour des applications biomédicales. Le système proposé doit satisfaire des contraintes particulières pour pouvoir générer et contrôler des débits pour des micro-injections de médicaments et d'échantillonnage dans des architectures microfluidiques. Ci-dessous les contraintes imposées au design de la micropompe proposée :

- Le débit de la micropompe doit être inférieur à $10 \mu L/min$ afin pouvoir contrôler les concentrations des médicaments dans l'ordre d'une dizaine de micromolaires.
- La micropompe doit être robuste. Elle doit résister à des contre-pressions relativement élevées par rapport à la pression générée.
- Le contrôle de la micropompe doit se faire en temps réel.
- Les dimensions de la micropompe doivent être inférieures à $5 cm^3$ dont le but est de pouvoir l'intégrer par la suite dans une sonde d'injection.

À noter que la validation du système a été effectuée par un actionnement pneumatique.

Organisation du mémoire

Ce mémoire se compose d'une introduction générale et de quatre chapitres comme suit :

1. Le premier chapitre représente une revue de littérature des différents actionneurs, micro-valves et micropompes.
2. Le deuxième chapitre décrit la micropompe proposée et les résultats de l'étude expérimentale. Il est sous la forme d'un article de journal intitulé « **Biocompatible Compact Micro pump with Integrated Unidirectional Micro valves for Low Pressure Microfluidic Applications** » soumis à Elsevier journal : Sensors and Actuators A : Physical.
3. Le troisième chapitre décrit la partie contrôle électrique du système à travers une interface graphique élaborée avec LabVIEW et un circuit électronique à base de FPGA.
4. Enfin, une conclusion générale qui résume nos perspectives et nos contributions dans ce projet de recherche.

Chapitre 1

Revue de littérature

1.1 Introduction

Les actionneurs fluidiques qui permettent le pompage se basent, principalement, sur le principe de conversion de l'énergie d'entrée (électrique, mécanique, optique...) en un mouvement du fluide dans une direction particulière. Ainsi, différentes architectures d'actionneurs / micropompes seront présentées et décrites dans ce chapitre.

1.2 Les pompes conventionnelles

Les pompes conventionnelles sont des systèmes de génération d'écoulement avec de grands débits et de grandes pressions. Leurs dimensions sont dans l'ordre de quelques dizaines de centimètres. Ces pompes sont utilisées généralement dans l'industrie, l'agriculture et les automobiles. Leurs principaux avantages sont :

- Génération de débits supérieurs à 1 L/min .
- Débits continus.
- Retour de pression élevé.
- Temps de réponse très faibles.

Leurs principaux inconvénients :

- Il n'est pas possible de générer des débits continus inférieurs à 0,1 L/min , ce qui induit une faible précision pour les applications microfluidiques.
- La quantité de fluide manipulé est dans l'ordre d'une dizaine de millilitres (pendant un seul cycle). Ceci ne permet pas d'effectuer un échantillonnage fluide.
- Le bilan énergétique de ce type de pompes est relativement élevé (des dizaines de Watts).

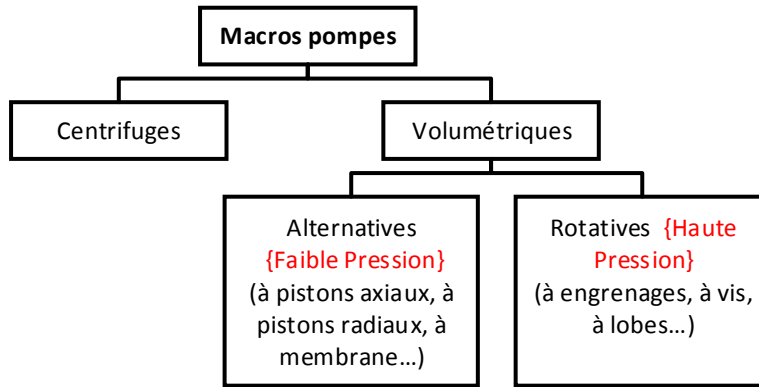


FIGURE 1.1 – Différents types des pompes conventionnelles.

Ce type des pompes se basent généralement sur des actionneurs mécaniques. Ils utilisent des moteurs électriques qui servent à déplacer (en translation ou en rotation) un piston, une membrane, des engrenages... Ces éléments à leur tour, servent à déplacer le fluide en le guidant dans des directions précises.

La Figure 1.1, [2] montre une classification des différents types de pompes conventionnelles.

1.3 Les micropompes

Les micropompes imposent de nouveaux défis d'ingénierie et de conception par rapport aux pompes conventionnelles vues la complexité de l'architecture (plusieurs phénomènes physiques sont impliqués), leurs petites dimensions ($<10\text{cm}^3$) ainsi que la résolution du débit et de la pression ($<1\mu\text{l}/\text{min}$, $<1\text{kPa}$). Pour présenter les différents types de micropompes, nous allons les répertorier en deux grandes catégories, dépendamment de l'actionneur utilisé : les micropompes à actionneur non mécanique et celles à actionneurs mécaniques

1.3.1 Actionneurs non mécaniques

Les micropompes à actionneurs non mécaniques sont des dispositifs de génération de débit sans contact physique. En effet, le mouvement du fluide être induit par un champ électrique, magnétique, électromagnétique ou par une différence de concentration (diffusion). Dans ce type des micropompes aucune structure mobile ou déformable n'est mise en jeu.

Micropompes électro-hydrodynamique.

Dans le cas des micropompes électro-hydrodynamique (EHD), le mouvement du fluide est induit par l'interaction des forces électrostatiques avec des particules ou des molécules chargées.

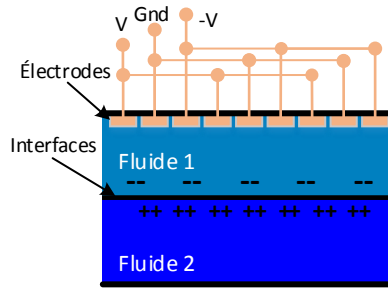


FIGURE 1.2 – Système de pompe électro-hydrodynamique par induction.

L'application d'un potentiel électrique dans les fluides (par l'intermédiaire des électrodes placées sur la surface du canal) et l'existence d'une inhomogénéité de charge électrique dans le(s) fluide(s) génèrent des forces de Coulomb [3]. Une composante parallèle au canal de cette force créée par la commutation séquentielle de l'excitation du réseau d'électrodes entraîne la perturbation de l'état stationnaire du fluide en créant des vagues [4]. Ces vagues et cette composante de la force servent à pousser le fluide et donc la génération d'un écoulement microfluidique. La direction de l'écoulement dépend directement du champ électrique appliqué aux électrodes. L'inhomogénéité de charge dans le fluide peut être créée soit par (1) une inhomogénéité des fluides où plusieurs fluides sont utilisés avec des charges différentes (induction), ou par (2) l'ajout des particules chargées dans le fluide (injection) ou par (3) une ionisation du fluide par l'application d'une tension électrique élevée (conduction) [4].

1. La méthode d'induction consiste à utiliser deux fluides non miscibles avec des charges opposées. L'application, séquentielle, d'un potentiel sur des électrodes placées sur l'une des parois du canal génère des vagues au niveau de l'interface entre les deux fluides. Ainsi, selon le signe de la tension appliquée, l'un des fluides sera attiré vers la paroi qui contient les électrodes. Ensuite, on change la polarité de chaque électrode pour attirer le deuxième fluide et ainsi de suite. Une troisième polarité (GND) est utilisée afin de créer une composante de la force parallèle au canal. Ces turbulences, sous forme de vagues, induisent le mouvement du fluide. La figure 1.2 illustre un modèle de l'EHD par induction.

La première micropompe EHD à induction a été fabriquée en 1990 par S. Bart *et al.* [5]. Ils ont décrit les premières relations théoriques entre les champs électriques, les forces de Coulomb, les particules chargées (ou un gradient de charge), un gradient de température et les écoulements microfluidiques. Ils ont étudié aussi l'impact de la différence des conductivités des deux fluides utilisés sur le flux fluidique généré. La gravure chimique du silicium a été utilisée afin d'intégrer des électrodes sur les parois d'un canal. Leur premier prototype a généré un écoulement dans un canal ouvert avec une vitesse

de 9 mm/s sous 200 V à 1 Hz de fréquence. En 1994, Fuhr *et al.* [6] ont proposé une autre micropompe EHD basée sur des ondes progressives. Ces dernières sont générées par un champ électrique appliqué aux réseaux d'électrodes installés sur la surface du canal. La nouveauté apportée par Fuhr *et al.*, repose sur l'utilisation de la force diélectrique provenant de l'application d'un champ électrique à un fluide contenant un gradient de permittivité. Cette micropompe fournit un débit maximal de $2 \text{ }\mu\text{L}/\text{min}$ avec de l'eau et une tension électrique de 40 V . Le système a été fabriqué en deux étages (à partir de deux plaques), l'un en verre et l'autre en silicium.

2. L'EHD par injection est un autre principe de pompage non mécanique pour les liquides neutres. Tel que montré dans la Figure 1.3, pour pouvoir créer un écoulement, il faut injecter des particules chargées (ions) dans le fluide neutre. De plus, des électrodes doivent être implémentées sur une des deux parois du canal avec un contrôle séquentiel de la tension appliquée. La composante parallèle du champ électrique créé dans le canal permet d'attirer les particules vers l'électrode excitée afin de créer un mouvement sous forme de vagues dans le fluide. L'énergie créée par ces vagues se transforme, directement, en un mouvement du fluide dont la direction dépend de l'excitation utilisée.

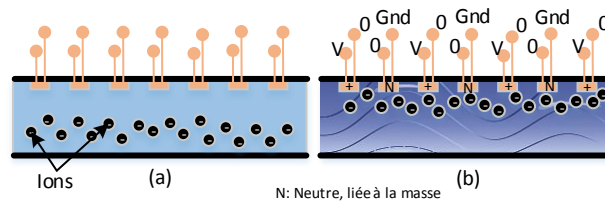


FIGURE 1.3 – Système de pompage électro-hydrodynamique par injection des particules chargées. (a) Aucune excitation appliquée aux électrodes. (b) Première séquence d'excitation.

Le premier dispositif de pompage basé sur l'EHD par injection a été développé par Richter *et al.*, en 1991 [7]. Ils ont présenté une micropompe qui délivre jusqu'à $14 \text{ mL}/\text{min}$ d'éthanol avec une pression de 200 Pa et sous une tension appliquée sur les électrodes de 800 V . À cause des phénomènes de l'EHD par injection, le système développé ne peut manipuler que les fluides conducteurs et polaires tels que l'éthanol, le propanol, l'alcool. . . Avec ce type de fluides, les molécules possèdent deux pôles différents ou une charge non nulle. Richter *et al.* ont utilisé seulement du silicium pour fabriquer leur micropompe par gravure chimique du silicium en utilisant l'hydroxyde de potassium (KOH) comme agent de gravure pour placer les électrodes sur la surface des micro-canaux. Le système a été développé pour être utilisé par la suite comme un micro-système de refroidissement ainsi que micro-actionneur hydraulique. En 1996, Furuya *et al.* présentent une nouvelle méthode de fabrication de micro-grilles pour l'implémentation des électrodes et la création

des micro-canaux. Leurs travaux se résument dans l'utilisation de la gravure chimique du silicium avec un contrôle magnétique des ions. Le principal avantage de ce procédé est d'augmenter la sélectivité de la gravure avec une très haute précision et une très bonne qualité de surface gravée. L'un des systèmes fabriqué et caractérisé par Furuya et son équipe est une micropompe très compacte. Cette dernière génère un débit maximal de 2 nL/min d'éthanol avec une tension de 200 V . L'avantage majeur de ce système est le fait qu'il soit extensible. Ainsi, il suffit d'augmenter le nombre des électrodes, la tension appliquée ou les dimensions des canaux pour ajuster les performances du système[8]. Avec les mêmes contraintes que ceux du dispositif de Richter [7], certaines restrictions s'appliquent sur les propriétés des fluides à pomper. Par ailleurs, Ahn *et al.* [9] ont proposé une autre micropompe en utilisant la même méthode présentée par Richter [7]. L'avantage majeur de cette architecture est qu'elle permet de créer un écoulement dans les deux sens et avec le même dispositif. La micropompe obtenue permet de générer un débit d'alcool éthylique d'environ $40 \text{ }\mu\text{L/min}$ avec une pression allant jusqu'à $0,25 \text{ kPa}$. La tension électrique de fonctionnement était de 60 V en continu.

3. L'EHD par conduction se base sur l'application d'une très haute tension dans l'ordre d'une dizaine de kilos volt, sur les électrodes installées sur l'une des parois du canal, dont le but est de générer une rupture des liaisons au niveau des molécules. Ainsi une libération des ions est provoquée à partir des molécules du fluide. Une fois le fluide contient des particules chargées (ions), le déplacement du fluide est assuré par le même principe que celui utilisé dans le pompage par L'EHD à injection des ions en créant des turbulences dans le fluide. Ainsi un mouvement du fluide est créé. Un exemple de ce type de micropompe a été présenté par Jeong *et al.* en 2002. Leur système atteint une pression de 586 Pa avec une tension électrique appliquée de 20 kV [10]. Jeong et son équipe essayent, à travers ce système, de créer un écoulement des fluides non polaires et sans l'ajout des particules. Pour ce faire, ils ont ionisé les molécules du fluide initialement neutres (charge nulle) par l'application d'une tension électrique de 20 kV . Une fois que les ions sont libres, on se retrouve avec un système de pompage par l'EHD à injection pour créer des turbulences orientées et faire déplacer le fluide.

Micropompes magnétohydrodynamique

Les micropompes magnétohydrodynamiques (MHD) se basent sur le mouvement du fluide induit par les forces de Lorentz d'un champ magnétique créé dans le fluide [9]. La forme générale de cette force est montrée dans l'équation 1.1.

$$\vec{F} = q\vec{E}_e + q\vec{v} \wedge \vec{B} \quad (1.1)$$

où les vecteurs \vec{E}_e et \vec{B} sont respectivement le champ électrique et le champ magnétique et \vec{v} représente la vitesse de la particule dans le canal.

Dans ce type de pompage, le fluide doit être chargé. Il est possible d'utiliser les deux dernières méthodes de l'EHD pour créer une différence de charge dans le fluide. La direction d'écoulement dans ce type de pompage est toujours perpendiculaire au champ magnétique créé par une bobine ou un aimant permanent. Jang *et al.* ont présenté leur micropompe MHD qui peut délivrer un débit allant jusqu'à $63 \mu L/min$ d'eau de mer et une pression d'environ $170 Pa$ avec une tension égale à $60 V$ appliquée aux bobines placées dans leur architecture. Ils ont utilisé des aimants permanents installés sur les parois externes de la micropompe afin d'améliorer les performances de leur architecture. Ces aimants permettent d'ajouter un deuxième champ magnétique à celui généré par les bobines installées sur les parois internes de la micropompe [11]. Jang *et al.* ont utilisé des canaux circulaires de diamètre égal à $1 mm$ afin de pouvoir supporter le débit, relativement grand, généré par la micropompe sans imposer des grandes pressions dans le canal qui peuvent détruire les micro-bobines intégrées dans ce dernier. L'objectif principal de leur étude était l'analyse de l'eau de mer, c'est pour cette raison qu'une micropompe MHD peut être utilisée vu que ce fluide est un bon conducteur électrique. Ainsi, en utilisant des champs magnétiques et électriques il est possible de générer un déplacement du fluide [11]. Lemoff *et al.* [12] ont développé aussi une micropompe qui génère un débit maximal de $18 \mu L/min$. Pour pouvoir pomper des fluides non polaires (diélectriques), ils ont proposé d'ajouter une solution de chlorure de sodium (NaCl) avec une concentration d'environ $1 M$ au fluide à pomper. Ils ont utilisé des bobines exposées à un champ électrique de $6,6 V$ pour générer des champs magnétiques variables au lieu des aimants permanents. Ainsi, il est possible de varier le débit et la pression de la micropompe [12]. Huang *et al.* ont développé aussi une micropompe MHD qui génère un débit de $20 \mu L/sec$ avec une tension de $15 V$ et un champ magnétique de $1,08 T$. Huang a ajouté de l'hydroxyde de sodium (NaOH) pour rendre la solution conductrice [13]. Leur procédé de fabrication se résume dans l'utilisation de la gravure chimique et la gravure par laser et rayon X de plusieurs couches (couches minces) ainsi que leur assemblage. Ces couches sont composées de plusieurs types de matériaux dont certaines sont conductrices, isolantes et d'autres aimantées [13].

Autres micropompes non mécaniques

D'autres types de micropompes non mécaniques pour générer un écoulement d'un fluide existent. À titre d'exemple le pompage par une approche électrosmotique est possible lorsqu'un fluide conducteur est placé dans un canal avec des électrodes sur ses parois internes. L'application d'une tension sur ces électrodes affecte l'angle de contact entre elles et le liquide. Par conséquent, la tension de surface se trouve modifiée. Cette dernière augmente brusquement, ce qui engendre un phénomène capillaire et génère un déplacement de fluide. Ramsey *et al.* ont développé une micropompe basée sur ces phénomènes de l'électrosmose qui offre un débit d'eau de $90 nL/sec$ avec une tension appliquée de $1,2 kV$ [4, 14]. Cette micropompe a été conçue dans le but d'avoir un micro-électro-vaporisateur pour l'utiliser comme un séparateur de phase, un régulateur d'humidité. Le système a été conçu par une gravure laser des plaques

de verre. Ils ont ajouté du méthanol au fluide à évaporer, afin de le rendre conducteur [14]. Zeng *et al.* ont présenté en 2001 leur micropompe osmotique qui délivre $3.6 \mu L/min$ d'eau avec une pression de $2000 kPa$. La tension appliquée aux électrodes était dans l'ordre de $2000 V$ [15]. Leur système a été basé sur l'ionisation de l'eau pour que le liquide devienne conducteur. Cette ionisation est due à l'intensité élevée de la tension appliquée aux électrodes. Donc, le phénomène d'électrolyse est inévitable et utile dans ce cas [15].

Il existe aussi, des micropompes non mécaniques qui se basent sur les phénomènes ultrasoniques. Leur principe de fonctionnement consiste à envoyer des ondes acoustiques à travers le fluide stationnaire afin de créer des turbulences sous forme de vagues. Ces vagues génèrent par la suite le mouvement du fluide. Ainsi, Nguyen *et al.* ont présenté un design et une optimisation numériques d'une micropompe basée sur ces phénomènes. Ils ont réussi à obtenir un débit continu de $6,5 \mu L/min$ avec une amplitude d'onde acoustique égale à $1 nm$. Ils ont utilisé des canaux circulaires de diamètre $50 \mu m$ avec une longueur de $3 mm$ [16]. Nguyen *et al.* ont étudié, aussi, l'aspect thermique du système par la méthode des éléments finis. Ils ont caractérisé la variation de la température du fluide ainsi que des parois suite aux ondes sonores appliquées au fluide [16]. Le fluide utilisé dans cette étude était l'eau. Il induit une perte d'énergie par conduction thermique égale à $0,27 W$ [16].

1.3.2 Actionneurs mécaniques

Ce type d'actionneurs exige l'utilisation de parties mobiles dans l'architecture de la micropompe. Bien que la microfabrication de ces systèmes soit plus complexe, leurs performances sont intéressantes (débit continu, plus stable, plus précis et pression générée plus élevée). La partie mobile des micropompes à actionneurs mécaniques est, généralement, une membrane qui se déforme pour créer une différence de pression entre l'intérieur et l'extérieur d'une chambre appelée de pompage. La déformation de la membrane peut être créée par plusieurs types d'actionneurs, *i.e.* piézoélectrique, électrostatique, électromagnétique, thermique...

Actionneurs piézoélectriques

Les actionneurs piézoélectriques (PÉ) se basent sur des matériaux diélectriques avec une certaine caractéristique cristalline où les liaisons entre les molécules sont plus élastiques qu'un matériau standard. De plus, ces liaisons sont extrêmement sensibles à toute excitation électrique. Ainsi, lorsqu'un matériau PÉ est soumis à un champ électrique, il change de forme. Cependant, les matériaux diélectriques n'ont pas tous ces caractéristiques PÉ. Ils se divisent en deux grandes familles, (1) avec/ (2) sans un centre de symétrie dans leurs réseaux cristallins. Ce centre de symétrie, s'il existe, permet d'imposer un équilibre dans l'architecture du réseau. Cet équilibre est lié au fait que ce centre de symétrie doit exister toujours dans le réseau cristallin. Ainsi, si une liaison s'allonge, une autre liaison compense cet allongement par une rétraction afin que ce centre de symétrie reste toujours dans la même position par

rappor à toutes les molécules. Les matériaux diélectriques (avec centre de symétrie) de la deuxième famille sont ceux qui peuvent se déformer suite à une application d'une différence de potentiel. Cette déformation est induite par un changement de polarisation dans le réseau [17]. Les matériaux PÉ peuvent être initialement polarisés (les liaisons sont déjà allongées ou rétractées) ou neutres. La Figure 1.4, [17] montre une simple classification des matériaux diélectriques et des matériaux PÉ. Ce type d'actionnement permet de pomper tous les types de fluides, ce qui représente un grand avantage par rapport aux micropompes non mécaniques.

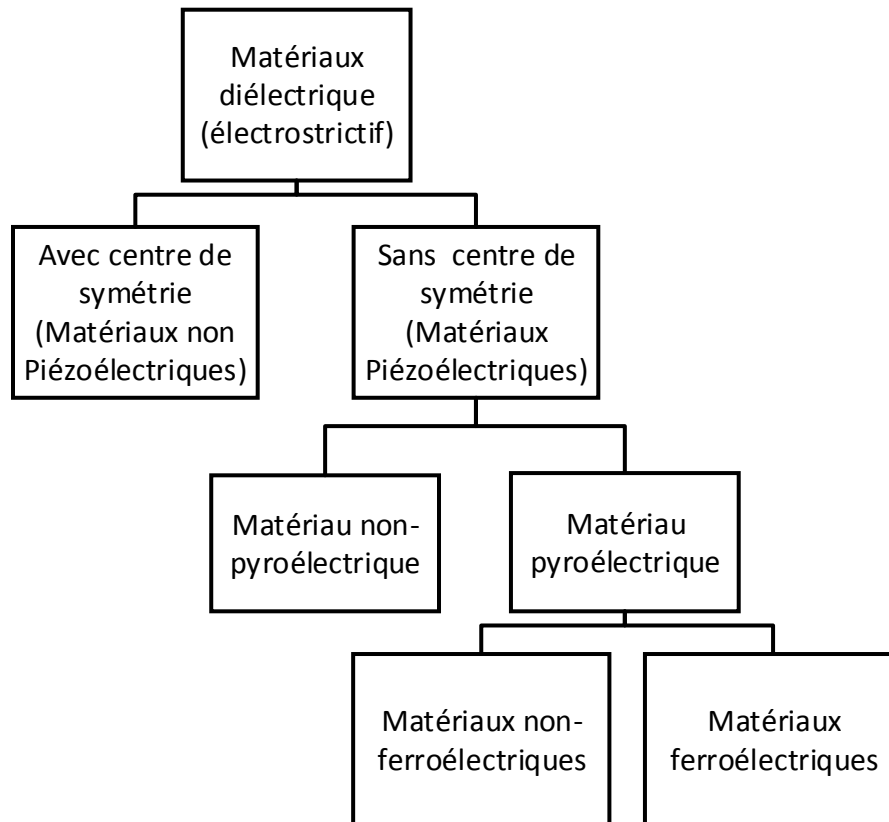


FIGURE 1.4 – Classification des matériaux diélectriques et PÉ.

Ces matériaux, très diversifiés, ont été largement utilisés pour actionner des microsystèmes de génération d'écoulement. La Figure 1.5 illustre un exemple d'une micropompe à actionnement PÉ.

En 2015, Conde *et al.* présentent leur micropompe PÉ. Cette micropompe délivre un débit pouvant varier entre $60 \mu L/min$ et $310 \mu L/min$ avec une tension appliquée qui varie entre $90 V$ et $130 V$ et à une fréquence variant entre $1 Hz$ et $120 Hz$. Le dispositif a été fabriqué principalement avec du polyméthacrylate de méthyle (PMMA) pour la structure de la micropompe et du PDMS pour les membranes flexibles avec un matériau PÉ. Cette micropompe

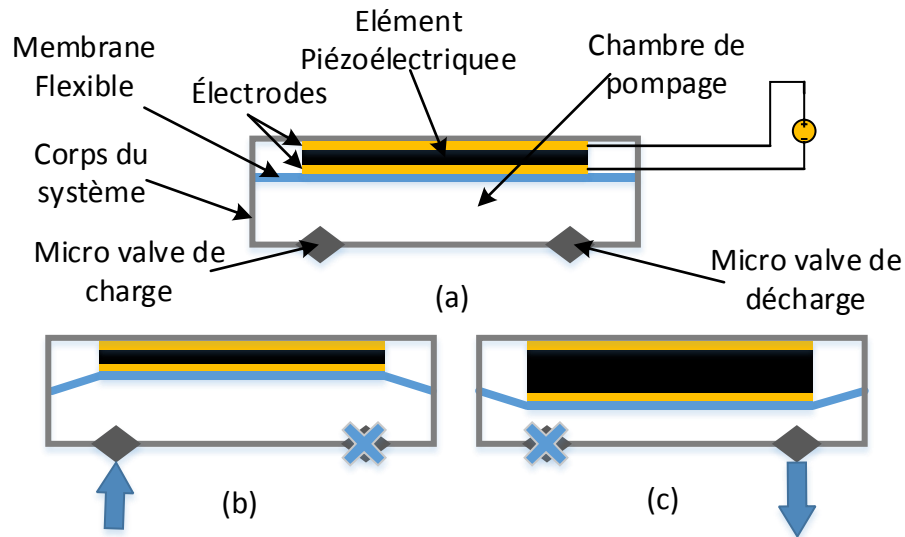


FIGURE 1.5 – Micropompe à actionnement PÉ. (a) État initial de la membrane. (b) Admission du fluide vers la chambre du pompage. (c) Refoulement du fluide vers l'extérieur.

supporte une contre-pression de l'ordre de 10 kPa . La taille approximative du système est de $22 \text{ mm} \times 11 \text{ mm} \times 2.2 \text{ mm}$ [18]. Toutes les pièces fabriquées en PMMA sont usinées par des machine-outils à commande numérique. Toutes les pièces déformables sont fabriquées en PDMS, telles que les membranes, par des procédés de moulage dans des moules en PMMA. Pour l'assemblage des différentes couches, ils ont utilisé une procédure thermique. Cette procédure consiste à appliquer un rayon UV sur les surfaces que nous voulons assembler ce qui provoque une élévation de la température à la surface. Le contact entre les deux surfaces est permanent [18]. Wang *et al.* ont développé en 2014 une micropompe basée sur un élément PÉ avec une taille approximative de $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm} \times 28 \text{ mm}$. Son débit pouvait varier entre $160 \mu\text{L}/\text{min}$ et $118 \text{ mL}/\text{min}$ pour une tension variant entre 4 V et 120 V à une fréquence égale à 361 Hz [19]. Le système a été fabriqué principalement à partir du PMMA et du PDMS. Ils ont utilisé l'eau comme fluide principale à pomper. Leur système a été fabriqué en 12 couches différentes. Les membranes minces ont été fabriquées par une centrifugeuse. Les autres couches ont été fabriquées par une gravure chimique ou un usinage par une machine-outil à commande numérique. Shou-qi *et al.* ont décrit un autre système qui génère un débit de $451 \mu\text{L}/\text{min}$ avec une contre-pression de $3,11 \text{ kPa}$ et une tension appliquée de 100 V à 225 Hz [20]. Ils ont présenté une nouvelle architecture basée sur des tubes avec une forme multi-conique pour les entrées/sorties de la micropompe.

Actionneurs électrostatiques

Les micropompes à actionnement électrostatique ÉS se basent principalement sur les forces d'attraction et de répulsion (forces de Coulomb) entre deux électrodes. L'architecture de ce type de micropompe contient deux électrodes soumises à deux champs électriques inverses. La première électrode, fixe, est installée sur le noyau de la micropompe. La deuxième électrode, mobile, est installée sur la membrane [21]. La Figure 1.6 illustre l'architecture de ce type d'actionnement.

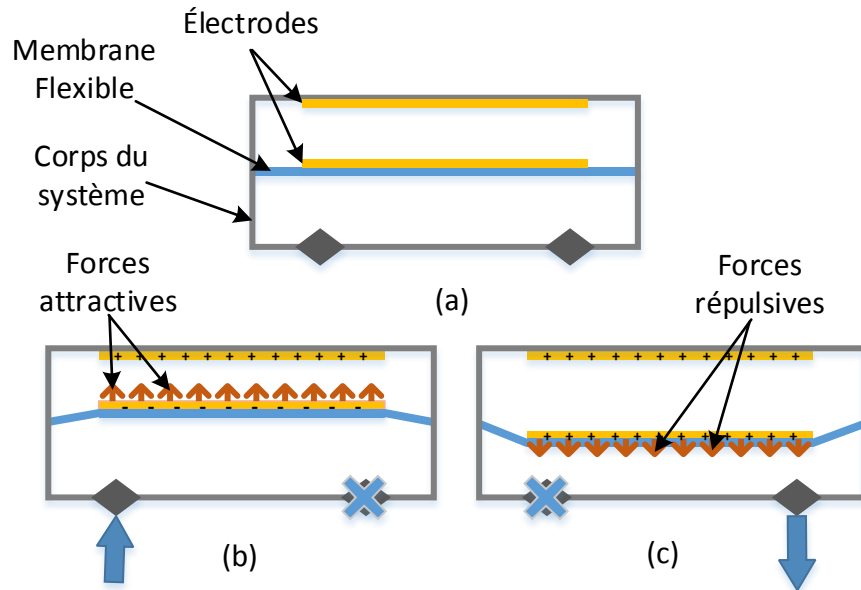


FIGURE 1.6 – Micropompe à actionnement ÉS. (a) État initial de la membrane, électrodes non excitées. (b) Les électrodes s'attirent par les forces attractives (phase d'admission). (c) Les électrodes s'éloignent par les forces répulsives (phase de refoulement).

Sung *et al.* ont développé une micropompe péristaltique à actionnement ÉS. Les tests expérimentaux ont montré un débit qui variait de $18,2 \mu\text{L}/\text{min}$ à $33,1 \mu\text{L}/\text{min}$ en appliquant une tension entre 60 V et 90 V avec une fréquence variant dans un intervalle de 4 Hz - 6 Hz . Les membranes flexibles ont été fabriquées en polyimide (PI) et le corps de la micropompe à partir du silicium [22]. Ils ont utilisé la lithographie pour fabriquer le noyau de la micropompe et un revêtement par centrifugation de membrane. Zengerle *et al.* ont décrit une micropompe ÉS qui génère un débit entre $250 \mu\text{L}/\text{min}$ et $850 \mu\text{L}/\text{min}$ avec une contre pression maximale de l'ordre de 30 kPa . La tension utilisée pour atteindre ces résultats était de 200 V à 2 kHz de fréquence. Tout le dispositif a été fabriqué en silicium alors que la membrane était en silicone. Ils ont étudié l'impact du champ électrostatique et de la permittivité du milieu de l'actuateur sur les performances de la micropompe et de son rendement [23].

Actionneurs électromagnétiques

L'actionnement électromagnétique (ÉM) est basé, principalement, sur une injection de courant électrique dans une bobine afin de créer un champ magnétique dont la direction et le sens sont induits par les sens de circulation du courant. La présence d'un aimant, ou une autre bobine excitée, dans ce champ, génère des forces d'attraction, ou répulsion, appelées forces de Lorentz. Ces forces attirent l'aimant vers la bobine, ou le repoussent de cette dernière. En se basant sur ces forces, il est possible de créer des actionneurs pour des micropompes pour déformer une membrane flexible et aimantée. La Figure 1.7 illustre un modèle simple des micropompes à actionnement ÉM.

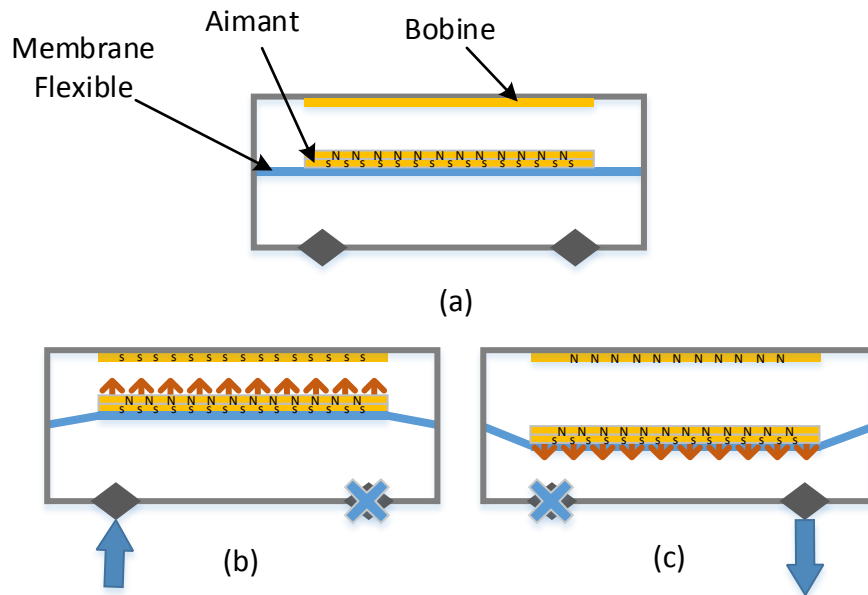


FIGURE 1.7 – Micropompe à actionnement ÉM. (a) état initial de la membrane, bobine non excitée. (b) La bobine attire l'aimant (phase d'admission). (c) La bobine repousse l'aimant (phase de refoulement).

Kawun *et al.* ont fabriqué une micropompe à actionnement ÉM qui peut générer un débit entre $54 \mu L/min$ et $135 \mu L/min$. De plus, elle résistait à une contre-pression de l'ordre de $245 Pa$. L'impact de l'épaisseur de la membrane en PDMS qui variait entre $180 \mu m$ et $570 \mu m$ et la fréquence du courant passant dans la bobine d'actuation qui variait entre $4 Hz$ et $12 Hz$ ont été étudiés dans ce travail de recherche. La bobine a été fabriquée avec 865 enroulements de cuivre produisant un champ magnétique de $0,133 T$ quand $3,8 A$ de courant passait à travers cette dernière. Leur micropompe a été entièrement fabriquée en PDMS par un moulage simple du noyau et un revêtement par centrifugation pour la membrane aimantée. Les dimensions du dispositif étaient de $11,9 mm \times 8 mm \times 0,8 mm$ [24]. Dans le même concept,

Sébastien *et al.* ont développé une micropompe à actionnement ÉM avec un débit maximal d'eau égal à 40 mL/min . Cette micropompe pouvait générer $12,5 \text{ KPa}$ de pression avec 100 mA de courant et une fréquence égale à 500 Hz . La membrane flexible proposée dans ces travaux de recherche était en PDMS avec une épaisseur de $200 \text{ }\mu\text{m}$. Les dimensions du dispositif étaient de $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$. Cette micropompe a été fabriquée en plusieurs couches en utilisant la gravure humide. Sébastien *et al.* ont réussi à concevoir une micro-bobine avec 900 enroulements à 10 mm de diamètre externe et 8 mm d'hauteur. L'enroulement de la bobine a été fait manuellement avec un moule métallique démontable. Ils ont utilisé un aimant permanent de diamètre de 5 mm et une hauteur de $1,6 \text{ mm}$. Ce dernier a été collé sur la membrane de pompage [25].

Actionneurs thermiques

Les actionneurs thermiques (TH) se répartissent en plusieurs sous-familles. Toutes les sous-familles présentées à la Figure 1.8 ont le même type d'excitation d'entrée. La source d'excitation pour ce type d'actionneurs est toujours un courant électrique.

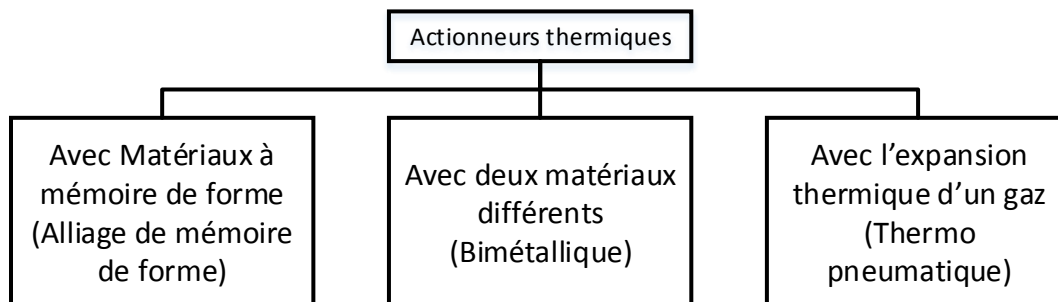


FIGURE 1.8 – Classification des actionneurs thermique.

1. Actionneurs thermiques utilisant des membranes fabriquées à partir d'un matériau à mémoire de forme. Ce type d'actionneur a la particularité de reprendre sa forme initiale dès qu'il est chauffé et vice versa. Comme les matériaux piézoélectriques sont polarisés électriquement, les matériaux à mémoire de forme ont des propriétés thermiques particulières avec deux phases cristallographiques différentes (martensitique et austénitique). Le passage d'une phase à une autre, qui se fait par un changement de température, provoque un déplacement des atomes. Ce déplacement des atomes dans le réseau cristallin attribue une forme à l'alliage pour chaque phase. La Figure 1.9 illustre une micropompe à actionnement TH avec une membrane fabriquée à partir d'un matériau à mémoire de forme.

Ainsi, Makino *et al.* ont développé en 2001 une micropompe qui se base sur un matériau à mémoire de forme. Les performances du système proposé montrent un débit qui varie

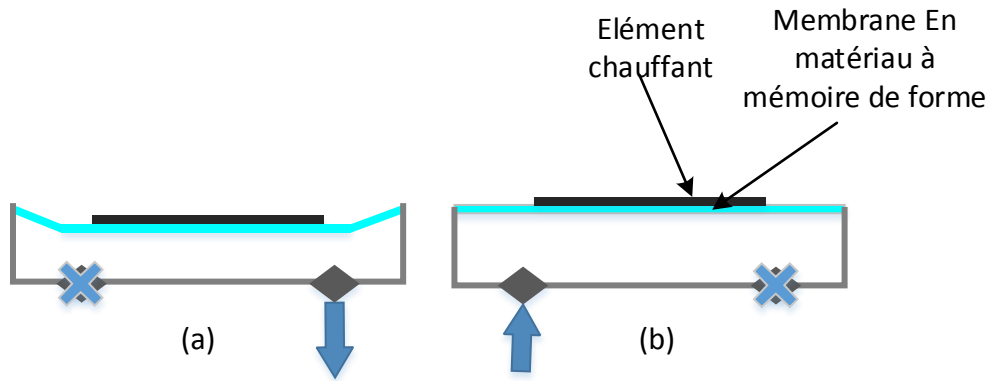


FIGURE 1.9 – Micropompe à actionnement TH avec matériau à mémoire de forme. (a) état initial de la membrane (déformée), élément chauffant non excité. (b) élément chauffant excité, membrane non déformée.

entre $0,4 \mu L/min$ et $0,8 \mu L/min$, une pression générée de $1000 kPa$ et une énergie absorbée de $20 W.s$. La membrane de pompe a été fabriquée à partir du TiNi avec une épaisseur de $60 \mu m$. Les dimensions du système étaient de $10 mm \times 20 mm \times 1.4 mm$ [26]. Le noyau de la micropompe a été fabriqué à partir d'une fine plaque de verre, de $500 \mu m$ d'épaisseur, par une procédure de gravure chimique standard. Pour la membrane, elle a été fabriquée en deux étapes. La première étape consistait à graver chimiquement, sur une fine plaque en silicium de $300 \mu m$ d'épaisseur, un carré avec des dimensions égales à $5 mm \times 5 mm$ avec une profondeur de $250 \mu m$. La deuxième étape est de déposer une fine couche de TiNi d'épaisseur $6 \mu m$ dans le cube précédemment gravé. Le dépôt de TiNi a été effectué par évaporation à $385^\circ C$ afin d'avoir une fine couche de matériau à mémoire de forme avec une distribution homogène de ses propriétés dans l'espace [26]. Aussi, Benard *et al.* [27] ont utilisé le même matériau que Makino *et al.* dans la conception de leur micropompe. Le débit maximal du dispositif proposé était d'environ $50 \mu L/min$ avec une pression générée de $53 Pa$ pour une consommation maximale de puissance égale à $0,64 W$ et une fréquence de $0,9 Hz$. L'épaisseur de la membrane de pompe, formée par une couche de silicium et une autre en TiNi, était de $10 \mu m$. En effet, Benard *et al.* n'ont pas utilisé un élément chauffant pour l'excitation thermique de la membrane dans cette micropompe. Ils ont appliqué directement un courant électrique à travers la membrane fabriquée à partir du TiNi en considérant que ce matériau possède une haute résistivité ($100 \mu\Omega.cm$) afin d'atteindre une température, au sein de la membrane, capable de la déformer. La fabrication de cet actuateur est basée, aussi, sur la gravure chimique d'une plaque de silicium et la déposition par évaporation d'une couche de TiNi avec $3 \mu m$ d'épaisseur [27].

2. Actionneurs TH bimétalliques qui ont un principe de fonctionnement basé sur l'utilisation de deux fines membranes collées ensemble. Les deux membranes doivent avoir des propriétés thermiques différentes (conductivité et coefficient de dilatation thermique). L'application d'un gradient de température sur la membrane génère des contraintes au niveau de la surface de contact entre les deux plaques. Ces contraintes génèrent une déformation de la membrane qui dépend, principalement, des caractéristiques du courant électrique appliqué (sens et amplitude). L'annulation du gradient de température annule ces contraintes et ainsi, la membrane revient à son état initial. La Figure 1.10 est une illustration d'un micro-pompe à actionnement TH bimétallique.

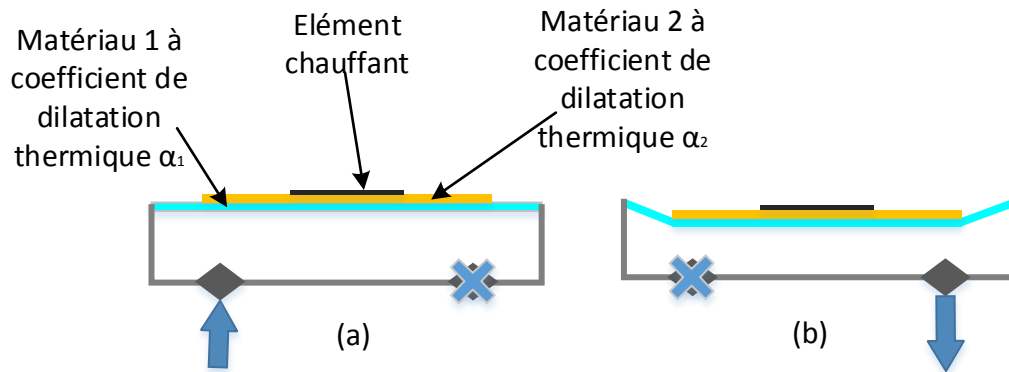


FIGURE 1.10 – Micropompe à actionneur TH bimétallique. (a) état initial de la membrane (non déformée), élément chauffant non excité. (b) élément chauffant excité, membrane déformée.

Zou *et al.* ont présenté la modélisation numérique et la fabrication d'une micropompe à actionneur bimétallique. Cette micropompe fournit un débit minimal égal à $5,6 \mu L/s$ avec une pression de $560 Pa$. La membrane est conçue à partir d'une sous-membrane en silicone ($10 \mu m$ d'épaisseur) et une autre en aluminium ($5 \mu m$ d'épaisseur). Un élément chauffant, d'épaisseur $500 nm$ et d'une résistance 250Ω , a été installé entre les deux sous-membranes [28]. Ils ont remarqué que la tension de fonctionnement ne doit pas dépasser $20 V$ pour que l'eau ne bouille pas où la température maximale atteinte par le l'actuateur, en fonctionnement nominal (tension d'activation = $15 V$), est égale à $80 ^\circ C$ pour une puissance consommée d'environ $0,45 W$. Concernant la fabrication du système, le noyau de la micropompe en verre et la sous-membrane en silicone ont été obtenus par une gravure chimique en utilisant l'hydroxyde de potassium comme agent de gravure. La sous-membrane en aluminium a été développée par évaporation. Les dimensions du système obtenu étaient de $13 mm \times 7 mm \times 2 mm$ [28]. Aussi, Zhan *et al.* [29] ont développé une micropompe similaire à celle de Zou. La membrane a aussi été fabriquée par deux sous-membranes de même matériaux que ceux conçus par Zou *et al.* [28]. Le

débit observé était de $44 \mu L/min$ avec une pression de l'ordre de $10 kPa$ pour une tension égale à $5,5 V$ à $0,5 Hz$ de fréquence. Les dimensions du système étaient de $6 mm \times 6 mm \times 1 mm$ [29].

3. Actionneurs TH basés sur l'expansion thermique d'un gaz (thermo pneumatique). Une augmentation de la température d'un gaz engendre un changement de son volume ainsi que sa pression. La Figure 1.11 est une illustration de ce type d'actionnement.

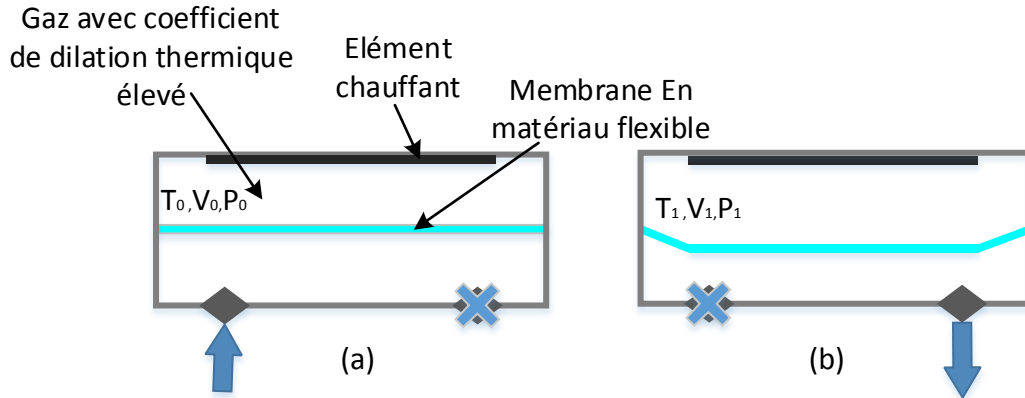


FIGURE 1.11 – Micropompe à actionnement TH-Pneumatique. (a) état initial de la membrane (non déformée), élément chauffant non excité. (b) élément chauffant excité, membrane déformée

En se basant sur les principes de la thermodynamique, plusieurs micropompes à actionnement TH-pneumatique ont été proposées. Song Chee *et al.* ont proposé une micropompe qui fournit un débit variant entre $1,01 \mu L/min$ et $5,24 \mu L/min$ avec une puissance variant entre $0,07 W$ à $0,89 W$. Cette micropompe pouvait fonctionner sous une contre-pression allant jusqu'à $400 Pa$. Une étude du transfert thermique de l'actuateur a été également réalisée où une température maximale d'environ $46 ^\circ C$ était atteinte dans la chambre d'actuateur pour un chauffage durant $100 s$ [30]. La nouveauté de cette micropompe était le fait qu'elle soit commandée par un système sans fils où deux bobines étaient utilisées, i.e. une bobine plane intégrée dans la micropompe et une deuxième bobine installée dans le dispositif de contrôle. Cette approche pourrait permettre d'utiliser cette architecture pour des systèmes implantables vu que les matériaux utilisés sont biocompatibles et qu'aucune excitation électrique, directe, n'est appliquée. Toutes les parties de la micropompe ont été fabriquées à partir du PDMS par une procédure de moulage standard. Les dimensions de la micropompe obtenue étaient de $22 mm \times 7 mm \times 4 mm$ [30]. Aussi, Zimmermann *et al.* ont présenté une micropompe similaire qui offrait un débit maximal de $9 \mu L/min$ et une pression de $20,2 kPa$ à $200 mW$ de puissance avec une fréquence variant de $5 Hz$ à $10 Hz$ [31]. Ils ont utilisé deux éléments chauffants en

platine avec $2,3\text{ k}\Omega$ de résistance chacun. Tout le système a été conçu à partir d'une plaque de silicium et une autre plaque de pyrex par une gravure chimique et une centrifugation pour la membrane flexible. L'assemblage de différentes couches a été assuré par des liaisons anodiques. Ces liaisons anodiques ont été obtenues en mettant les surfaces à assembler dans une machine à vide tout en projetant des ions sur ces surfaces afin qu'elles deviennent électro-actives. Une fois que les surfaces devenaient électro-actives, les surfaces à assembler étaient mises en contact pour qu'elles restent toujours encastrées [31].

Actionneurs pneumatiques

L'actionneur pneumatique est l'un des actionneurs les plus performants pour les micropompes à membrane. La principale différence par rapport aux autres actionneurs est la nécessité d'un système de conversion d'énergie de la micropompe qui n'est pas intégré. Dans la majorité des cas, un compresseur pour transformer l'énergie électrique en une énergie pneumatique sous forme d'air comprimé doit être utilisé. Son principe de fonctionnement consiste en l'application d'une pression sur la membrane de pompage pour la déformer. La Figure 1.12 est un exemple de ce type d'actionneur.

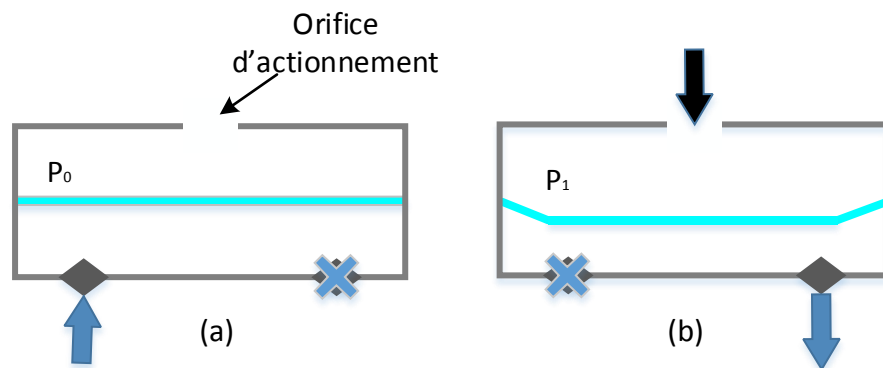


FIGURE 1.12 – Micropompe à actionnement pneumatique. (a) état initial de la membrane (non déformée), pas de pression externe. (b) application d'une pression externe, membrane déformée.

Yi-Ning *et al.* ont présenté une micropompe à actionnement pneumatique qui fournissait un débit de $900\ \mu\text{L}/\text{min}$ avec une pression d'actionnement de 138 kPa sur la membrane à une fréquence de 90 Hz . La micropompe supportait $8,4\text{ kPa}$ de contre-pression. Le système a été fabriqué par la lithographie d'une plaque de silicium. La membrane de pompage, comme dans la plupart des actionneurs mécaniques, a été fabriquée par une centrifugation du PDMS pour avoir une épaisseur de $100\ \mu\text{m}$ [32]. Aussi, Chi-Han a utilisé le même actionneur pour obtenir

un débit de $22,5 \mu L/min$ avec une pression d'actionnement de $207 kPa$ à une fréquence de $9 Hz$. Cette architecture contenait plusieurs chambres de pompes assemblées en série afin d'avoir un débit plus stable [33].

Autres types d'actionneurs mécaniques

Plusieurs autres types d'actionneurs mécaniques pouvant induire une déformation des membranes de pompage ont été proposés dans d'autres travaux comme des actionneurs chimiques où un changement de phase de la matière est nécessaire pour l'actionnement (liquide en gaz ou inversement). Dans ce type d'actionneur, on se base souvent sur les principes d'électrolyse ou de vaporisation de l'eau [34]. Aussi il existe des systèmes qui combinent plusieurs types d'actionneurs comme des actionneurs chimiques et thermo-pneumatiques [31] ou des actionneurs électrostatiques et électromagnétiques.

1.4 Microvalves

Les systèmes de génération d'un écoulement d'un fluide nécessitent un système additionnel pour contrôler le mouvement du fluide. Ce système permet de :

1. contrôler la direction de l'écoulement.
2. limiter la pression que la micropompe peut générer et la contre-pression sous laquelle le système peut fonctionner normalement.
3. affecter la puissance nominale du système.

Trois grandes familles de microvalves existent : les microvalves actives, les microvalves passives et les microvalves fixes.

1.4.1 Microvalves passives

Les microvalves passives sont des systèmes de contrôle de l'écoulement, qui imposent une direction et un sens bien précis de l'écoulement. Ce type de dispositif ne nécessite pas une puissance électrique additionnelle à celle nécessaire pour actionner la micropompe. Un sens unique d'écoulement est possible et il est imposé dès la conception du système (portes à faux excités par l'écoulement, microvalve à boules ...). Ces dispositifs sont appelés microvalves anti-retour, ils résistent à une pression très élevée avec une faible fuite de liquide. Cependant, il y a toujours un risque d'avoir un problème de bouchage pour des débits élevés générés par la micropompe [35, 36, 37]. La Figure 1.13 illustre quelques exemples de valves passives.

1.4.2 Microvalves actives

Contrairement aux microvalves passives, les microvalves actives sont bidirectionnelles. On peut contrôler le passage du fluide dans les deux directions. Aussi, elles nécessitent toujours une

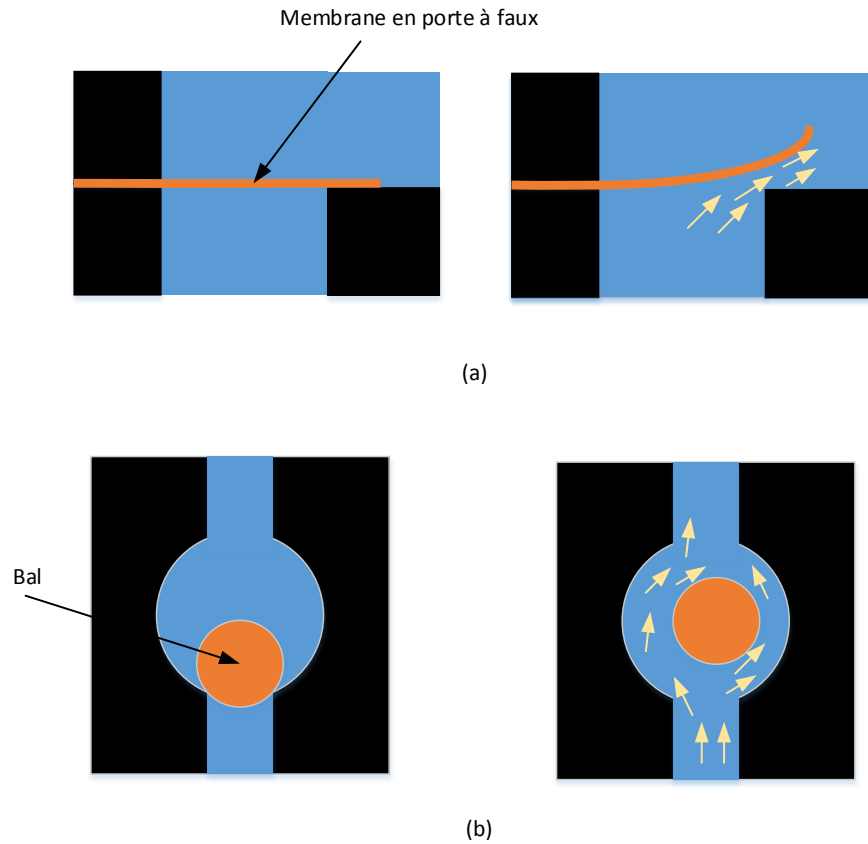


FIGURE 1.13 – Microvalves passives (a) microvalves à membrane en porte à faux (b) microvalves à boule.

énergie additionnelle à celle requise pour actionner la micropompe. Dans la plupart des cas, nous observons dans ce type de microvalve un élément mobile ou une membrane déformable qui peut être contrôlée par plusieurs systèmes (piézoélectrique, thermique, électrostatique, électromagnétique...) pour gérer l'écoulement du fluide [38, 39]. La Figure 1.14 montre quelques exemples des microvalves actives à membranes.

1.4.3 Microvalves fixes

Les microvalves fixes sont des systèmes virtuels de contrôle de la direction de l'écoulement. Ce dernier est imposé par l'architecture de la micropompe. À titre d'exemple, nous citons les canaux coniques (les bus/diffuseurs) qui sont les plus utilisées à cause de leur simplicité de fabrication. Les micropompes qui utilisent cette méthode de contrôle de la direction d'écoulement sont appelées micropompes sans valves. Leur principe de fonctionnement est basé sur la résistance hydrodynamique de l'écoulement dans un canal où le fluide, en mouvement, s'écoule toujours dans le sens qui offre la résistance hydrodynamique la plus faible. Son principal avan-

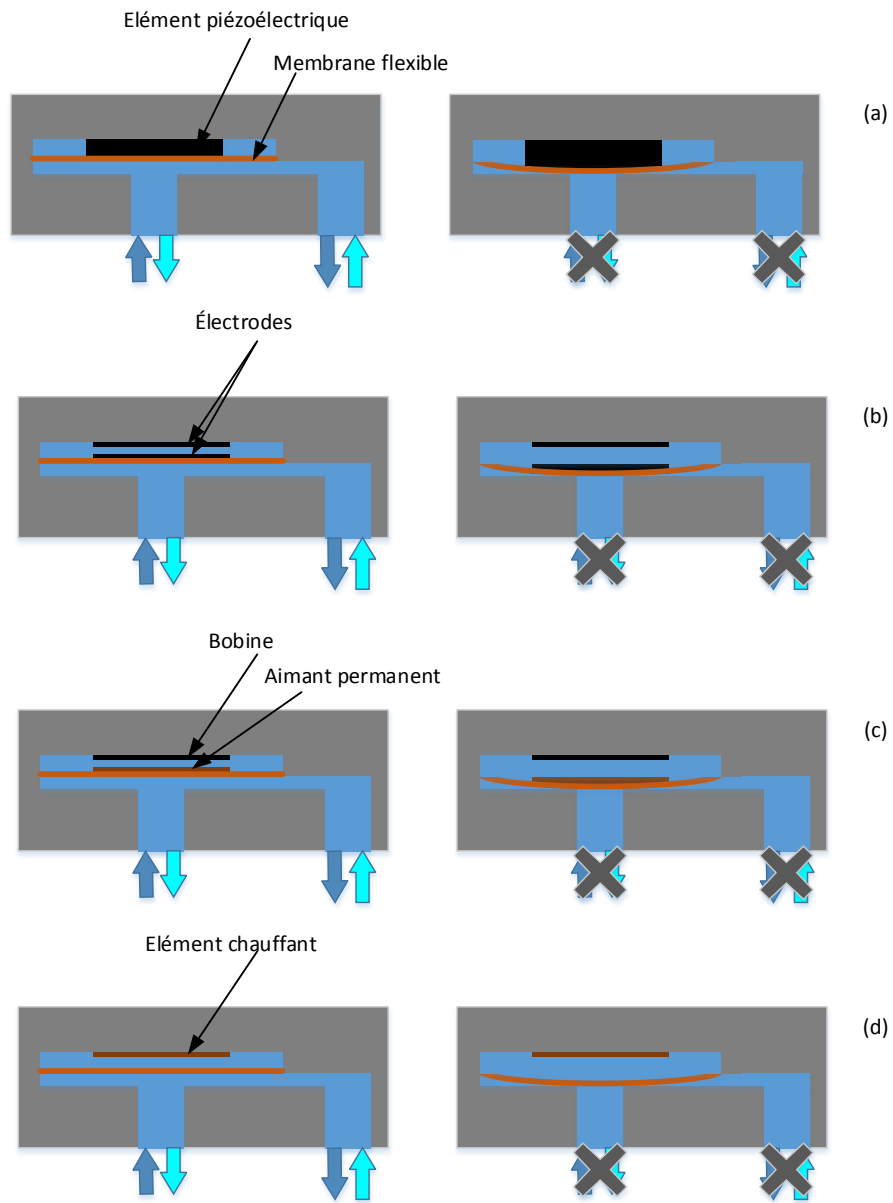


FIGURE 1.14 – Microvalves actives. (a) microvalves à actionnement piézoélectrique. (b) microvalves à actionnement électrostatique. (c) microvalves à actionnement électromagnétique. (d) microvalves à actionnement thermo-pneumatique.

tage est le fait qu'il n'a besoin d'aucune source d'énergie additionnelle ainsi que la simplicité de sa fabrication. Il présente aussi un inconvénient majeur puisqu'il ne supporte pas une grande pression et il n'assure pas un écoulement unidirectionnel à 100 %. Aussi, la plupart des micropompes à actionnement non mécaniques n'utilisent pas des microvalves puisque le sens de l'écoulement est imposé par l'architecture du système et par l'excitation de la micropompe

[20, 22, 24]. La Figure 1.15 montre un exemple des canaux coniques qui imposent une direction d'écoulement bien précise.

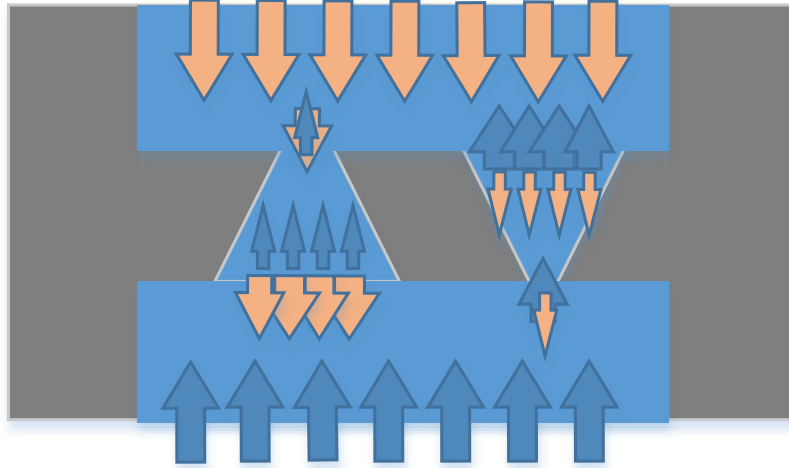


FIGURE 1.15 – Microvalve fixe (bus/diffuseur).

1.5 Discussion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principaux types de micropompes et de microvalves. Nous observons qu'il n'y a pas de préférence pour une architecture par rapport à une autre vue que chaque dispositif est conçu pour une application particulière. De plus, chaque architecture présentée possède certains avantages ainsi que des inconvénients qui dépendent essentiellement de l'actionneur utilisé pour le pompage et le choix de la microvalve pour le contrôle de l'écoulement. Dans le cas de notre application, nous avons besoin d'un système de génération et de contrôle d'un écoulement fluide. Ce système doit répondre à certains critères critiques comme :

- Il doit être biocompatible (pompage des fluides biologiques et électroréactifs tels que le liquide céphalorachidien).
- Sans risque d'avoir des fuites à travers ses microvalves (contamination inacceptable).
- Avoir un faible bilan énergétique $< 1W$ (système auto alimenté par les batteries commerciales).
- Avoir une limite d'injection stable inférieure à $1 \mu L$ (limitation sur la quantité de fluide disponible à échantillonner dans le cerveau).
- Avoir un débit faible $< 10 \mu L/min$ (pouvoir injecter le fluide dans des microcanaux).

— Contrôle et commande simples.

Dans la plupart des micropompes, précédemment présentées, un champ électrostatique ou électromagnétique est produit. Ces champs peuvent, d'une façon ou d'une autre, stimuler les molécules du fluide à pomper qui est généralement électro-réactif. Ainsi les actuateurs PÉ, ÉS et ÉM ne sont pas convenables pour notre application étant donnée l'existence de molécules chargées dans le fluide étudié. Nous ne pouvons pas considérer, non plus, les micropompes non mécaniques à cause du risque de fuite. Pour un faible bilan énergétique, une valve à commande externe n'est pas appropriée pour atteindre nos objectifs également. Ainsi, nous proposons, une micropompe à actionnement pneumatique avec des microvalves auto actionnées dans le cadre de ce mémoire. Le système est analysé numériquement par la méthode des éléments finis (MEF). Il est également fabriqué et caractérisé expérimentalement.

Chapitre 2

Biocompatible Compact Micropump with Integrated Unidirectional Microvalves for Low Pressure Microfluidic Applications

Hamza Landari¹, Marc-André Dussault², Jean Ruel², Andre Begin-Drolet², Amine Miled¹.
¹LABioTRON Bioengineering Research Lab., Electrical and Computer Eng. Dept.,

²Mechanical Engineering Department,

Laval University, Qc, Canada

2.1 Résumé

Dans cet article, nous présentons une nouvelle architecture de micropompe miniaturisée destinée à l'administration de médicaments, des applications biomédicales à basse pression et des dispositifs implantables. L'architecture proposée est fabriquée avec du moulage rapide de PDMS dans un moule fabriqué à base de sucre vitrifié. Une imprimante 3D a été utilisée pour mettre en forme le moule de la micropompe. Le principal avantage de la micropompe proposée est sa faible complexité avec des microvalves intégrées aux orifices d'entrée et de sortie où la seule partie mobile actionnée de la micropompe est la membrane de pompage. Deux techniques de fabrication de membrane ont été testées, *i.e.* approche basée sur imprimante 3D et technique de revêtement par centrifugation. Plusieurs configurations de la micropompe ont été étudiées et discutées telles que le nombre de membranes, leur épaisseur ainsi que l'épaisseur des cantilevers qui forment la microvalve. Les résultats ont montré que la structure proposée est robuste et que la pression maximale supportée par les microvalves intégrées est de 69 *kPa*.

Le débit mesuré était de $7 \mu\text{L}/\text{min}$ avec 114 mW en puissance consommée. Les dimensions globales du système complet étaient $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ avec une chambre de pompage de $0,8 \text{ mm}^3$.

2.2 Abstract

In this paper we present a new architecture of miniaturized micropump intended for drug delivery and low pressure biomedical applications. The analyzed micropump is fabricated with rapid casting of sugar glass. A custom sugar glass 3D printer was used for the negative template of the micropump. The main advantage of the developed system is its low complexity with embedded microvalves at the inlet and outlet ports where the only moving part of the micropump is the pumping membrane. Two membrane fabrication techniques have been tested, *i.e.* 3D printer based approach and spin-coating technique. Several structural configurations of the system have been investigated and discussed such as the number of membranes, their thickness and thickness of the cantilevers, which form the microvalve. Results showed that the proposed structure is robust and the maximum pressure supported by embedded microvalves is 69 kPa . The maximum and stable measured flow rate was $7 \mu\text{L}/\text{min}$ with 114 mW as power-supply. Overall dimensions of the complete system are $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ with a pumping chamber volume of 31 mm^3 .

2.3 Introduction

One of the main usage of compact micropumps is for drug delivery in implantable devices [40]. Integrated devices for such application are mainly based on custom microfabrication process and micro-electromechanical systems (MEMS) among others. In addition most used fabrication techniques for such devices are based on photolithography, wet and dry etching or laser ablation [40]. For example, Gensler *et al.*, published an implantable drug delivery system based on an implantable microelectromechanical system (MEMS) in small animals [41]. Their fully integrated system used an electrolysis micropump and generated a flow rate of $4.72 \pm 0.35 \mu\text{L}/\text{min}$ with a power-consumption of 3 mW . In 2013, Nuxoll published a review related to bioMEMS in drug delivery where they showed the impact of MEMS on the development of integrated micropumping systems [42]. They reported that one of the major challenges in micropump design is the complexity of modeling due to the large variety of physics involved in micropumps behavior (*e.g.* fluidics, structural and thermal) [42].

Indeed, in 2009, Dede published a multiphysics topology optimization approach of heat transfer [43]. In this work, Dede took into account conduction, convection, diffusion and Navier-Stokes flows in his model. However, as mentioned by the author “the synthesis of the final optimization result into an actual physical structure is typically challenging” [43]. Years later, the mutliphysics simulation is still challenging owing to the complexity of the interaction between

the different physics involved. To overcome these challenges, several custom approaches have been proposed based on hybrid integration between proprietary and open-source finite element modeling code (FEM) which can integrate solutions from different physics into the same problem [44, 45]. The advantage of such technique, as mentioned by Tian and Voskuijl [44], is related to the fact that non-physical information, such as architecture control, simulation test maneuvers or simulation procedures, can also be considered [44]. However, with recent progress in the multiphysics FEM, FEM software can now provide more accurate results that are closer to the real life behavior. Indeed, several researchers tried to propose a model to solve the multiphysics problem, such as the work presented by Corrado *et al.*, which addressed the inverse problem of electrocardiography by combining electrical and mechanical measurements [46]. Ibrahimbegovic *et al.* have also published a research work to provide an efficient technique of software computational platform for multiphysics [47].

Recently, Bertarelli *et al.* presented the modeling and characterization of circular microplate electrostatic actuators for micropump applications [48]. In this work they designed a compact micropump for low power-consumption applications. Their system, based on in-silicon electrostatic actuator, was designed to provide a stroke volume in the range of $20 pL$. In yet another application, Gao *et al.*, presented a micropump which could provide a pumping rate of $60 \mu L/min$ [49].

Alternative concepts of micropumps have been investigated by other researchers. For example, micro-magneto-fluidics can be used to build direct-current magnetic-hydrodynamic (DC-MHD) micropumps [50]. Nguyen and Nam-Trung mentioned that the major problems of DC-MHD, among others, is the hydrolysis bubbles at the electrodes. However, recent development in this technique made it suitable for integration in a lab-on-chip [50]. Furthermore the wireless concept related to magnetic field made this technique very attractive for integration [50].

Also, Song Chee *et al.*, [51] presented an original design of bidirectional micropump. The proposed architecture was based on the principle of thermal expansion of a gaz to actuate a membrane. It provides a flow rate ranging from $1.01 \mu L/min$ to $5.24 \mu L/min$ for a $46^\circ C$ maximum temperature in the actuator chamber. The novelty of this micropump was its wireless control that allows a high level of integrability and packagibility. Its size was $22 mm \times 7 mm \times 4 mm$. The full system was manufactured with PDMS using a standard molding procedure [51]. Furthermore, Zeng *et al.*, proposed another type of micropump based on an integrated diaphragm as an active fluidic control element [52]. This pumping system was designed for the on-demand generation of highly defined droplets [52]. Indeed, droplet manipulation has been identified as a promising approach for on-chip biological applications [52]. Also, the integration aspect of micropumps and more generally fluidic control was not as important as it is now, since, the related electronics were not compact enough to be easily integrated [53]. Recently, considerable progress in electronic/microelectronics miniaturization led to very low power-consumption systems and advanced signal processing on small chips. As an example, advanced signal pro-

cessing circuits such as field-programmable gate array (FPGA) can now be packaged on a $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ chip [54]. There is no doubt that the level of integrability and packagibility of micropumping systems is becoming a challenging research issue [53]. For example, new sensors were designed on compact standard surface mount packaging where the entire system can be as small as $1.7\text{ mm} \times 1.2\text{ mm}$ [55].

In this paper, we present a detailed multiphysics model of thermo- pneumatic micropump and its proposed architecture for low pressure applications. The proposed model is based on the coupling and interaction of different physic fields (fluid, thermal and structural). The effect of the interaction between different physics on the performance of the designed micropump is presented. We showed that the performances of the micropump are comparable to recently published drug delivery systems. The main advantage of the proposed model is its low complexity in term of actuation. Both, micropumping system and microvalve are embedded in the same architecture. During normal operation, excitation was applied only on the pumping membrane while microvalves were self-actuated.

In micropumps/microvalves design research area, researchers face different dilemmas such as integrated or modular design, low or high complexity, low or high power-consumption and high or low pressure applications. As always, each design has some advantages and drawbacks. In our approach, we decided to go toward a modular, low complexity, low power and low pressure application. Our motivation toward modular and low complexity design was mainly related to the cost of the fabrication process which is one of the main limitations in high volume microfluidic device fabrication. The fabrication technique was based on an additive manufacturing (AM) process using fugitive ink (sugar) which is simple and low cost fabrication process [56]. It has been used in wide range of applications including biomedical ones or aerospace [56, 57]. AM is foreseen to become a critical tool for 3D microfluidic design such as micropumps presented in this paper [57]. Finally, the low power and low pressure application is due to the fact that the system is designed for brain implantable device where injected volume (concentration) of neurotransmitters is very low, in the range of picolitres (mM).

This paper is organized as follows. Section 2.4 presents equation setting and numerical analysis of the theoretical model of the pumping system. Section 2.5 details numerical analysis, fabrication process, pumping control and experimental results of an air-driven prototype. Section 2.4 and 2.5 describe respectively the difference between desired model and designed system and major difference between both of them.

2.4 Theoretical model

As mentioned before, in order to evaluate reliability and efficiency of proposed model, several specifications must be achieved in the proposed micropump. These specifications are mainly low power-consumption, simple control of the micropump in order to reduce design complexity

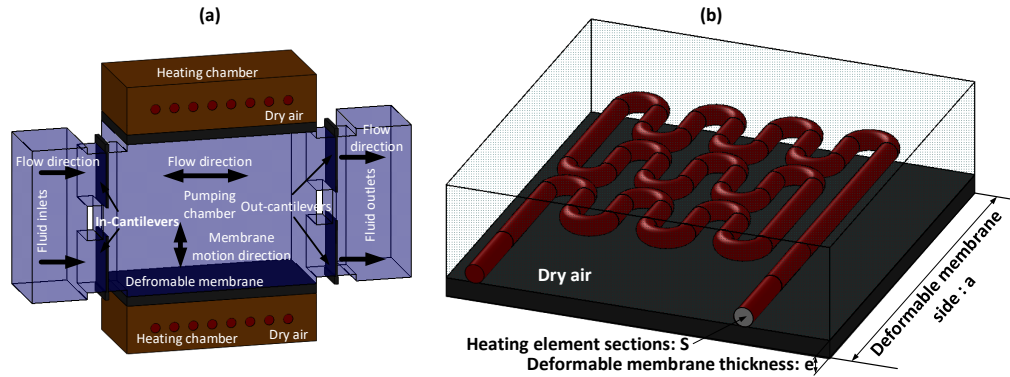


FIGURE 2.1 – (a) Theoretical model. (b) Actuation system of the theoretical model.

and a pumping membrane with high flexibility for a wide range of flow rate.

Indeed, reducing electrical power consumption is critical for portable/ implantable devices. This can be reflected on the mechanical side by low actuation forces for micropumps. Thus, in all previously cited examples, micropumps were based on a mechanical actuation element, actuation voltage and current or corresponding power-consumption. The latter is critical to increase the autonomy of battery-powered devices.

When designing implantable devices, it is common to keep the components in contact with fluid or tissue as simple as possible and to reduce quantity of all electronics and consumable part [58]. This is due to the fact that when a device is implanted in a living body, a tissue usually grow around the foreign system which may have an impact on its performances. Therefore, removing the complete system can lead to serious injuries [58]. Also, using micropumps based on piezoelectric membrane is not suitable for implantable applications and biological liquid manipulation due to piezo failure which may lead to a highly risky device replacement [59].

Thus, to minimize challenges cited before, first a thermo-pneumatic micropump is modeled as a theoretical design which represents a simple model for portable device where the deflection of the membrane is used to pump fluid. The deflection is mainly related to the electric current used to heat the air in the actuation chamber through a heating element. Expansion in the actuation chamber induces a membrane deformation (deflection). Then, this deflection induces a pressure and volume change in the pumping chamber which induces a liquid movement and therefore a flow. Cantilever-based microvalves are used to control the direction of the flow. When the air in the heating chamber cools down (either by turning off the heating element or by cooling the air), the volume of the heating chamber decreases and membranes go back to their initial position. In doing so, the volume of the pumping chamber is increased and fluid is drawn through the inlet port. Figures 2.1 (a) and 2.1 (b) illustrate the theoretical model of the thermo-pneumatic micropump and its actuation system respectively.

2.4.1 Model Equations

The expression of the pressure applied on membrane due to the heating energy generated in the heating chamber can be deduced from the energy conservation equation shown at (2.1).

$$E_s = m.C_{air}.(T(t) - T(0)) = Q_{m1} + Q_{th} + Q_{m2} \quad (2.1)$$

where E_s , m , C_{air} , $T(t)$, Q_{m1} , Q_{th} and Q_{m2} are respectively the energy generated inside the heating chamber (J), air mass (kg), mass calorific capacity ($J/(kg.K)$), temperature in heating chamber (K) at the moment t , mechanical energy used to deform the membranes (J), energy dissipated through the walls by thermal transfer (J), mechanical energy that deforms the walls (J). In this case, it is assumed that the fluid (dry air) in the actuation chamber is continuous, homogeneous and consider as an ideal gas. Also, thermal expansion of the heating element is negligible and variation of specific heat of air versus temperature is negligible and independent [60, 61].

The relations of the temperature in the heating chamber and the mass of dry air $m(t)$ with the pressure $P(t)$ are given by the general gas equation shown in (2.2).

$$\begin{cases} T(t) = \frac{P(t)V(t)}{NR} \\ m(t) = \frac{P(t)V_h(t)}{R_{specific}T(t)} \end{cases} \quad (2.2)$$

where N , R , $R_{specific}$ and V are respectively the number of moles of dry air in the heating chamber, gas constant, specific gas constant and the volume of the heating chamber.

The governing equation of the actuation system presented at (2.1), is simplified depending on the operation phase of the micropump. Delivery phase when $I \neq 0$ and admission phase when $I = 0$.

— Delivery phase

During the delivery phase, the temperature in the heating chamber and the corresponding volume increase with time. This process of thermal transfer and energy conversion is isentropic. This assumption is true if the energy lost is negligible compared to the functional energy that deforms the pumping membrane. This assumption is confirmed later by a FEM analysis. The equation of ideal gas law corresponding to this case (isentropic process) are shown at (2.3) and (2.4).

$$\begin{cases} P(t)^{1-\gamma}T(t)^\gamma = constant_1 = P_0^{1-\gamma}T_0^\gamma \\ T(t)V(t)^{\gamma-1} = constant_2 = T_0V_0^{\gamma-1} \end{cases} \quad (2.3)$$

$$m.C_{air}.(T(t) - T_0) = R_e.I^2.t = Q_{m1} \quad (2.4)$$

where P_0 is the initial applied pressure on the membrane, T_0 and V_0 are temperature and volume of the heating chamber at time zero, I is the electric current and R_e is the resistance of the heating element which is equal to $\rho_{h.el} \cdot \frac{l}{s}$ where l and s are length and section area of the heater and $\rho_{h.el}$ is its density of resistivity. γ is Poisson constant and it is equal to 1.4 for dry air. Then, based on equation (2.2), (2.3) and (2.4) applied pressure equation is shown at (2.5).

$$P(t) \approx \left[\frac{R_e I^2 t}{NMC_{air}} + 1 \right]^{\frac{\gamma-1}{\gamma}} P_0 \quad (2.5)$$

where M is the molar mass of dry air.

— Admission phase

In this phase, the electric current is turned off and the air inside the heating chamber is exposed to a polytropic process where all the energy inside the room is dissipated by thermal transfer through the walls. In this case, Q_{m1} and Q_{m2} are negligible, then the conservation equation (2.1) and the ideal gas law at (2.2) become :

$$E_s = m.C_{air}.(T_f - T(t)) = Q_{th} \quad (2.6)$$

$$P(t)V^n(t) = constant_3 = P_{mx}V_{mx}^n \quad (2.7)$$

where n is the polytropic index and T_f is the maximum temperature reached in the heating chamber. P_{mx} , V_{mx} are the maximum applied pressure on the membrane and the maximum heating chamber volume reached in the delivery phase. Q_{th} is given by :

$$Q_{th} = \frac{(T(t) - T_{en})t.\lambda.S_p}{e_p} \quad (2.8)$$

where T_{en} is the temperature outside the heating chamber, λ is the conductivity of the walls, e_p is its thickness and S_p is the surface area in contact with heated air. Based on equations (2.2), (2.6), (2.7) and (2.8), applied pressure equation is shown at (2.9).

$$P(t) \approx \left[\frac{N^2 R M C_{air} T_f + \frac{N R \lambda S_p t}{e_p} T_{en}}{N M C_{air} + \frac{N R \lambda S_p t}{e_p}} \right]^{\frac{1}{1-n}} \quad (2.9)$$

When the heating current is turned off, the pressure decreases due to the natural cooling and to the pressure applied on the other side of the membrane by the fluid in the pumping chamber.

In this design, it was assumed that the membrane is homogeneous and isotropic, *i.e.* the pressure is applied uniformly on the membrane and the geometric distribution of material in the membrane is uniform. Then, the deflection of the membrane ($w(x, y)$) corresponds to the solution of the differential equation (2.10) [62].

$$\frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial x^4} + 2 \frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial y^4} = \frac{12P(t)(1 - \nu_{pc})}{Ee^3} \quad (2.10)$$

where ν_{pc} is the Poisson coefficient related to the material of the membrane, e is its thickness and E is the Young's modulus of Polydimethylsiloxane (PDMS). Indeed, all the moving parts of the micropump including the pumping membrane were achieved with PDMS.

Then the solution of this equation, which represents the maximum deflection of the membrane $w_{max}(t)$, is observed at $(\frac{a}{2}; \frac{a}{2})$ and it is provided by (2.11) [63].

$$w_{max}(t) = \frac{-0.0138.P(t).a^4}{E.e^3} \quad (2.11)$$

where a is the width of membrane shown in Figure 2.1.

In order to estimate the fluctuation of the volume generated by membranes deflection, it was assumed that the membrane deflection induced a spherical cap with a created volume, $V_{md}(t)$, defined by (2.12).

$$V_{md}(t) = \frac{\pi}{3} w_{max}^2(t) (3R_{md}(t) - w_{max}(t)) \quad (2.12)$$

where $R_{md}(t) = \frac{a^2 + 4w_{max}(t)}{8w_{max}(t)}$ is the radius of the sphere. It is assumed, also, that the fluid temperature in the pumping chamber is not changing significantly. Consequently and according to mass conservation, relation (2.13) is obtained :

$$\begin{cases} P_{FC}.V_{FC}(t > 0) = P_{FC}(t - \Delta t).V_{FC}(t - \Delta t) \\ P_{FC}(t = 0) = constant_4 \end{cases} \quad (2.13)$$

where V_{FC} is the volume of the pumping chamber and P_{FC} is the pressure generated by the micropump. In order to simplify the volume expression of the pumping chamber, V_{ins} is defined as the variation of the spherical cap volume between two successive moments and it is given by (2.14).

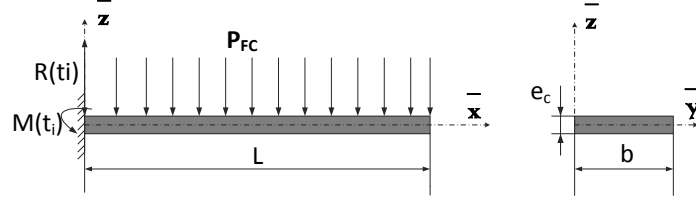


FIGURE 2.2 – Cantilever design and applied forces.

$$\begin{cases} V_{ins}(t > 0) = |V_{md}(t) - V_{md}(t - \Delta t)| \\ V_{ins}(t = 0) = 0 \text{ mm}^3 \end{cases} \quad (2.14)$$

Consequently,

$$\begin{cases} V_{FC}(t > 0) = V_{FC}(t - \Delta t) \diamond n V_{ins} \\ V_{FC}(t = 0) = \text{constant}_5 \end{cases} \quad (2.15)$$

where $\diamond = +$ during the admission phase and $\diamond = -$ during the delivery phase, n is the number of deformable membranes in the micropump and constant_5 is the initial pumping chamber volume at $t = 0$ s.

Consequently, a depression is created in the pumping chamber when $\diamond = +$ which pulls fluid inside the chamber to reach hydrodynamic equilibrium. The opposite phenomena happens when $\diamond = -$ where the pressure increases and the fluid is pushed out of the chamber.

Microvalves embedded in this architecture are modeled as cantilever beams. Figure 2.2 shows forces applied on one of the microvalve. Based on conventional mechanical formulas, maximum deformation of the cantilever for a given applied pressure, is obtained through (2.16) [64].

$$y_{max}(t) = P_{FC} \cdot \frac{3L^4}{2.E.e_c^3} \quad (2.16)$$

where L and e_c are the cantilever length and thickness respectively. For such design, Navier-Stokes equations can be simplified as shown in (2.17).

$$\frac{\partial \rho \vec{v}}{\partial t} + \vec{\nabla}(\rho \vec{v} \otimes \vec{v}) = -\vec{\nabla} P_{FC}(t) \quad (2.17)$$

The flow velocity ϑ can be calculated from (2.17). Then, depending on the state of the microvalves (open or close), flow-rate of the micropump can easily be deduced using (2.18).

$$D = \vartheta * S \quad (2.18)$$

where D is the flow rate of the micropump through the section area of the channel (S) when one of the microvalves is open.

2.4.2 Finite Element Modeling of Theoretical Model

The micropump design has been achieved using SolidWorks (2014 version, France). FEM simulation were performed using ANSYS Multiphysics (Version 2015, USA,PA). The modeling of the micropump was divided in two parts. First, simulation and validations of the thermal actuation of the system were achieved in order to calculate the applied pressure on the membrane, to evaluate the impact of the temperature and to evaluate the ratio between the energy dissipated through walls and the energy deforming the membrane. Then simulation of flow patterns through the micropump and the two embedded microvalves was done. The liquid used for the simulation is water (density : 998.2 kg/m^3 ; specific heat : 4182 J/(kg.K) ; thermal conductivity : 0.0262 W/(m.K) and viscosity : $0.001003 \text{ kg/(m.s)}$). Fluid into the heating chamber was dry air (density : 1.177 kg/m^3 , Specific heat : 1006 J/(kg.K) ; thermal conductivity : 0.6 W/(m.K) and viscosity : $1.57 \times 10^{-5} \text{ kg/(m.s)}$ at 25°C). Ni-chrome has been used in the model as the heating element because it does not oxidize when heated and its has a negligible thermal expansion even for hight temperature [65].

Thermal Actuation

The pressure in the actuation chamber induced by heated air was calculated by combining equations (2.2), (2.11), (2.12) and FEM calculations. In addition, variation of the temperature in the actuation chamber was deduced and deformations of membrane and walls were also obtained. Furthermore, the thermal diffusion through the walls was computed and analyzed in order to compare the energy needed for actuation and the estimated energy loss. Figure 2.3 shows the configuration of proposed actuation chamber.

The volume increase in the actuation chamber and the pressure applied on the membrane (induced by heating the dry air) were calculated using FEM (Transitional Thermal module, ANSYS). Figure 2.4 shows the obtained results. Temperature of actuation chamber was limited to 90°C in order to be decreased faster in the admission phase.

Theoretical and FEM calculation showed that a maximum pressure of 1500 Pa applied on the membrane can be reached by heating the dry air to 80.5°C . In addition, it was noticed that a high variation of pressure was achieved for each variation of temperature which is mainly due to the high expansion of dry air.

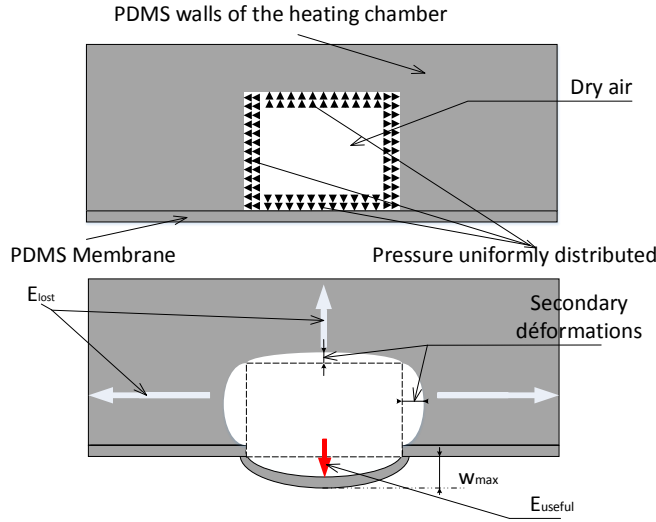


FIGURE 2.3 – Actuation chamber design.

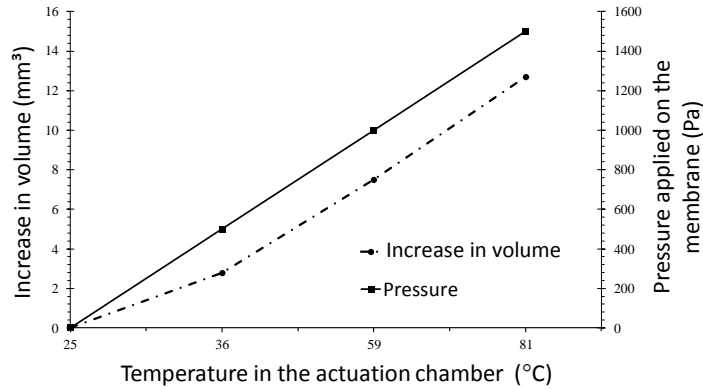


FIGURE 2.4 – Pressure applied on the membrane and increase in volume in the pumping chamber as a function of the temperature in the actuation chamber.

The energy generated in the actuation chamber can be divided in two parts. The first part is dissipated by conduction through the walls and the second part is used to deform the walls of the actuation chamber and the membrane. The second part is defined in this paper as the induced mechanical energy which leads to a variation in volume and pressure. Figure 2.5 shows the variation of the ratio between the dissipated part of energy and functional part that deforms membrane. Based on obtained results, the assumption that energy loss is negligible compared to the functional one is confirmed since the ratio is greater than 50 for all simulated temperatures. This is due to the fact that the induced mechanical energy deforms walls and membrane faster than it dissipates through the walls by conduction.

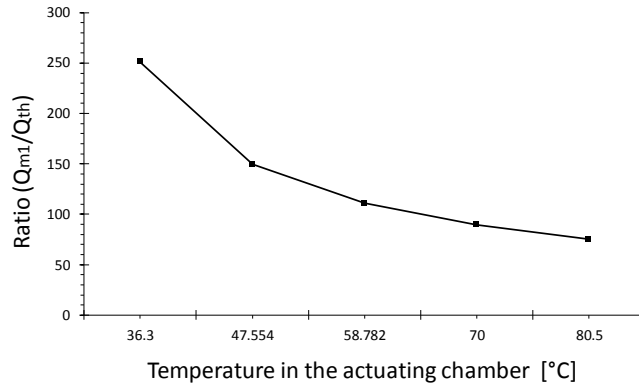


FIGURE 2.5 – Ratio between functional and lost energy.

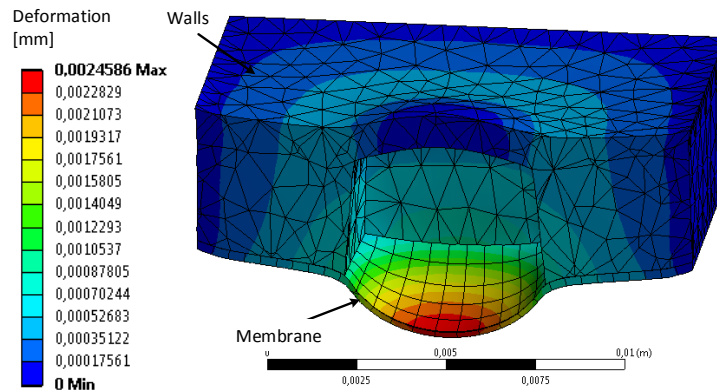


FIGURE 2.6 – Deformation of one of the membrane and the walls in the actuation chamber.

As it can be seen in Figure 2.6 during delivery phase, walls are lightly deformed compared to the membrane deformation. This difference is due to the fact that the walls are thicker and stiffer. Then, induced mechanical energy can be divided in two parts. The first part deforms the walls and the second one deforms the membrane. Consequently, it is deduced that the induced energy that deforms the walls is negligible compared to that deforms membrane. During the admission phase, all energy will be dissipated by a thermal transfer through the walls. This assumption is due to the fact that the current is turned-off and the membrane returns by itself to its initial state without any additional energy.

Figure 2.7 shows the variation of the ratio between the main deflection of the membrane and the maximum deformation of the walls. It shows that the latter is negligible compared to membrane deflection, since the ratio is greater than 35 for each simulated temperature. These results confirm the assumption that energy used to deform walls is negligible compared to functional energy. Then, as described in Section 2.4, it was considered that all energy

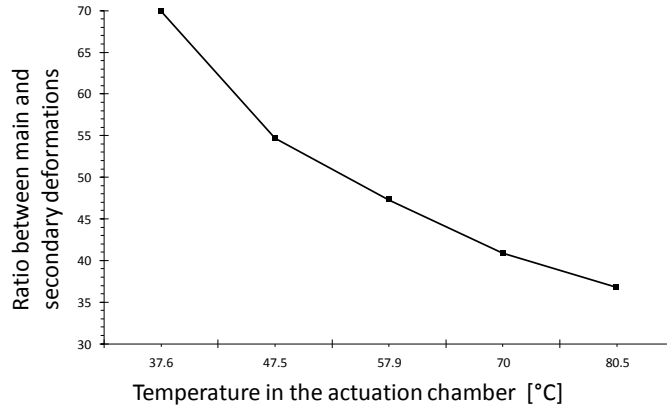


FIGURE 2.7 – Ratio between the deflection of the membrane and the maximal deformation of the walls.

generated in the actuation chamber during the delivery phase, deforms pumping membranes.

Flow Generation and Control

After deducing the pressure applied on the membrane, fluidic modeling is achieved using a multiphysics approach in order to couple pressure, temperature, velocity of flow and structural constraints. Figure 2.8 shows the diagram of the proposed modeling approach.

During the delivery phase, the volume of the pumping chamber decreases when the applied pressure on the membrane increases. Consequently, the pressure in the pumping chamber increases. In order to reach a hydrodynamic equilibrium the fluid is pushed out. During this phase the pressure generated inside the pumping chamber deforms the cantilevers of the two embedded microvalves, which closes the inlet and opens the outlet.

During the admission phase, the volume of the pumping chamber increases due to a decrease of the pressure applied on the membranes. Then, a depression is induced in the pumping chamber. In order to reach a hydrodynamic equilibrium again, the fluid is drawn to the pumping chamber. The control of the flow was achieved by inverting the deformation of each cantilever.

Both cantilever based microvalves (inlet/outlet) are in a neutral position when the micropump is disabled. This configuration was chosen due to FEM limitation related to meshing.

The impact of the number of membranes on the flow-rate and on the pressure generated by the micropump was investigated. In the case of 2 membranes, the maximum simulated flow rate was $7.95 \mu L/min$. The flow rate was divided by 2 when only one pumping membrane was used. The observed pressure in the pumping chamber varied from $12.66 Pa$ to $23.72 Pa$ for 1 pumping membrane and 2 pumping membranes respectively.

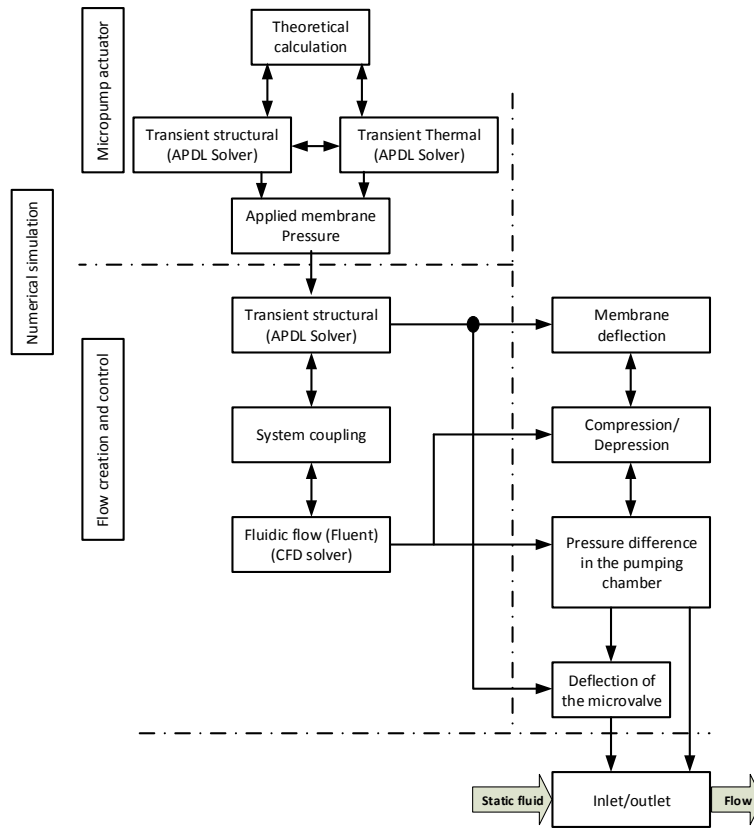


FIGURE 2.8 – Diagram of the proposed model implementation in ANSYS to highlight the multiphysics approach.

In all previously simulated architectures, the thickness of the cantilever beams was $10 \mu m$, pressure on the membrane was 1500 Pa and pumping chamber dimensions were $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm} \times 0.8 \text{ mm}$ (width \times length \times height). Cantilever beam reached $3.661 \mu m$ as a maximum deformation when 2 actuating membranes were used and $2.05 \mu m$ when only one membrane was used. Figure 2.9 shows the stream lines of the flow and the pressure in the admission phase in different configurations. As it can be seen, the flow rate and the pressure, using two membranes, are higher than those in the case of one membrane configuration.

The variation of the flow rate and the pressure as a function of pumping membrane number is explained by the fact that, with a larger number of membranes the variations of pumping chamber volume was higher. Consequently a higher depression/compression is obtained which induced an increase in the flow rate and the pressure generated by the micropump.

In the proposed model, the deflection of the membrane is the main source that generates flow rate and pressure. Thus, maximum variation of membrane deflection was also investigated. As it can be seen in Figure 2.10 (a), the maximum deflection at the center of the membrane

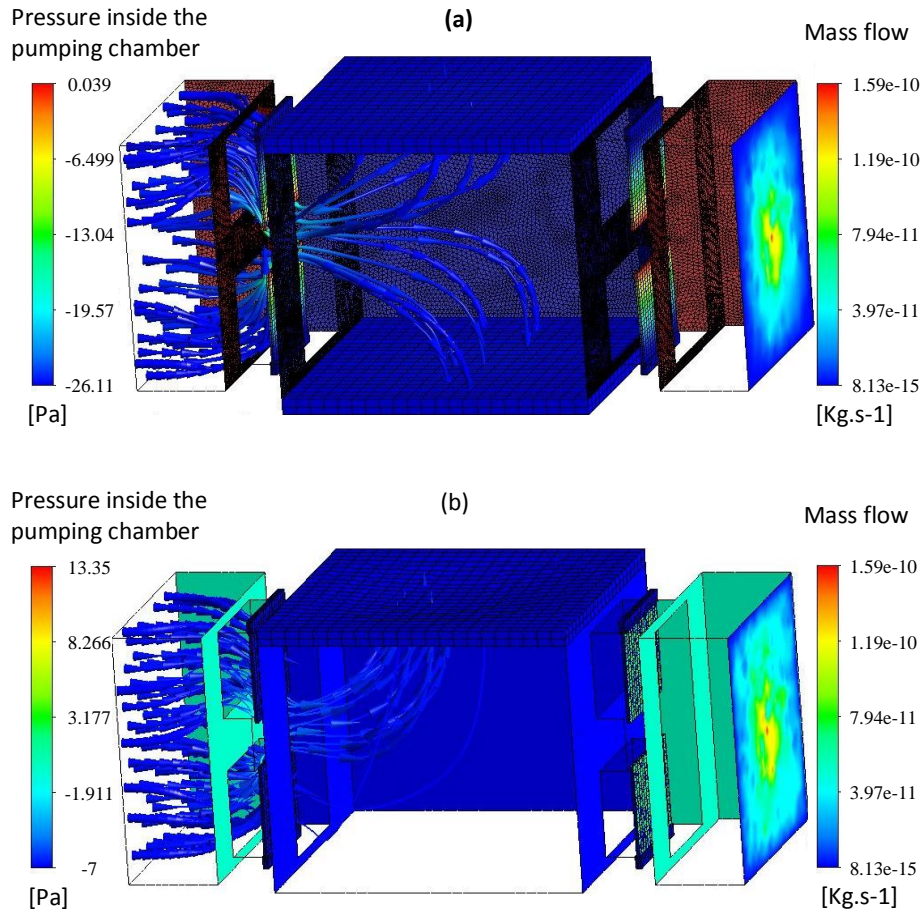


FIGURE 2.9 – FEM results during admission phase. (a) Proposed micropump with two membrane. (b) Proposed micropump with one membrane.

increases when the applied pressure increases. Moreover obtained results are coherent with the theoretical analysis in equation (2.11) where the membrane deformation is proportional to the applied pressure. As it can be seen also in Figure 2.10 (b) the flow rate and the pressure varies proportionally to the applied pressure. It is justified with the same phenomena governing the variation of others parameters of the micropump, where increasing the pressure applied on the membrane leads to an increase in the volume variation.

Figure 2.10 (c) shows the relation between cantilever beam deformation of the embedded microvalves and their thicknesses. As it can be seen, the maximum deformation of the cantilevers is inversely proportional to their thicknesses, as expected in equation (2.16). Indeed, when the thickness decreases, the needed forces to induce deformation decreases and consequently the generated pressure decreases. This can be explained by the fact that when the cantilevers are thicker, they have a higher resistance to flexion which leads to a higher pressure drop. Then, to open or close microvalves, a higher pressure is needed. Figure 2.10 (d) shows results of

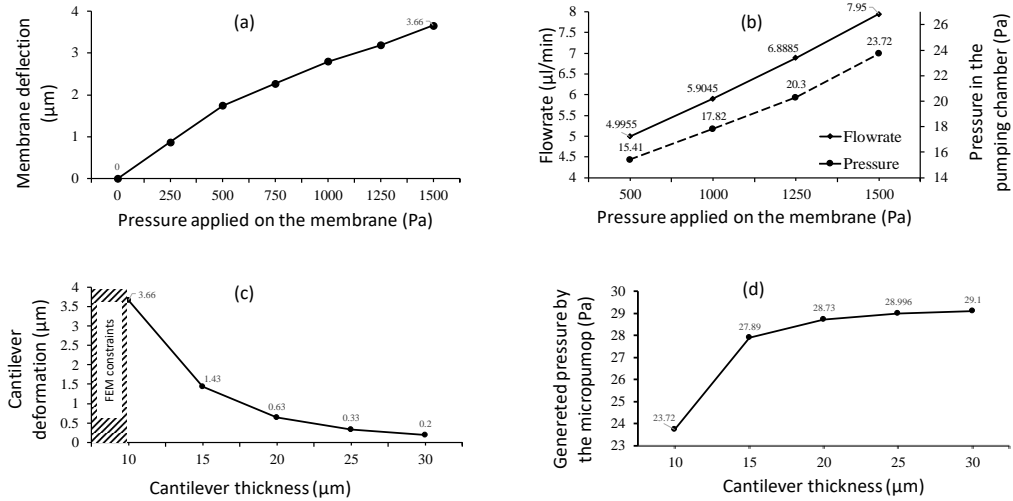


FIGURE 2.10 – FEM Results of the theoretical model.(a) Effect of the pressure applied on the membrane on its maximum deflection.(b) Effect of the pressure applied on the membrane on induced pressure and flow-rate. (c) Cantilever thickness effect on its maximum deformation. Simulation was stopped at 10 μm because of FEM limitation. (d) Effect of cantilever thickness on the generated pressure by the micropump.

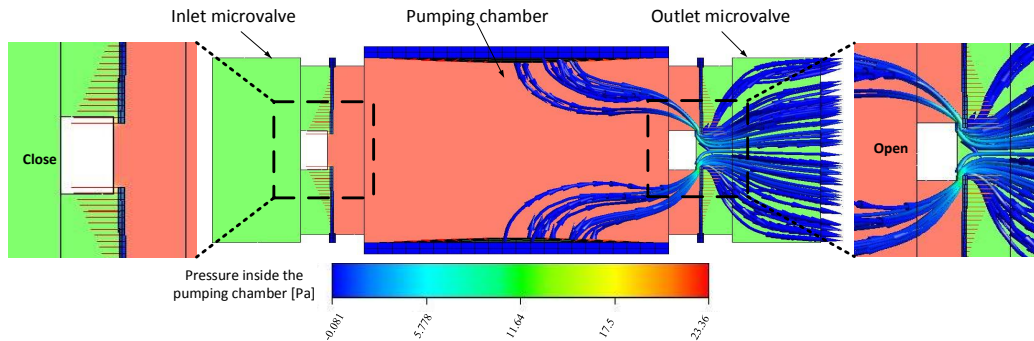


FIGURE 2.11 – FEM modelization during delivery phase (not all stream lines shown).

the pressure generated by the proposed micropump versus cantilevers thicknesses. Figure 2.11 shows obtained FEM results of the proposed micropump during the delivery phase. As shown in these figures, one of the microvalves (at the left) is naturally closed by the flow and the other is opened to let the fluid exit the micropump.

In order to verify the robustness of the designed system, von Mises criteria is used. This criteria requires that $\sigma_{eq} < \sigma_{limit}$, with :

$$\begin{cases} \sigma_{eq} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 + \sigma_3)^2]} \\ \sigma_{limit} = \frac{R_e}{S_c} \end{cases} \quad (2.19)$$

where, $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ are the principal stresses on the selected structure [66], R_e is the elasticity limit of the PDMS and S_c is the safety factor.

Obtained σ_{eq} for both pumping membrane and cantilever were 1.803 MPa and 0.590 MPa respectively. Both of them are robust enough with a safety factor of 3. Their equivalent stresses (σ_{eq}) remains smaller than $\sigma_{limit} = (\frac{R_e=5.499}{S_c=3} = 1.816 \text{ MPa})$.

Finally, in this section we described the ideal model. The theoretical validation of thermo-pneumatic actuation and a air driven micropump design through a heating process of a gas in a closed actuation chamber was detailed. Detailed simulation of flow generation with FEM was also presented.

2.5 Experimental Model

In this part, the actuating pressure that deforms membranes (Figure 2.4) was calculated based on the previous section. In order to improve system performances, an air-driven prototype of the micropumping system was analyzed and fabricated using the same flow direction control system as previously described. In this section, experimental results are presented with a pressure driven micropump because of the simpler implementation of the prototype version. In addition, the main concern in this part is to study the flow properties to validate micropump functionality in terms of flow rate.

2.5.1 Finite Element Modeling of Experimental Model

This section describes the numerical analysis of the new model of the micropump. The modelling approach was the same as shown in the diagram in Figure 2.8. The architecture has been adjusted in order to simplify the fabrication process and decreases the complexity of the system. FEM simulation is reported to validate the flow generation, direction and control through this architecture. Figure 2.12 shows the architecture of the analyzed and fabricated model.

Obtained results by the numerical simulation shown in Figure 2.13 represent the flow rate and the pressure generated by the micropump versus applied pressure on the pumping membranes. As it can be seen, reported results validate the pumping concept of fluid with a very low pressure and low flow rate. It was observed also that the flow rate varies between $5.47 \mu\text{L}/\text{min}$ and $8.79 \mu\text{L}/\text{min}$ with 12.63 Pa as a minimum generated pressure. Observed results of this section are coherent with theoretical model of section 2.4.

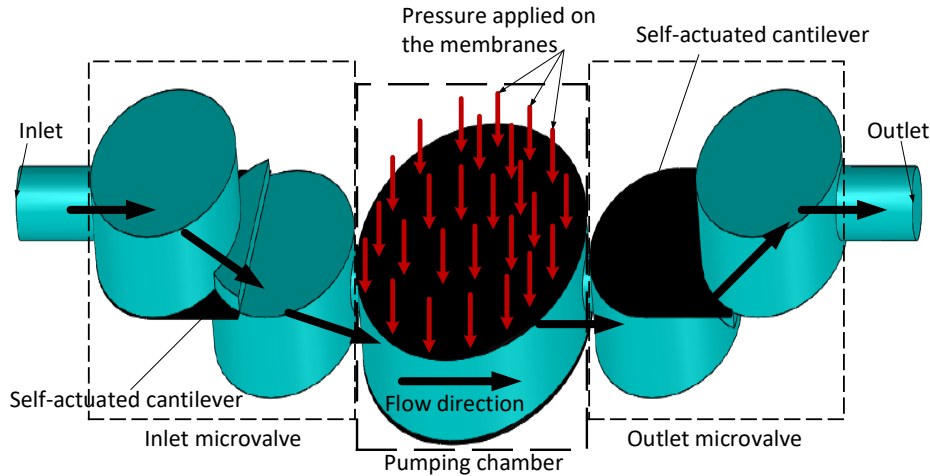


FIGURE 2.12 – Experimental model of the implemented prototype.

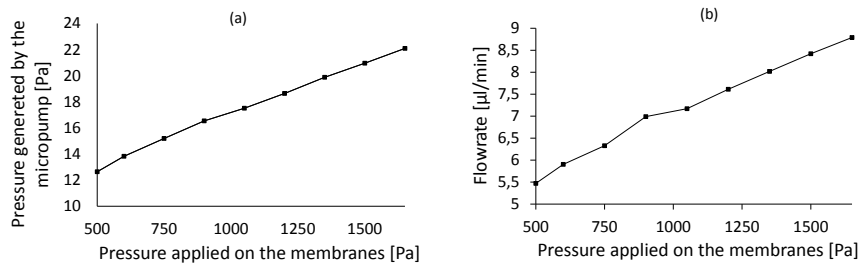


FIGURE 2.13 – FEM Results of the experimental model. (a) Induced pumping pressure based on the pressure applied on the membrane. (b) Induced flow rate based on the pressure applied on the membrane.

2.5.2 Fabrication Process

In this section, the fabrication process of the new architecture of the micropump is presented. A custom sugar glass printer was used to produce temporary molds for the rapid casting of various components including microvascular networks as well as different micro-components such as micropump and microvalves [56]. Figure 2.14 shows the different steps of the fabrication process of the micropump.

The main reason for using sugar glass as a fugitive ink was for its biocompatibility. Sugar glass is very easy to dissolve in water and can be used to produce self-supporting structures.

The printer has a three axis positioning system (X, Y, Z) that moves a custom made sugar glass extrusion apparatus (the printer head) over a printing surface [56]. The printer head consists of a 20 ml heated glass syringe that contains sugar glass syrup. The syringe is motorized with a stepper motor so that it can extrude material through a custom made nozzle with a

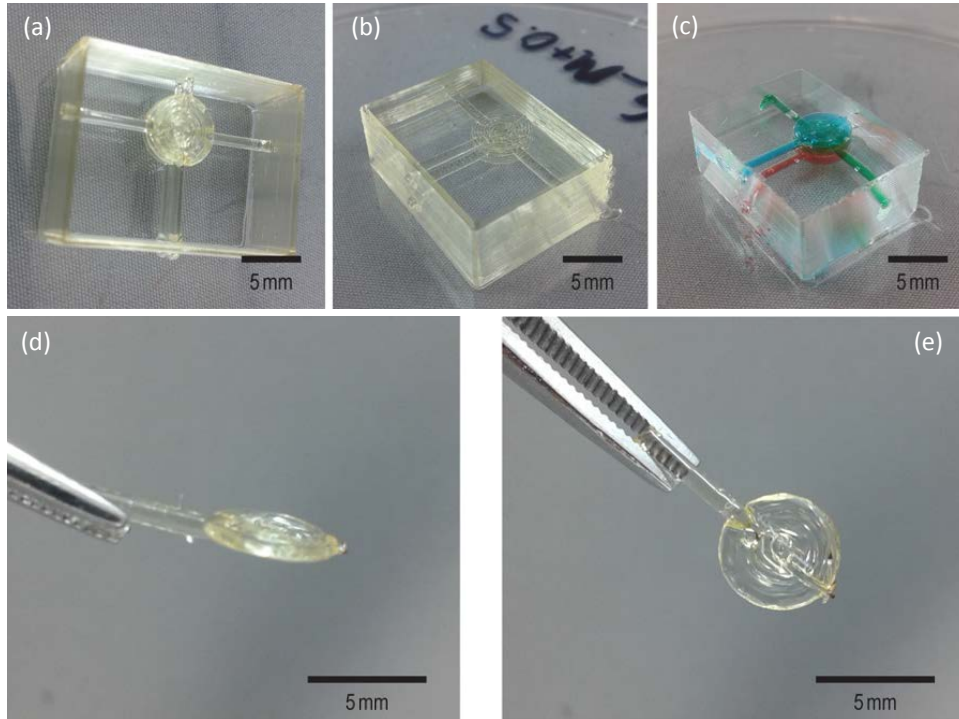


FIGURE 2.14 – Designed micropump : (a) negative template sugar-glass mold, (b) sugar-glass mold covered by PDMS, (c) functional micropump after removal of sugar (red and blue : actuation chamber, green : pumping chamber with inlet and outlet channels), (d,e) example of partial mold used to create the pumping chambers.

resolution of 0.0049 mm/step . The nozzle diameter was 1 mm with a second heating element to control the extrusion temperature of the material. Two air cooling devices, oriented towards the extrusion nozzle, were used to cool the liquid sugar during extrusion. The feed rate of the printer (*i.e.* speed at which the printer head is moved in the X, Y and Z direction) can vary from 0 to 140 mm/min and the extrusion rate (*i.e.* speed at which the syrup is forced out of the syringe) can vary from 0 to 50 mm/min . By varying the ratio of the extrusion rate over the feed rate, it is possible to produce self-supporting filaments with diameters ranging from 0.3 mm to 3.2 mm using a 1 mm diameter nozzle [56].

Once the sugar glass structure was printed, it was casted with PDMS (Sylgard 184, Ellsworth, Washington, USA) and placed in a vacuum chamber for 15 min to remove any air bubble that could have been trapped in the mold. The PDMS was then left to cure for 48 h at room temperature. Finally, the sugar glass was dissolve in an ultrasonic bath of water (Digital ultrasonic cleaner, model cd-4820). The developed method (negative templating) is not fully suitable for automatic G-code generation available with commercial and/or open-source softwares. Therefore, the G-code was manually written. Repetier Host was used to write and run the G-code.

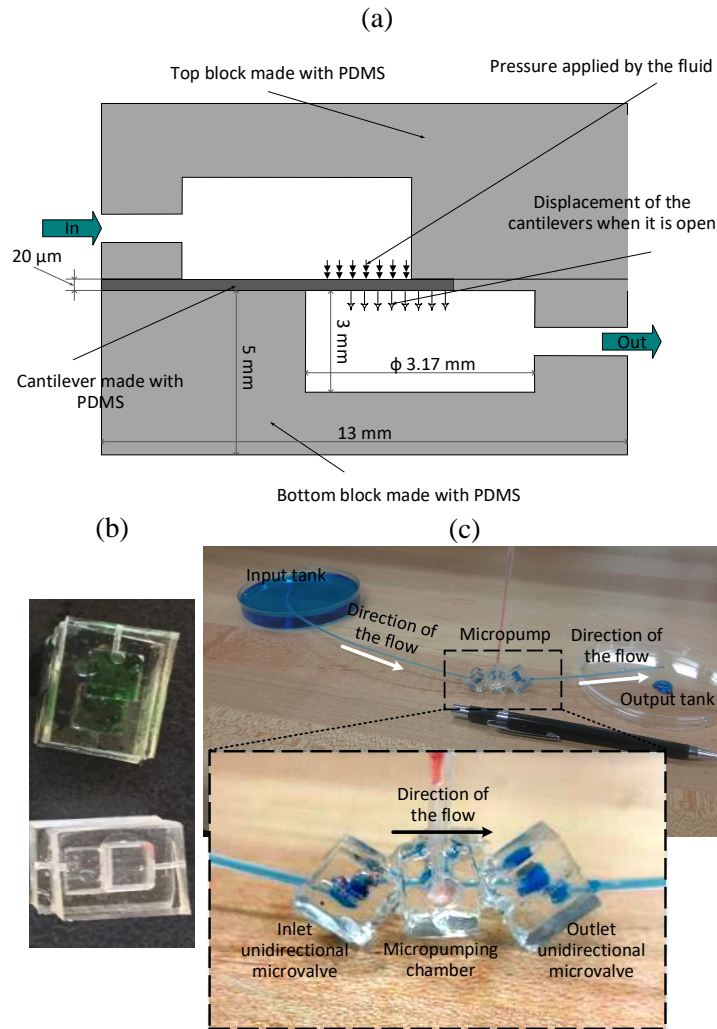


FIGURE 2.15 – (a) Proposed outlet cantilever microvalve design. (b) The two assembled microvalve. (c) First assembled prototype of micropump.

The microvalves were manufactured in three parts. Their assembly is done manually using PDMS as an adhesive layer between the three parts. The three parts are 2 identical blocks that contained a micro chamber and a thin membrane used as a cantilevers beams. Figure 2.15 (a) shows an illustration of the proposed microvalve and Figure 2.15 (b) shows the microvalve manufactured by manual molding. An inlet microvalve was fabricated with a $20 \mu m$ cantilever beam and $154.25 mm^3$ of volume for each chamber and an outlet one with a $25 \mu m$ cantilever and $94.6 mm^3$ for the volume of each chamber. Figure 2.15 (c) presents the first assembled air-driven micropump prototype for creation and control of a flow.

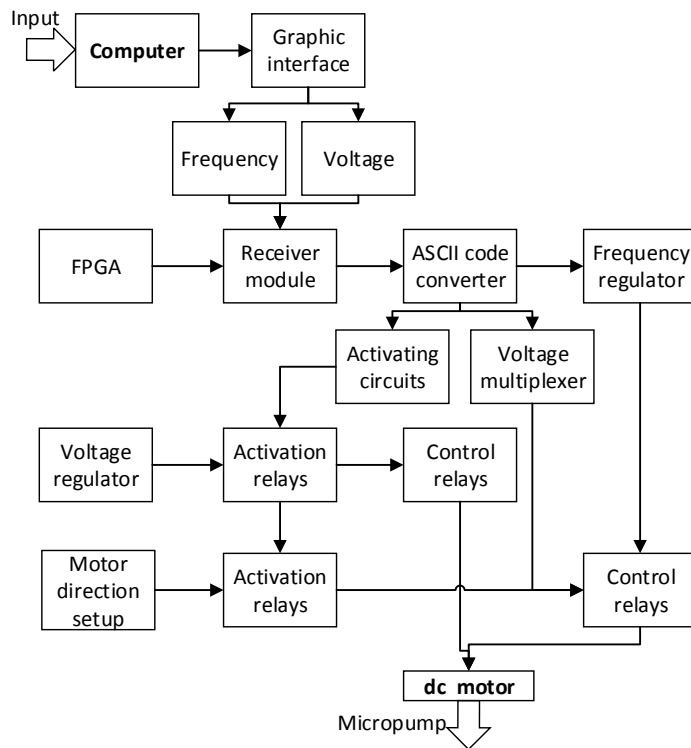


FIGURE 2.16 – Diagram of complete electrical system.

2.5.3 Actuator Control

A micro-compressor including a dc motor was used to control volume changes of the actuation chamber. The flow rate was modified by changing the electric voltage and frequency of the motor. Two electric circuits were designed to control the dc motor. One circuit is used to invert the direction of motor rotation, in order to setup the two operational phase of the micropump. In order to change motor speed, another electronic circuit was designed.

An FPGA was used to handles a serial communication with a computer and to control all electric circuits previously described. Diagram of the complete system is presented in Figure 2.16. Maximum voltage and frequency of the dc motor were 11 V and 4 Hz respectively, in order to eliminate the failure risk of the micropump.

2.5.4 Experimental Results

As it can be seen in Figure 2.17, obtained flow rate depends on the applied voltage on the dc motor. Obtained results show that the flow rate decreases when increasing the voltage and it varies from 6.12 $\mu L/min$ to 7.36 $\mu L/min$ as a maximum flow rate for fabricated prototype and with 11 V to 7 V of applied voltage, respectively.

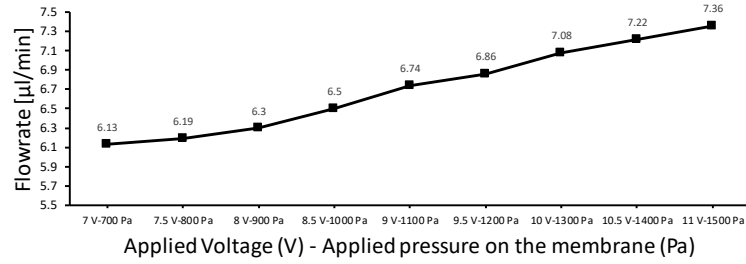


FIGURE 2.17 – Effect of applied voltage on micropump flow rate. Rotation Inversion frequency of the dc motor was 1 Hz .

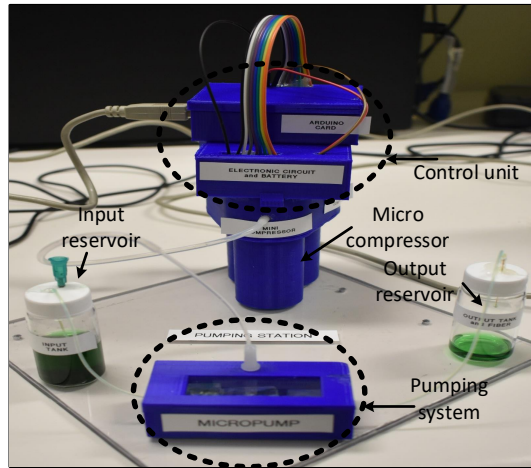


FIGURE 2.18 – Air-driven micropump

Figure 2.18 shows the final fabricated and assembled prototype of the air-driven micropump. A flow-meter (Fluigent, France) with 1.5 pL/sec of resolution and 8000 pl/sec as maximum flow rate was used to characterize the experimental model.

Experimental results showed that inlet microvalve can be opened with a pressure difference less than 7 kPa and it can support a pressure up to 21 kPa before failure. The maximum measured back-flow pressure was 90 kPa . The outlet microvalve, can be opened at 10 kPa with a maximum pressure of 77 kPa and a maximum back-flow pressure of 97 kPa . A comparison, at Table 2.1, shows main performances of proposed experimental model versus others micropumps. [41, 21, 27, 19, 11, 67].

TABLE 2.1 – Comparison Table of experimental results with different selected micropumps architectures

Ref	Description	Power-consumption	Maximum flow rate
[This Work]	Based on volume expansion of fluid to actuate pumping membrane. Flow is controlled with two integrated unidirectional auto-actuated microvalves.	114 <i>mW</i>	7 $\mu\text{L}/\text{min}$
[41]	Actuator is based on the volume expansion of a pumping chamber by electrolyze reaction of liquid.	3 <i>mW</i>	34 $\mu\text{L}/\text{min}$
[21]	The actuation of this system is based on the electrostatic forces.	5 <i>mW</i>	850 $\mu\text{L}/\text{min}$
[27]	Actuator is based on the deformation of a thin film made from shape-memory alloy which deforms upon application of an temperature gradient.	650 <i>mW</i>	50 $\mu\text{L}/\text{min}$
[19]	Actuator is made with a piezoelectric material which deforms through an electric field.	62 <i>mW</i>	118 <i>mL/min</i>
[11]	It represents a non-mechanical micropump with an actuation system based on magneto hydrodynamic phenomena.	108 <i>mW</i>	63 $\mu\text{L}/\text{min}$
[67]	The actuation of this system is based on the electromagnetic forces that deform actuation membrane in order to create a pressure gradient and a flow .	13 <i>mW</i>	774 $\mu\text{L}/\text{min}$

2.6 Discussion

Thanks to recent advances in microfluidics, local drug delivery inside the human body is attracting more attention [68, 69]. Body implantable micropump is one approach among others to achieve this goal. Through this work, we investigated the possibility to design an implantable micropump for brain research using conventional fabrication techniques. In this paper, we are mainly interested in macroscale micropump to validate the architecture design to be used for such system with a high simplicity. Indeed, the power consumption was considerably reduced through a new configuration of the actuation chamber with self-actuated microvalves. Power consumption obtained from experimental results and reported in this paper can be improved if MEMS are used instead of PDMS which is another approach to explore.

Implemented prototype is functional with coherent results versus the one obtained from simulation. The main advantage of this system is its very low pressure generated in the range of a few Pascal (22 Pa). The low pressure is mainly used in the sampling process of biological fluid. A very low pressure for injection is needed to minimize the damage in the targeted brain area.

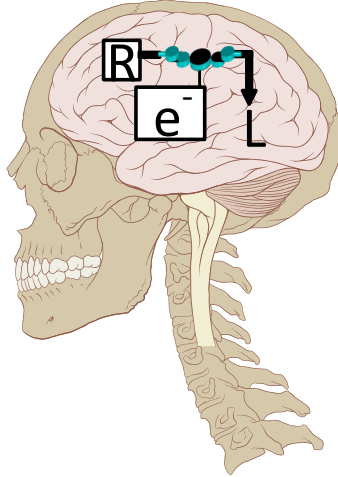


FIGURE 2.19 – Conceptual image of micropumping system as implantable device where R is liquid reservoir, e^- is electronic chip to control the micropump and L refers to injected liquid. The Skull and brain human image, only, are from Wikipedia reused under Creative Commons Attribution 2.5 License 2006 (CC BY 2.5), Credits : Patrick J. Lynch, medical illustrator ; C. Carl Jaffe, MD, cardiologist

The control of the fabricated micropump was achieved in order to be as simple as possible to reduce power consumption.

2.7 Conclusion

In this paper, the modeling of a new micropumping system was presented. The described system was based on cantilever microvalves and thermo or air driven pneumatic actuator. The originality of this work is the fact that cantilevers were auto-actuated by the pressure generated in the pumping chamber in addition to the new rapid casting of sugar glass fabrication method. Two pairs of cantilever beams on each side of the pumping chamber were used. A numerical analysis of electro-thermo-fluidics and structural properties of the proposed integrated micropumping system was also presented. Experimental validation of the proposed design was described using an air-driven prototype. Obtained results are promising, in terms of flow rate ($7 \mu L/min$) and power-consumption ($114 mW$).

Acknowledgements

The authors acknowledge the financial support from the National Science and Engineering Research Council of Canada, (NSERC), Université Laval (Student Scholarship for H. Landari), and CMC Microsystems for its support.

Chapitre 3

Commande de la micropompe

3.1 Introduction

Le contrôle du système de génération de débit continu est critique pour avoir une architecture complète d'un point de vue fonctionnement et acquisitions de données (débit et pression). Le contrôle du système doit se faire, en premier temps, en modifiant la tension appliquée aux bornes du moteur à courant continu. Ce dernier permet, à travers un mini compresseur, de convertir l'énergie électrique en une énergie pneumatique. Ce dispositif de conversion d'énergie permet d'appliquer une pression sur la membrane de pompage afin de la déformer. Le signe de la pression appliquée dépend principalement du sens de rotation du moteur qui dépend à son tour de la tension appliquée à ses bornes. Le dispositif de conversion d'énergie, basé sur le moteur DC, permet de générer une pression négative durant la première demi-période (admission) et une autre pression positive pendant la deuxième demi-période (refoulement). La Figure 3.1 illustre l'impact de l'inversion de sens de la rotation de moteur sur la pression appliquée sur la membrane. Le deuxième contrôle critique est celui de la fréquence d'horloge qui commande le moteur afin de changer la quantité du fluide aspirée ou refoulée. La valeur de la pression exercée sur la membrane du pompage est liée directement à la tension appliquée au moteur. Une interface de contrôle a été élaborée par LabVIEW qui communique avec la carte Atlys en utilisant le protocole de communication série RS232. Cette dernière, commande des relais mécaniques qui jouent le rôle d'un multiplexeur qui contrôle la tension appliquée au moteur.

3.2 Solutions techniques

Pour contrôler le débit de la micropompe, la carte Atlys XC6SLX45 Digilent a été utilisée. Elle renferme un FPGA Spartan 6 (xilinx, É.-U.). Ce circuit se compose de 27288 registres (bascules). Elle permet d'assurer une communication série, en temps réel, entre la carte et le matériel nécessaire pour contrôler la micropompe.

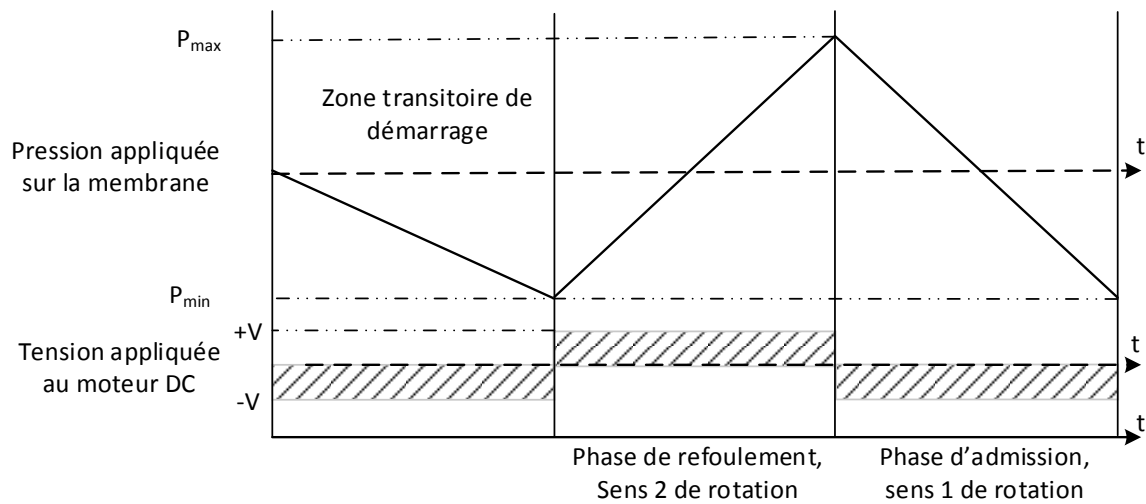


FIGURE 3.1 – Effet du sens de la rotation de moteur sur la pression appliquée sur la membrane

Le contrôle de la tension a été réalisé à travers des relais qui jouent le rôle d'un multiplexeur analogique commandé par la carte Atlys. Un régulateur de tension (LM317 Texas Instrument, É.-U.) permet de varier la tension du moteur grâce à des résistances variables connectées au régulateur. La fréquence des signaux de contrôle du sens de rotation du moteur est contrôlée par le FPGA à travers un diviseur d'horloge. Le contrôle de la micropompe se fait à travers quatre modules :

1. La saisie de la commande (sur l'interface graphique).
2. La communication entre l'ordinateur et le FPGA (protocole de communication série).
3. La configuration de la tension du moteur (à travers le circuit de régulateur et un multiplexeur commandé par le FPGA).
4. L'inversion de sens de la rotation du moteur DC (un circuit commandé par horloge à fréquence variable).

3.2.1 Saisie de la commande

L'interface graphique a été développée avec LabVIEW. Ce dernier nous offre des fonctions standards de communication série. Pour ce faire nous avons utilisé :

- Des gauges de choix des valeurs des tensions et des fréquences.
- Une boucle répétitive infinie, en arrière-plan, dans l'interface pour assurer une connexion avec le FPGA.
- Une boucle de vérification de l'envoi d'une nouvelle configuration (tension et fréquence).

- Des convertisseurs des données saisies à partir de l'interface, sous forme des chaînes des caractères, en des codes binaires.
- Un multiplicateur logiciel pour la valeur de la fréquence afin d'envoyer des valeurs de type réel.
- Un module de communication série (VISA).

La Figure 3.2 montre l'interface de contrôle de la micropompe.

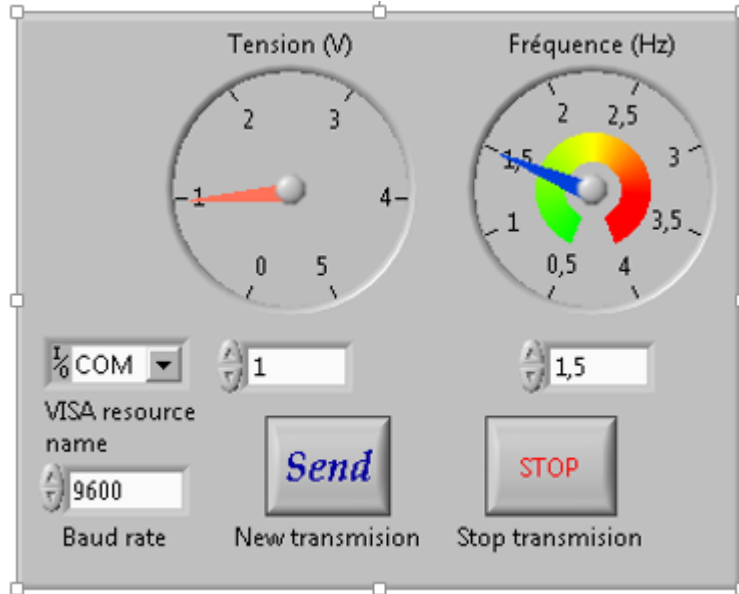


FIGURE 3.2 – Interface de contrôle.

3.2.2 Communication Ordinateur -FPGA

La communication entre l'ordinateur et le FPGA est assurée par un protocole de communication série où l'ordinateur envoie les données bit par bit. Pour y arriver, une machine à états finis a été implémentée sur le FPGA. Cette dernière permet de configurer le FPGA pour qu'il utilise la même fréquence d'envoi/réception (baud rate) avec l'ordinateur. Une mémoire de 16 bits reçoit les valeurs de la tension et de la fréquence envoyées par l'utilisateur à travers l'ordinateur. Cette dernière consiste en un simple registre à décalage de 16 bits qui reçoit à chaque front montant de l'horloge le bit envoyé. Le schéma bloc à la Figure 3.3 montre l'architecture utilisée pour la réception des données. De plus, un module de synchronisation d'horloge a été implémenté pour recevoir les données en temps réel. La synchronisation se fait selon le « baud rate » spécifié dans l'ordinateur et qui est de 9600 *bits/seconde*. Le FPGA doit se synchroniser avec chaque nouvel envoi des données.

Après que la synchronisation est faite, la première trame de 8 bits, qui représente la valeur de la tension convertie en code ASCII, est envoyée en premier, suivie de la deuxième trame

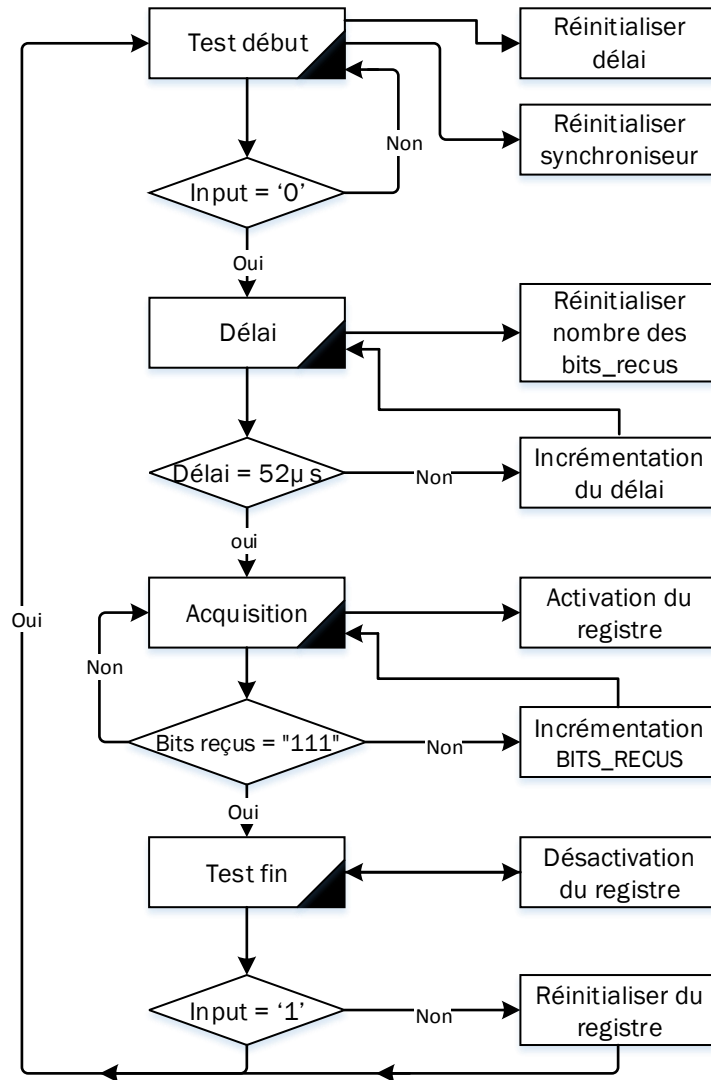


FIGURE 3.3 – Schéma bloc de la machine à états finis de la communication série entre l’ordinateur et la carte Atlys

contenant la valeur de la fréquence

3.2.3 Configuration de la tension du moteur

Pour contrôler la tension, un régulateur ajustable (LM317) a été implémenté. Le circuit électrique de ce dernier est présenté à la Figure 3.4. Il comporte 6 relais mécaniques commandés séparément.

Le relais 6 sert à activer le système à travers un signal ‘ENABLE’. Ainsi, lorsque ce relais

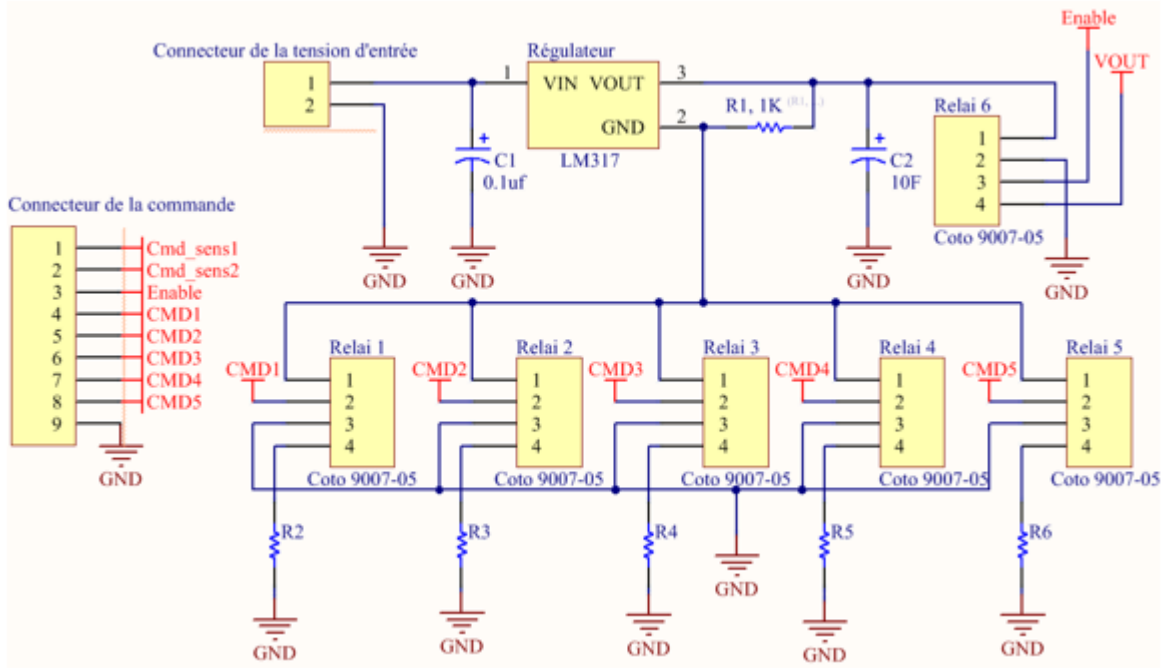


FIGURE 3.4 – Variateur de tension à base de LM317

n'est pas actionné, la tension V_{out} est égale à zéro. Les relais 1, 2, 3, 4 et 5 permettent de sélectionner la tension qui actionne le moteur. Le système proposé gère cinq tensions différentes qui dépendent, principalement, de la valeur de la résistance variable montée avec le régulateur. Une pile 9 V alimente tout le circuit.

Les entrées Cmd_{sens1} , Cmd_{sens2} , $Enable$, $CMD1$, $CMD2$, $CMD3$, $CMD4$ et $CMD5$ sont les signaux de contrôle générés par le FPGA

La tension de sortie V_{out} est exprimée en fonction des résistances telles que montrées à l'équation (3.1) :

$$\begin{cases} V_{out} = V_{Ref} \left(1 + \frac{R_k}{R_1}\right) + I_{adj} R_k \\ Avec k = 2, 3, 4, 5 \text{ ou } 6 \end{cases} \quad (3.1)$$

Où V_{out} est la tension de sortie du régulateur, V_{ref} est une valeur caractéristique du régulateur (égale à 1,25 V pour le LM317), I_{adj} est le courant qui circule dans le régulateur, R_1 est une résistance (égale à 1 kΩ et R_k est une autre résistance variable qui a cinq valeurs différentes).

Selon la fiche technique du régulateur, pour des tensions continues inférieures à 25 V, et vu qu'une pile alcaline de 9 V est utilisée dans ce travail, I_{adj} est négligeable par rapport au premier terme de l'équation précédente. Donc, l'expression finale de V_{out} sera :

$$\left\{ \begin{array}{l} V_{out} = 1.25(1 + \frac{R_k}{R_1}) \\ \text{Avec } k = 2, 3, 4, 5 \text{ ou } 6 \end{array} \right. \quad (3.2)$$

Le tableau 3.1 montre la configuration ainsi que la description des différents composants utilisés dans le circuit de régulation de la tension.

TABLE 3.1 – Descriptions des différents composants.

Composant	Référence	Description	Signal de contrôle	Spécification
Régulateur	LM317	régulateur de tension positive dont la tension de sortie peut être ajustée entre 1.25 V et 37 V	N/A	$V_{ref}=1,25V$ $I_{max}=1.5 A$
C1	N/A	Condensateurs Polarisés	N/A	C1=0.1 μF
C2				C2=10 μF
R1	N/A	Résistance du contrôle	N/A	1 K Ω
R2		Résistance pour varier la tension de sortie		1 Ω
R3		150 Ω		
R4		350 Ω		
R5		540 Ω		
R6		750 Ω		
Relai 1	Coto 9007-05	Relai mécanique	CMD1	$T_{act} = 3.75 V$
Relai 2			CMD2	$T_{desac} = 0.4 V$
Relai 3			CMD3	$T_{max} = 200 V$
Relai 4			CMD4	$I_{max} = 0.5 A$
Relai 5			CMD5	$F_{max} = 2 KHz$
Relai 6		Relai d'activation	Enable	

* N/A : Non Applicable.

Le tableau 3.2 montre les résultats des tests effectués avec le circuit afin de vérifier le fonctionnement du système développé.

Les résultats obtenus montrent un comportement cohérent du système en termes de variation de la tension et de la précision des valeurs. La différence observée entre les résultats théoriques et expérimentaux ne dépasse pas 8.3 % ce qui garantit le comportement désiré.

3.2.4 Inverseur de sens de rotation du moteur CC

Le fonctionnement de la micropompe se fait en deux phases, phase d'admission et phase de refoulement. Afin d'obtenir ces deux phases, l'actionneur doit changer de sens de rotation. Pour y arriver, un circuit inverseur du sens de rotation de l'actionneur (moteur à courant continu) commandé par le FPGA a été utilisé. Le même type de relais que ceux utilisés dans le circuit de contrôle de la tension ont été utilisés. La Figure 3.5 décrit le circuit.

TABLE 3.2 – Résultats expérimentaux et théoriques de la tension de sortie du régulateur.

Résistances/commande	Tension théorique	Tension expérimentale mesurée
CMD6=0V	0V	0V
$R_2 = 1 \Omega$ CMD 1,6 = 3.75 V CMD _k = 0 V pour k = 2, 3, 4, 5	1.256 V	1265 V
$R_3 = 150 \Omega$ CMD 2,6 = 3.75 V CMD _k = 0 V pour k = 1, 3, 4, 5	2.031 V	2,2 V
$R_4 = 350 \Omega$ CMD 3,6 = 3.75 V CMD _k = 0 V pour k = 1, 2, 4, 5	3.07 V	3,1 V
$R_5 = 540 \Omega$ CMD 4,6 = 3.75 V CMD _k = 0 V pour k = 1, 2, 3, 5	4.06 V	3,98 V
$R_6 = 750 \Omega$ CMD 5,6 = 3.75 V CMD _k = 0 V pour k = 1, 2, 3, 4	5.16 V	5,04 V

Les relais 7 et 8 permettent aussi d'activer le circuit. Pour éliminer tout risque de court-circuit, le moteur ne doit pas être actionné dans les deux sens de rotation à aucun moment. Ainsi, le moteur ne fonctionne que si les relais 7 ou 8 sont fermés en continu.

Les relais 9, 10, 11, et 12 permettent d'inverser le sens de rotation. Ils fonctionnent deux à deux avec un déphasage égal à la moitié de la période fixée par le FPGA. Ainsi, si les relais 9 et 10 sont fermés alors le moteur est actionné dans un premier sens pendant une demi-période. Les autres relais sont ouverts pendant cette demi-période et s'inversent pendant l'autre demi-période. Les périodes d'horloge sont programmées dans le FPGA. L'horloge de base utilisée, est celle disponible sur la carte Atlys qui est égale 100 MHz. Les paramètres de définitions des périodes de l'horloge sont définis dont le tableau 3.3.

Il n'était pas nécessaire d'augmenter la fréquence au-delà de 4 Hz pour ne pas endommager la micropompe. En effet, en augmentant la tension il pourrait y avoir un risque d'augmenter la pression d'actionnement appliquée sur la membrane du pompage.

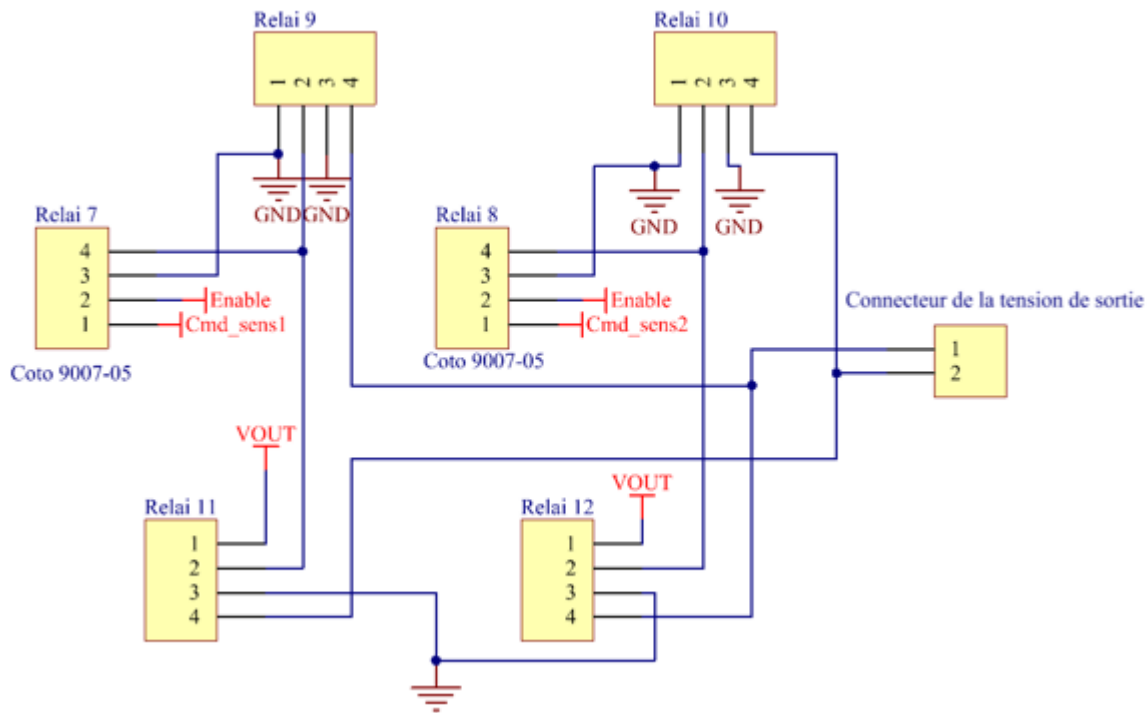


FIGURE 3.5 – Inverseur de sens de rotation du moteur.

TABLE 3.3 – Définition des constantes des différentes périodes.

Fréquence	Constantes définies dans l'algorithme	Période en seconde
F1=0.5 Hz	101111101011110000100000000	2 s
F2=1 Hz	1011111010111100010000000	1 s
F3=1.5 Hz	1111111001010000001010101	0,66 s
F4=2 Hz	1011111010111100001000000	0,5 s
F5=2.5 Hz	1001100010010110100000000	0,4 s
F6=3 Hz	111111100101000000101010	0,33 s
F7=3.5 Hz	110110011111101110010010	0,285 s
F8=4 Hz	101111101011110000100000	0,25 s

Les paramètres de chaque fréquence sont définis par l'équation (3.3) :

$$C_T = \frac{1}{2F_i} T_{Atlys} \quad (3.3)$$

Avec C_T est la valeur représentative des demi-périodes, F_i est la fréquence souhaitée et T_{Atlys} est la période d'horloge de la carte Atlys qui est égale à 10 ns.

La communication série se fait par un câble USB. La fréquence maximale de fonctionnement

du système proposé est de 247 MHz. On peut ainsi supposer que le contrôle du système se fait en temps réel vu que la période de fonctionnement obtenue est relativement faible (6,78 ns).

3.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un système de contrôle de la micropompe à travers une interface graphique et une carte de développement à base de FPGA « ATLYS ». Les résultats obtenus montrent l'efficacité de notre système d'un point de vue temps réponse. Aucune boucle de rétroaction n'a été implémentée entre le moteur et l'ordinateur. En effet, l'ajout d'une boucle de rétroaction nécessite des capteurs sur le moteur en plus d'un module de régulation additionnel ce qui requiert plus d'espace, plus d'énergie électrique et peut, aussi, affecter le temps de réponse du système.

Conclusion

Dans ce projet, nous avons étudié expérimentalement une micropompe pneumatique à micro-valve passive pour la génération et le contrôle d'un écoulement continu d'un fluide. Nous avons aussi élaboré une interface de contrôle pour simplifier l'utilisation du système. L'actionnement thermique a été étudié aussi en proposant un modèle par la MEF incluant le transfert thermique et en étudiant théoriquement le changement de volume et l'augmentation de la pression dans une chambre chauffée. Nous n'avons pas pu étudier expérimentalement ces phénomènes parce que le temps de réponse de cet actionneur est trop lent. Aussi, nous avons montré, à travers ce travail, l'impact des différents paramètres sur les performances de l'architecture proposée. Nous avons caractérisé le système en variant les différents signaux d'entrées. La fabrication du système est basée sur une collaboration avec le département du génie mécanique à l'Université Laval. Nous avons utilisé une nouvelle technique basée sur l'impression 3D de sucre vitrifié. Tout le système a été fabriqué à base du PDMS en utilisant le moulage rapide, la centrifugation des membranes et l'impression 3D. L'assemblage des différents composants se fait à la main. Nous avons réussi à générer un débit continu et stable inférieur à 8 μL /min ce qui permet d'effectuer des injections très précises. Le prochain défi est de diminuer les dimensions du système et le débit de sortie pour pouvoir échantillonner des fluides cérébraux pour analyser en temps réel et "in vivo" le transfert des neurotransmetteurs entre les différents neurones.

Contributions

— Prix :

1. 1er prix pour la meilleure affiche pendant la 7e édition du Colloque étudiant du colloque du centre de recherche sur les matériaux avancés (CERMA : « Biocompatible Micropump for Very Low Pressure Devices for Drug Delivery », 2017
2. Bourse d'excellence pour la maîtrise de l'université LAVAL, excellents résultats académiques (2017).
3. Bourse d'excellence pour la maîtrise de l'université LAVAL, excellents résultats académiques (2016).

Publications :

.

— Journaux scientifiques :

1. **H.Landari**, M. Dussault, J. Ruel, A. Begin-Drolet, A. Miled, « Biocompatible Compact Micropump with Integrated Unidirectional Microvalves for Low Pressure Microfluidic Applications ». Soumis au journal Elsevier : Sensors and Actuators A : Physical le 30 Aout 2017
2. Ghodsevali, E., Morneau-Gamache, S., Mathault, J., **Landari, H.**, Boisselier, É., Boukadoum, M., ..., Miled, A. (2017). Miniaturized FDDA and CMOS Based Potentiostat for Bio-Applications. Sensors, 17(4), 810.
3. Kara, A., Rouillard, C., Mathault, J., Boisvert, M., Tessier, F., **Landari, H.**, ..., Miled, A. (2016). Towards a multifunctional electrochemical sensing and niosome generation lab-on-chip platform based on a plug-and-play concept. Sensors, 16(6), 778.

.

— Conférences :

1. J.Mathault, **H.Landari**, F.Tessier, P.Fortier et A.Miled « Biological Modeling Challenges in a Multiphysics Approach » , Accepté à MWSCAS

2. Kisomi, A. A., **Landari, H.**, Boukadoum, M., Miled, A., Gosselin, B. (2016, August). Towards a multi-wavelength spectroscopy platform for blood characterization and analysis. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the (pp. 2994-2997). IEEE.
3. Ghodsevali, E., **Landari, H.**, Boukadoum, M., Gosselin, B., Miled, A. (2016, August). A wide range and high sensitivity four-channel compact electrochemical biosensor for neurotransmitter detection on a microfluidic platform. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the (pp. 5753-5756). IEEE.

Bibliographie

- [1] Pharmacorama. Voies d'administration. <https://www.pharmacorama.com/pharmacologie/medicaments-generalite/pharmacocinetique/voies-administration/#57312>, 2017. [Last access : 14/04/2017].
- [2] eduscol education. typepomp. http://eduscol.education.fr/rnchimie/gen_chim/triboulet/rtf/typepomp.pdf, 2017. [Dernier accès : 13/2/2017].
- [3] James R Melcher. *Continuum electromechanics*, volume 2. MIT press Cambridge, MA, 1981.
- [4] D J Laser and J G Santiago. A review of micropumps. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 14(6) :R35–R64, 2004.
- [5] Stephen F. Bart, Lee S. Tavrow, Mehran Mehregany, and Jeffrey H. Lang. Microfabricated electrohydrodynamic pumps. *Sensors and Actuators : A. Physical*, 21(1-3) :193–197, 1990.
- [6] Antonio Ramos, Gunter Fuhrt, Thomas Schnellet, and Bernd Wagnert. Travel I i ng wave-d riven microfabricated electrohydrodynamic pumps for liquids.
- [7] A. Richter, A. Plettner, K. A. Hofmann, and H. Sandmaier. A micromachined electrohydrodynamic (EHD) pump. *Sensors and Actuators : A. Physical*, 29(2) :159–168, 1991.
- [8] A Furuya, F Shimokawa, T Matsuura, and R Sawada. Fabrication of fluorinated polyimide microgrids using magnetically controlled reactive ion etching (MC-RIE) and their applications to an ion drag integrated micropump. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 6(3) :310–319, 1996.
- [9] Si-Hong Ahn and Yong-Kweon Kim. Fabrication and experiment of a planar micro ion drag pump. *Sensors and Actuators A : Physical*, 70(1-2) :1–5, 1998.
- [10] M. Ashjaee and S. R. Mahmoudi. Experimental study of electrohydrodynamic pumping through conduction phenomenon using various fluids. *Annual Report - Conference on Electrical Insulation and Dielectric Phenomena, CEIDP*, 2005 :495–498, 2005.
- [11] Jaesung Jang and Seung S. Lee. Theoretical and experimental study of mhd (magneto-hydrodynamic) micropump. *Sensors and Actuators A : Physical*, 80(1) :84–89, 2000.

- [12] Asuncion V. Lemoff and Abraham P. Lee. AC magnetohydrodynamic micropump. *Sensors and Actuators, B : Chemical*, 63(3) :178–185, 2000.
- [13] L Huang, W Wang, M C Murphy, K Lian, and Z G Ling. LIGA fabrication and test of a DC type magnetohydrodynamic (MHD) micropump. *Microsystem Technologies*, 6(6) :235–240, 2000.
- [14] R. S. Ramsey and J. M. Ramsey. Erratum : Generating electrospray from microchip devices using electroosmotic pumping (Analytical Chemistry (1997) 69 (1174-1178)). *Analytical Chemistry*, 69(13) :2617, 1997.
- [15] Shulin Zeng, Chuan Hua Chen, James C. Mikkelsen, and Juan G. Santiago. Fabrication and characterization of electroosmotic micropumps. *Sensors and Actuators, B : Chemical*, 79(2-3) :107–114, 2001.
- [16] N. T. Nguyen and R. M. White. Design and optimization of an ultrasonic flexural plate wave micropump using numerical simulation. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 77(3) :229–236, 1999.
- [17] MS Vijaya. *Piezoelectric materials and devices : applications in engineering and medical sciences*. CRC Press, 2012.
- [18] A J Conde, A Bianchetti, F E Veiras, A Federico, J M Cabaleiro, M Dufva, R E Madrid, and L Fraigi. A polymer chip-integrable piezoelectric micropump with low backpressure dependence. *Rsc Advances*, 5(62) :49996–50000, 2015.
- [19] Xue Yan Wang, Yu Ting Ma, Gang Yi Yan, and Zhi Hua Feng. A compact and high flow-rate piezoelectric micropump with a folded vibrator. *Smart Materials and Structures*, 23(11) :1–11, 2014.
- [20] Shou qi Yuan, Song Yang, Xiu hua He, Zhi dan Deng, and Sheng chuan Cai. Design and experimental study of a novel three-way diffuser/nozzle elements employed in valveless piezoelectric micropumps. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 37(1) :221–230, 2014.
- [21] Wan-Chun Chuang, Hsin-Li Lee, Pei-Zen Chang, and Yuh-Chung Hu. Review on the modeling of electrostatic mems. *Sensors*, 10(6) :6149–6171, 2010.
- [22] Ki Sung Lee, Bonghwan Kim, and Mark A. Shannon. An electrostatically driven valveless peristaltic micropump with a stepwise chamber. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 187 :183–189, 2012.
- [23] R. Zengerle, J. Ulrich, S. Kluge, M. Richter, and A. Richter. A bidirectional silicon micropump, 1995.
- [24] Paul Kawun, Stephane Leahy, and Yongjun Lai. A thin PDMS nozzle/diffuser micropump for biomedical applications. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 249 :149–154, 2016.

- [25] Sebastian Böhm, Wouter Olthuis, and Piet Bergveld. Plastic micropump constructed with conventional techniques and materials. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 77(3) :223–228, 1999.
- [26] Eiji Makino, Takashi Mitsuya, and Takayuki Shibata. Fabrication of TiNi shape memory micropump. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 88(3) :256–262, 2001.
- [27] William L Benard, Harold Kahn, Arthur H Heuer, and Michael A Huff. Thin-film shape-memory alloy actuated micropumps. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 7(2) :245–251, 1998.
- [28] J. Zou, X.Y. Ye, Z.Y. Zhou, and Y. Yang. A novel thermally-actuated silicon micropump. *1997 International Symposium on Micromechanics and Human Science (Cat. No.97TH8311)*, (5) :231–234, 1997.
- [29] C Zhan, T Lo, L Liu, and T Peihsin. A silicon membrane micropump with integrated bimetallic actuator. *Chinese journal of electronics*, 5(2) :33, 1996.
- [30] Pei Song Chee, Marwan Nafea Minjal, Pei Ling Leow, and Mohamed Sultan Mohamed Ali. Wireless powered thermo-pneumatic micropump using frequency-controlled heater. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 233 :1–8, 2015.
- [31] SJAF Zimmermann, JA Frank, D Liepmann, and AP Pisano. A planar micropump utilizing thermopneumatic actuation and in-plane flap valves. pages 462–465, 2004.
- [32] Yi Ning Yang, Suz K. Hsiung, and Gwo B. Lee. A pneumatic micropump incorporated with a normally closed valve capable of generating a high pumping rate and a high back pressure. *Microfluidics and Nanofluidics*, 6(6) :823–833, 2009.
- [33] Chi Han Chiou, Tai Yen Yeh, and Jr Lung Lin. Deformation analysis of a pneumatically-activated polydimethylsiloxane (PDMS) membrane and potential micro-pump applications. *Micromachines*, 6(2) :216–229, 2015.
- [34] Hyeun Joong Yoon, WY Sim, and SS Yang. The fabrication and test of a phase-change micropump. In *Proceedings ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, pages 11–16, 2001.
- [35] Bo Li, Quanfang Chen, Dong Gun Lee, Jason Woolman, and Greg P. Carman. Development of large flow rate, robust, passive micro check valves for compact piezoelectrically actuated pumps. *Sensors and Actuators, A : Physical*, 117(2) :325–330, 2005.
- [36] Brian K Paul and Tyson Terhaar. Comparison of two passive microvalve designs for microlamination architectures. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 10(1) :15–20, 2000.
- [37] MC Carrozza, N Croce, B Magnani, and P Dario. A piezoelectric-driven stereolithography-fabricated micropump. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 5(2) :177, 1995.

- [38] Song Bin Huang, Yang Zhao, Deyong Chen, Hsin Chieh Lee, Yana Luo, Tzu Keng Chiu, Junbo Wang, Jian Chen, and Min Hsien Wu. A clogging-free microfluidic platform with an incorporated pneumatically driven membrane-based active valve enabling specific membrane capacitance and cytoplasm conductivity characterization of single cells. *Sensors and Actuators, B : Chemical*, 190 :928–936, 2014.
- [39] Chang Kyu Oh, Sang Wook Lee, and Ok Chan Jeong. Fabrication of pneumatic valves with spherical dome-shape fluid chambers. *Microfluidics and Nanofluidics*, 19(5) :1091–1099, 2015.
- [40] Ellis Meng and Tuan Hoang. Micro-and nano-fabricated implantable drug-delivery systems. *Therapeutic delivery*, 3(12) :1457–1467, 2012.
- [41] Heidi Gensler, Roya Sheybani, Po-Ying Li, Ronalee Lo Mann, and Ellis Meng. An implantable mems micropump system for drug delivery in small animals. *Biomedical Microdevices*, 14(3) :483–496, 2012.
- [42] Eric Nuxoll. Biomems in drug delivery. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 65(11–12) :1611–1625, 2013.
- [43] Ercan M Dede. Multiphysics topology optimization of heat transfer and fluid flow systems. In *proceedings of the COMSOL Users Conference*, 2009.
- [44] Fengnian Tian and Mark Voskuijl. Automated generation of multiphysics simulation models to support multidisciplinary design optimization. *Advanced Engineering Informatics*, 29(4) :1110–1125, 2015.
- [45] Mohamed Amine Miled, Antoine Gagne, and Mohamad Sawan. Hybrid modeling method for a dep based particle manipulation. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13(2) :1730, 2013.
- [46] Cesare Corrado, Jean-Frédéric Gerbeau, and Philippe Moireau. Identification of weakly coupled multiphysics problems. application to the inverse problem of electrocardiography. *Journal of Computational Physics*, 283 :271–298, 2015.
- [47] Adnan Ibrahimbegovic, Rainer Niekamp, Christophe Kassiotis, Damijan Markovic, and Hermann G. Matthies. Code-coupling strategy for efficient development of computer software in multiscale and multiphysics nonlinear evolution problems in computational mechanics. *Advances in Engineering Software*, 72 :8–17, 2014.
- [48] E. Bertarelli, A. Colnago, R. Ardito, G. Dubini, and A. Corigliano. Modelling and characterization of circular microplate electrostatic actuators for micropump applications. In *2015 16th International Conference on Thermal, Mechanical and Multi-Physics Simulation and Experiments in Microelectronics and Microsystems (EuroSimE)*, pages 1–7.
- [49] J. Gao, D. Guo, S. Santhanam, and G. K. Fedder. Large stroke electrostatic actuated pdms-on-silicon micro-pump. In *2015 Transducers - 2015 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS)*, pages 117–120.

- [50] Nam-Trung Nguyen. Micro-magnetofluidics : interactions between magnetism and fluid flow on the microscale. *Microfluidics and Nanofluidics*, 12(1) :1–16, 2011.
- [51] Pei Song Chee, Marwan Nafea Minjal, Pei Ling Leow, and Mohamed Sultan Mohamed Ali. Wireless powered thermo-pneumatic micropump using frequency-controlled heater. *Sensors and Actuators A : Physical*, 233 :1–8, 2015.
- [52] Yong Zeng, Mimi Shin, and Tanyu Wang. Programmable active droplet generation enabled by integrated pneumatic micropumps. *Lab on a Chip*, 13(2) :267–273, 2013.
- [53] G. M. Whitesides. The origins and the future of microfluidics. *Nature*, 442(7101) :368–73, 2006.
- [54] Actel. High-volume nano fpgas going where no fpga has gone before. *White Paper*, pages 6–7, 2008.
- [55] kyocera. global.kyocera.com/prdct/semicon/semi. 2016(Last access : 10/10/2016) :Standard Packages and Lids for Device Evaluation, 2016.
- [56] André Bégin-Drolet, Marc-André Dussault, Stephanie A Fernandez, Jeanne Larose-Dutil, Richard L Leask, Corinne A Hoesli, and Jean Ruel. Design of a 3d printer head for additive manufacturing of sugar glass for tissue engineering applications. *Additive Manufacturing*, 15 :29–39, 2017.
- [57] C. Schubert, M. C. van Langeveld, and L. A. Donoso. Innovations in 3d printing : a 3d overview from optics to organs. *Br J Ophthalmol*, 98(2) :159–61, 2014.
- [58] M. Novak, P. Dvorak, P. Kamaryt, B. Slana, and J. Lipoldova. Autopsy and clinical context in deceased patients with implanted pacemakers and defibrillators : intracardiac findings near their leads and electrodes. *Europace*, 11(11) :1510–6, 2009.
- [59] S. Kozinov and M. Kuna. Simulation of damage in ferroelectric actuators by means of cohesive zone model. *Sensors and Actuators A : Physical*, 233 :176–183, 2015.
- [60] Kanthal. Nikrothal 80 resistance heating wire and resistance wire. <https://www.kanthal.com/en/products/material-datasheets/wire/resistance-heating-wire-and-resistance-wire/nikrothal-80/>, 2017. [Last access : 25/01/2017].
- [61] Eric W. Lemmon, Richard T Jacobsen, Steven G. Penoncello, and Daniel G. Friend. Thermodynamic properties of air and mixtures of nitrogen, argon, and oxygen from 60 to 2000 k at pressures to 2000 mpa. *Journal of Physical and Chemical Reference Data*, 29(3) :331–385, 2000.
- [62] Tai-Ran Hsu. *MEMS and microsystems : design, manufacture, and nanoscale engineering*. John Wiley and Sons, 2008.

- [63] KY Madhavi, KA Sumithradevi, M Krishna, and Andhe Dharani. Diaphragm design for mems pressure sensor using a data mining tool. In *World Congress on Engineering, London*, pages 1353–1356, 2011.
- [64] Dan B Marghitu. *Mechanical engineer's handbook*. Academic Press, 2001.
- [65] Heating-Element-Alloys. Nickel chrome resistance alloys. <https://www.heating-element-alloy.com>, 2017. [Last access : 25/01/2016].
- [66] W. F. Hosford. A generalized isotropic yield criterion. *Journal of Applied Mechanics*, 39(2) :607–609, 1972.
- [67] Pan Tingrui, J. McDonald Scott, M. Kai Eleanor, and Ziaie Babak. A magnetically driven pdms micropump with ball check-valves. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 15(5) :1021–1026, 2005.
- [68] E. Ghodsevali, S. Morneau-Gamache, J. Mathault, H. Landari, E. Boisselier, M. Boukadoum, B. Gosselin, and A. Miled. Miniaturized fdda and cmos based potentiostat for bio-applications. *Sensors (Basel)*, 17(4), 2017.
- [69] A. Miled and J. Greener. Recent advancements towards full-system microfluidics. *Sensors (Basel)*, 17(8), 2017.