

---

FACULTÉ DES SCIENCES  
APPLIQUÉES

INSTITUT MONTÉFIORE  
*Département d'Électronique &  
d'Informatique*



UNIVERSITÉ DE LIÈGE

---

---

# CONCEPTION D'UNE MICROPOMPE

---

---

Travail de fin d'études présenté par  
***Maxime Dechesne***  
en vue de l'obtention du grade  
d'Ingénieur Civil en Électronique

---

**Année Académique 2003-2004**

---

---

## —Résumé—

---

---

Ce travail s'inscrit dans le processus d'implication de l'université de Liège et d'autres sociétés de la région liégeoise dans le domaine des microsystèmes, et plus particulièrement celui de la microfluidique.

Le champ des applications potentielles de systèmes microfluidiques est immense, notamment en bioingénierie. Ainsi, le projet d'analyse d'ADN sur puce OLIGONIC, développé en commun par 4 universités wallonnes, est demandeur d'un dispositif permettant de fournir de faibles quantités de liquides (débit de l'ordre de  $20\mu l/s$ ) de façon précise et contrôlée, si possible avec un encombrement réduit au minimum.

Ce travail vise donc à étudier les différentes possibilités existantes pour réaliser une micropompe, et à analyser une d'elle en détail. Dès le départ, les diverses contraintes, principalement au niveau des techniques et des coûts de production usuels en microsystèmes, mais également au niveau de la biocompatibilité, nous ont amené à envisager une méthode de fabrication alternative: la réplique thermoplastique. Avec cette technique de moulage, la pompe développée a des dimensions légèrement supérieures à ses homologues en silicium, mais présente de nombreuses propriétés intéressantes: inertie chimique, faible coût...

Nous avons choisi d'analyser les mécanismes d'une pompe réciproque sans valves, ces dernières étant remplacées par des structures appelées diffuseurs/nozzles. La suppression des valves permet de travailler à des fréquences plus élevées, de diminuer les pertes et de gagner en robustesse. L'étude des mécanismes fluidiques dans la pompe, notamment de l'effet redresseur des diffuseurs/nozzles, ainsi que du comportement de deux actuateurs envisageables (piézoélectrique et électrostatique), nous a permis de réaliser, à l'aide du logiciel Matlab, un programme capable d'évaluer le débit, la fréquence de résonance et la consommation électrique de la pompe. Cette étude a été réalisée de façon mixte, utilisant des développements analytiques mais également des simulations numériques (à l'aide du logiciel d'éléments finis *Oofelie*) pour obtenir les différents paramètres. On peut alors constater que l'actuateur électrostatique n'est pas adapté à ce design, contrairement à l'actuateur piézoélectrique qui convient parfaitement.

Ensuite, nous avons soumis quelques propositions en vue de la réalisation d'un prototype. Ainsi, différents circuits d'alimentation pour l'actuateur, dérivés de l'électronique de puissance, sont envisagés. Nous avons également sélectionné quelques matériaux qui pourraient convenir à la fabrication de la pompe, des moules et des actuateurs. La prochaine étape sera donc naturellement la réalisation d'un prototype afin de valider par des mesures les résultats développés ici.

---

---

## *—Remerciements—*

---

---

Je tiens à remercier tous ceux qui m'ont encouragé à arriver jusqu'ici et à réaliser ce travail de fin d'études.

Je voudrais citer spécialement Monsieur Destiné et l'ensemble de son service, qui m'ont proposé ce travail passionnant et qui n'ont jamais été avares de conseils et d'idées. Un grand merci tout particulièrement à Bruno Heusdens sans l'expérience duquel ce travail n'aurait pas été possible.

Merci également à Jean-Michel Lejeune et ses deux charmantes collègues pour leur maîtrise des éléments finis et la patience dont ils ont fait preuve.

Je tiens aussi à remercier mes nombreux relecteurs, qui ont permis d'éviter que ce mémoire soit un éloge de la mauvaise orthographe.

Enfin je remercie Marie et ma famille pour leur soutien au cours de cette année et de celles qui l'ont précédée.

---

---

# –TABLE DES MATIÈRES–

---

---

<b>Résumé</b>	<b>i</b>
<b>Remerciements</b>	<b>ii</b>
<b>Table des Matières</b>	<b>iii</b>
<b>Liste des Figures</b>	<b>vii</b>
<b>Liste des Tables</b>	<b>ix</b>
<b>Abréviations et notations</b>	<b>x</b>
Abréviations . . . . .	x
Notations . . . . .	xi
<b>Introduction</b>	<b>1</b>
1. <i>MEMS</i> et microfluidique . . . . .	1
1.1. Utilisation de PCB . . . . .	3
1.2. Réplication thermoplastique. . . . .	5
1.3. Choix d’une technique . . . . .	6
2. Le projet OLIGONIC et les $\mu$ TAS . . . . .	6
2.1. $\mu$ TAS . . . . .	6
2.2. Analyse d’ADN . . . . .	7
2.3. Le projet OLIGONIC . . . . .	10
2.4. Conséquences pour ce travail . . . . .	11
3. Organisation de l’exposé . . . . .	11

<b>I</b>	<b>Fluidique</b>	<b>13</b>
	<b>Introduction</b>	<b>14</b>
<b>1</b>	<b>Rappels théoriques: introduction à la dynamique des fluides</b>	<b>15</b>
1.	Types de fluides . . . . .	15
1.1.	Fluide parfait . . . . .	15
1.2.	Fluide visqueux . . . . .	15
2.	Equations principales . . . . .	17
2.1.	Équation de Bernouilli . . . . .	17
2.2.	Conservation de la masse . . . . .	17
2.3.	Équation de Navier-Stokes . . . . .	17
3.	Types d'écoulement . . . . .	18
3.1.	Écoulement laminaire . . . . .	18
3.2.	Écoulement turbulent . . . . .	19
<b>2</b>	<b>Types de pompes en microsystèmes</b>	<b>20</b>
1.	Pompes sans partie mobile . . . . .	20
1.1.	Pompes à ultrasons . . . . .	20
1.2.	Pompes électrohydrodynamiques (EHD) . . . . .	20
1.3.	Pompes à électro-osmose . . . . .	21
1.4.	Pompes à vaporisation . . . . .	22
2.	Pompes mécaniques . . . . .	22
2.1.	Pompes rotatives . . . . .	23
2.2.	Pompes péristaltiques . . . . .	23
2.3.	Pompes réciproques . . . . .	24
2.4.	Modes d'actuation . . . . .	24
<b>3</b>	<b>Microvalves</b>	<b>27</b>
1.	Valves passives . . . . .	27
2.	Valves actives . . . . .	28
2.1.	Valves de type A: restriction perpendiculaire . . . . .	28
2.2.	Valves de type B: restriction parallèle . . . . .	28
2.3.	Valves de type C . . . . .	28
2.4.	Valves de type D: blocage par changement de phase . . . . .	28

<b>4 Pompes réciproques à diffuseur</b>	<b>30</b>
1. Etude analytique . . . . .	32
1.1. Calcul du débit et de la fréquence de résonance . . . . .	32
1.2. Discussion des résultats . . . . .	35
1.3. Évaluation de $\mu$ . . . . .	36
2. Simulation numérique . . . . .	37
 <b>II Actuateurs</b>	 <b>39</b>
<b>Introduction</b>	<b>40</b>
 <b>5 Piézoélectriques bimorphes</b>	 <b>41</b>
1. Rappels théoriques: piézoélectricité . . . . .	41
1.1. Matériaux piézoélectriques . . . . .	41
1.2. Constantes piézoélectriques . . . . .	43
1.3. Comparaison des matériaux piézoélectriques . . . . .	45
1.4. Relations fondamentales . . . . .	46
1.5. Dépolarisation . . . . .	46
2. Etude de la déflexion . . . . .	47
2.1. Analytique . . . . .	48
2.2. Numérique . . . . .	51
3. Considérations électriques . . . . .	52
 <b>6 Électrostatique</b>	 <b>53</b>
1. Rappels théoriques: électrostatique . . . . .	53
2. Etude de la déflexion . . . . .	54
2.1. Analytique . . . . .	54
2.2. Numérique . . . . .	55
3. Considérations électriques . . . . .	56
4. Analyse des résultats . . . . .	57
 <b>7 Utilisation d'Oofelie</b>	 <b>58</b>
1. Rappels théoriques: méthode des éléments finis . . . . .	58
1.1. Méthode des éléments finis . . . . .	59
1.2. Maillage . . . . .	61

2.	Choix des éléments - validation de la méthode . . . . .	62
2.1.	Choix du degré des éléments . . . . .	62
2.2.	Choix de l'élément de degré 1 et de la taille du maillage . . . . .	63
2.3.	Justification du choix du maillage . . . . .	64
3.	Remarques sur les simulations dans <i>Oofelie</i> . . . . .	65
3.1.	Modélisation d'une pression . . . . .	65
3.2.	Éléments piézoélectriques . . . . .	65
<b>III</b>	<b>Applications</b>	<b>67</b>
<b>8</b>	<b>Estimation du débit</b>	<b>68</b>
1.	Méthode (semi-)analytique . . . . .	68
1.1.	Interface graphique . . . . .	69
1.2.	Résultats . . . . .	70
2.	Méthode numérique . . . . .	71
<b>9</b>	<b>Premiers pas vers l'élaboration d'un prototype</b>	<b>72</b>
1.	Considérations pratiques . . . . .	72
1.1.	Alimentation rectangulaire . . . . .	72
1.2.	Alimentation sinusoïdale . . . . .	74
2.	Choix des matériaux . . . . .	75
2.1.	Pompe . . . . .	75
2.2.	Actuateurs . . . . .	75
3.	Méthodes de fabrication . . . . .	77
3.1.	Gabarit positif . . . . .	77
3.2.	Moule . . . . .	77
3.3.	Moulage . . . . .	78
3.4.	Discussion des résultats . . . . .	78
	<b>Conclusion</b>	<b>80</b>
	<b>Perspectives</b>	<b>82</b>
	<b>Annexe</b>	<b>83</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>85</b>

---



---

# –LISTE DES FIGURES–

---



---

1	Système fluide comportant différents éléments en technologie PCB (le couvercle est relevé pour l'illustration) [15]. . . . .	3
2	Aperçu de l'utilisation de PCB pour la réalisation de composants fluidiques [15]. . . . .	4
3	Intégration des composants fluidiques et électroniques sur un PCB commun [15]. . . . .	4
4	Illustration de deux processus de réplication thermoplastique [18]. . . . .	5
5	Structure de l'ADN. . . . .	7
6	Photographie au SEM ( <i>Scanning Electron Microscope</i> , ou microscope électronique) de supports basés sur la détection électronique (capacités interdigitées), et conçus dans le cadre d'OLIGONIC. . . . .	8
7	Étapes principales du protocole d'analyse d'ADN dans le projet OLIGONIC. . . . .	9
8	Prototype de l'appareil de mesure. . . . .	10
9	Schéma de principe du circuit fluide du prototype d'OLIGONIC. . . . .	10
1.1	Fluide entre deux plaques. La plaque supérieure se déplace vers la droite à la vitesse $V$ , engendrant les forces tangentielles $\tau$ . . . . .	16
2.1	Exemples de pompes sans partie mobile (a) Pompage EHD (b) Pompage par vaporisation. . . . .	21
2.2	Pompage par différence de pression et écoulement de Poiseuille. . . . .	22
2.3	Principe du pompage rotatif. . . . .	23
2.4	Principe du pompage péristaltique: signaux de commande et étapes correspondantes [17]. . . . .	23
2.5	Exemples de pompes mécaniques réciproques avec valves passives. . . . .	24
2.6	Ordre de grandeur des débits obtenus avec les différents principes de micropompes. . . . .	25
3.1	Principe du contrôle par hydrophobie. . . . .	27
3.2	Trois classes courantes de valves actives. . . . .	28



3.3	Blocage par changement de phase. . . . .	29
4.1	Différentes géométries possibles pour les éléments de type diffuser/nozzle (a) conique, (b) pyramidale et (c) rectangulaire [20]. . . . .	31
4.2	Design de la pompe plane étudiée (dimensions en <i>mm</i> ). . . . .	32
4.3	Notations et grandeurs intervenant lors du mode de pompage. . . . .	32
4.4	Simulations numériques du comportement rectificateur des éléments de type diffuseur/nozzle [20]. . . . .	38
5.1	Structure cristalline des céramiques piézoélectriques. . . . .	42
5.2	Phénomènes d'hystérésis dans les matériaux ferroélectriques. . . . .	43
5.3	Système d'axes utilisé pour définir les coefficients piézoélectriques. . . . .	43
5.4	Résonance d'une céramique piézoélectrique libre. . . . .	46
5.5	Bimorphe utilisant deux diaphragmes piézoélectriques. . . . .	47
6.1	Dispositif d'actuation électrostatique. . . . .	53
7.1	Domaine $\Omega$ soumis à des sollicitations diverses. . . . .	61
7.2	Les trois types d'éléments hexaédriques. . . . .	62
7.3	Modèle utilisé pour la validation des éléments de degré deux (GiD). . . . .	63
7.4	Géométrie utilisée pour modéliser la membrane. . . . .	64
7.5	Exemple de maillage utilisé: cas du diaphragme piézo. Les dimensions se- lon $z$ sont multipliées par 30 pour une meilleure visualisation. . . . .	66
8.1	Interface graphique développée sous Matlab pour évaluer le débit. . . . .	69
8.2	Étude analytique du débit par volt pour un actuateur piézoélectrique. . . . .	70
9.1	Circuits d'amplification DC-DC. . . . .	73
9.2	Schéma de principe d'un onduleur. . . . .	74
9.3	Convertisseur 5V DC vers 5V AC sinusoïdal utilisant un timer 555. . . . .	75
9.4	Échantillon d'un disque en <i>PXE</i> – 5 de 5mm de rayon et épais de 200 $\mu$ m, avec électrode en nickel ( <i>Morgan</i> ). . . . .	76
9.5	Gabarit positif obtenu par gravure d'un PCB. . . . .	78
9.6	Fabrication d'une pièce: gabarit positif, moule en RTV-2 et pièce en résine époxy. . . . .	78
9.7	Coupe transversale du design. . . . .	79

---



---

## –LISTE DES TABLES–

---



---

2.1	Comparaison des performances offertes par les différents types de micro-actuateurs. <i>Déplacement</i> : large ( $100\mu m < d$ ), moyen ( $30\mu m < d < 100\mu m$ ), faible ( $10\mu m < d < 30\mu m$ ), très faible ( $d < 10\mu m$ ). <i>Temps de réponse</i> : très rapide ( $t < 0.1ms$ ), rapide ( $0.1ms < t < 1ms$ ), moyen ( $1ms < t < 1s$ ), lent ( $1s < t$ ). . . . .	26
4.1	Dimensions du design utilisé pour illustrer la conception. . . . .	32
5.1	Comparaison des constantes piézoélectriques pour un cristal (quartz) et des céramiques (de chez <i>Morgan</i> ) [3]. . . . .	45
5.2	Résultats des simulations donnant la valeur de $K_p$ (actuateur piézoélectrique). . . . .	51
5.3	Résultats des simulations donnant la valeur de $K_v$ (actuateur piézoélectrique). . . . .	52
6.1	Résultats des simulations donnant la valeur de $K_p$ et $K_v$ (actuateur électrostatique). . . . .	56
7.1	Résultats obtenus lors de la phase de maillage. . . . .	64
8.1	Rappel des valeurs des paramètres. . . . .	68
9.1	Comparaison des propriétés piézoélectriques des composants disponibles. . . . .	76
9.2	Principales caractéristiques à 23°C du <i>Kapton</i> <sup>®</sup> métallisé de chez <i>Sheldahl</i> <sup>®</sup> . . . . .	77

---

---

# —ABRÉVIATIONS ET NOTATIONS—

---

---

## Abréviations

$\mu$ TAS	Micro Total Analysis System
ADN	Acide DésoxyriboNucléique
CFD	Computational Fluidic Dynamic
DMD	Digital Mirror Device
DRIE	Deep Reactive Ion Etching
EM	Électromagnétique
FEM	Finite Element Method
GUI	Graphical User Interface
MEMS	Micro Electro-Mechanical System
Oofelie	Object Oriented Finite Elements Led by Interactive Executor
PC	PolyCarbonate
PCB	Printed Circuit Board
PCR	Polymerase Chain Reaction
PZT	Lead Zirconium Titanate
SEM	Scanning Electron Microscope
SMA	Shape Memory Alloy
UV	Ultraviolets

## Notations

A cause du nombre élevé de formules utilisées dans des domaines aux formalismes différents et souvent incompatibles, certains symboles ont été utilisés pour représenter plusieurs grandeurs. Le cas échéant, la signification de la notations sera indiquée, ou apparaîtra clairement du contexte.

$b$	Coefficient de frottement linéaire visqueux [ $kg.s^{-1}$ ]
$c$	Coût Élément de la matrice de raideur (matrice de Hooke) [ $Pa$ ]
$d$	Constante de charge piézoélectrique [ $m.V^{-1}$ ]
$d_{min}$	Largeur de l'étranglement [ $m$ ]
$d_{max}$	Largeur du côté large [ $m$ ]
$e$	Coefficient de couplage piézoélectrique entre le déplacement électrique et le déplacement mécanique relatif [ $C.m^{-2}$ ]
$f$	Fréquence [ $Hz$ ]
$g$	Constante de l'accélération terrestre ( $9.81[m.s^{-2}]$ ) Constante de tension piézoélectrique [ $V.m.N^{-1}$ ]
$h$	Hauteur [ $m$ ]
$k$	Facteur de couplage électromagnétique
$l$	Distance [ $m$ ]
$m$	Masse [ $kg$ ]
$p$	Pression [ $Pa$ ]
$q$	Élément du vecteur des déplacement [ $m$ ]
$r$	Coordonnée radiale [ $m$ ]
$s$	Compliance [ $m^2.N^{-1}$ ]
$t$	Épaisseur [ $m$ ]
$\bar{t}$	Tension de surface sur un élément [ $Pa$ ]
$v, V$	Vitesse [ $m.s^{-1}$ ]
$x_{max}$	Déflexion maximale du diaphragme [ $m$ ]
$A$	Aire [ $m^2$ ]
$B$	Constante des plaques [ $N.m$ ] Élément de la matrice des déformations [ $m^{-1}$ ]
$C$	Capacité [ $F$ ]
$D$	Déplacement électrique [ $C.m^{-2}$ ]
$E$	Champ électrique [ $V.m^{-1}$ ]
$E_k$	Énergie cinétique [ $J$ ]
$E_p$	Énergie potentielle [ $J$ ]
$F$	Force [ $N$ ]
$G$	Gain statique [ $m.V^{-1}$ ]
$I$	Courant [ $A$ ]
$K$	Élément de la matrice de raideur globale [ $N.m^{-1}$ ]
$K^P$	Élément de la matrice de la matrice de conductivité électrique
$K^Z$	Élément de la matrice de la matrice de couplage piézoélectrique [ $m.V^{-1}$ ]
$K_p$	Constante de raideur de la membrane [ $N.m^{-3}$ ]
$K_n$	Coefficient de proportionnalité entre $x_{max}$ et $\Delta V$ [ $m^2$ ]
$N$	Nombre d'éléments Élément de la matrice des fonctions de forme

$P$	Polarisation [ $C.m^{-2}$ ]
$Q$	Facteur de qualité
$R$	Rayon [ $m$ ] Résistance [ $\Omega$ ]
$Re$	Nombre de Reynolds
$S$	Déplacement relatif
$T$	Contrainte [ $N.m^{-2}$ ]
$T^\circ$	Température absolue [ $K$ ]
$U$	Potentiel électrique [ $V$ ]
$Y$	Module de Young [ $N.m^{-2}$ ]
$S$	Surface
$V$	Volume
$\alpha$	Rendement
$\beta$	Complexité
$\delta$	Rapport cyclique
$\gamma$	Facteur de forme
$\varepsilon_{ij}$	Permittivité électrique d'un matériau [ $F.m^{-1}$ ]
$\varepsilon_0$	Permittivité électrique du vide ( $8.8542 \times 10^{-12} [F.m^{-1}]$ )
$\zeta$	Facteur d'amortissement
$\eta$	Viscosité dynamique [ $Pa.s$ ]
$\eta^*$	Viscosité cinématique [ $m^2.s^{-1}$ ]
$\theta_c$	Angle de contact liquide-solide [ $rad$ ]
$\mu$	Rapport entre deux coefficients de perte de charge
$\kappa$	Rapport entre le rayon et l'épaisseur d'une plaque métallique
$\nu$	Coefficient de Poisson
$\xi$	Coefficient de perte de charge
$\rho$	Masse volumique [ $kg.m^{-3}$ ]
$\sigma_{gl}$	Tension superficielle liquide-air [ $N.m^{-1}$ ]
$\tau$	Contrainte de cisaillement [ $Pa$ ]
$\phi, \Phi$	Débit [ $m^3.s^{-1}$ ]
$\omega$	Pulsation d'un signal périodique [ $Hz$ ]
$\Gamma$	Frontière du domaine en éléments finis
$\Omega$	Domaine en éléments finis
$\Delta a$	Différence entre deux valeurs de la grandeur $a$
$\mathbf{a}$	Vecteur $\mathbf{a}$ Matrice $\mathbf{a}$
$\mathbf{n}$	Vecteur perpendiculaire à une surface élémentaire
$\mathbf{a} \cdot \mathbf{b}$	Produit scalaire des vecteurs $\mathbf{a}$ et $\mathbf{b}$
$\nabla a$	Gradient de $a$
$\nabla \cdot \mathbf{a}$	Divergence du vecteur $\mathbf{a}$
$\nabla^2 \cdot \mathbf{a}$	Laplacien du vecteur $\mathbf{a}$
$()_d$	Grandeur relative au diffuseur
$()_i, i \in 1,2,3,4,5,6$	Grandeur relative à l'axe $i$
$()_i, i \in x,y,z$	Composant selon l'axe $i$ d'un élément
$()_n$	Grandeur relative au nozzle
$()^A$	Grandeur mesurée à $A$ constant
$()^e$	Grandeur relative à l'élément $e$
$()'$	Transposée d'une matrice

---

---

# —INTRODUCTION—

---

---

Le but de ce travail est de concevoir une micropompe et d'étudier son système d'actuation. Les contraintes imposées sont: un coût de production faible, utilisant les outils et techniques disponibles à l'université, ainsi qu'une compatibilité avec le projet OLIGONIC en vue d'une intégration future.

## 1. MEMS et microfluidique

Il existe à l'heure actuelle un engouement galopant pour les MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*, également appelés microsystèmes). Ces systèmes de taille microscopique (les dimensions sont généralement de l'ordre de la centaine de microns) se développent dans des domaines très variés: optique, mesure de pressions, d'accélération, gyroscope... Cette diversité entraîne une explosion des applications potentielles. Citons, par exemple, les mécanismes de déclenchement des airbags, basés sur un microaccéléromètre, ou les micromiroirs des systèmes de projection de *Texas Instrument* (technologie DMD<sup>1</sup>).

Un domaine extrêmement intéressant est celui de la microfluidique. Les études à ce sujet ont commencé il y a seulement quelques années et il s'agit toujours à l'heure actuelle d'un domaine de recherche très actif. De nombreux composants ont déjà été réalisés et étudiés en laboratoire. Il s'agit surtout de micropompes, de valves, de capteurs de flux, de séparateurs et de mélangeurs. Malgré l'ampleur de la littérature spécialisée, actuellement, la commercialisation de produits microfluidiques reste faible. Cependant, les projections des analystes montrent qu'il s'agit probablement du secteur des MEMS au plus fort potentiel de développement dans les prochaines années [21].

En effet, il est de plus en plus souvent nécessaire de délivrer avec précision des quantités de liquide de l'ordre du  $\mu l$  ou du  $nl$ , si possible de façon automatique. Dans le même temps, il existe une demande importante de miniaturisation des éléments fluidiques d'un circuit. Ces deux aspects -diminution des volumes traités tout en conservant la précision, et réduction de la taille- peuvent trouver une solution efficace avec les MEMS.

Les applications de la microfluidique sont nombreuses. Les plus connues se situent dans le domaine médical. Un traitement sûr et efficace du diabète, par exemple, demande une détermination précise de la quantité d'insuline injectée, ainsi que du moment de l'injection. Ces fonctions peuvent être réalisées par un microsystème implanté à l'intérieur du corps

---

1. Digital Mirror Device

ou fixé sur la peau du patient. La taille des MEMS nous autorise également à les intégrer dans des cathéters. Ceux-ci sont utilisés en médecine pour réaliser des mesures *in vivo* (à l'intérieur du corps humain). Ainsi, *RADI Medical Systems* a développé un capteur de pression qui, attaché sur un cathéter, permet de mesurer la pression du sang dans les artères coronaires. Cette méthode a l'avantage d'utiliser un cathéter plus petit, et donc d'améliorer la précision de la mesure (on comprend aisément que plus le cathéter est petit, moins il influencera l'écoulement du sang -et donc la pression- dans l'artère). Les applications ne se limitent cependant pas à la médecine. Divers dispositifs permettent par exemple de réaliser des mesures très précises de débit ou de pression dans des processus industriels.

Les systèmes microfluidiques ne présentent pas cependant pas que des avantages. Tout d'abord il est actuellement difficile d'en trouver dans le commerce à un prix abordable. Comme nous l'avons dit, la majorité des composants existants sont l'objet de recherches dont la plupart ont atteint un stade de prototype, mais dont la commercialisation n'a pas encore été envisagée; soit qu'il n'était pas encore au point, soit que la fabrication aurait été trop chère à ce stade de la recherche. Dans les autres cas, les technologies développées ont été vendues à des tiers pour une intégration dans un appareil de laboratoire ou d'analyse. Seules certaines sociétés commencent à proposer des prototypes de composants, mais à des prix prohibitifs dans un contexte de recherche.

En outre, le coût de développement des MEMS est en général assez élevé. En effet, la technologie dominante dans ce domaine s'est développée à partir de celle utilisée pour réaliser la plupart des composants microélectroniques sur silicium (DRIE<sup>2</sup>, lithographie UV...). Ce choix s'est imposé pour des raisons économiques: pourquoi développer des techniques entièrement nouvelles pour réaliser les microsystèmes alors que l'usinage du silicium est connu et maîtrisé? Cependant, cette technologie n'est rentable que pour des systèmes multi-fonctions ayant un large marché potentiel. Le matériel nécessaire pour les composants microélectroniques est déjà onéreux vu la nécessité d'utiliser des outils de pointe (salles blanches, technologies laser...) et le coût élevé des masques. Or, les masques pour les MEMS sont plus nombreux et plus chers car leur dessin est souvent plus complexe. Quand on sait qu'un masque en microélectronique coûte déjà en moyenne 2500 euros...

En dehors du coût des masques, on peut exprimer le coût de production d'un microsystème comme suit [15]:

$$c_{systeme} = \frac{c_{puce} + c_{test} + c_{packaging}}{\alpha_{final}} \quad (1)$$

Or,

- le packaging doit s'adapter aux besoins multi-physiques particuliers des microsystèmes (présence d'entrée-sortie pour le(s) liquide(s) et/ou gaz, nécessité de laisser passer la lumière...), ce qui empêche toute standardisation et augmente les coûts  $c_{packaging}$ . Cette remarque est particulièrement vraie pour les composants microfluidiques et leur connectique, à cause de leur connectique particulière.
- le coût d'une puce est également élevé à cause de la grande taille relative du système, et, par conséquent, le nombre plus faible de puces par gaufrette ( $N$ ):

$$c_{puce} = \frac{c_{gaufrette}}{N\alpha_{puce}} \quad (2)$$

---

2. Deep Reactive Ion Etching

- le rendement par gaufrette,  $\alpha_{puce}$ , est inversement proportionnel à la complexité du système total  $\beta_{système}$ :

$$\alpha_{puce} \sim \frac{1}{\beta_{système}} \quad (3)$$

Ces considérations montrent bien que le coût de production d'un microsystème à base de silicium est bien plus élevé que celui d'une puce électronique traditionnelle.

Pour de faibles volumes de production, ces coûts deviennent vite prohibitifs. Il existe donc une forte demande pour développer des méthodes de fabrication alternatives de systèmes fluidiques de petite dimension à un coût acceptable. Avec notre contrainte de coût, nous sommes naturellement amenés à considérer ces méthodes alternatives pour la conception de notre micropompe.

Actuellement, deux approches dominent dans ce domaine: l'utilisation de *PCB*<sup>3</sup> en couches et la réplique thermoplastique. Les éléments microfluidiques réalisés avec ces techniques ont des dimensions légèrement supérieures à leurs homologues en silicium (c'est pourquoi ils sont parfois appelés *minisystèmes* au lieu de microsystèmes), mais leur coût est particulièrement faible car leur fabrication ne nécessite pas d'outils onéreux.

### 1.1. Utilisation de PCB

Cette technique a été développée à l'université de Rostock (Allemagne). Le principe est simple: un PCB, gravé avec une configuration adaptée, est recouvert d'une seconde plaque plane en verre, céramique ou plastique (figure 1).

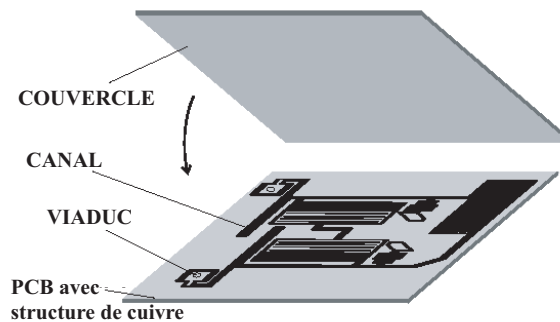


FIG. 1 – Système fluidique comportant différents éléments en technologie PCB (le couvercle est relevé pour l'illustration) [15].

Il se crée donc des cavités délimitées par les lignes de cuivre sur les côtés, et par les plaques en haut et en bas. L'ensemble de ces cavités forme le circuit microfluidique. Un raffinement de cette technique consiste à empiler plusieurs couches de PCB, les circuits des différentes couches étant reliés par des trous percés à travers les PCB. On peut également jouer, d'une couche à l'autre, avec les différentes épaisseurs de cuivre disponibles (généralement 20, 35, 70 ou 220  $\mu\text{m}$ ), créant ainsi des circuits aux propriétés différentes. Cette méthode ne requiert que quelques étapes en plus par rapport à la technologie traditionnelle

3. Printed Circuit Board



d'usinage des PCB. La plus cruciale parmi celles-ci est le choix d'une méthode de collage. Différentes techniques sont possibles:

- collage en utilisant des feuilles adhésives spéciales;
- collage par résine époxy;
- collage par résine photosensible;
- soudure.

Les meilleurs résultats ont été obtenus avec de l'époxy. Une couche uniforme (quelques  $\mu\text{m}$  d'épaisseur) est déposée sur les deux parties à coller. Ensuite, les 2 plaques sont assemblées sous haute pression (figure 2). La résine joue en outre le rôle de couche protectrice pour les plaques et empêche une trop grande contamination des liquides par le cuivre.

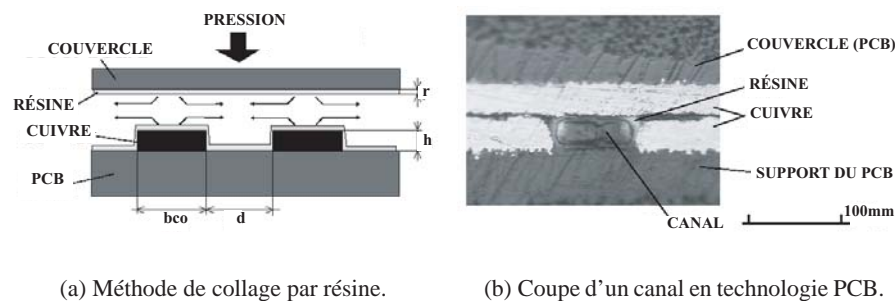


FIG. 2 – Aperçu de l'utilisation de PCB pour la réalisation de composants fluidiques [15].

Cette méthode présente plusieurs avantages. Tout d'abord, elle est extrêmement bon marché. Elle permet également de combiner sur un même substrat l'électronique et la fluide, ce qui réduit l'encombrement et les problèmes de connexion. Il est également possible d'utiliser les propriétés de conduction du cuivre pour réaliser diverses opérations. On peut par exemple chauffer le fluide en utilisant l'effet Joule dans les parois des canaux, ou mesurer le remplissage d'une cuve par variation de la capacité entre deux lignes de cuivre.

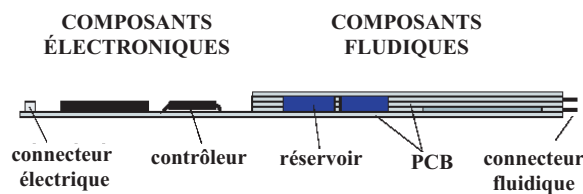


FIG. 3 – Intégration des composants fluidiques et électroniques sur un PCB commun [15].

Par contre, tous les éléments d'une même couche sont contraints d'avoir la même hauteur (c'est-à-dire l'épaisseur de cuivre). De plus, il existe un risque de contamination du liquide par le cuivre. Cet aspect pourrait s'avérer désastreux dans le cas de fluides à usage médical par exemple.

## 1.2. Réplication thermoplastique.

Cette technique se base sur la réalisation d'un moule qui servira à la fabrication des pièces. Le principe de fabrication est connu:

1. réalisation d'un gabarit positif;
2. fabrication des moules (négatifs) à partir de ce gabarit;
3. fabrication de pièces à partir des moules.

Les deux premières étapes peuvent être réalisées de façons très diverses et dans des matériaux très différents. Pour la première, plusieurs méthodes reprennent par exemple les outils d'usinage du silicium (DRIE, wet/dry etching...) appliqués à un substrat en silicium ou métallique (laiton, cuivre). Les négatifs peuvent être réalisés par électrodéposition ou par simple coulage. Pour la fabrication des pièces, on rencontre principalement deux variantes: Le *gaufrage à chaud* consiste à appuyer à haute pression et haute température le moule contre un morceau de plastique lisse pour le déformer. Ne disposant pas du matériel nécessaire pour réaliser cette opération, nous avons immédiatement abandonné cette voie.

Le *moulage*, à condition de pouvoir fabriquer un moule adapté, offre l'avantage de fournir toutes les formes voulues. Ici encore, il existe de nombreuses méthodes pour fabriquer la pièce à partir du moule négatif. Citons par exemple le dépôt par centrifugation (spin coating) ou le moulage par injection. Dans ce domaine, les spécialistes en région liégeoise sont *Simonis Plastic*.

Un exemple de ces deux techniques dans le cas d'une pièce en polycarbonate (PC) est donné figure 4.

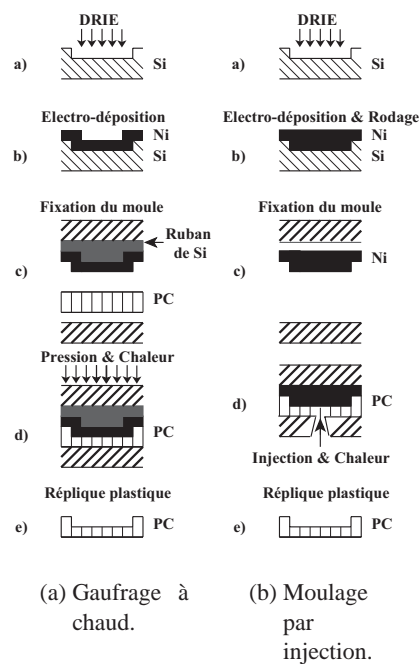


FIG. 4 – Illustration de deux processus de réplique thermoplastique [18].

### 1.3. Choix d'une technique

La technologie PCB est limitée par certaines contraintes dont il est difficile de s'affranchir: épaisseur commune dans une même couche, dimensions dictées par les épaisseurs de cuivre disponibles (en nombre restreint) et l'épaisseur de la couche plastique du PCB, risques de contamination par le cuivre... En outre, elle exige le dépôt précis d'une couche uniforme extrêmement fine de résine époxy, ce qui est difficilement réalisable avec l'équipement disponible à Montéfiore.

La méthode de moulage est par contre plus flexible, permettant des structures plus variées. Il existe, de plus, de nombreux plastiques chimiquement inertes, ce qui permet d'éviter les contaminations. Enfin, les exigences de fabrication d'un prototype semblent moins contraignantes. Nous disposons également à Montéfiore de tous les outils nécessaires pour mettre cette technique en oeuvre. Notre choix s'est donc naturellement porté sur celle-ci.

## 2. Le projet OLIGONIC et les $\mu$ TAS

L'Unité de Recherche en Biochimie et Biologie Cellulaire (URBC, Prof. J. Remacle) des FUNDP, le Centre de Recherche en Matériaux et Dispositifs Electroniques Micro et Nanoscopiques (CeRMIN, Prof. P. Bertrand) et le laboratoire de Microélectronique (DICE, Prof. D. Flandre) de l'UCL, ainsi que le groupe d'électronique et de microélectronique (Prof. J. Destiné) de l'ULg, ont lancé en commun en 2003 le projet OLIGONIC. Ce projet, financé par la Région Wallonne, a pour but de réaliser un prototype industrialisable de biopuce électronique permettant la détection électronique de séquences d'ADN et offrant, en particulier, la possibilité de discriminer de façon rapide et précise des mutations ponctuelles. Par industrialisable, on entend que le dispositif soit complet, que son coût de fabrication soit raisonnable, qu'il apporte des solutions à tous les problèmes, et qu'il soit possible de fournir à l'industrie tous les plans nécessaires à la fabrication en grande série. Cette notion implique donc, par exemple, d'utiliser au maximum des composants disponibles dans le commerce, plutôt que des solutions "bricolées" acceptables pour un prototype. Notons que le projet OLIGONIC s'inscrit dans la continuité d'un ancien projet du groupe ARAMIS<sup>4</sup>, le projet Biopuces.

Une des premières applications concrètes de cette puce sera la détection de mutations du gène codant la protéine p53, qui jouent un rôle dans l'apparition du cancer du sein. L'intérêt de cette analyse étant qu'on peut ainsi détecter la mutation avant apparition du cancer, et donc prendre toutes les mesures préventives nécessaires.

### 2.1. $\mu$ TAS

Ce projet est un exemple d'une catégorie plus vaste de systèmes généralement appelés  $\mu$ TAS, pour *Micro Total Analysis Systems*. Ce terme regroupe l'ensemble des systèmes miniaturisés capables de réaliser des analyses chimiques à l'échelle du  $\mu$ l ou du nl. Ils comportent des conduites, pompes, valves, échangeurs de chaleur, capteurs chimiques et physiques, microréacteurs, composants optiques, boucles de contrôle, de l'électronique, etc. Les  $\mu$ TAS

---

4. Association pour la Recherche Avancée en Microélectronique et Intégration de Systèmes, ASBL regroupant les laboratoires de microélectronique des quatre Facultés des Sciences Appliquées francophones (ULB, ULg, UCL et FPMs)

peuvent avoir les fonctions les plus variées: mesures de concentrations et du pH du sang, détection d'organismes biologiques ou de produits d'une réaction chimique, analyse d'ADN [24]...

Ils permettent d'automatiser les traitements, réduisant ainsi l'intervention humaine et limitant par conséquent les risques d'erreurs. En outre, les durées des analyses sont réduites, ce qui permet de les réaliser à plus grande échelle, et de baisser leurs coûts, proportionnels aux quantités de réactifs consommés. Ceux-ci étant généralement assez cher, chaque  $\mu\text{l}$  épargné a son prix!

## 2.2. Analyse d'ADN

Le cas qui nous intéresse ici est celui de l'analyse d'ADN. Il existe deux sortes de tests: les tests de diagnostic et les tests de déchiffrement d'ADN (également appelés tests d'expression de gènes). Les premiers vérifient si l'ADN contient une séquence de bases spécifique (en général environ une vingtaine); tandis que les seconds donnent la séquence des paires de bases d'une molécule d'ADN (jusqu'à un millier de nucléotides). Les travaux d'OLIGONIC se situent plutôt du côté des tests de diagnostic.

La méthode employée est l'*hybridation* sur damier. L'hybridation est la combinaison de deux simples brins complémentaires d'ADN pour former un double. Elle permet donc de déterminer la séquence d'un simple brin si on connaît celle de l'autre, vu la complémentarité des paires de bases. Pour rappel (voir figure 5), les paires possibles sont A-T et C-G, où A (adénine), C (cytosine), G (guanine) et T (thymine) sont les quatre bases permettant de différencier les nucléotides (unité de base d'un brin d'ADN).

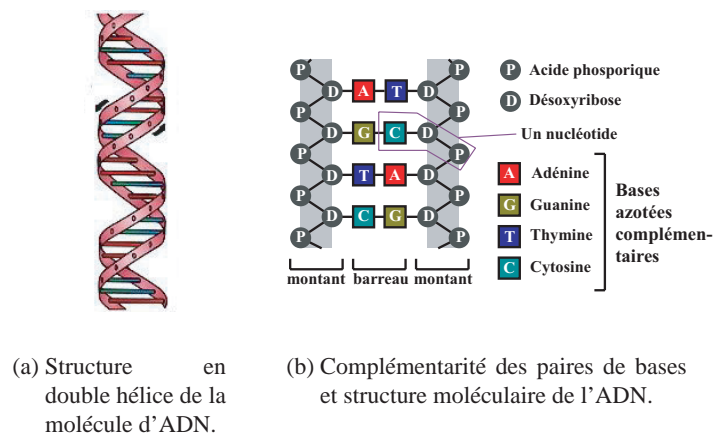
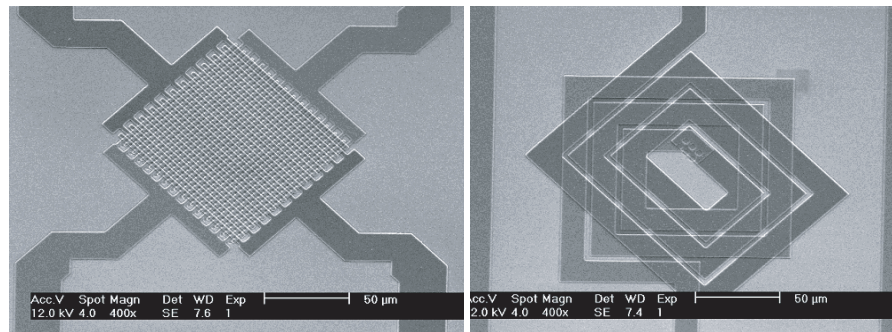


FIG. 5 – Structure de l'ADN.

La technique est la suivante: on fixe sur un support (figure 6) une série de simples brins d'ADN (ADN dénaturé) appelés *trappeurs* (ou *sondes à ADN*). La description de la méthode de fixation utilisée sort du cadre de ce travail. Ce support est mis en contact pendant un certain temps avec une solution contenant les fragments dénaturés de l'échantillon à analyser (ADN *cible*), un fragment d'ADN ne s'hybridant avec un trappeur que s'il y a complémentarité de bases. Il est ensuite possible de visualiser par diverses techniques les sites d'hybridation, et par conséquent de déterminer quelles séquences étaient présentes ou non dans l'ADN cible.



(a) Exemple 1.

(b) Exemple 2.

FIG. 6 – Photographie au SEM (Scanning Electron Microscope, ou microscope électronique) de supports basés sur la détection électronique (capacités interdigitées), et conçus dans le cadre d'OLIGONIC.

Notons cependant que cette méthode peut poser certains problèmes. Premièrement, un brin trappeur contient parfois des séquences qui sont complémentaires entre elles, de sorte qu'il se replie sur lui-même ou qu'il s'hybride avec un de ses voisins. Deuxièmement, si les fragments de l'échantillon sont plus petits que les trappeurs, un fragment inconnu peut se fixer sur plusieurs sites. Un même échantillon produira ainsi des résultats différents pendant une série de tests. Finalement, le respect de la complémentarité lors de l'hybridation n'est pas tout à fait parfait. Il peut exister des paires non complémentaires. Ce phénomène est lié à la stringence de l'hybridation. Un lavage efficace permet d'éliminer en grande partie cet effet. Néanmoins, il restera toujours des imperfections qui constituent le bruit de mesure, qu'il convient donc d'éliminer par un traitement de signal adéquat.

Un protocole classique pour ce type d'analyse comprend plusieurs étapes (figure 7):

1. *Préparation de l'ADN:*

L'ADN cible est tout d'abord multiplié par une technique classique de PCR<sup>5</sup>. Ensuite, il est marqué et dénaturé, c'est-à-dire que les 2 brins qui le constituent sont séparés.

2. *Remplissage du réacteur:*

La solution est alors placée dans un réacteur biochimique. Celui-ci contient une puce électronique sur laquelle ont été préalablement greffés des trappeurs. Ceux-ci sont répartis en damier, fournissant ainsi une série de zones distinctes, ce qui permet de mesurer la présence de différentes séquences.

3. *Hybridation:*

Le réacteur est ensuite chauffé à la température d'hybridation pendant 45 minutes, puis vidé.

4. *Révélation:*

Le réacteur est alors rempli avec le conjugué du marqueur, puis vidé. Pour le choix du conjugué, différentes techniques sont possibles: billes fluorescentes, précipitation d'argent...

5. *Mesure finale:*

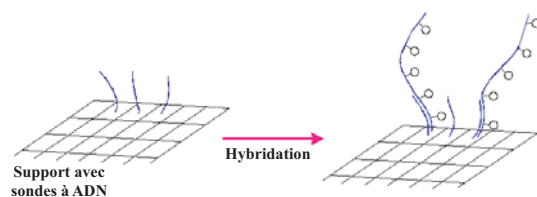
Dans le cadre de Biopuces, la détection par fluorescence nécessitant un appareillage

---

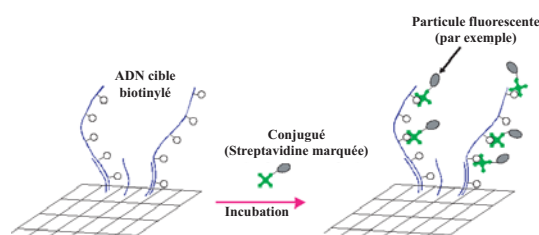
5. Polymerase Chain Reaction



(a) Préparation de l'ADN.



(b) Hybridation.



(c) Révélation.

FIG. 7 – Étapes principales du protocole d'analyse d'ADN dans le projet OLIGONIC.

de mesure optique difficile à automatiser et à manipuler, elle a rapidement été éliminée. Dans un premier temps, c'est le marquage à l'argent qui a été retenu parce qu'il permettait une détection électrique de l'hybridation. La précipitation des particules d'argent sur les sites d'hybridation, constitués de peignes métalliques entrelacés (figure 6), entraîne une variation de la capacité entre les doigts des peignes. La mesure de cette variation permet de déterminer le taux d'hybridation de l'ADN dans chaque zone du damier, et par conséquent la concentration de chaque séquence dans la solution initiale. L'inconvénient de cette méthode est qu'elle nécessite d'attendre la fin de l'hybridation et l'étape de révélation pour pouvoir obtenir la mesure. Actuellement de nouvelles techniques sont à l'étude qui permettraient également un suivi en temps réel du processus. Il serait alors possible, par exemple, d'arrêter la réaction lorsque le taux d'hybridation apparaît comme suffisant, ce qui diminuerait les temps d'analyse et permettrait d'économiser les réactifs, et donc de réduire les coûts d'utilisation.

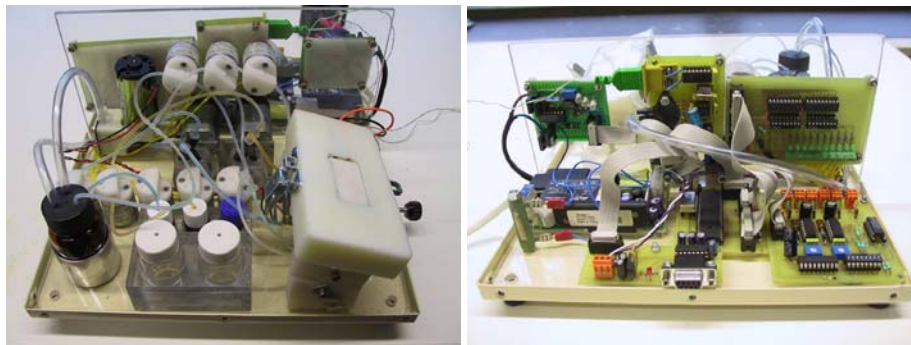
Les étapes 2, 3 et 4 montrent clairement la présence de manipulations fluidiques dans le protocole. Aux différents transports de fluide décrits ci-dessus, il faut encore ajouter plusieurs opérations de rinçage, servant notamment à éviter la contamination entre deux tests successifs.



### 2.3. Le projet OLIGONIC

Le prototype développé dans le cadre du projet Biopuces était composé de deux grandes parties (figure 8):

- Une **partie fluïdique**, dont le schéma de principe est donné figure 9, qui contient les différents réservoirs, les valves, les pompes et le support pour la lame de verre. En effet, dans ce projet, les analyses ne sont pas encore réalisées sur une puce mais sur lame de verre.
- La **partie électronique**, quant à elle, contient différentes cartes qui mesurent la température et la pression et qui contrôlent les valves, les pompes et l'élément thermo-électrique (à effet Peltier) régulant la température. Elle contient également une alimentation à découpage et un microcontrôleur (PIC16F877) qui gère les interactions entre ces différents composants.



(a) Partie fluïdique.

(b) Partie électronique.

FIG. 8 – Prototype de l'appareil de mesure.

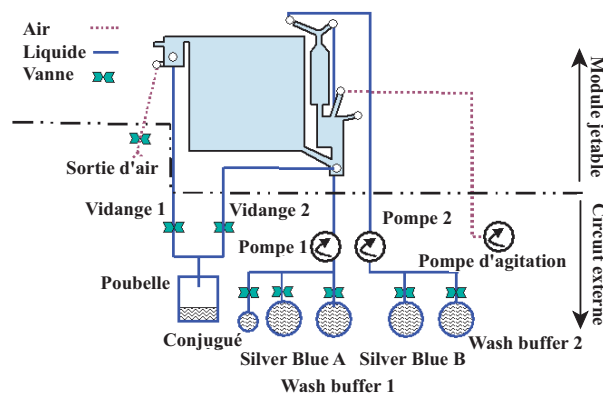


FIG. 9 – Schéma de principe du circuit fluïdique du prototype d'OLIGONIC.

Comme on peut le voir sur la figure 8, les éléments fluïdique utilisés (valves pinçantes, pompes péristaltiques et à vide) sont de taille macroscopique: leurs dimensions sont toutes -au minimum- supérieures à  $27\text{cm}^3$  ( $3\text{cm} \times 3\text{cm} \times 3\text{cm}$ ). Un des objectifs d'OLIGONIC est

de miniaturiser au maximum cette partie encombrante du prototype, notamment en remplaçant les macro-pompes actuelles par une(des) micropompe(s). C'est dans cette optique de miniaturisation que s'inscrit ce travail de fin d'études. Notons qu'un autre des objectifs est d'effectuer l'analyse sur puce et non plus sur lame de verre comme c'était le cas jusqu'à présent.

## 2.4. Conséquences pour ce travail

La compatibilité de la pompe avec le projet OLIGONIC impose certaines contraintes.

Tout d'abord, la pompe doit utiliser des matériaux *biocompatibles*. Il existe des définitions et des normes officielles (comme la norme européenne ISO-10993 sur les appareils médicaux) permettant de quantifier cette notion de biocompatibilité. Cependant, il existe différents niveaux de rigueur, suivant la proximité du matériau avec l'être humain. En effet, il y a lieu d'être plus sévère pour des systèmes devant être intégrés à l'intérieur même du corps humain (critères de non-allergénicité, de non-irritabilité, de tolérance des tissus...) qu'avec des systèmes entièrement externes, comme la biopuce de ce projet par exemple. Dans cette optique, nous ne retiendrons que le concept de biocompatibilité négative: le matériau doit être inerte (et donc non dégradable) et non toxique.

En ce sens, notre choix d'une pompe en matière plastique est certainement mieux adapté que celui d'une pompe en PCB, notamment parce qu'il permet de diminuer les risques de contamination des solutions par le cuivre.

Ensuite, le design de la pompe doit être optimisé, non pas pour obtenir la meilleure performance, c'est-à-dire le débit le plus élevé possible, mais simplement un débit adapté à l'application. La cuve de réaction fait actuellement  $40\mu\text{l}$ . Un remplissage durant une à deux secondes étant tout à fait acceptable, la limite inférieure du débit de la pompe est donc fixée à  $20\mu\text{l/s}$ .

Notons cependant que l'intégration future à OLIGONIC est surtout un raffinement du travail, et que le principal objectif reste la conception d'une micropompe générale qui pourrait être utilisée dans d'autres applications. Dès lors, les contraintes évoquées ci-dessus seront plutôt utilisées comme guide de travail que comme strict cahier des charges.

## 3. Organisation de l'exposé

En résumé, le but de ce travail est donc de concevoir une micropompe

- construite en utilisant un(des) matériau(x) inerte(s);
- ayant un faible coût de fabrication;
- et un débit supérieur à  $20\mu\text{l/s}$  ( $1.2\text{ml/min}$ ).

Pour satisfaire aux deux premières exigences, la technique de moulage plastique a été retenue.

Ce texte expose les éléments intervenant dans la conception d'une micropompe, et plus particulièrement d'une classe de celles-ci: les pompes réciproques sans valves. Notre démarche sera volontairement générale, mais nous l'illustrons néanmoins tout au long de l'exposé par un exemple concret. Nous brosserons tout d'abord un bref tableau des différents principes de micropompes et de microvalves rencontrés dans la littérature. Ensuite,



nous analyserons en détail le design fluidique retenu. Dans la deuxième partie, nous étudierons deux actuateurs potentiels: piézoélectrique bimorphe et électrostatique. Ces résultats nous permettront de développer dans la troisième partie un script permettant une détermination automatique du débit en fonction des dimensions et des paramètres de la pompe et des actuateurs, et de comparer les performances obtenues avec chaque type d'actuateur. Nous terminerons en donnant quelques pistes en vue de la réalisation d'un prototype. Nous analyserons d'abord les particularités liées à l'alimentation des actuateurs. Ensuite, nous détaillerons les tentatives de réalisation pratique que nous avons menées, ainsi que les difficultés rencontrées, et nous donnerons quelques idées qui devraient permettre de poursuivre dans cette voie.

Certains chapitres comportent un bref rappel théorique sur les notions de base du domaine couvert. Nous avons jugé utile de les inclure car les électroniciens ne sont pas toujours familiarisés avec les multiples domaines rencontrés dans les microsystemes, et notamment avec la (micro)fluidique.

## **Première partie**

---

### **– Fluidique –**

---

---

---

# —INTRODUCTION—

---

---

La but de la *microfluidique* est d'étudier et développer des systèmes miniaturisés destinés à mesurer, pomper, contrôler et mélanger de très petits volumes de fluide (gaz ou liquide), ainsi que d'utiliser les fluides en tant qu'actuateurs [7].

Nous avons déjà évoqué dans l'introduction plusieurs avantages liés aux microsystèmes, en particulier microfluidiques: diminution des quantités de réactifs utilisées (donc des coûts) et de la durée de réaction, automatisation (et par conséquent augmentation de la précision) et portabilité accrue. Les systèmes microfluidiques génèrent également moins de pertes et leur consommation d'énergie est basse. Le rapport de la surface au volume étant très élevé, les échanges de chaleur sont très effectifs. L'écoulement est typiquement laminaire (voir ci-dessous). La propagation de chaleur et de masse est donc dominée par la diffusion et non par la convection. En effet, le temps de diffusion est proportionnel à  $L^2$ ,  $L$  étant la longueur du canal. Une diminution de  $L$  entraîne donc une diminution de ces temps de diffusion, ce qui est favorable aux mélanges et au transport de chaleur à l'échelle microscopique.

Par contre, des difficultés de détection apparaissent avec de si petits volumes. La résistance des canaux augmente également lorsque les dimensions décroissent [21]. Les problèmes d'évaporation sont aussi à considérer à cause de ce rapport élevé surface/volume. Enfin, il existe actuellement une grande incertitude concernant beaucoup de phénomènes fluidiques (écoulement, transfert de chaleur, diffusion...): les résultats macroscopiques établis restent-ils valables pour ces dimensions microscopiques? La question est toujours en suspens.

Nous nous concentrerons ici sur la microfluidique des liquides, principalement dans les applications de pompage. Nous rappellerons d'abord succinctement les concepts et grandeurs de bases de la fluidique (section 1). Nous décrirons également les différents types de pompes (section 2) et de valves (section 3) généralement rencontrés en microfluidique. Ces bases nous permettront de choisir et d'étudier en détail un design adapté à notre application (section 4).

---

---

# RAPPELS THÉORIQUES: INTRODUCTION À LA DYNAMIQUE DES FLUIDES

---

---

1

On appelle *fluide* une substance qui change aisément de forme. De façon plus précise, un fluide est un milieu matériel caractérisé par l'existence de forces de liaisons intermoléculaires suffisantes pour assurer une forte cohésion mais néanmoins insuffisantes pour assurer la rigidité.

Dans le cas des liquides, on adopte souvent l'hypothèse d'incompressibilité. Un fluide est dit *incompressible* si, à température constante, sa masse volumique  $\rho_m$  est constante:

$$\frac{D\rho_m}{Dt} = \frac{\partial\rho_m}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla)\rho_m = 0 \quad (1.1)$$

où  $\mathbf{v}$  est le champ de vitesse du fluide. Pour la simplicité des calculs, nous utiliserons cette hypothèse.

La plupart des résultats de cette section sont tirés de [21].

## 1. Types de fluides

### 1.1. Fluide parfait

Un fluide est considéré comme *parfait* s'il n'y a pas de force de frottement à l'intérieur de celui-ci.

### 1.2. Fluide visqueux

Un fluide est dit *visqueux* s'il se déforme de façon continue sous l'effet de contraintes tangentiellles. Cette déformation est due au frottement interne.

Considérons le dispositif de la figure 1.1, où la plaque supérieure se déplace vers la droite à la vitesse  $V$ . Les forces de friction entre le fluide et la plaque créent des forces tangentiellles sur le fluide. Celles-ci génèrent dans le fluide un gradient de vitesse. Si on suppose la vitesse relative du fluide en contact avec une plaque nulle par rapport à celle-ci,

le fluide passe d'une vitesse nulle au niveau de la plaque inférieure à la vitesse  $U$  au niveau de la plaque supérieure. On a alors

$$\frac{\partial v_x}{\partial y} = \nabla_y v_x = \frac{V}{h} \quad (1.2)$$

Un tel profil d'écoulement est appelé *écoulement de Couette*.

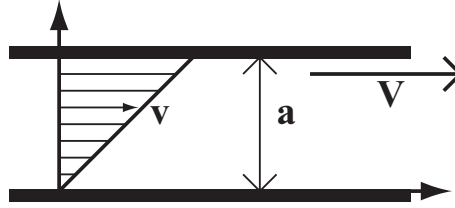


FIG. 1.1 – *Fluide entre deux plaques. La plaque supérieure se déplace vers la droite à la vitesse  $V$ , engendrant les forces tangentielles  $\tau$ .*

On appelle *fluide newtonien* un fluide pour lequel le gradient de vitesse est proportionnel à la contrainte de cisaillement  $\tau$  (force tangentielle par unité de surface). La constante de proportionnalité est appelée *viscosité dynamique*<sup>1</sup> ( $\eta^2$ ) [ $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ ]. En régime établi, on a:

$$\tau = \eta \frac{\partial v_x}{\partial y} \quad (1.3)$$

Notons que l'eau et l'air sont des fluides newtoniens.

La viscosité dépend de la température selon une loi complexe. Pour l'eau et les solutions aqueuses, la *loi de Walther* constitue une très bonne approximation:

$$\eta = Cste.e^{\frac{1820}{T^\circ}} \quad (1.4)$$

où  $T^\circ$  s'exprime en kelvins et  $Cste = 2.233 \times 10^{-3}$  [ $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ ]. Pour  $T^\circ = 298\text{K}$ , on a donc  $\eta = 1.003$  [ $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ ].

Une caractéristique importante de ce type d'écoulement est son caractère dissipatif. La densité de puissance dissipée  $\tilde{P}$  ( $\text{W}/\text{m}^3$ ) est donnée par:

$$\tilde{P} = \tau \frac{\partial U_x}{\partial y} \quad (1.5)$$

à intégrer sur l'ensemble du volume pour connaître la puissance totale dissipée.

À partir de maintenant, nous considérerons uniquement des fluides visqueux (newtoniens).

1. On peut également définir une *viscosité cinématique*,  $\eta^*$  donnée par:  $\eta^* = \frac{\eta}{\rho_m}$  [ $\text{m}^2.\text{s}^{-1}$ ]

2. Notons que plusieurs auteurs utilisent le symbole  $\mu$  pour représenter la viscosité.

## 2. Equations principales

Pour obtenir ces équations, deux formalismes différents (mais néanmoins équivalents) sont possibles: soit on décide de suivre un volume infinitésimal du fluide qui se déplace et se déforme (approche lagrangienne), soit on observe un volume infinitésimal fixe dans l'espace au travers duquel s'écoule le fluide (approche eulérienne).

### 2.1. Équation de Bernouilli

Pour les fluides parfaits (incompressibles) en régime stationnaire, le théorème de Bernouilli exprime la conservation de l'énergie.

Dans le champ de la gravité, on a, pour deux points 1 et 2 sur une même ligne de courant:

$$\frac{\rho v_1^2}{2} + p_1 + \rho g h_1 = \frac{\rho v_2^2}{2} + p_2 + \rho g h_2 \quad (1.6)$$

Dans le cas des fluides visqueux, cette égalité n'est plus vérifiée. La différence entre les 2 membres de 1.6 est égale au travail par  $m^3$  que les forces de frottement ont réalisé sur la ligne de courant entre les points 1 et 2.

### 2.2. Conservation de la masse

Le fluide étant considéré comme incompressible, s'il n'y a pas de source de fluide, tout ce qui entre dans le volume doit en sortir, ce qui s'exprime par:

$$\int_S \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} dS = 0 \quad (1.7)$$

qu'on peut réécrire sous forme différentielle grâce au théorème de Gauss comme:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (1.8)$$

### 2.3. Équation de Navier-Stokes

La variation temporelle de la quantité de mouvement est donnée (sans démonstration) par

$$\frac{d\mathbf{p}}{dt} = \frac{d}{dt} \int_V \rho_m \mathbf{v} dV + \int_S \rho_m \mathbf{v} (\mathbf{v} \cdot \mathbf{n}) dS \quad (1.9)$$

Pour obtenir les équations du mouvement du fluide, il suffit de calculer la force totale agissant sur le volume et d'appliquer la deuxième loi de Newton. Cette force a trois composantes:

- la pression nette agissant perpendiculairement à la surface de frontière du volume:  $\int_S (-P \mathbf{n}) dS$  (on introduit le signe  $-$  car la pression est dirigée en sens opposé à la normale);
- les contraintes nettes de cisaillement agissant tangentielllement à la même surface:  $\int_S \tau dS$

- toutes les forces volumiques agissant sur le volume considéré. Nous ne retiendrons ici que la gravité:  $\int_V \rho_m g dV$

Grâce à quelques manipulations, on peut réécrire l'égalité sous forme différentielle comme:

$$\begin{aligned} \rho_m \frac{DU}{Dt} &= -\nabla P + \rho_m g + \mathbf{f} \\ &= -\nabla P + \rho_m g + \eta \nabla^2 \mathbf{v} + \frac{\eta}{3} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{v}) \end{aligned} \quad (1.10)$$

L'équation 1.10 est appelée *équation de Navier-Stokes* et constitue la relation fondamentale de la fluidique.

Le principal inconvénient dans ce domaine apparaît clairement ici: l'équation principale qui le gouverne est entièrement non-linéaire. Par conséquent, à part dans quelques cas (extrêmement) simples, il est impossible de les résoudre analytiquement. En simplifiant, il est éventuellement possible d'obtenir des solutions approchées, mais le seul moyen d'obtenir des solutions précises est d'avoir recours à la simulation.

### 3. Types d'écoulement

Il existe principalement deux types de forces en dynamique des fluides: les forces d'inertie et les forces visqueuses. Selon l'importance relative de chacune, on distinguera deux types d'écoulements.

Cette importance relative est mesurée par un nombre sans dimensions appelé *nombre de Reynolds*. Il est défini comme:

$$Re = \frac{\rho_m L U}{\eta} = \frac{L U}{\eta^*} \quad (1.11)$$

où  $L$  est une dimension caractéristique du problème (diamètre pour un conduit circulaire) et  $u$  une vitesse caractéristique de l'écoulement.

#### 3.1. Écoulement laminaire

Pour  $Re \ll 1$ , les forces visqueuses dominent. Cela correspond à des vitesses d'écoulement pas trop élevées, ou à des écoulements dans des conduits de dimensions transversales faibles.

Dans ce cas, les lignes de courant (dans notre cas les trajectoires des molécules du fluide) sont des courbes fixes dans l'espace et ne se mélangent pas au cours du mouvement: les couches glissent les unes sur les autres sans qu'il y ait passage de particules d'une couche à l'autre. On parle alors d'*écoulement laminaire*.

On considère généralement que l'écoulement est laminaire pour des nombre de Reynolds inférieurs à 1000. En microfluidique, on a souvent  $Re < 1$  et on suppose donc généralement l'écoulement comme laminaire. Néanmoins, comme nous le verrons à la section 4, cette hypothèse n'est peut-être pas vérifiée dans le dispositif sans valve que nous avons choisi. Il conviendra donc d'être attentif à ce niveau.

### 3.2. Écoulement turbulent

Au-delà de cette limite, l'écoulement est dit *turbulent*. Les variations du champ de vitesse sont complexes et instables (création de tourbillons, possibilité de contre-courants...).

#### Remarque

Nous avons vu qu'en fluidique (micro et macroscopique), des solutions précises ne pouvaient être trouvées qu'à l'aide de simulations numériques. Ce phénomène se manifeste également dans les microsystèmes, non à cause de la non-linéarité des équations (certaines sont linéaires) mais parce que les domaines physiques en jeu à de si petites dimensions sont tellement nombreux et imbriqués qu'il est impossible de résoudre tous les champs d'équations analytiquement de façon simultanée.

Dès lors, la conception d'un microsysteme se décompose souvent en trois étapes:

1. étude analytique approchée, pour dégager un comportement général du système et des ordres de grandeur pour les paramètres;
2. simulation numérique<sup>3</sup>, qui permet de préciser les résultats et éventuellement de découvrir des effets d'ordre plus élevé non envisagés analytiquement;
3. validation par des mesures expérimentales.

C'est cette philosophie que nous essayons d'adopter tout au long de ce travail.

**Fin de remarque**

---

3. Notons que le contexte multi-physique des microsystèmes nécessite des outils de simulations particuliers. Actuellement, plusieurs versions de ces outils sont en cours de développement mais il n'existe encore réellement aucun logiciel commercial permettant de simuler de façon complète n'importe quel microsysteme. Nous reviendrons sur ce point dans la deuxième partie.



---

# TYPES DE POMPES EN MICROSYSTÈMES

---

2

Il existe de nombreux principes de pompage en microsystèmes. Certains sont dérivés des techniques macroscopiques, d'autres sont entièrement nouveaux et profitent des caractéristiques particulières liées à leurs petites dimensions. On peut néanmoins les classer en deux catégories: pompes sans parties mobiles et pompes avec partie(s) mobile(s) (ou mécaniques).

## 1. Pompes sans partie mobile

Elles utilisent différents phénomènes (généralement des interactions électro-fluidiques) pour générer des forces, et donc un déplacement, dans le liquide.

### 1.1. Pompes à ultrasons

Une série de cristaux piézoélectriques attachés à une membrane produit un mouvement ondulatoire qui se propage dans cette membrane. La distance entre les piézos est égale à la longueur d'onde. Ce mouvement génère en fait des champs acoustiques intenses en surface, ce qui provoque l'écoulement du fluide dans la direction de propagation des ondes, avec une vitesse proportionnelle au carré de l'amplitude acoustique.

On a observé des débits maximums de  $130\text{ml/s}$  avec une alimentation de  $7.1\text{V rms}$  à  $3.5\text{MHz}$ .

### 1.2. Pompes électrohydrodynamiques (EHD)

Deux grilles positionnées perpendiculairement à l'écoulement du fluide créent un champ électrique intense. Si ce champ est suffisamment élevé (il faut donc une distance très courte entre les deux électrodes), des ions sont générés à la première grille, et ils sont mis en mouvement par la force d'attraction coulombienne exercée par la seconde grille. Ces ions entraînent le fluide dans la direction du champ électrique.

Le principe d'actuation limite l'utilisation des pompes EHD à des liquides diélectriques ou de faible conductivité, comme des solutions organiques. Les solutions aqueuses ne satisfont donc pas cette condition. En outre, la contre-pression engendrée est assez faible.

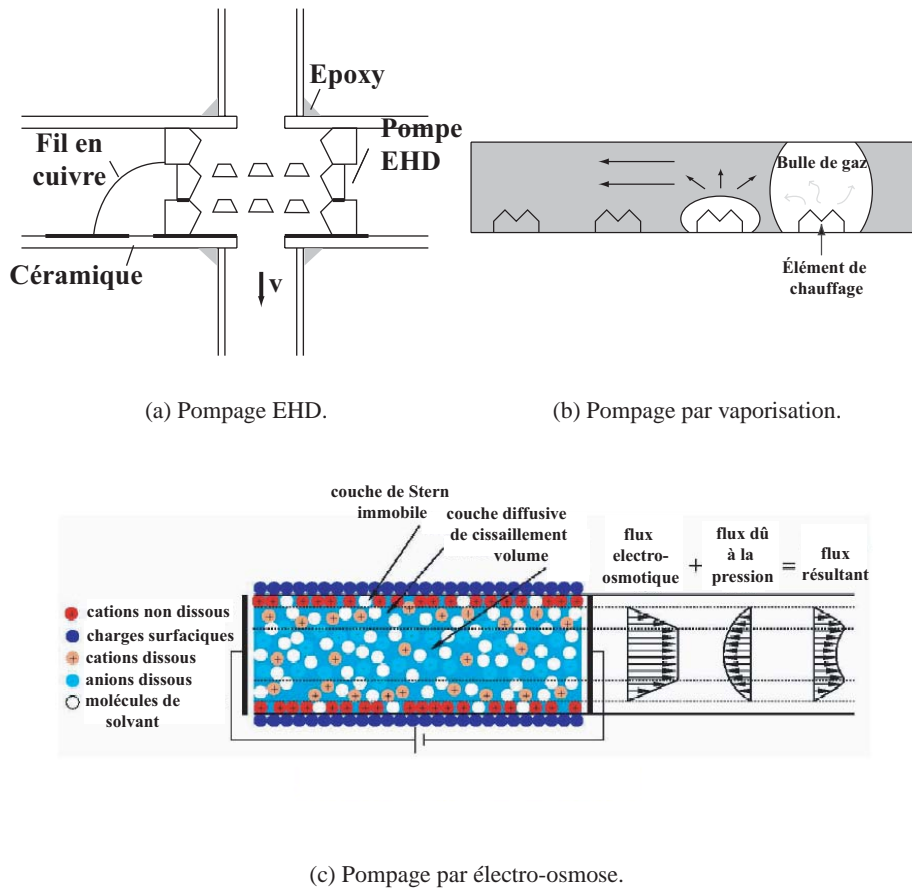


FIG. 2.1 – Exemples de pompes sans partie mobile (a) Pompage EHD (b) Pompage par vaporisation.

Les flux obtenus dépendent de la géométrie et de la composition des électrodes. Actuellement, on a observé des débits allant jusqu'à  $12 \text{ ml/s}$  sous une alimentation de  $700 \text{ V}$ .

### 1.3. Pompes à électro-osmose

Cette méthode consiste à pomper le liquide à travers un capillaire en appliquant un champ électrique externe. Cet effet n'est possible qu'en présence de charges fixées sur la surface interne du capillaire en contact avec une solution d'électrolyte. Cette charge surfacique entraîne la formation d'une double couche électrique en attirant des ions chargés de la solution. On observe donc une concentration plus forte et un gradient de densité de charge près des parois du capillaire. Le champ électrique appliqué entraîne alors ces charges qui, par viscosité, entraînent la solution.

Ce type de pompe a été étudié en détail par M. Baguette dans son travail de fin d'études [5].

### 1.4. Pompes à vaporisation

Une rangée d'éléments chauffants crée, par vaporisation du liquide, une succession de bulles de gaz qui se déplacent dans ce liquide. Malheureusement, la vaporisation modifie souvent la composition du liquide, ce qui limite fortement le domaine d'application de cette méthode.

Une variante de ce système qui est utilisée dans les systèmes à jet d'encre: un élément de chauffage unique génère une bulle. Lorsque celle-ci est suffisamment volumineuse, une goutte est éjectée du canal.

On trouve également des systèmes où une bulle d'oxygène est générée par électrolyse, ce qui augmente la pression dans la conduite et fait avancer le liquide.

## 2. Pompes mécaniques

Ces micropompes sont généralement basées sur le principe de pompage par différence de pression. Si on suppose un conduit circulaire et un écoulement laminaire (la vitesse ne dépend donc que de la coordonnée polaire  $r$ ), on peut montrer que l'équation de Navier-Stokes 1.10 donne comme solution:

$$v_{axiale}(r) = \frac{1}{4\eta} \frac{\Delta p}{l} (R^2 - r^2) \quad (2.1)$$

où  $l$  est la longueur du cylindre,  $r$  son rayon intérieur et  $\Delta p = p_1 - p_2$  la différence de pression exercée aux 2 extrémités du conduit (figure 2.2). Le profil de l'écoulement forme donc une paraboïde. On l'appelle, *écoulement de Poiseuille*.

Dans ce cas, le débit  $\Phi$  est donné par l'intégrale de la vitesse sur la section circulaire. On trouve après calcul

$$\Phi = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{\Delta p}{l} \quad (2.2)$$

Un débit correspond donc à une diminution de pression, ce qui est appelé *perte de charge*. Celle-ci est d'autant plus grande que le rayon du conduit est petit.

Le grand avantage de ce type de pompes est leur capacité à pomper tout type de liquide. Trois mécanismes ont principalement été développés: pompes rotatives, mouvement péristaltique et réciproque.

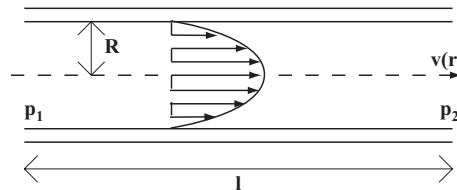


FIG. 2.2 – Pompage par différence de pression et écoulement de Poiseuille.

### 2.1. Pompes rotatives

Le mouvement circulaire d'une ou plusieurs parties mobiles entraîne le fluide et génère ainsi un écoulement net (figure 2.3).

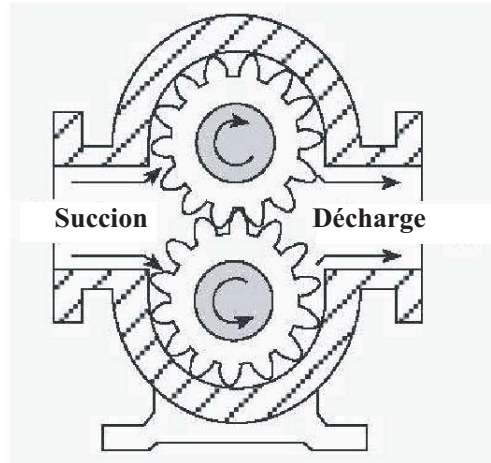


FIG. 2.3 – Principe du pompage rotatif.

Ce mode de pompage est particulièrement bien adapté aux fluides très visqueux (huile, colle...). Notons cependant que le grand couple généré par les forces visqueuses nécessite un actuateur capable de développer une grande force.

### 2.2. Pompes péristaltiques

Trois membranes sont activées dans un mouvement ondulatoire qui entraîne un déplacement du liquide en sens opposé (figure 2.4).

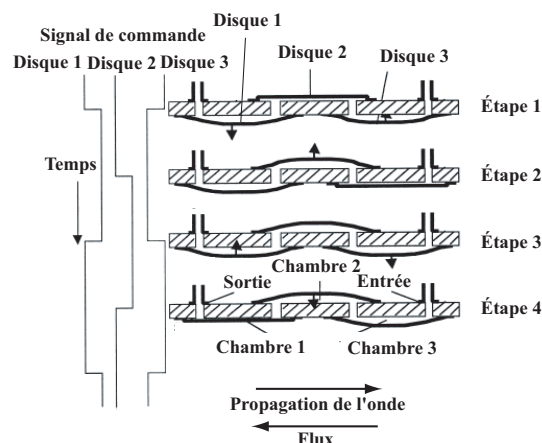


FIG. 2.4 – Principe du pompage péristaltique: signaux de commande et étapes correspondantes [17].

On a observé des débits allant jusqu'à  $100\text{ml}/\text{min}$  avec des actuateurs piézoélectriques alimentés à 80V.

### 2.3. Pompes réciproques

Il s'agit du mode de pompage le plus connu. Un élément (le plus souvent, membrane ou piston) crée, en vibrant, des variations périodiques de volume et de pression dans une chambre de pompage. On peut donc diviser le cycle de pompage en deux parties: le *supply mode*, où le liquide est aspiré dans la pompe, et le *pump mode* où le liquide est repoussé hors de la pompe. Lié à un mécanisme de contrôle directionnel, comme par exemple des valves, ce mouvement engendre un déplacement dirigé du liquide, et donc un débit net.

### 2.4. Modes d'actuation

Les parties mobiles (membrane, diaphragme ou piston) des pompes mécaniques peuvent être actionnées de différentes façons, mettant en jeu différents phénomènes physiques.

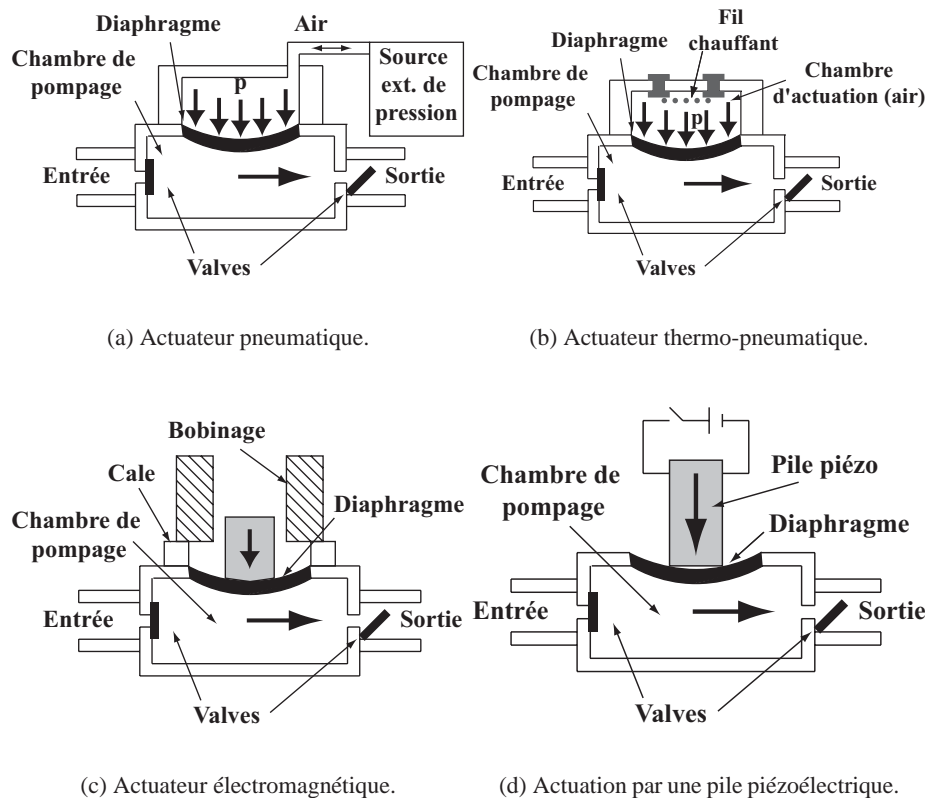


FIG. 2.5 – Exemples de pompes mécaniques réciproques avec valves passives.

#### Actuateur pneumatique

Une source de pression extérieure entraîne la déflexion de la membrane. Notons que si l'appareil utilisé ne permet pas de créer de dépression, le déplacement de la membrane ne pourra se faire que dans une direction par rapport à son point de repos. Des débits allant jusqu'à  $80\text{ml/min}$  à  $5\text{Hz}$  ont pu être observés.

### Actuateur thermo-pneumatique

Un élément chauffant (résistance(s)) chauffe le fluide (air ou liquide) contenu dans une chambre fermée. Cet échauffement entraîne une dilatation du fluide et par conséquent une augmentation de pression qui déplace le diaphragme.

Ce système permet d'engendrer de grandes forces mais son principal inconvénient est sa faible fréquence d'utilisation (0.5-5Hz). En effet, il faut attendre que le fluide se contracte en refroidissant avant de pouvoir le dilater de nouveau.

Des débits allant jusqu'à  $50 \text{ ml/min}$  à 5Hz ont pu être observés.

### Actuateur électromagnétique (EM)

La membrane de la chambre de pompage porte un aimant qui se déplace dans un champ magnétique créé par une microbobine. Ce type d'actuation est rarement utilisé car il est un des plus difficiles à mettre en oeuvre. En outre, les forces développées sont assez faibles.

### Actuateur piézoélectrique

Les actuateurs piézoélectriques sont de deux types.

Une solution utilise un *bimorphe*. Il s'agit soit de deux minces cristaux piézoélectriques collés ensemble, soit d'un piézo collé sur une membrane (généralement métallique). Ce système sera étudié plus en détail au chapitre 5. L'autre possibilité est d'utiliser une *pile piézoélectrique* (figure 2.5), qui développe de grandes forces, mais de faibles déplacements. Une solution à ce défaut, envisagée dans [24] est de la coupler avec un mécanisme d'amplification.

L'inconvénient principal de ce type d'actuateur est son circuit d'alimentation plus complexe, qui doit être capable de fournir des tensions relativement élevées (pouvant aller jusque 200V).

### Actuateur électrostatique

Ce type d'actuateur sera également décrit en détail au chapitre 6.

La table 2.1 compare les avantages et inconvénients obtenus avec chaque type d'actuateur.

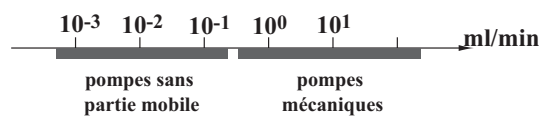


FIG. 2.6 – Ordre de grandeur des débits obtenus avec les différents principes de micro-pompes.

Actuateur	Pression	Déplacement	Temps de réponse	Fiabilité
EM	Petite	Grand	Rapide	Bonne
Piézo bimorphe	Petite	Moyen	Rapide	Bonne
Pile piézo	Très grande	Très faible	Rapide	Bonne
Pneumatic	Grande	Grand	Lent	Bonne
SMA et ressort	Grande	Grand	Lent	Mauvaise
Electrostatic	Petite	Très faible	Très rapide	Très bonne
Thermopneumatique	Grande	Moyen	Moyen	Bonne
Bimetallic	Grande	faible	Moyen	Suffisante

TAB. 2.1 – Comparaison des performances offertes par les différents types de micro-actuateurs. Déplacement: *large* ( $100\mu\text{m} < d$ ), *moyen* ( $30\mu\text{m} < d < 100\mu\text{m}$ ), *faible* ( $10\mu\text{m} < d < 30\mu\text{m}$ ), *très faible* ( $d < 10\mu\text{m}$ ). Temps de réponse: *très rapide* ( $t < 0.1\text{ms}$ ), *rapide* ( $0.1\text{ms} < t < 1\text{ms}$ ), *moyen* ( $1\text{ms} < t < 1\text{s}$ ), *lent* ( $1\text{s} < t$ ).

Parmi les différentes pompes mécaniques, on fait encore une distinction entre celles qui utilisent des (micro)valves et celles qui n'en utilisent pas. Rappelons que les (micro)valves sont des éléments qui servent à contrôler le flux dans un ou plusieurs sens.

## 1. Valves passives

Les micropompes utilisent généralement des valves dites *passives* (comme par exemple celles de la figure 2.5), c'est-à-dire commandées uniquement par la différence de pression à leurs bornes, qui déplace un clapet ou une membrane pour ouvrir ou fermer la valve.

Un autre type de valve passive utilise l'effet capillaire négatif: des restrictions réalisées dans un matériau hydrophobe remplacent le clapet. La pression nécessaire pour franchir l'étranglement est égale à

$$\Delta p = 2\sigma_{gl} \cos(\theta_c) \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) \quad (3.1)$$

où  $\theta_c$  est l'angle de contact du matériau ( $\theta_c > \pi/2$  pour un matériau hydrophobe),  $\sigma_{gl}$  est la tension superficielle liquide-air et  $r_1$  et  $r_2$  sont respectivement les rayons de la conduite et de la restriction (figure 3.1).

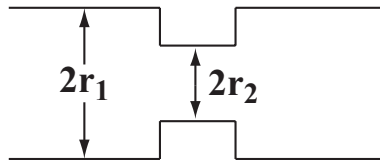


FIG. 3.1 – Principe du contrôle par hydrophobie.



## 2. Valves actives

Dans les circuits microfluidiques, ainsi que dans certaines micropompes, on rencontre également des valves *actives*, dont l'ouverture et la fermeture sont commandées par une force extérieure (actuateur).

Il existe de nombreuses méthodes pour réaliser ces microvalves. Nous présentons ici les plus courantes.

### 2.1. Valves de type A: restriction perpendiculaire

Le principe est illustré figure 3.2.

### 2.2. Valves de type B: restriction parallèle

Le principe est illustré figure 3.2.

### 2.3. Valves de type C

Le principe est illustré figure 3.2. Il s'agit simplement d'une combinaison des deux types de valves précédentes.

Les méthodes d'actuation de ces trois types de valves sont semblables à celles utilisées pour les micropompes (magnétique, piézoélectrique, bulle de gaz...), avec les mêmes avantages et inconvénients respectifs. Il est également possible d'utiliser des alliages à mémoire de forme (SMA<sup>1</sup>) [7].

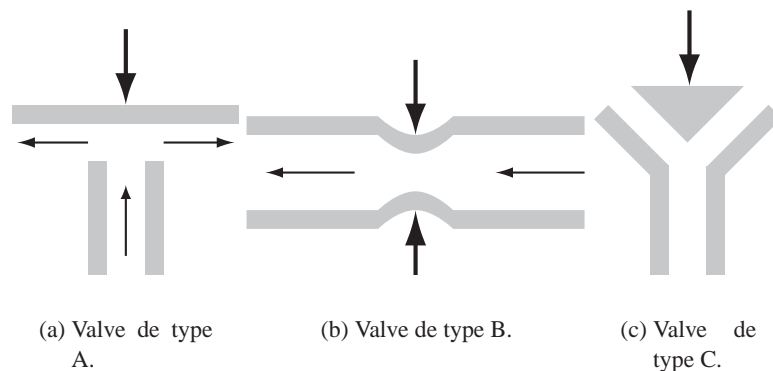


FIG. 3.2 – Trois classes courantes de valves actives.

### 2.4. Valves de type D: blocage par changement de phase

Cette approche alternative utilise le liquide même pour bloquer le conduit. Une source froide gèle une partie du liquide et produit ainsi un bouchon. Pour rouvrir le canal, il suffit de faire

<sup>1</sup> Shape Memory Alloy

fondre le bouchon. Du gaz d'une bouteille de  $CO_2$  liquide ou un puits de chaleur permet de congeler le fluide. Une résistance chauffante ou de l'air chaud le dégèle.

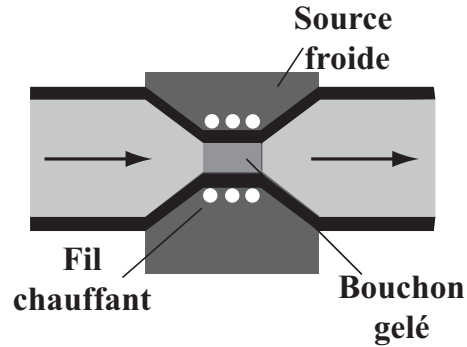


FIG. 3.3 – *Blocage par changement de phase.*

Cette méthode présente l'avantage de ne pas utiliser de pièces mobiles et de n'avoir pas de volumes morts. Une valve fermée supporte également une pression d'une dizaine de bars.

Par contre, elle nécessite de l'énergie pour le refroidissement et le chauffage. Le temps d'ouverture/fermeture est assez long: entre 0.1 et 0.5s. En outre, la congélation risque de modifier les propriétés du liquide.

Notons qu'il existe encore des distinctions entre les valves actives selon le mode d'actuation, selon que la valve soit normalement ouverte ou fermée et selon le type de régulation possible: discrète (passante/blocante) ou continue.

---

# POMPES RÉCIPROQUES À DIFFUSEUR

## 4

---

Pour ce projet, nous avons décidé d'étudier une pompe mécanique de type réciproque, sans valves. Les actuateurs envisagés sont de type piézo et électrostatique. Ils seront développés aux chapitres 5 et 6.

Notre choix s'est basé sur des considérations pratiques. En effet, les conditions pour obtenir de grands débits sont plus souples dans le cas de pompes à parties mobiles. Cela signifie que les débits maximaux donnés à la section précédente pour les pompes sans parties mobiles sont obtenus avec des dispositifs assez complexes. Dans le cadre de dispositifs simples, le débit des pompes mécaniques est souvent supérieur (voir figure 2.6).

En outre, l'utilisation de valves présente en pratique plusieurs inconvénients qui ont motivé notre choix:

- risques d'usure et donc de réduction de la performance;
- risques de fuites;
- nécessité de tester les valves pour s'assurer de leur bon fonctionnement;
- faible fréquence de résonance et donc obligation de travailler à relativement basse fréquence pour que les valves suivent;
- risques assez importants d'obstruction, et donc d'arrêt, si les solutions contiennent des particules solides.

Pour remplacer les valves, nous utilisons des structures rectificatrices de type *diffuseur/nozzle*. Un *diffuseur* est un canal de section croissante dans la direction de l'écoulement; tandis qu'un *nozzle* a une section décroissante dans la direction de l'écoulement. Actuellement, on rencontre dans la littérature trois types de géométries pour ces éléments: conique, pyramidale ou rectangulaire (figure 4.1).

Certains auteurs ont montré que les géométries coniques présentaient les mêmes caractéristiques que les rectangulaires, mais pour des longueurs de canaux 10 à 80% plus grandes [20]. Notre choix s'est donc porté sur des structures de type rectangulaire. Dans ce type de structure, les quatre parois sont plates: deux parallèles et deux divergentes: la section droite est donc de forme rectangulaire. Leur configuration entièrement plane constitue en outre, un énorme avantage au niveau de la fabrication. Nous choisissons également d'utiliser la même géométrie pour le diffuseur que pour le nozzle.

Le principe est le suivant: pendant le "supply mode", le volume de la chambre de pompage augmente. Une plus grande quantité de fluide s'écoule à travers le conduit d'entrée,

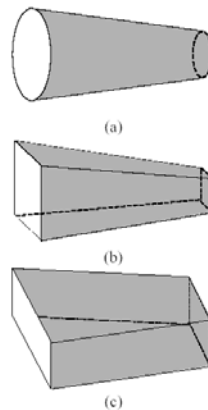


FIG. 4.1 – Différentes géométries possibles pour les éléments de type diffuser/nozzle (a) conique, (b) pyramidale et (c) rectangulaire [20].

qui agit comme diffuseur, qu'à travers le conduit de sortie, qui agit comme nozzle. Pendant le "pump mode", quand le volume de la chambre de pompage diminue, c'est l'inverse qui se produit: l'écoulement est plus grand à travers le conduit de sortie qui agit maintenant comme diffuseur, qu'à travers le conduit d'entrée qui agit comme nozzle. Cet effet est lié à la tendance du fluide à suivre le chemin de moindre résistance. On peut le comparer à la tendance du courant à passer dans la plus faible de deux résistances en parallèle.

Contrairement à la configuration utilisant les valves, où le fluide passe uniquement par l'entrée en "supply mode" et uniquement par la sortie en "pump mode", il y a dans ce type de montage un écoulement permanent par les deux conduits. A cause de cette bidirectionnalité constante, seul 20% du volume de course du diaphragme est utilisé. D'un autre côté, la suppression des valves permet de travailler à plus haute fréquence. En effet, la fréquence de résonance n'est maintenant plus déterminée par l'inertie des valves mais par les propriétés mécaniques de la membrane et la masse du fluide. On atteint donc des fréquences de résonance de plusieurs centaines de  $Hz$ , ce qui compense amplement la perte de volume de course efficace.

Par contre, le débit est plutôt pulsatoire. Cet inconvénient peut éventuellement être résolu en utilisant deux actuateurs par chambre de pompage et en plaçant deux chambres de pompage en parallèle. Si ces deux chambres sont excitées en anti-parallèle (c'est-à-dire avec un déphasage de  $180^\circ$  entre les actuateurs des deux chambres), on observe un lissage de l'allure du débit de sortie [19].

*Valeurs numériques:* La figure 4.2 montre les dimensions de la pompe que nous avons choisie pour illustrer nos propos. Elles sont reprises table 4.1. La chambre de pompage est circulaire. Son diamètre est de  $1.2mm$  et sa hauteur de  $210\mu m$ . Les conduits d'entrée et de sortie ont une hauteur de  $105\mu m$ . Leur largeur varie linéairement de  $300\mu m$  à l'étranglement à  $1mm$  du côté large sur une longueur de  $4.1mm$ , ce qui correspond donc à un angle de demi-ouverture de  $4.88^\circ$ . Les connexions entre les différentes parties sont légèrement arrondies.

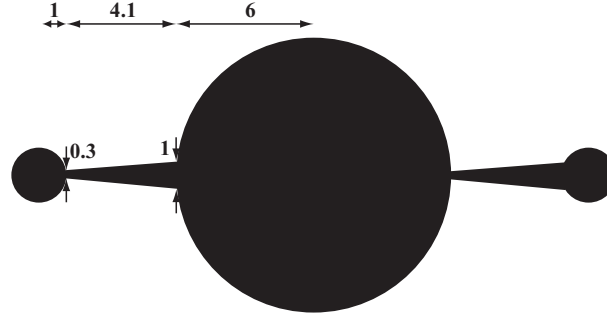


FIG. 4.2 – Design de la pompe plane étudiée (dimensions en mm).

Élément	Symbole	Valeur (mm)
Rayon de la chambre	$R$	6
Hauteur de la chambre	$h_c$	0.21
Hauteur du diff./nozzle	$h$	0.105
Largeur minimum	$d_{min}$	0.3
Largeur maximum	$d_{max}$	1

TAB. 4.1 – Dimensions du design utilisé pour illustrer la conception.

## 1. Etude analytique

### 1.1. Calcul du débit et de la fréquence de résonance

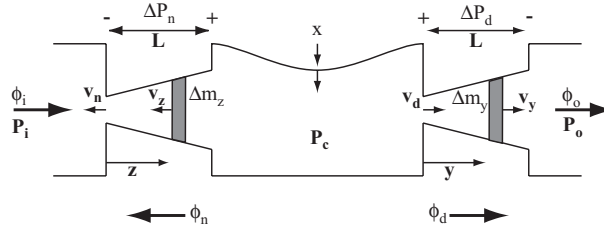


FIG. 4.3 – Notations et grandeurs intervenant lors du mode de pompage.

La différence de pression aux bornes d'un diffuseur ou d'un nozzle est donnée par:

$$\Delta p_{d/n} = Cste_{d/n} v_{d/n}^n \quad (4.1)$$

où  $v_{d/n}$  représente les vitesses du fluide dans l'étranglement (supposées constantes sur toute la section) respectivement du diffuseur et du nozzle. Le cas  $n=1$  considère des pertes purement visqueuses. Le cas  $n=2$  représente les pertes dynamiques à travers le diffuseur/nozzle.

Aux dimensions que nous considérons, on peut considérer uniquement les pertes dynamiques. Dans ce cas,  $Cste_{d/n} = \frac{1}{2} \rho \xi_{d/n}$  et on peut écrire

$$\Delta p_{d/n} = \frac{\rho v_{d/n}^2}{2} \xi_{d/n} \quad (4.2)$$

où  $\rho$  représente la densité du fluide et  $\xi_{d/n}$  les coefficients de perte de charge du diffuseur et du nozzle.  $\xi_{d/n}$  dépend des caractéristiques géométriques des éléments, mais également du

nombre de Reynolds de l'écoulement.

Si on suppose  $p_i = p_o (= 0)$ , à partir de 4.2, on obtient aisément la relation

$$\begin{aligned} \frac{\phi_d}{\phi_n} &= \frac{Av_d}{Av_n} \\ &= \left( \frac{\xi_n}{\xi_d} \right)^{\frac{1}{2}} \end{aligned} \quad (4.3)$$

$$= \mu^{\frac{1}{2}} \quad (4.4)$$

où  $A$  est la section droite au niveau de l'étranglement.

### Débit

Pendant une période  $T$ , le débit moyen est donné par:

$$\Phi = \frac{A}{T} \int_0^{\frac{T}{2}} |v_d - v_n| dt \quad (4.5)$$

Si on suppose que la variation de volume, liée à l'oscillation du diaphragme à la fréquence  $f$ , est de la forme

$$V_c = \Delta V \sin \omega t \quad (4.6)$$

avec  $\omega = 2\pi f$ ,  $\Delta V$  l'amplitude de la variation de volume, on peut exprimer  $\Delta V$  comme:

$$\Delta V = \frac{A}{2} \int_0^{\frac{T}{2}} (v_d + v_n) dt \quad (4.7)$$

$$= K_v x_{max} \quad (4.8)$$

où  $K_v$  est une constante déterminée par la forme de la membrane déformée et  $x_{max}$  est la déflexion maximale du centre de la membrane.

Dans ce cas, le débit net instantané est donné par

$$\begin{aligned} \phi_o - \phi_i &= \phi_d + \phi_n \\ &= \frac{dV_c}{dt} \\ &= \Delta V \omega \cos \omega t \end{aligned} \quad (4.9)$$

où  $\phi_o$  et  $\phi_i$  sont les flux instantanés à la sortie et à l'entrée (voir figure 4.3).

En utilisant ces équations, on obtient une approximation du débit net de la pompe (à différence de pression nulle entre l'entrée et la sortie):

$$\Phi = \frac{\Delta V \omega}{\pi} \left( \frac{\mu^{1/2} - 1}{\mu^{1/2} + 1} \right) \quad (4.10)$$

$$= \frac{K_v x_{max} \omega}{\pi} \left( \frac{\mu^{1/2} - 1}{\mu^{1/2} + 1} \right) \quad (4.11)$$

Par conséquent, la condition pour avoir un débit positif est donnée par  $\mu > 1$ . Plus  $\mu$  sera grand, plus le débit sera élevé.

On peut aussi dériver une expression approximative du flux maximum dans la direction du diffuseur et du nozzle:

$$\phi_{d,max} = \mu^{1/2} \phi_{n,max} \quad (4.12)$$

$$= \Delta V \omega \frac{\mu^{1/2}}{1 + \mu^{1/2}} \quad (4.13)$$

$$= \frac{\pi \mu^{1/2}}{1 + \mu^{1/2}} \Phi \quad (4.14)$$

### Fréquence de résonance

Pour obtenir une valeur approximative de la fréquence de résonance, nous utilisons une analogie avec le système "masse-ressort", où les propriétés élastiques du diaphragme représentent le ressort, et le fluide oscillant, la masse. Cette charge est dominée par le fluide dans les deux éléments diffuseur/nozzle à cause des grandes accélérations subies au niveau des étranglements. Si on néglige les pertes, on peut voir l'énergie comme oscillant entre l'énergie cinétique maximum du fluide dans les canaux d'entrée/sortie et l'énergie potentielle du diaphragme. Dans les conditions  $P_i = P_o = 0$ , l'énergie cinétique totale dans les deux éléments peut s'écrire:

$$E_k = \int \frac{\Delta m(y)v(y)^2}{2} + \int \frac{\Delta m(z)v(z)^2}{2} \quad (4.15)$$

où les éléments de masse de fluide dans le diffuseur et le nozzle valent

$$\Delta m(y/z) = \rho A(y/z) \Delta y/z \quad (4.16)$$

et où

$$v(y/z) = \frac{\phi_d}{A(y/z)} \quad (4.17)$$

sont les vitesses en  $y$  et en  $z$ , respectivement dans le diffuseur et le nozzle avec  $\phi_d$  et  $\phi_n$  les débits instantanés et  $A(y)$  et  $A(z)$  les surfaces des sections droites. Dans notre géométrie symétrique rectangulaire, si on appelle  $d_{min}$  la largeur à l'étranglement,  $d_{max}$  la largeur du grand côté,  $h$  la profondeur des éléments et  $L$  leur longueur, on a

$$A(y/z) = h(d_{min} + (d_{max} - d_{min}) \frac{y/z}{L}) \quad (4.18)$$

On peut donc écrire l'énergie cinétique comme

$$\begin{aligned} E_k &= \int_0^L \frac{\phi_d^2}{2A(y)^2} \rho A(y) dy + \int_0^L \frac{\phi_n^2}{2A(z)^2} \rho A(z) dz \\ &= \frac{\rho}{2h} \frac{L}{d_{max} - d_{min}} \ln \frac{d_{max}}{d_{min}} (\mu + 1) \phi_n^2 \end{aligned} \quad (4.19)$$

maximum quand  $\phi_n = \phi_{n,max}$ , ce qui donne

$$E_{k,max} = \frac{\rho L (K_v x_{max} \omega_0)^2 (\mu + 1) \ln \frac{d_{max}}{d_{min}}}{2h (1 + \mu^{1/2})^2 (d_{max} - d_{min})} \quad (4.20)$$

L'énergie potentielle du diaphragme est donnée par

$$E_p = \frac{K_p K_v}{2} x^2 \quad (4.21)$$

où  $K_p$  est une constante ("raideur" du diaphragme) définie par

$$P = K_p x \quad (4.22)$$

où  $x$  est la déflexion au centre du diaphragme résultant de l'application d'une pression  $P$  sur celui-ci.  $E_p$  vaut donc au maximum

$$E_{p,max} = \frac{K_p K_v}{2} x_{max}^2 \quad (4.23)$$

Comme on a égalité des énergies maximales  $E_{k,max} = E_{p,max}$ , on peut en déduire la fréquence de résonance  $f_0$ :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \left[ \frac{K_p (1 + \mu^{1/2})^2 h (d_{max} - d_{min})}{\rho K_v (\mu + 1) L \ln \frac{d_{max}}{d_{min}}} \right]^{1/2} \quad (4.24)$$

A cette fréquence, le débit total vaudra donc

$$\Phi = 2\Delta V f_0 \left( \frac{\mu^{1/2} - 1}{\mu^{1/2} + 1} \right) = 2K_v x_{max} f_0 \left( \frac{\mu^{1/2} - 1}{\mu^{1/2} + 1} \right) \quad (4.25)$$

Notons que la fréquence de résonance réelle sera très certainement inférieure à cette valeur théorique. En effet, 4.25 ne prend pas en compte la masse du fluide présent dans les raccords amenant le liquide à l'entrée et la sortie de la pompe. On néglige également l'amortissement  $\zeta$  (rappelons qu'avec amortissement, la fréquence de résonance deviendrait  $f'_0 = f_0 \sqrt{1 - 2\zeta^2}$ ).

Nous insistons sur le fait qu'il s'agit de la fréquence de résonance (en l'absence de pertes) pour la déflexion de la membrane. La fréquence de résonance pour le débit sera légèrement supérieure. En effet, on peut voir dans la formule 4.25 que celui-ci est proportionnel à  $x_{max}(\omega)\omega$ . La résonance pour  $\Phi$  sera donc supérieure à la résonance pour  $x_{max}$ .

## 1.2. Discussion des résultats

### Influence de $K_p$

La fréquence de résonance  $f_0$  est proportionnelle à  $K_p^{-\frac{1}{2}}$ . Pour profiter pleinement du travail à fréquence élevée, il est donc intéressant d'avoir  $K_p$  élevé. Cependant,  $x_{max} = \frac{P}{K_p}$ . On a donc:

$$\Phi \propto \frac{P}{K_p^{\frac{1}{2}}} \quad (4.26)$$

Une valeur de  $K_p$  élevée aura donc tendance à faire diminuer le débit de la pompe. Elle ne sera donc acceptable que si l'actuateur développe une pression  $p$  suffisante pour compenser cette diminution de  $\Phi$ .



### Nombre de Reynolds

Comme nous l'avons expliqué précédemment, la valeur du nombre de Reynolds permet de déterminer le type d'écoulement dans le système. On trouve le nombre de Reynolds maximal au conduit le plus étroit, ce qui correspond ici aux étranglements des éléments diffuseur/nozzle. Si on suppose une section carrée ( $h = d_{min}$ ), on peut l'écrire

$$Re = \frac{vd_{min}}{\eta^*} = \frac{d_{min}\phi}{A_d\eta^*} = \frac{d_{min}\phi}{hd_{min}\eta^*} = \frac{\phi}{h\eta^*} \quad (4.27)$$

où  $v$  est la vitesse moyenne du fluide,  $\phi$  le flux à travers la section et  $\eta^*$  la viscosité cinématique du fluide. Ce qui donne un nombre de Reynolds maximal instantané valant:

$$Re_{max} = \frac{\phi_{d/n,max}}{h\eta^*} = \frac{1}{h\eta^*} \frac{\pi\mu^{1/2}}{\mu^{1/2} - 1} \Phi \quad (4.28)$$

La plupart des études menées jusqu'à présent ([19], [23]) ont montré que le nombre de Reynolds dans ce type de micropompe était toujours inférieur à 5000. Dans la majorité des cas, il est même compris dans l'intervalle [100-500]. On pourrait donc considérer l'écoulement comme laminaire.

En pratique, la situation est plus complexe. Le caractère pulsatoire du débit et les brusques accélérations subies dans les éléments rectificateurs, couplés à la difficulté de réaliser des mesures précises à de si petites dimensions entraînent une incertitude sur le type d'écoulement en présence. Cette question est encore actuellement un sujet actif de recherche ([13], [20], [23]).

### 1.3. Évaluation de $\mu$

Pour évaluer  $\mu$ , il faut étudier la dépendance de  $\xi_{n/d}$  envers  $Re$ . Cette question est également toujours l'objet de recherches.

La méthode dominante actuellement consiste à considérer les coefficients de perte de charge  $\xi_{n/d,t}$  comme une somme de trois contributions:

1. contraction subite à l'entrée  $\xi_{n/d,en}$ ;
2. contraction ou expansion graduelle le long du nozzle ou du diffuseur  $\xi_{n/d}$ ;
3. expansion subite à la sortie  $\xi_{n/d,en}$ ;

Les études actuelles montrent qu'à des nombres de Reynolds élevés et de faible angles d'ouverture, les valeurs de ces éléments restent constantes. Qu'en est-il pour des valeurs moyennes de  $Re$ ? Il semblerait que, dans cette gamme, seule  $\xi_d$  dépende de  $Re$ . Les mesures et simulations réalisées [23] semblent indiquer que cette variation influence de façon relativement faible le rapport  $\mu = \frac{\xi_{n,t}}{\xi_{d,t}}$ . Nous supposons donc, en première approximation, que  $\mu$  est constant dans la gamme de fonctionnement. Cette assertion devra néanmoins être vérifiée expérimentalement.

Pour déterminer la valeur de  $\mu$ , nous utiliserons alors la formule approchée donnée dans [13]:

$$\mu = \frac{19(D^2/d^2)^{0.17}}{20} \quad (4.29)$$

*Valeur numérique:* Pour notre exemple, on a donc  $\mu = 1.43$ . Avec notre contrainte sur le débit, on peut donc estimer le nombre de Reynolds maximal du système comme étant  $Re_{max} = 3.7098$ .

Le seul moyen d'obtenir une valeur plus précise de  $\mu$ , ainsi que sa dépendance en  $Re$  serait de réaliser des simulations numériques.

## 2. Simulation numérique

Pour la partie de fluidique pure, les simulations du comportement des diffuseurs/nozzles sur des logiciels de CFD<sup>1</sup> peuvent nous fournir deux types d'informations.

Tout d'abord, elles permettent de vérifier l'effet rectificateur sur le flux. Pour ce faire, il faut montrer que pour une même différence de pression à ses bornes, le débit est plus grand dans un diffuseur que dans un nozzle. Ce type de simulation a déjà été réalisé par plusieurs auteurs. Des exemples de résultats sont donnés figure 4.4. Une réduction de la vitesse (diminution de la taille des flèches) correspondant à une augmentation de pression, on observe bien l'effet rectificatif prédit. Des résultats suffisants étant déjà disponibles à ce niveau, nous avons préféré nous consacrer à d'autres questions et n'avons donc pas refait ces simulations.

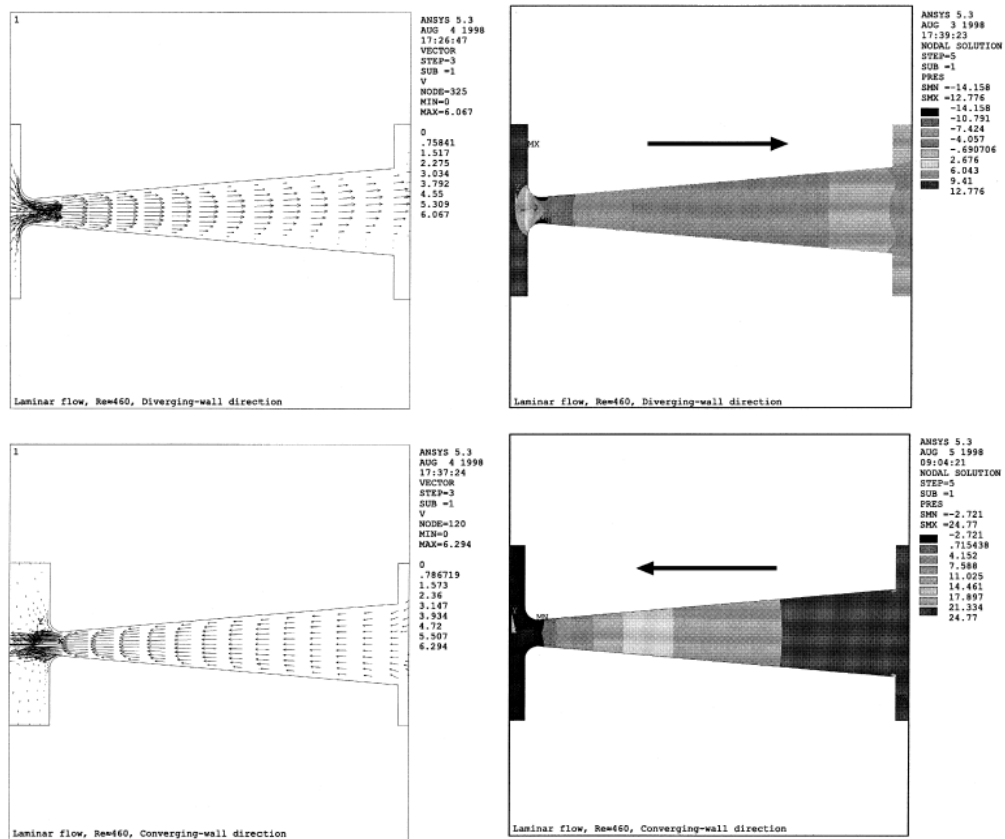
A partir des résultats obtenus et des formules 4.2, il serait alors possible de déterminer l'évolution de  $\mu$  en fonction de  $Re$ . A la section précédente, nous expliquons que nous avons choisi une démarche différente pour déterminer  $\mu$ ; nous pouvons donc éviter ces simulations fluidiques dans un premier temps.

Rappelons toutefois que l'hypothèse de constance de  $\mu$  devra être vérifiée expérimentalement, et éventuellement affinée, lors de la réalisation d'un prototype.

Nous reparlerons au chapitre 8 des simulations du système dans son ensemble et de l'évaluation du débit. Ce type de simulation requiert l'usage de logiciel permettant la résolution simultanée de divers champs d'équations de domaines physiques différents.

---

1. Computational Fluidic Dynamic, méthodes numériques de résolution des équations de la fluidique.



(a) Distribution des vitesses.

(b) Distribution des pressions.

FIG. 4.4 – Simulations numériques du comportement rectificateur des éléments de type diffuseur/nozzle [20].

## **Deuxième partie**

---

### **– Actuateurs –**

---

---

---

## —INTRODUCTION—

---

---

Dans le chapitre 4 (4.11 et 4.24), nous devons déterminer  $K_p$ ,  $K_v$  et  $x_{max}$  pour obtenir une estimation du débit et de la fréquence de résonance. L'évaluation de ces paramètres pour un actuateur électrostatique et piézoélectrique constitue l'objet de ce chapitre.

Pour choisir le type d'actuateur, nous nous sommes concentrés sur ceux dont le principe semblait se rapprocher le plus de notre formation d'électronicien: thermo-pneumatique, électrostatique, électromagnétique et piézoélectrique. L'actuation thermo-pneumatique a été envisagée dans un premier temps, mais l'étude des phénomènes de transport de chaleur à l'intérieur de la chambre d'actuation est apparue trop complexe. Nous avons également abandonné l'idée d'actuation électromagnétique (EM), à cause de la faible qualité de ces dispositifs [7] rapportée dans la littérature .

Notons que si l'emploi de piézoélectriques comme actuateur d'une pompe sans valves est abondamment détaillé dans la littérature, aussi bien pour les microsystèmes que pour les "minisystèmes" ([14], [19], [18]), on trouve très peu d'études sur l'emploi de l'actuation électrostatique dans ce type de pompe en microsystèmes, et aucune pour des minisystèmes.

Comme dans le chapitre précédent, nous utiliserons d'abord une approche analytique simplifiée, puis nous validerons les résultats importants par des simulations numériques.

Les valeurs des paramètres utilisées pour notre exemple numérique sont justifiées au chapitre 9.

---

# PIÉZOÉLECTRIQUES BIMORPHES 5

---

## 1. Rappels théoriques: piézoélectricité

La piézoélectricité (de *pressure electricity*) est un couplage entre les propriétés électriques et mécaniques d'un matériau. L'effet *piézoélectrique* est défini comme l'apparition d'une polarisation dans un matériau lorsqu'il est déformé. L'effet réciproque, c'est-à-dire la propriété d'un matériau de se déformer sous l'action d'un champ électrique convenablement dirigé, est appelé *effet piézoélectrique inverse*.

De nombreuses applications utilisent ces propriétés. L'effet piézoélectrique direct est utilisé dans les générateurs (comme dans les briquets) et les capteurs (mesure de déplacement ou d'accélération). L'effet piézoélectrique inverse est, quant à lui, employé dans des transducteurs sonores (micro de téléphone, buzzer) et des actionneurs.

### 1.1. Matériaux piézoélectriques

On distingue principalement deux types de matériaux piézoélectriques: les *cristaux naturels* et les *céramiques*, basées sur des oxydes de métaux.

La première catégorie regroupe des éléments comme le quartz ou le sel de Rochelle, c'est-à-dire des cristaux sans centre de symétrie. Une déformation modifie la séparation des centres de charge dans chaque cellule, entraînant une polarisation du cristal.

Les céramiques piézoélectriques sont obtenues à partir de fines poudres d'oxydes métalliques. Celles-ci sont mélangées et chauffées afin d'obtenir une poudre uniforme, puis mélangées à des matériaux organiques pour leur conférer la forme voulue, polarisées sous un champ électrique intense et stabilisées par traitement thermique. Les céramiques à base de titanate de plomb ou de zirconate de plomb (ou PZT<sup>1</sup>) ont une très grande sensibilité et permettent une utilisation dans une plus large gamme de températures. Elles sont les plus utilisées parmi les céramiques piézoélectriques.

Ce sont des matériaux polycristallins avec la structure cristalline de la pérovskite, c'est-à-dire une structure tétragonale (ou rhomboédrique) proche du cube (figure 5.1). Leur formule générale est  $A^{2+}B^{4+}O_3^{2-}$ , où  $A$  représente un ion métallique divalent comme du baryum ou du plomb, et  $B$  un ion métallique tétravalent comme le titane ou le zirconium.

---

1. *Lead Zirconate Titanate*, Lead signifiant Plomb (*Plumbum*)

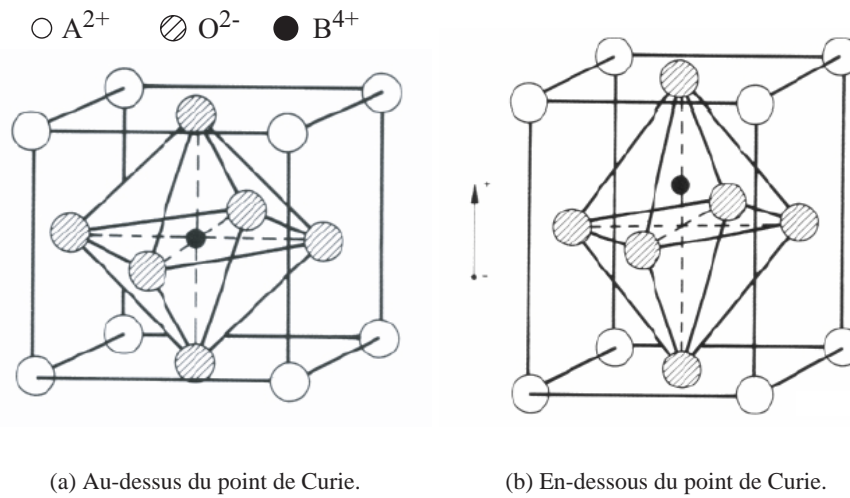


FIG. 5.1 – Structure cristalline des céramiques piézoélectriques.

Au-dessus d'une certaine température appelée *point de Curie*, la structure est centrosymétrique. Les centres de charge positive et négative coïncident: il n'y a donc pas de dipôle dans le matériau. Par contre, en-dessous du point de Curie, le cristal présente une symétrie tétragonale dans laquelle les centres de charges ne sont plus confondus, créant une polarisation qui transforme chaque cellule élémentaire en un dipôle. Ces dipôles s'alignent en fait pour former des régions de même alignement, appelées *domaines de Weiss*. La distribution de l'alignement de ces domaines étant aléatoire, la polarisation nette est nulle sur l'ensemble du cristal. On appelle ce type de matériau un *ferroélectrique*.

Pour rendre le matériau piézoélectrique, on lui applique un champ électrique intense à une température juste en-dessous du point de Curie. Tous les domaines tendent alors à s'aligner avec ce champ électrique, et le matériau à s'allonger dans la même direction. Lorsque le champ est retiré, les dipôles restent bloqués dans cet alignement, créant dans le matériau une déformation et une polarisation permanente (voir figure 5.2).

En comprimant ou en étirant le matériau selon un axe, chaque cellule unitaire change de dimension et donc de moment dipolaire. De cette façon, il y a apparition d'un champ électrique aux bornes de la céramique. La relation entre la variation de polarisation et la contrainte appliquée est pratiquement linéaire et dépendante de la direction.

Le champ électrique  $E$  et la polarisation  $P$  sont liés dans un médium diélectrique par la relation

$$\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E} + \mathbf{P} \quad (5.1)$$

où  $\epsilon$  est la permittivité électrique du matériau. Dans les matériaux ferroélectriques,  $\mathbf{P}$  dépend de  $\mathbf{E}$  et on observe un hysteresis entre le champ électrique et la polarisation (figure 5.2). La relation entre le champ électrique et le déplacement relatif  $S$  présente également un hystérésis, et ce dans les trois directions de la figure 5.3.

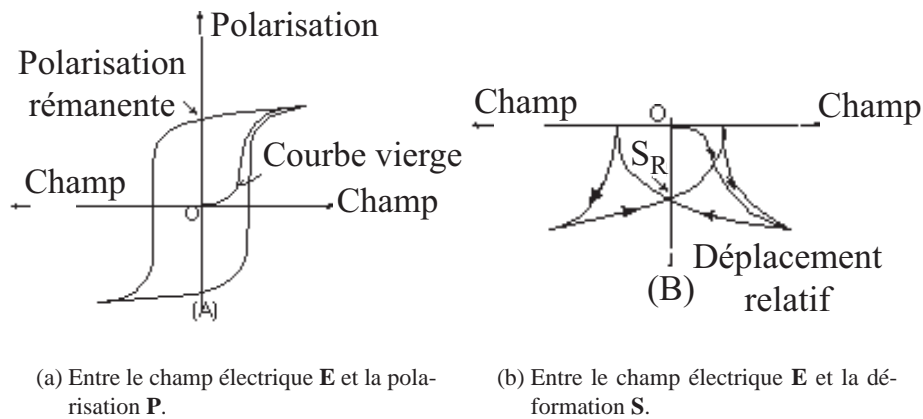


FIG. 5.2 – Phénomènes d'hystérésis dans les matériaux ferroélectriques.

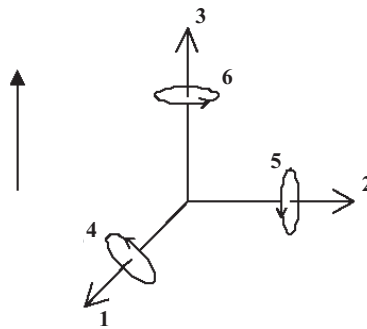


FIG. 5.3 – Système d'axes utilisé pour définir les coefficients piézoélectriques.

## 1.2. Constantes piézoélectriques

A cause de l'anisotropie des matériaux piézoélectriques, les constantes physiques sont liées aux axes physiques auxquels les forces mécaniques ou électriques sont appliquées. En conséquence, nous définissons un système d'axes (figure 5.3) dans lequel nous exprimons les coefficients piézoélectriques. Les axes orthogonaux de référence sont notés 1, 2 et 3 respectivement, où 3 désigne l'axe de polarisation de la céramique. L'axe 3 est également appelé axe longitudinal, et les axes 1 et 2, axes transversaux. Les composantes torsionnelles autour de ces axes sont notées 4, 5 et 6.

Les symboles en exposant représentent une grandeur supposée fixe lors de l'évaluation de la constante.



**Constante de charge piézoélectrique  $d$** 

Déplacement mécanique relatif par unité de champ électrique appliqué.

$$d = \frac{\text{déplacement mécanique relatif}}{\text{champ électrique appliqué}} \left[ \frac{m}{V} \right] \quad (5.2)$$

La constante  $d$  a deux indices qui lient les quantités électriques aux quantités mécaniques. Le premier indice donne la direction du champ électrique associé à la tension appliquée, ou à la charge produite. Le second donne la direction de la contrainte ou du déplacement mécanique. Une grande valeur de  $d_{ij}$  est donc en rapport avec un large déplacement mécanique. On peut également définir  $d$  comme la polarisation électrique par unité de contrainte mécanique appliquée.

$$d = \frac{\text{polarisation électrique générée}}{\text{contrainte mécanique appliquée}} \left[ \frac{C}{N} \right] \quad (5.3)$$

$d_{31}$  dénote donc la tension mécanique perpendiculaire à l'axe de polarisation induite par unité de champ électrique selon cet axe.

**Constante de tension piézoélectrique  $g$** 

Champ électrique généré par unité de contrainte mécanique appliquée.

$$g = \frac{\text{champ électrique}}{\text{contrainte mécanique appliquée}} \left[ \frac{Vm}{N} \right] \quad (5.4)$$

Comme pour  $d$ ,  $g$  a deux indices dont le premier donne la direction du champ électrique, et le second, la direction de la contrainte ou du déplacement mécanique.

On peut également définir  $g$  comme le déplacement mécanique relatif par unité de déplacement électrique.

$$g = \frac{\text{déplacement mécanique relatif}}{\text{déplacement électrique}} \left[ \frac{m^2}{C} \right] \quad (5.5)$$

**Permittivité électrique  $\epsilon$** 

La permittivité, ou constante diélectrique,  $\epsilon$  est définie par le déplacement électrique par unité de champ électrique. Elle possède également deux indices dont le premier donne la direction du déplacement électrique, et le second, celle du champ électrique.

**Compliance  $s$** 

Déplacement relatif par unité de contrainte mécanique.

Rappelons qu'en inversant la matrice de compliance, on obtient la matrice de Hooke  $\mathbf{c}$ , symétrique. Ses termes diagonaux sont les modules de Young et les autres, les modules de cisaillement.

### Facteur de couplage électromagnétique $k$

Le facteur de couplage donne une indication de l'efficacité avec laquelle le matériau piézo-électrique convertit l'énergie d'une forme vers l'autre.

$$k = \sqrt{\frac{\text{énergie électrique emmagasinée}}{\text{énergie mécanique appliquée}}} = \sqrt{\frac{\text{énergie mécanique emmagasinée}}{\text{énergie électrique appliquée}}} \quad (5.6)$$

On définit par exemple le *facteur de couplage plan*  $k_p$ . Pour un disque fin (placé dans le plan des axes 1 et 2), il mesure le couplage entre le champ électrique selon l'axe de polarisation et les effets mécaniques résultants dans les directions 1 et 2. Ces derniers engendrent des vibrations radiales.

Les valeurs habituellement fournies dénotent les valeurs théoriques maximales, mais elles ne tiennent pas compte des pertes diélectriques et mécaniques, ni de l'énergie récupérée ou non convertie.

Aux basses fréquences, une céramique piézoélectrique typique peut convertir 30 à 70% de l'énergie qui lui est fournie.

### 1.3. Comparaison des matériaux piézoélectriques

Il est maintenant possible de comparer les deux types de matériaux piézoélectriques au niveau de leurs constantes. Les constantes importantes sont données table 5.1. Dans ce projet, nous désirons obtenir de grands déplacements, si possible sans avoir à utiliser d'amplificateur. Il faut donc rechercher un  $k$  et un  $d$  élevés. Nous utiliserons donc plutôt des céramiques.

	Symbole (unité)	Quartz	PZT-5A	PZT-4A
Constante de charge	$d_{33} (10^{-12} \frac{m}{V})$	2.0	460	300
Constante de tension	$g_{33} (10^{-3} \frac{Vm}{N})$	-50	28	25
Constante diélectrique	$\frac{\epsilon_{33}'}{\epsilon_0}$	4.5	1800	1300
Facteur de couplage	$k_{33}$	0.09	0.66	0.60
Facteur de qualité	$Q$	$10^4 - 10^6$	80	600

TAB. 5.1 – Comparaison des constantes piézoélectriques pour un cristal (quartz) et des céramiques (de chez Morgan) [3].

Notons que parmi les PZT, on distingue encore les céramiques molles (PZT5 dans la table) et les céramiques dures (PZT4). Les premières ont une constante de charge piézoélectrique relativement grande. Par contre, elles ont un facteur de perte beaucoup plus grand. Aux fréquences proches de la fréquence de résonance, ces céramiques subissent de fortes pertes qui les échauffent et réduisent leur durée de vie. Néanmoins, la première fréquence de résonance d'un piézoélectrique est de quelques  $kHz$ , et nous travaillons en-dessous du  $kHz$ . Ce problème ne se posera donc pas et nous utiliserons donc une céramique molle pour sa constante de charge élevée qui nous permettra d'obtenir de grands déplacements.

#### Remarque

La fréquence de résonance à laquelle il est fait référence ici est la première fréquence de résonance de l'impédance du piézo libre. En l'absence de contraintes, on peut considérer l'impédance du piézo comme la mise en parallèle d'une capacité avec un ensemble de dipôles  $LC$  série, dont les valeurs sont déterminées par les propriétés électriques et mécaniques. Cette modélisation montre une suite de résonances et d'anti-résonances (figure 5.4).

Plus loin, nous parlerons d'une autre fréquence de résonance, celle du piézo utilisé comme diaphragme encastré sur son périmètre. Il s'agira de ne pas les confondre.

**Fin de remarque**

#### 1.4. Relations fondamentales

La piézoélectricité peut être décrite par deux équations fondamentales qui expriment le couplage entre la loi constitutive de la mécanique (loi de Hooke:  $\mathbf{S} = \mathbf{s}\mathbf{T}$ ) et celle des diélectriques 5.1.

$$\mathbf{S} = \mathbf{s}^E \mathbf{T} + \mathbf{d} \mathbf{E} \quad (5.7)$$

$$\mathbf{D} = \boldsymbol{\epsilon}^T \mathbf{E} + \mathbf{d} \mathbf{T} \quad (5.8)$$

En définissant d'autres constantes, on trouve dans la littérature cette équation sous trois autres formes que nous ne détaillerons pas ici.

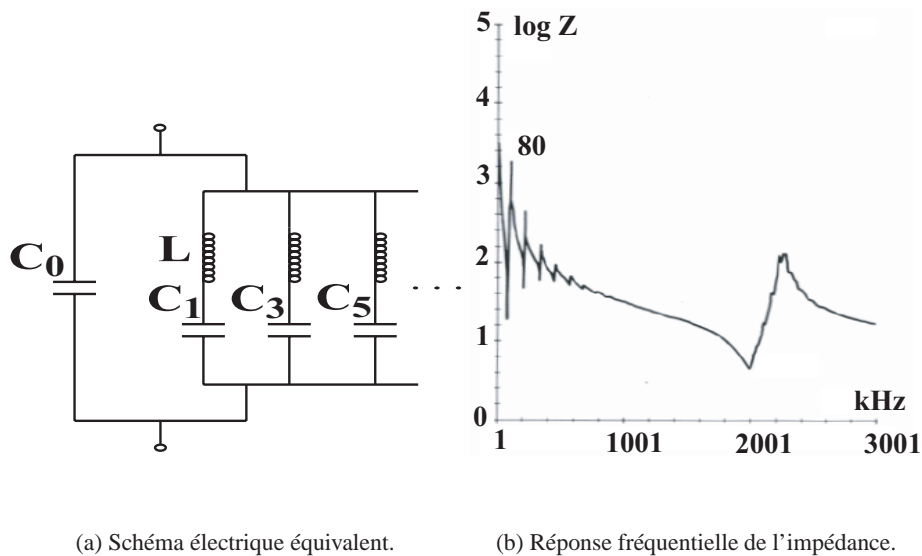


FIG. 5.4 – Résonance d'une céramique piézoélectrique libre.

#### 1.5. Dépolarisation

Lors de l'utilisation de céramiques piézoélectriques, il faut toujours prendre garde à ne pas dépolariser le composant, ce qui supprimerait son caractère piézoélectrique.

On distingue principalement trois causes possibles de dépolarisation.

### Dépolarisation électrique

Si la céramique est soumise à un champ intense de sens opposé au champ utilisé pour la rendre piézoélectrique, il y a un risque de dépolarisation. La valeur de ce champ limite dépend du type de matériau, de la durée d'exposition, et de la température. Pour des champs statiques, sa valeur se situe typiquement entre 200 et 500  $\frac{V}{mm}$ . Notons cependant qu'avec un champ alternatif, seule l'alternance opposée au champ de polarisation aura un effet et on pourra donc utiliser des champs légèrement plus forts sans risque de dépolarisation. Nous décidons donc d'utiliser la valeur de 500  $\frac{V}{mm}$  comme référence.

### Dépolarisation mécanique

De la même façon, si la contrainte mécanique appliquée au piézoélectrique est assez forte pour perturber l'alignement des domaines de Weiss, la céramique perd sa polarisation. La limite maximale de contrainte dépend fortement du type de matériau.

### Dépolarisation thermique

Si on chauffe le piézo jusqu'à son point de Curie, les domaines se désordonnent et le matériau redevient complètement dépolarisé. Pour garder une marge de sécurité et éviter une dépolarisation à long terme du composant, on conseille généralement de travailler en-dessous d'une température moyenne entre 0°C et le point de Curie.

## 2. Etude de la déflexion

Un piézoélectrique *bimorphe* peut être la combinaison de deux disques piézos connectés de façon à ce que leur déformation soit de sens opposé (figure 5.5), ou bien d'un seul disque piézo fixé sur un fin disque métallique (pour marquer la distinction, certains auteurs appellent ce type de montage un *unimorphe*). C'est cette deuxième technique que nous utiliserons ici.

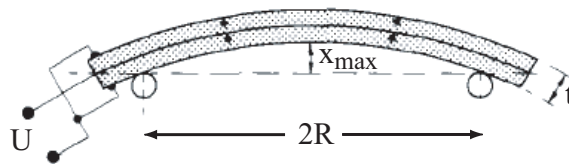


FIG. 5.5 – Bimorphe utilisant deux diaphragmes piézoélectriques.

Dans cette configuration, quand on applique une différence de potentiel  $U$  selon l'axe de polarisation du piézo, il apparaît des contraintes dans celui-ci. Si on suppose les coefficients piézo  $d_{31} < 0$  et  $d_{33} > 0$ , elles sont de sens opposés dans la direction perpendiculaire au champ  $E$  généré et dans la direction de l'épaisseur. Supposons que le signe de  $U$  soit tel que les contraintes sont expansives dans la direction perpendiculaire à  $E$ . Comme le piézo est encasté sur le disque métallique, il apparaît alors dans ce dernier des contraintes qui

s'opposent à cette déformation. Cette restriction au mouvement induit une déflexion de l'ensemble. C'est cette déformation que nous utiliserons pour faire varier le volume et la pression dans la chambre de pompage.

## 2.1. Analytique

Un traitement exact de ce type d'élément est assez complexe. Dans son cours en ligne très complet sur la piézoélectricité [3], *Morgan Electronics*<sup>2</sup> fournit des formules empiriques simplifiées pour évaluer les différentes grandeurs dans cette configuration.

La déflexion au centre du disque est donnée par:

$$x_{max} = 4 \times 10^{-10} \frac{R^2}{t^2} U \quad (5.9)$$

et la pression de blocage par:

$$p_b \approx \frac{t}{R^3} U \quad (5.10)$$

*Valeurs numériques:* Si on applique 1V aux bornes du piézo, on observera donc une déformation de  $0.111 \mu m$ , la pression équivalente étant de  $1.388889 \times 10^3 Pa$ .

### Calcul de $K_p$

A partir des relations 5.9 et 5.10, il est facile d'obtenir une valeur pour  $K_p$ :

$$K_p = \frac{p_b}{x_{max}} = 2.5 \times 10^9 \frac{t^3}{R^5} \quad (5.11)$$

Notons que l'épaisseur des électrodes (quelques *nm*) est généralement négligeable par rapport à celle du bimorphe (quelques centaines de  $\mu m$ ). Afin de simplifier les calculs, nous n'en tiendrons donc compte ni dans les évaluations analytiques, ni dans les simulations. La même remarque s'applique pour la couche de métallisation de l'actuateur électrostatique.

Par contre, l'épaisseur de la couche de fixation entre le piézo et le métal peut être prise en compte pour raffiner les résultats, soit de façon analytique comme dans [14], soit de façon numérique comme dans [16]. Les calculs devenant fort complexes dans ce cas, nous avons préféré négliger l'effet de cette couche dans cette première approche.

*Valeur numérique:* Si on a  $t = 300 \mu m$ , on obtient donc  $K_p = 2.16 \times 10^{10}$ .

### Remarque

Cette valeur est calculée pour le rayon effectif du piézoélectrique ( $R=5mm$ ), imposé par les dimensions disponibles chez le fournisseur (chapitre 9). Or l'équation 7.4 suppose un encastrement sur toute l'épaisseur du bimorphe. Ceci met en évidence l'utilité des simulations numériques pour obtenir des valeurs précises.

À ce sujet, notons également que [16] propose des relations permettant de sélectionner les dimensions du piézo et de la plaque métallique de façon à maximiser le débit. Ainsi, le

2. Un des plus gros fabricants mondiaux de céramiques piézoélectriques, notamment depuis le rachat de la division piézo de *Philips*.

rapport optimal des rayons est donné par

$$r_{R,opt} = \frac{R_{pizo}}{R_{plaque}} = 0.814 + (0.410)\kappa^{-1} \quad (5.12)$$

où  $\kappa$  est le rapport du rayon sur l'épaisseur de la plaque métallique.

Le rapport optimal des épaisseurs, quant à lui, est donné par

$$r_{t,opt} = \frac{t_{pizo}}{t_{plaque}} = \kappa e^{(-0.001195Cste^3 - 0.003792Cste^2 - 0.04696Cste - 0.5365)} \quad (5.13)$$

où  $Cste = \ln \frac{D_{plaque}}{Y_{piezo} R_{plaque}^3}$ .

Si on décide de fixer les dimensions de la plaque, il est donc possible de dimensionner le piézo de façon à maximiser le débit (l'opération inverse, c'est-à-dire le dimensionnement de la plaque si on fixe les dimensions du piézo est plus compliquée). Dans notre exemple (membrane en laiton de  $100\mu m$  d'épaisseur), on obtiendrait donc:  $r_{R,opt}=0.8208$  et  $r_{t,opt}=0.753$ , c'est-à-dire que nous devrions utiliser un piézo avec  $R=4.9248mm$  et  $t=75.3\mu m$ . Malheureusement, en pratique, les dimensions du piézo sont imposées par le fabricant et il est difficile de satisfaire exactement cette relation. On remarque néanmoins que la relation pour  $R$  semble satisfaite dans notre cas. Par contre, celle pour  $t$  ne l'est pas du tout. Mais comme l'épaisseur du piézo est fixée à  $200\mu m$ , l'application stricte de cette relation (à ré-évaluer pour ce cas), fournirait dans ce cas une valeur bien trop élevée pour  $t_{plaque}$ , ce qui augmenterait inutilement la raideur de la membrane, diminuant ainsi le débit.

**Fin de remarque**

### Calcul de $K_v$

Dans sa théorie des plaques fines circulaires, Timoshenko donne la déformation en un point à une distance  $r$  du centre de la membrane, sous l'hypothèse de petits déplacements, comme étant paraboloidique:

$$x(r,t) = x_{max}(t) \left[ 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right] \quad (5.14)$$

Comme il s'agit d'un volume de révolution,  $\Delta V$  est donné par:

$$\Delta V = \pi \int_0^{x_0} r^2 dx \quad (5.15)$$

$$\begin{aligned} &= \pi \int_0^{x_0} R^2 \left( 1 - \frac{x}{x_{max}} \right) dx \\ &= \pi R^2 \left[ x_{max} - \frac{x_{max}^2}{2x_{max}} \right] \\ &= 0.5\pi R^2 x_{max} \end{aligned} \quad (5.16)$$

Cette relation correspond bien à la valeur fournie par Morgan:

$$\Delta V \approx \pi R^2 \times 0.5x_{max} \approx 64 \times 10^{-11} \frac{R^4}{t^2} U \quad (5.17)$$

On a alors:

$$K_v = \frac{\Delta V}{x_{max}} = 0.5\pi R^2 \quad (5.18)$$

*Valeur numérique:* Dans notre cas, 5.18 donne donc  $K_v = 3.927 \times 10^{-5}$ .

Cette valeur permet d'obtenir une idée de l'ordre de grandeur de  $K_v$ , en supposant une forme simple pour la membrane déformée. Mais à nouveau, il sera nécessaire de réaliser des simulations pour obtenir une valeur précise de ce paramètre.

### Calcul de $x_{max}$

L'évaluation de  $x_{max}$  est plus complexe. Cette valeur n'est pas uniquement liée aux propriétés du diaphragme mais au système complet, avec la masse de fluide, dans lequel on tiendrait compte de l'amortissement (dû, entre autres, aux pertes de viscosité). En utilisant à nouveau l'analogie masse-ressort, si on considère un frottement linéaire visqueux  $b$ , on définit un facteur d'amortissement

$$\zeta = \frac{b}{2\sqrt{km}} \quad (5.19)$$

L'amplitude à la résonance est alors donnée par

$$x_{max} = V \frac{G}{2\zeta\sqrt{1+\zeta^2}} \quad (5.20)$$

où  $G$  est le gain statique.

Malheureusement, aucune étude analytique de cet amortissement (calcul de la valeur de  $b$  ou de  $\zeta$ ) n'a actuellement été menée.

En nous basant sur 5.9, nous supposons une dépendance linéaire de  $x_{max}$  en  $U$  à fréquence constante:

$$x_{max}(\omega, U) = U x'_{max}(\omega) \quad (5.21)$$

Nous supposons également le système du deuxième ordre. Cette hypothèse est cohérente avec l'analogie masse-ressort développée à la section précédente. En outre, [17] montre que le piézo encastré sur son périmètre (sans fluide) se comporte également comme un système du deuxième ordre, avec une fréquence de résonance de l'ordre de quelques  $kHz$ .

Nous avons donc choisi d'utiliser le facteur d'amortissement  $\zeta$  comme paramètre dans l'étude du débit par volt (voir chapitre 8). Lors de la réalisation du prototype, il sera aisé de déterminer l'amortissement (par exemple en mesurant la valeur de  $x'_{max}$  en fonction de la fréquence), et donc de choisir avec précision la tension à appliquer pour obtenir le débit voulu.

Notons que l'utilisation de 5.9 pour déterminer  $x_{max}$  donnerait des résultats biaisés car elle ne prend en compte ni la fréquence, ni l'effet d'inertie du fluide. Cependant, elle pourrait être utilisée pour avoir une idée de l'ordre de grandeur de  $x_{max}$ , ou pour évaluer le gain statique du système (cf chapitre 8).

Certains auteurs [24] ont envisagé d'utiliser une pile piézoélectrique, couplée à un mécanisme d'amplification pour compenser les faibles déplacements obtenus. Ce dispositif permet de s'affranchir de l'effet de la masse de fluide. La fréquence de résonance est alors uniquement déterminée par les caractéristiques du diaphragme. Or dans [17], l'auteur montre que ce type de diaphragme piézo est typiquement un système du deuxième ordre avec une fréquence de résonance de l'ordre de quelques  $kHz$ . En conséquence, si on continue d'utiliser le piézo à des fréquences beaucoup plus basses (quelques centaines de  $Hz$ ), l'amplitude maximale de vibration devient quasi indépendante de la fréquence et égale au gain statique.

	Pression $p$ [Pa]		
	$1.38889 \times 10^3$	$1.38889 \times 10^4$	$6.94444 \times 10^4$
$K_p$ [Pa.m <sup>-1</sup> ]	$9.7733 \times 10^9$	$9.7733 \times 10^9$	$9.7733 \times 10^9$

TAB. 5.2 – Résultats des simulations donnant la valeur de  $K_p$  (actuateur piézoélectrique).

Nous n'envisagerons cependant pas cette possibilité ici, car l'ajout d'un mécanisme d'amplification réduit les possibilités de miniaturisation.

## 2.2. Numérique

Les méthodes analytiques développées ci-dessus souffrent de certaines approximations. Ainsi, dans la détermination de  $K_p$ , les coefficients du piézo ou les constantes mécaniques du disque métallique (module de Young  $Y$  et coefficient de Poisson  $\nu$ ) n'interviennent pas. Pour  $K_v$ , on travaille sous l'hypothèse des petits déplacements qui ne sera peut-être pas toujours vérifiée. Enfin, on suppose que  $x_{max}$  dépend linéairement de  $U$ , alors que certains auteurs ont mentionné une éventuelle dépendance en  $U^2$  [17]. Cet effet est probablement dû aux différences de potentiel qui apparaissent dans le matériau suite à sa déformation, s'ajoutant à la tension appliquée et influençant par là la déformation. La relation entre le déplacement et la tension appliquée devient alors, si pas quadratique, du moins non-linéaire.

Nous avons donc décidé d'utiliser des simulations numériques pour obtenir des valeurs plus précises de ces paramètres. Nous avons pour cela utilisé le logiciel d'éléments finis (FEM<sup>3</sup>) multi-physique *Oofelie*, développé par *Open Engineering* (voir chapitre 7). Les valeurs analytiques déterminées ci-dessus sont utilisées pour vérifier les ordres de grandeur des paramètres, et permettre ainsi une validation des résultats des simulations.

### Calcul de $K_p$

Pour déterminer  $K_p$ , une pression uniforme est appliquée sur la surface du piézoélectrique. La valeur de  $K_p$  est simplement obtenue en divisant la valeur de cette pression par la déflexion calculée au centre de la membrane. Cette opération a été répétée pour plusieurs pressions.

*Valeur numérique:* Les résultats obtenus pour notre exemple sont donnés table 5.2. Cette valeur de  $K_p$  correspond à une fréquence de résonance  $f_0 = 398,5\text{Hz}$ .

### Calcul de $K_v$

Pour déterminer  $K_v$ , une différence potentielle  $\Delta U$  est appliquée aux bornes du piézo, selon son axe de polarisation. Vu la symétrie de révolution du problème, nous avons relevé les déformations le long d'un rayon, et nous avons utilisé 5.15 pour obtenir la variation de volume correspondante. Cette variation de volume est calculée grâce à un petit script Matlab se basant sur la méthode du trapèze. Nous avons répété cette opération avec plusieurs tensions appliquées.

*Valeur numérique:* Les résultats obtenus sont donnés table 5.3.



	$\Delta U$ [V]		
	1	10	50
$K_v$ [ $m^2$ ]	$4.6701 \times 10^{-5}$	$4.6701 \times 10^{-5}$	$4.6701 \times 10^{-5}$

TAB. 5.3 – Résultats des simulations donnant la valeur de  $K_v$  (actuateur piézoélectrique).**Calcul de  $x_{max}$** 

Plutôt que de réaliser l'étude paramétrique décrite ci-dessous, nous aurions pu déterminer l'évolution fréquentielle de  $x'_{max}$  à l'aide d'une simulation comprenant tous les éléments (actuateur et fluide) avec un logiciel multi-physique. *Oofelie* ne permettant pas encore de prendre en compte les éléments de fluide, nous n'avons pas pu explorer cette possibilité.

**3. Considérations électriques**

Lorsqu'on considère une charge électrique du piézoélectrique, il peut être assimilé à une simple capacité  $C_p = \frac{\epsilon A}{t}$ . On peut alors évaluer la puissance électrique à fournir (puissance apparente) et la puissance consommée à l'aide du facteur de perte  $\tan \delta$ , les pertes étant dues aux fuites diélectriques dans le piézo.

*Valeur numérique:* Dans notre exemple, on a  $C_p = 7.30nF$ .

En régime sinusoïdal établi, la norme du courant  $I$  circulant dans la capacité est donnée par:

$$|I| = 2\pi f C_p |U| \quad (5.22)$$

où  $|U|$  est l'amplitude de la source de tension.

La puissance apparente que l'alimentation doit donc être capable de fournir est donnée par

$$W = |U||I| \quad (5.23)$$

$$= \frac{2\pi^2 R \epsilon f}{t} |U|^2 \quad (5.24)$$

où  $R$  est le rayon de la chambre de pompage (à ne pas confondre avec une résistance). La puissance active consommée sera elle donnée par

$$W = |U||I| \cos\left(\frac{\pi}{2} - \delta\right) \quad (5.25)$$

$$= \frac{2\pi^2 R \epsilon f}{t} |U|^2 \sin \delta \quad (5.26)$$

Avec un signal de commande rectangulaire, à fréquence identique, la puissance consommée sera légèrement plus élevée à cause des pertes plus importantes aux hautes fréquences.

## 1. Rappels théoriques: électrostatique

Si on considère un conducteur placé dans un champ électrique uniforme  $E$ , la force totale par unité de surface qui s'exerce sur ce conducteur est donnée par [12]

$$p = \frac{1}{2}\epsilon_0 E^2 \quad (6.1)$$

où  $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12} [C.V^{-1}]$  est la permittivité électrique du vide.

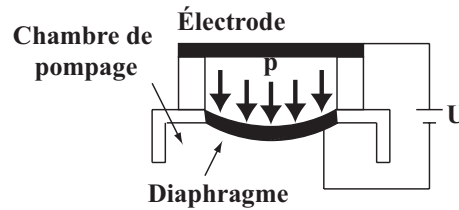


FIG. 6.1 – Dispositif d'actuation électrostatique.

Si en outre le conducteur constitue une électrode d'un condensateur à plaques parallèles (figure 6.1), le champ entre les plaques séparées d'une distance  $l$ , et soumises à une différence de potentiel  $V$ , est donné par

$$E = \frac{V}{l} \quad (6.2)$$

On peut donc réécrire 6.1 comme:

$$p = \frac{1}{2}\epsilon_0 \left(\frac{U}{l}\right)^2 \quad (6.3)$$

*Valeur numérique:* Si on suppose une distance entre les plaques de  $1mm$ , la pression sur un conducteur pour  $1V$  vaut  $4.4271 \times 10^{-6} Pa$ .

Cette valeur est très faible en comparaison des pressions développées par le piézoélectrique. Or, nos discussions du chapitre précédent ont montré qu'on cherchait à obtenir la pression la plus grande possible afin de maximiser le débit. Une solution pourrait être d'encre rapprocher les électrodes ( $l=100\mu m$  par exemple), et d'utiliser un autre diélectrique. Il existe certaines céramiques (dites de classe A) dont la permittivité relative est de l'ordre de la centaine. Dans de telles conditions, la pression par volt carré est multipliée par 1000.

## 2. Etude de la déflexion

Si une membrane en matériau souple (c'est-à-dire possédant, entre autres, un module de Young assez faible) constitue une électrode du montage de la figure 6.1, il s'exerce donc sur celle-ci une pression donnée par 6.3. Sous l'effet de cette pression, la membrane se déforme. C'est cette déformation que nous utiliserons pour faire varier le volume et la pression dans la chambre de pompage. Notons que la membrane doit être souple pour permettre une déformation même aux faibles pressions développées par cet actuateur.

### 2.1. Analytique

L'équation 6.3 montre une dépendance de la pression avec le carré de la distance entre les électrodes. Pour pouvoir supposer  $p$  constante, nous nous replacerons dans l'hypothèse des petits déplacements. Ainsi, si le déplacement maximum est de l'ordre du  $\mu m$  (1% de  $l$ ), on aura

$$\begin{aligned}\frac{\Delta p}{p} &= \frac{1}{2}\epsilon_0 \left(\frac{U}{l}\right)^2 - \frac{1}{2}\epsilon_0 \left(\frac{U}{1.01l}\right)^2 \\ &= 1.97\%\end{aligned}$$

On pourra donc supposer  $p$  constante en première approximation.

#### Calcul de $K_p$

[27] donne, sous l'hypothèse des petites déformations (inférieures au quart de l'épaisseur de la membrane), la valeur de la déflexion au centre d'une plaque circulaire encastree sur son périmètre et soumise à une pression uniforme  $p$  comme:

$$x_{max} = \frac{pR^4}{64B} \quad (6.4)$$

où  $B = \frac{Yt^3}{12(1-\nu^2)}$  est la constante des plaques.

On obtient alors:

$$K_p = \frac{p}{x_{max}} = \frac{64B}{R^4} \quad (6.5)$$

*Valeur numérique:* Si on utilise une membrane en *Kapton*<sup>®</sup> métallisé d'une épaisseur de  $75\mu m$  ( $Y = 100GPa$  et  $\nu = 0.34$ , voir chapitre 9) on obtient donc  $K_p = 4.907 \times 10^3$ .

Cette valeur est très faible par rapport à  $K_p$  pour le piézoélectrique. Une raison possible serait que la formule 6.5 n'est plus correcte si  $t \ll R$ . Il convient donc de vérifier par des simulations.

**Calcul de  $K_v$** 

La formule 5.18 est également valable ici.

[27] donne également la déformation en tous points à une distance  $r$  du centre de la membrane:

$$x(r) = x_{max} \left[ \left( \frac{r}{R} \right)^4 - 2 \left( \frac{r}{R} \right)^2 + 1 \right] \quad (6.6)$$

Comme il s'agit à nouveau d'un volume de révolution,  $\Delta V$  est donné par:

$$\Delta V = \pi \int_0^{x_{max}} r^2 dx \quad (6.7)$$

$$\begin{aligned} &= \pi \int_0^{x_{max}} R^2 \left( 1 - \left( \frac{x}{x_{max}} \right)^{\frac{1}{2}} \right) dx \\ &= \pi R^2 \left[ x_{max} - \frac{2}{3} \frac{x_{max}^{\frac{3}{2}}}{x_{max}^{\frac{1}{2}}} \right] \\ &= \frac{1}{3} \pi R^2 x_{max} \end{aligned} \quad (6.8)$$

On a alors:

$$K_{v,2} = \frac{\Delta V}{x_{max}} = \frac{1}{3} \pi R^2 \quad (6.9)$$

*Valeur numérique:* Dans notre exemple, on a donc  $K_{v,1} = 5.655 \times 10^{-5}$  et  $K_{v,2} = 3.770 \times 10^{-5}$ .

**Calcul de  $x_{max}$** 

Les remarques de la section précédente restent valables pour un actuateur électrostatique, mais en tenant compte cette fois de la dépendance du déplacement en  $U^2$ :

$$x_{max}(\omega, U) = U^2 x'_o(\omega) \quad (6.10)$$

**2.2. Numérique**

Ces méthodes analytiques souffrent à nouveau de certaines approximations car l'hypothèse des petits déplacements ne sera pas toujours vérifiée.

**Calcul de  $K_p$** 

Pour déterminer  $K_p$ , nous utilisons la même méthode que pour le piézoélectrique, en appliquant cette fois la pression sur l'ensemble de la membrane électrostatique.

*Valeur numérique:* Les résultats obtenus sont donnés table 6.1. Nous retiendrons pour  $K_p$  la valeur  $4.9365 \times 10^5$ .

La formule 6.5 sous-estimait donc bien  $K_p$ , puisque sa valeur réelle est 100 fois supérieure à la valeur calculée. Néanmoins, malgré cette correction, la fréquence de résonance

	Pression $p$ [Pa]		
	$4.4271 \times 10^{-2}$	4.4271	110,6775
$K_p$ [Pa.m <sup>-1</sup> ]	$4.9365 \times 10^5$	$4.9365 \times 10^5$	$1.234 \times 10^5$
$K_v$ [m <sup>2</sup> ]	$3.7652 \times 10^{-5}$	$3.7652 \times 10^{-5}$	$3.7652 \times 10^{-5}$

TAB. 6.1 – Résultats des simulations donnant la valeur de  $K_p$  et  $K_v$  (actuateur électrostatique).

très faible (3.13Hz) enlève tout l'intérêt de l'utilisation d'une configuration sans valves.  $x_{max}$  devra donc être élevé pour compenser cette fréquence de résonance faible et obtenir un débit acceptable. Cette solution n'est cependant pas satisfaisante car dans ce cas, notre hypothèse de pression constante sur la membrane n'est plus vérifiée. En outre, le déplacement de la membrane est limité par la hauteur de la chambre de pompage.

Une solution pour augmenter  $K_p$  (et donc  $f_0$ ) serait par exemple d'utiliser une membrane plus épaisse (le type de membrane envisagé est également disponible avec  $t=75\mu\text{m}$  par exemple). Néanmoins, suite aux discussions du chapitre précédent, on constate que cette augmentation de  $K_p$  va réduire la valeur de  $x_{max}$ , et donc du débit. Comme nous avons déjà optimisé les dimensions et le diélectrique pour maximiser la pression appliquée, la seule solution pour compenser cette augmentation de  $K_p$  serait d'appliquer un voltage très élevé pour augmenter fortement la pression appliquée, ce qui augmente la consommation et nécessite de coûteux circuits de transformation pour obtenir les hautes tensions nécessaires.

Notons que la valeur de  $K_p$  obtenue avec une pression de 110,6775 présente une forte diminution par rapport à la valeur obtenue avec de plus faibles pressions. Ce résultat s'explique sûrement par le fait que le matériau est probablement entré dans sa zone de déformation plastique, ce que tendrait à confirmer le déplacement simulé: près de  $900\mu\text{m}$  au centre de la membrane!!! Cette valeur de  $K_p$  est donc à rejeter.

#### Calcul de $K_v$

Avec le même principe que pour  $K_p$  ci-dessus, on relève à nouveau les déformations le long d'un rayon pour évaluer la variation de volume.

*Valeur numérique:* Les résultats obtenus sont donnés table 6.1.

### 3. Considérations électriques

On considérera également l'actuateur électrostatique comme une simple capacité  $C_{es} = \frac{\epsilon A}{l}$ . Dans ce cas, la puissance consommée n'est plus liée aux fuites dans le diélectrique, mais aux pertes par effet joule dans les conducteurs (les deux électrodes, les fils amenant le courant...). Le facteur de perte est alors donné par

$$\tan \delta = \omega R_s C_{es} \quad (6.11)$$

où  $R_s$  est la résistance des conducteurs en série avec la capacité. Elle est faible, mais assez difficile à estimer.

*Valeur numérique:* Dans notre exemple, on a  $C_{es} = 1.00\text{nF}$ .

En régime sinusoïdal établi, les puissances, apparente à fournir et active consommée, sont également données par 5.24 et 5.26.

De nouveau, avec un signal de commande rectangulaire, à fréquence identique, la puissance consommée sera légèrement plus élevée.

## 4. Analyse des résultats

Comme cette section a pu le montrer, l'actuateur électrostatique présente, pour les dimensions en présence, plusieurs inconvénients:

- nécessité d'utiliser un diélectrique particulier et une distance  $l$  faible entre les électrodes (par rapport aux dimensions du système) pour obtenir une pression suffisante;
- pression appliquée dépendant de la déformation, ce qui complique la modélisation;
- raideur faible, et donc fréquence de résonance faible, ce qui enlève l'intérêt de l'utilisation du dispositif sans valves;
- puissance dissipée difficile à estimer.

Nous abandonnons donc l'idée d'un actuateur électrostatique pour notre micropompe et nous nous concentrons sur l'actuateur piézoélectrique.

L'analyse des MEMS montre un couplage fort entre champs physiques de différentes natures (mécanique, électrique, magnétique, thermique...). Les logiciels de simulation employés doivent donc être capables de le prendre en compte; on les appelle alors *logiciels multi-physiques*.

Il existe actuellement sur le marché quelques logiciels de ce type. Les plus au point sont *ANSYS*<sup>®</sup>, *FEMLAB*<sup>®</sup> (basé sur Matlab) et *Oofelie* (en cours d'intégration avec l'interface graphique *Samcef*<sup>®</sup> de chez *Samtech*).

*Oofelie* (pour *Object Oriented Finite Elements Led by Interactive Executor*) est un logiciel développé conjointement par le LTAS<sup>1</sup> de l'ULg et l'INTEC<sup>2</sup> en Argentine, et qui est maintenant commercialisé par une spin-off de l'Université de Liège, *Open Engineering*. Il s'agit d'un ensemble de bibliothèques (en C++) et de solveurs permettant de réaliser des calculs multi-physiques à l'aide de la méthode des éléments finis et aux éléments aux frontières.

Ce logiciel ayant été développé en partie à l'université, nous avons pu obtenir une version d'évaluation gratuite (sans interface graphique), ce qui a déterminé notre choix d'*Oofelie* comme programme de simulation.

Cependant, comme nous l'avons déjà évoqué, à l'heure actuelle, l'inconvénient d'*Oofelie* est que ce logiciel ne permet pas encore de prendre en compte la fluidique.

Pour visualiser les résultats, nous utilisons la version 7.2 du shareware graphique *GiD*. Ce programme nous sert également de pré-processeur. Notons cependant que l'intégration avec *Oofelie* n'est pas encore complète, et que les fichiers générés par *GiD* doivent être retravaillés "à la main" avant de pouvoir être simulés dans *Oofelie*.

## 1. Rappels théoriques: méthode des éléments finis

Les modèles mathématiques des phénomènes physiques se présentent fréquemment sous la forme de systèmes d'équations différentielles. Des conditions initiales et des conditions limites sont en général requises pour compléter le modèle. C'est notamment le cas des lois de mécanique du solide déformable, des lois de Maxwell et de l'équation de Navier-Stokes. Pour trouver la solution dans un cas particulier, il faut par conséquent résoudre un problème différentiel aux conditions limites.

---

1. Laboratoire des Techniques Aéro-Spatiales

2. Instituto de Desarrollo Tecnológico para la Industria Química

Cette solution peut parfois être obtenue par voie analytique. Toutefois, c'est souvent impossible, et l'unique possibilité est alors de recourir à des méthodes numériques qui apporteront une solution approchée au problème. L'idée de base est de ne rechercher la valeur des fonctions inconnues qu'en un certain nombre de points: il s'agit de la *discrétisation*. Au lieu de résoudre un *problème continu*, on résout alors un système algébrique de grande taille que l'on appelle *problème discret*.

Pour les milieux continus, on distingue quatre types de méthodes.

### Méthode des différences finies

Les équations différentielles discrétisées sont résolues pas à pas. Les inconvénients sont que le domaine doit être discrétisé sur une grille régulière, et que l'implémentation n'est pas aisée. Cette méthode est essentiellement utilisée pour discrétiser les variations temporelles du champ inconnu.

### Méthode des éléments finis

Le principe de la méthode consiste à discrétiser le milieu à étudier en noeuds et mailles, et à rechercher une solution approchée en décomposant les fonctions inconnues en un nombre limité de fonctions choisies et d'inconnues locales.

### Méthode des volumes finis

Cette méthode consiste en une intégration des équations d'évolution sur un volume de référence, le domaine étant scindé en plusieurs volumes.

### Méthode aux éléments aux frontières

Le principe de la méthode consiste à trouver une solution fondamentale pour l'équation aux dérivées partielles à résoudre. Une fois cette solution trouvée, n'importe quel type de problèmes se rapportant à l'équation aux dérivées partielles peut être résolu. Seule la frontière est alors maillée.

Nous utilisons ici la méthode des éléments finis (la plus utilisée et surtout la plus adaptée à la mécanique) pour évaluer les propriétés mécaniques des acteurs.

## 1.1. Méthode des éléments finis

Dans cette méthode, le milieu continu est subdivisé en un certain nombre d'éléments finis: il s'agit du *maillage*. Ces éléments vont s'interconnecter en un certain nombre de *points nodaux* (ou *noeuds*) situés sur leur frontière. Les grandeurs en ces noeuds (déplacements, potentiel) seront les inconnues de base du problème.

Dans un problème **mécanique** à trois dimensions, le déplacement  $\mathbf{x}$  en un point est défini par ses trois composantes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  dirigées dans les trois directions de l'espace. On



définit alors  $\mathbf{q}^e$  le vecteur des déplacements en chaque noeud d'un des éléments  $e$ :

$$\mathbf{q}^e = \begin{pmatrix} \mathbf{q}_i^e \\ \mathbf{q}_j^e \\ \vdots \end{pmatrix} \text{ avec } \mathbf{q}_i^e = \begin{pmatrix} z_i^e \\ y_i^e \\ z_i^e \end{pmatrix} \text{ où } i \text{ désigne le numéro du noeud de l'élément.}$$

Pour un  $\mathbf{q}^e$  donné, le champ de déplacements peut être défini en tout point de l'élément  $e$  à l'aide de l'interpolation suivante:

$$\mathbf{x}^e = \mathbf{N}\mathbf{q}^e, \quad (7.1)$$

où  $\mathbf{N}$  est appelée matrice des *fonctions de forme* aux points considérés.

Le choix des fonctions de forme permet de définir de façon unique les déplacements en tout point interne à l'élément par interpolation des déplacements aux noeuds. Ces fonctions prennent la valeur 1 au droit du noeud dont elles marquent l'influence et valent 0 en tous les autres noeuds; elles vérifient donc  $\sum_{i=1}^n N_i = 1$ . Par conséquent, ce choix limite le nombre de degrés de liberté du système. Pour assurer la convergence de la solution approchée vers la solution exacte, certaines conditions simples doivent être vérifiées. Ces conditions veillent à ce que les fonctions représentatives des déplacements se rapprochent aussi précisément que possible du champ de déplacements réel.

Sous ces hypothèses, on montre, à l'aide des équations de compatibilité, d'équilibre et constitutives, ainsi que du principe de l'énergie totale<sup>3</sup>, qu'une solution approchée du champ de déplacement est donnée par:

$$\mathbf{q} = \mathbf{K}^{-1}\mathbf{F} \quad (7.2)$$

où

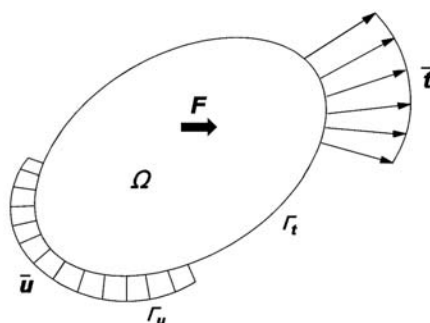
- $\mathbf{K}$  est la *matrice de raideur globale* du système, obtenue par assemblage des matrices de raideur élémentaires  $\mathbf{K}^e$ :  $\mathbf{K} = \sum_e (\mathbf{A}^e)' \mathbf{K}^e \mathbf{A}^e$ , où  $\mathbf{A}^e$  est la matrice d'incidence (ou d'assemblage) de l'élément  $e$ . Les matrices  $\mathbf{K}^e$  sont définies comme  $\mathbf{K}^e = \int_{\Omega^e} \mathbf{B}^T \mathbf{c} \mathbf{B} d\Omega$ , où  $\Omega^e$  est la partie du domaine  $\Omega$  relative à l'élément  $e$  (figure 7.1) et les matrices  $\mathbf{B}$  (matrice des déformations) et  $\mathbf{c}$  (matrice de Hooke) dépendent des caractéristiques physiques des éléments et des équations locales,
- $\mathbf{F}$  est le *vecteur total des forces nodales*, obtenu par assemblage des vecteurs élémentaires des forces nodales  $\mathbf{F}^e$ :  $\mathbf{F} = \sum_e (\mathbf{A}^e)' \mathbf{F}^e$ . Les vecteurs  $\mathbf{F}^e$  sont définis comme  $\mathbf{F}^e = \int_{\Omega^e} \mathbf{N}_e^T \mathbf{F} d\Omega + \int_{\Gamma_t^e} \mathbf{N}_e^T \bar{\mathbf{t}} d\Gamma$ , où le vecteur  $\mathbf{F}$  contient les forces extérieures,  $\bar{\mathbf{t}}$  les tensions de surface appliquées à la partie  $\Gamma_t$  de la frontière du domaine  $\Gamma$  et où  $\Gamma_t^e$  est la partie de la frontière relative à l'élément  $e$ .  $\mathbf{F}^e$  est donc l'équivalent des forces concentrées aux noeuds.

Dans un problème **couplé** avec de l'électricité, par exemple, le système à inverser est donné par:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K} & \mathbf{K}^Z \\ (\mathbf{K}^Z)' & \mathbf{K}^d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{q} \\ \mathbf{U} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{F} \\ \mathbf{L} \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

où  $\mathbf{L}$  est le vecteur des tensions nodales et les matrices  $\mathbf{K}^d$  et  $\mathbf{K}^Z$  sont obtenues par intégration volumique respectivement de la conductivité électrique et de la matrice de couplage piézoélectrique.

3. Principe de l'énergie totale: L'énergie totale prend une valeur qui est minimale lorsque, parmi tous les champs de déplacements cinématiquement admissibles, on choisit celui qui correspond à la solution exacte du problème.

FIG. 7.1 – *Domaine  $\Omega$  soumis à des sollicitations diverses.*

Notons que, pour déterminer les différentes matrices et vecteurs, les intégrales éventuelles qui doivent être évaluées sur l'élément sont réalisées numériquement. La méthode d'intégration la plus souvent utilisée pour le calcul éléments finis est la méthode de Gauss.

## 1.2. Maillage

Voici les quelques règles de bonne pratique pour obtenir un maillage de qualité qui devrait convenir aux calculs éléments finis:

1. La variation de la taille entre deux éléments voisins doit être progressive et ne pas présenter de discontinuités trop brutales.
2. La densité des éléments doit être plus importante dans certaines zones là où le problème pourrait présenter des singularités.
3. Les éléments doivent être suffisamment réguliers et satisfaire à certaines contraintes quant à leur forme: le *facteur de forme* (*aspect ratio* en anglais) communément défini comme le rapport:

$$\frac{\text{le plus grand côté}}{\text{le plus petit côté}},$$

doit être compris entre 1 et 10. Les éléments qui s'éloignent fortement de ce critère peuvent causer des difficultés numériques lors des calculs<sup>4</sup>: l'approximation est alors moins bonne. La qualité du maillage est cruciale pour l'analyse par éléments finis.

4. Les raccords entre différents maillages doivent permettre de garder une bonne qualité du maillage global.
5. Il faut profiter pleinement de la symétrie de l'objet, au point de vue de la géométrie, des chargements, des fixations et des matériaux, afin de minimiser l'effort de discrétisation.

---

4. Par exemple: le nombre de conditionnement de la matrice de raideur d'un élément qui a des angles trop petits est plus grand.

## 2. Choix des éléments - validation de la méthode

### 2.1. Choix du degré des éléments

Pour le maillage de volume, les éléments les plus utilisés sont les tétraèdres (4 faces) et les hexaèdres (6 faces). Nous avons choisi de mailler notre membrane à l'aide d'éléments hexaédriques.

Ceux-ci existent en 3 classes de complexité croissante. Les éléments de *degré 1* ont 8 noeuds (un par sommet). Les éléments de *degré 2* ont soit 20 noeuds, soit 27. Pour les premiers, la position des 20 noeuds dépend du solver choisi. Les seconds possèdent un noeud par sommet, un au milieu de chaque arête et de chaque face et un au centre de l'élément. Chaque noeud possède 3 degrés de liberté (translation selon  $x$ ,  $y$  et  $z$ ). Notons qu'il existe également des éléments de degré 3, mais ils sont peu employés, car trop lourds numériquement.

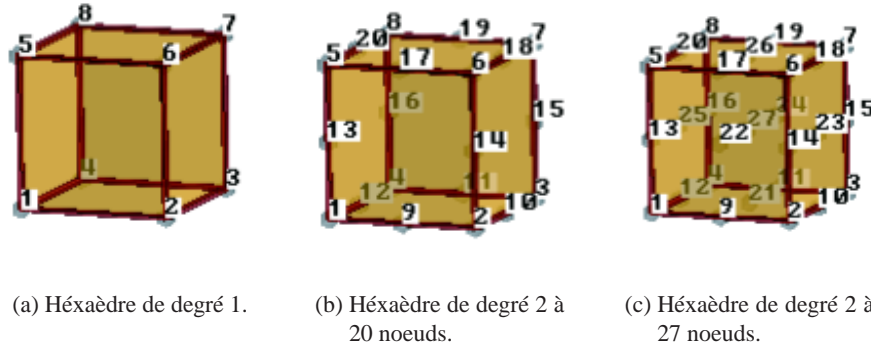


FIG. 7.2 – Les trois types d'éléments hexaédriques.

La puissance de calcul disponible étant limitée, plus on choisit un degré élevé, moins on pourra placer d'éléments dans le maillage. Nous avons donc décidé d'abandonner les éléments de degré 2 à 27 noeuds, qui auraient conduit à un maillage trop peu dense. Les éléments de degré 2 ont l'avantage de permettre la prise en compte de leur flexion. La fonction d'interpolation sur un élément peut également évoluer de façon quadratique au lieu de linéaire pour les éléments de degré 1.

*Oofelie* étant un logiciel en développement, la validité des éléments de degré 2 n'était pas assurée. Nous avons donc dû tester sur un cas simple la validité et la convergence (lorsqu'on augmente le maillage) des solutions.

Nous avons utilisé le modèle simple d'un diaphragme circulaire encastré sur son périmètre et soumis à une force ponctuelle  $F$  en son centre, perpendiculaire à sa surface (figure 7.3). Sous l'hypothèse des petites déformations, [27] donne la déflexion au centre de la membrane comme:

$$x_{max} = \frac{FR^2}{16\pi C} \quad (7.4)$$

La première fréquence de résonance est donnée par

$$f_1 = \frac{10.2}{2\pi} \sqrt{\frac{C}{\rho g R^4}} \quad (7.5)$$

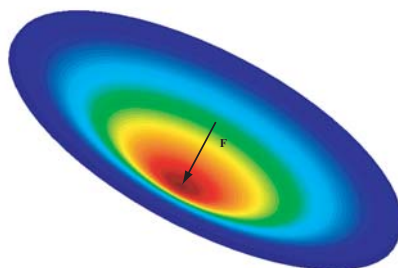


FIG. 7.3 – *Modèle utilisé pour la validation des éléments de degré deux (GiD).*

La méthode de validation consistait à vérifier si, pour des maillages de finesse croissante, la solution numérique convergeait vers la solution analytique. Quelques essais nous ont rapidement montré que les éléments de degré 2 étaient incertains. Malgré la perte de la flexion, nous avons donc dû nous contenter des hexahédres de degré 1 pour les simulations.

#### Remarque

En simulation FEM, dans le cas d'élément comme l'hexahédre n'ayant que trois degrés de liberté par noeud, l'encastrement sur le périmètre est modélisé par la fixation des degrés de liberté  $x$ ,  $y$  et  $z$  de l'ensemble des noeuds sur l'épaisseur du périmètre.

Notons également que nous utilisons la bibliothèque de résolution `asef` pour obtenir les déplacements mécaniques en statique linéaire, c'est-à-dire résoudre le système 7.2.

**Fin de remarque**

## 2.2. Choix de l'élément de degré 1 et de la taille du maillage

L'étape suivante consiste à définir un maillage. Celui-ci doit être choisi de façon à être assez précis, tout en utilisant le minimum d'éléments (afin de diminuer le temps de calcul). Nous avons donc utilisé le modèle décrit ci-dessus pour analyser les résultats de maillages de tailles croissantes.

La géométrie que nous utilisons est illustrée figure 7.4. Elle est connue sous le nom de maillage *butterfly*. L'intérieur de la membrane est constitué d'un carré de côté  $R$  centré au milieu de la membrane. Les bords sont constitués de quatre parties délimitées par un arc de cercle, un côté du carré, et deux morceaux de rayon. Pour désigner un maillage, nous utiliserons la notation  $x/y$ , où  $x$  et  $y$  sont les nombres d'éléments respectivement sur le côté du carré et sur le morceau de rayon. Notons que cette géométrie sera également adaptée pour les autres simulations.

Les résultats obtenus sont donnés table 7.1, dans le cas d'une membrane de rayon  $R = 6 \times 10^{-3}m$ , d'épaisseur  $t = 200\mu m$ , dont le module de Young vaut  $Y = 690MPa$  et le coefficient de Poisson  $\nu = 0.38$  (caractéristiques du *Mylar*®).

Comme on peut le constater, la solution numérique converge, mais très lentement. Ce résultat s'explique par le fait que les éléments utilisés (`Hexa8Meca_E`), ne sont pas adaptés aux traitement des membranes. En général, les simulations sur celles-ci utilisent des éléments de coque ou de membrane.

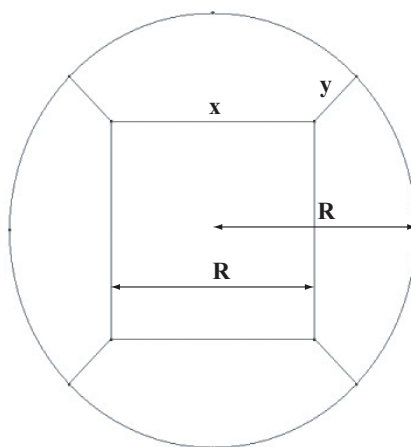


FIG. 7.4 – Géométrie utilisée pour modéliser la membrane.

	Théorie	Maillage					
		10/10	25/25	35/35	45/35	55/25	55/35
$x_{max}$ [ $\mu m$ ]	1.87	0.70	1.33	1.47	1.52	1.53	1.55
$f_1$ [Hz]	1671	2636	1957	1878	1853	1860	1812

TAB. 7.1 – Résultats obtenus lors de la phase de maillage.

Afin de ne pas devoir utiliser un maillage trop grand (qui allongerait inutilement les simulations et risquerait de déborder la mémoire), nous avons donc dû nous tourner vers des éléments spéciaux (non conformes) T\_3d\_Meca\_E développés par le service de vibrations et identification des structures du Professeur Golinval. Avec le maillage 55/35, ils donnent  $x_{max}=1.88\mu m$  et  $f_1=1674Hz$ , c'est-à-dire respectivement une erreur de 0.53% et de 0.18%, ce qui est tout-à-fait acceptable.

Malheureusement, ces éléments n'ont pas encore été développés pour les matériaux piézoélectriques. Pour ces simulations, nous avons donc dû nous contenter des Hexa8Meca\_E, même si cela signifiait une perte de précision.

### 2.3. Justification du choix du maillage

Comme nous venons de le montrer, nous avons choisi un maillage 3D sur l'ensemble de la membrane.

Nous avons opté pour des simulations 3D car le piézo est implémenté dans les éléments hexa. En 2D, nous aurions dû faire une hypothèse simplificatrice qui aurait réduit la précision.

Le choix du maillage de la membrane complète (au lieu du quart de membrane généralement utilisé dans ces cas) s'explique par deux raisons. Tout d'abord, il s'agit d'une solution plus facile, le maillage d'un quart de membrane avec des hexahédres posant quelques difficultés au niveau du centre du disque. En outre, les conditions aux limites, qui modélisent l'effet du reste de la membrane sur le quartier, ne sont pas très bien simulées. Ceci est no-

tamment dû au fait que seuls les degrés de liberté en translation sont pris en compte, alors que les conditions de symétrie portent également sur les degrés de liberté en rotation.

### 3. Remarques sur les simulations dans *Oofelie*

#### 3.1. Modélisation d'une pression

Pour appliquer une pression dans *Oofelie*, la méthode consiste à définir sur la surface considérée un ensemble d'éléments de coque (dans notre cas à 4 noeuds: `Quad4PressureForce_P`) présentant un champ `REAL_VALUE` qui contient la valeur de la pression appliquée par l'élément de pression sur l'élément en contact avec lui.

#### 3.2. Éléments piézoélectriques

Les simulations comprenant des éléments piézoélectriques dans *Oofelie* présentent certaines particularités que nous présentons ici.

##### Encodage des constantes piézoélectriques

L'ancienne version d'*Oofelie* à notre disposition utilise un encodage particulier pour les paramètres du matériau piézoélectrique. En effet, au lieu d'être basé sur les relations 5.7 et 5.8, il est basé sur:

$$\mathbf{T} = \mathbf{c}\mathbf{S} - \mathbf{e}\mathbf{E} \quad (7.6)$$

$$\mathbf{D} = \mathbf{e}\mathbf{S} + \epsilon_S \mathbf{E} \quad (7.7)$$

où  $\mathbf{c}$  est la matrice de raideur (matrice de Hooke) et  $\mathbf{e}$  une matrice des coefficients de couplage piézoélectrique.

Comme les fabricants de piézos fournissent souvent leurs constantes sous la première forme, il est nécessaire d'effectuer les transformations suivantes:

$$\mathbf{c} = (\mathbf{s}^E)^{-1} \quad (7.8)$$

$$\mathbf{e} = \mathbf{d} \cdot (\mathbf{s}^E)^{-1} \quad (7.9)$$

$$\epsilon_S = \epsilon_T - \mathbf{d} \cdot (\mathbf{s}^E)^{-1} \cdot \mathbf{d}' \quad (7.10)$$

Notons que cet encodage est en cours de modification. Sous peu, il se fera sous la forme 5.7 et 5.8.

##### Utilisation de `asefp`

La différence d'ordre de grandeur entre les coefficients piézos et mécaniques entraîne un mauvais conditionnement de la matrice de raideur, et par conséquent la détection de pivots nuls par `asef`, ce qui fausse totalement les résultats. La solution à ce problème est d'utiliser une variante d'`asef`, `asefp`, implémentée par V. Rochus. Cette méthode effectue une mise à l'échelle de la matrice de raideur du système 7.3 de façon à obtenir des 1 sur la diagonale, résout le système puis applique la transformation inverse au résultat.

### Augmentation du nombre de degrés de liberté - optimisation

Le nombre de degrés de liberté augmente en piézoélectrique puisque chaque noeud possède également un degré de liberté électrique. Comme le montre 7.3, la taille de la matrice de raideur augmente également ce qui peut mener à des débordements de mémoire.

Nous avons donc été contraints d'utiliser un maillage plus faible. Le nombre d'éléments acceptés alors par *Oofelie* étant ridiculement bas, nous avons également dû utiliser la méthode d'optimisation SLOAN, qui ré-arrange les éléments de façon à mieux occuper la mémoire.

Il a été ainsi possible de réaliser des simulations avec un maillage 30/20. Il serait cependant souhaitable de pouvoir raffiner ce maillage pour obtenir des résultats plus précis, d'autant que nous sommes condamnés à utiliser des éléments hexa `Hexa8Piezo_E` pour les éléments piézoélectriques.

Remarquons finalement que ce type de programme est assez gourmand en ressources, CPU pour le temps de calcul et mémoire vive pour le stockage des variables (sous la forme de réels en double précision). Avec l'architecture dont nous disposions pour la validation (*P4 2.66GHz*, *512Mo DDR*, *Windows XP*), nous étions limités à environ 20.000 hexahédres de degré 1. En outre, dans ce cas, les simulations pouvaient durer jusqu'à 36h. Nous avons heureusement eu la chance d'avoir à notre disposition un PC spécialement prévu pour les simulations numériques (bi-processeur *Xeon 1.8GHz*, *2.5Go DDR*), ce qui réduisait le temps de traitement à 1h, mais ne supprimait quand même pas certaines limitations, notamment au niveau de la mémoire, comme expliqué ci-dessus.

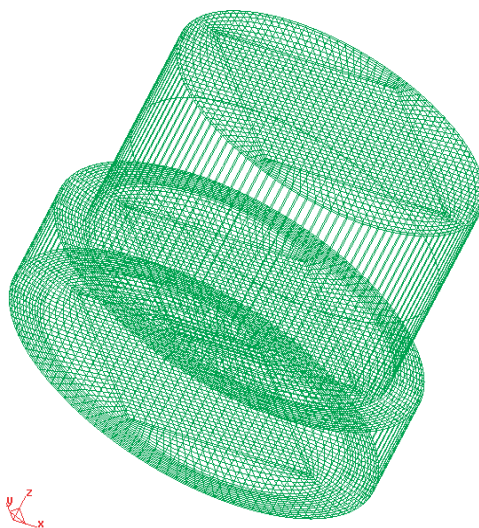


FIG. 7.5 – Exemple de maillage utilisé: cas du diaphragme piézo. Les dimensions selon  $z$  sont multipliées par 30 pour une meilleure visualisation.

## **Troisième partie**

---

### **– Applications –**

---



## 1. Méthode (semi-)analytique

Nous appelons cette méthode semi-analytique car les valeurs des paramètres ont été obtenues aussi bien par calcul analytique que par simulation. Certains auteurs [17] utilisent même parfois à cette étape les résultats de mesures effectuées sur des prototypes de pompes ou de parties de pompes.

Pour calculer le débit moyen de sortie, on utilisera la formule analytique 4.11:

$$\Phi = \frac{K_v x_{max} \omega}{\pi} \left( \frac{\mu^{1/2} - 1}{\mu^{1/2} + 1} \right)$$

La fréquence de résonance est quant à elle donnée par 4.24:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \left[ \frac{K_p (1 + \mu^{1/2})^2 h (d_{max} - d_{min})}{\rho K_v (\mu + 1) L \ln \frac{d_{max}}{d_{min}}} \right]^{1/2}$$

*Valeurs numériques:* La table 8.1 rappelle les valeurs obtenues à la section précédente pour les paramètres, ainsi que la fréquence de résonance correspondante.

Nous avons donc modélisé  $x_{max}$  comme un système du deuxième ordre. Pour rappel, celui-ci dépend de 3 paramètres: la fréquence de résonance  $f_0$ , le gain statique  $G$  et le facteur d'amortissement  $\zeta$ . Notons que ce dernier doit être compris entre 0 et  $\frac{\sqrt{2}}{2} \approx 0.707$  pour satisfaire l'existence d'une résonance. Les deux premiers peuvent être déterminés à partir des caractéristiques géométriques de la pompe et du piézo. Pour  $f_0$ , on utilise 4.24. Pour le gain statique, en supposant que le fluide n'entre pas en compte, nous pouvons utiliser 5.9.

Le débit étant proportionnel à  $x_{max}$ , il sera minimal lorsque l'amortissement est maximal, c'est à dire dans notre cas  $\zeta = 0.707$ . Si on décide de travailler à la résonance, il est donc possible de déterminer une tension minimale  $V_{min}$  à appliquer à l'actuateur pour que

$K_p$	$K_v$	$f_0$ [Hz]
$9.7733 \times 10^9$	$4.6701 \times 10^{-5}$	395,5

TAB. 8.1 – Rappel des valeurs des paramètres.

le débit soit toujours supérieur au débit minimum imposé  $\Phi_{min}$ :

$$V_{min} = \frac{\Phi_{min}}{\Phi'_{res} |_{\zeta=0.707}} \quad (8.1)$$

où  $\Phi'_{res}$  est le débit par volt à la fréquence de résonance.

Remarquons que, les formules simplifiées que nous avons établies supposant une différence de pression nulle entre l'entrée et la sortie, nous n'étudions pas ici la dépendance de  $\frac{\Phi}{U}$  envers la pression inverse. Une telle caractéristique étant cependant intéressante à connaître, elle devra être étudiée pratiquement sur un prototype.

## 1.1. Interface graphique

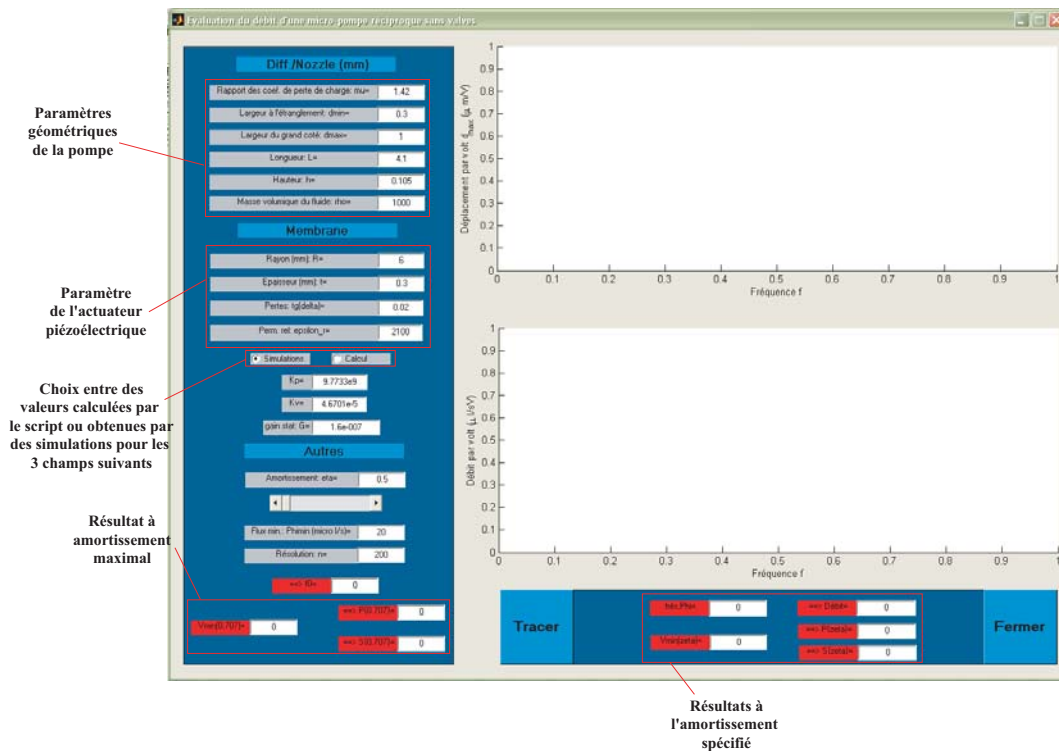


FIG. 8.1 – Interface graphique développée sous Matlab pour évaluer le débit.

Une petit programme graphique et simple à utiliser a été écrit sous Matlab (figure 8.1). A partir de la géométrie du système, des matériaux utilisés et du facteur d'amortissement, ce programme fournit:

- la fréquence de résonance pour la déflexion;
- la fréquence de résonance pour le débit;
- le débit par volt à la résonance;
- $V_{min}$ ;
- une estimation de la puissance apparente à fournir et consommée si on travaille à la fréquence  $f_0$  avec  $U = U_{min}$ .

Toutes ces valeurs sont fournies pour l'amortissement spécifié ainsi que pour l'amortissement maximum.

Les cases *Simulations* et *Calcul* permettent de choisir la façon dont seront déterminés  $K_p$  et  $K_v$ . L'option *Simulations* permet d'entrer les valeurs obtenues par des simulations numériques ou des mesures, tandis que *Calcul* utilise simplement les équations 5.11 et 5.18. À partir des valeurs fournies, le gain statique est obtenu par

$$G = \frac{P}{K_p} \quad (8.2)$$

où  $p$  est donné par 5.10.

## 1.2. Résultats

Les résultats obtenus pour notre exemple sont donnés figure 8.2 (facteur d'amortissement de 0.5).

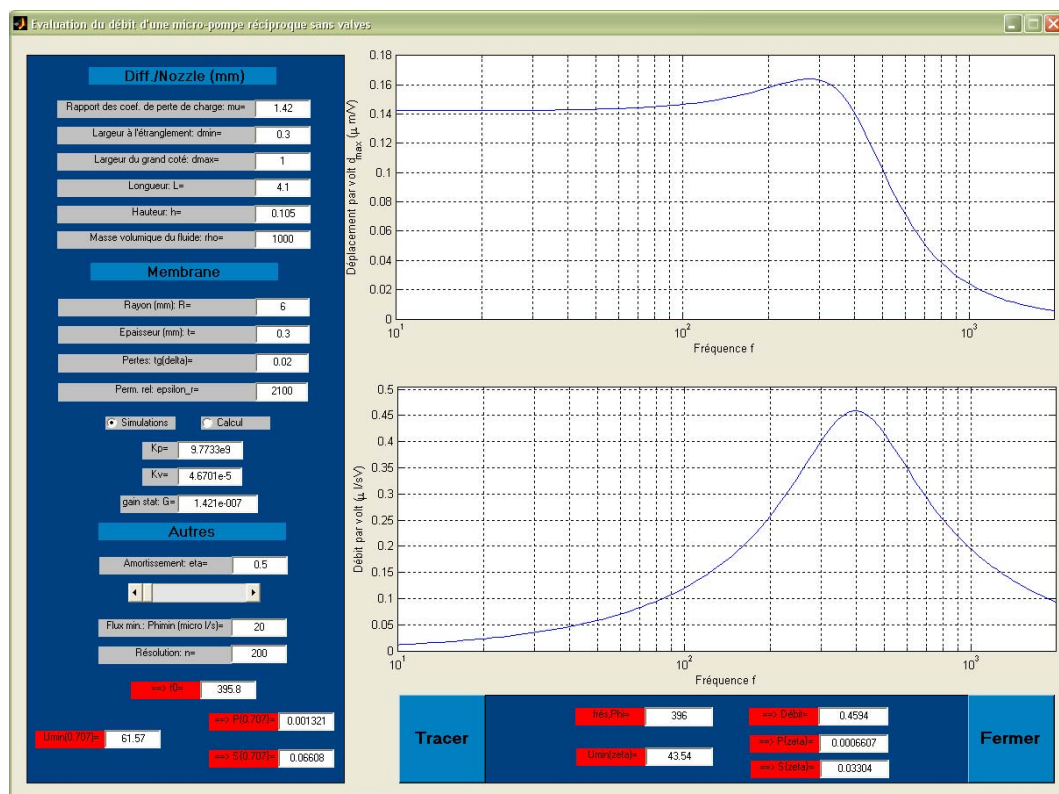


FIG. 8.2 – Étude analytique du débit par volt pour un actuateur piézoélectrique.

## Fréquences de résonance

Les deux graphiques de la figure 8.2 nous permettent de confirmer ce que nous avançons pour les différentes fréquences de résonance. La fréquence de résonance de la déflexion est inférieure à  $f_0$  à cause de l'amortissement. Par contre, celle du débit est du même ordre de grandeur que  $f_0$  car la diminution est compensée par l'effet du facteur multiplicatif  $\omega$  dans la formule du débit 4.11.

## Puissance

On remarque que, même à l'amortissement maximum, la puissance consommée est faible (moins de  $1mW$ ). Cette caractéristique peut être intéressante notamment dans des applications fonctionnant sur pile ou sur batterie. Notons également que la puissance totale (active et réactive) à fournir est également assez faible, ce qui facilite la conception du convertisseur.

## Dépolarisation

Si on applique la tension  $U_{min} = 61.5V$ , le champ à l'intérieur du piézoélectrique vaut  $E = 307.5[\frac{V}{mm}]$ , ce qui est bien inférieur à la limite de  $200\frac{V}{mm}$  que nous nous sommes fixés.

## 2. Méthode numérique

Une autre méthode d'évaluation du débit utilise la simulation. Deux techniques sont possibles.

Tout d'abord, l'approche dite *couplage faible*. Avec cette méthode la déflexion du centre de la membrane à diverses fréquences et sous différents  $U$  est simulée par un logiciel de FEM (mécanique) quelconque. Ensuite, on utilise la formule de Timoshenko 5.14, ainsi qu'un logiciel de CFD pour simuler le comportement du circuit fluidique sous l'influence de la variation de volume engendrée par l'actuateur. C'est ce type de méthode qui est utilisée dans [17]. L'inconvénient de cette approche est qu'elle ne permet pas de prendre en compte l'effet d'inertie du fluide sur la déformation de la membrane. En outre, nous ne disposons d'aucun logiciel de CFD. Nous avons donc renoncé à cette approche.

L'autre approche, le *couplage fort*, nécessite un logiciel multi-physique pour résoudre tous les champs d'équations simultanément. Nous n'avons pas exploré cette possibilité car elle est très coûteuse en temps, et que le programme *Oofelie* mis gratuitement à notre disposition ne permettait pas de prendre en compte la fluidique, cette option n'étant actuellement disponible que chez ses concurrents, payants.

---

# PREMIERS PAS VERS L'ÉLABORATION D'UN PROTOTYPE

---

9

## 1. Considérations pratiques

Les études du chapitre 8 ont montré qu'il était parfois nécessaire dans ce type de systèmes d'alimenter le diaphragme à des tensions relativement élevées (comprises généralement entre 50 et 200V selon le débit souhaité).

Si le système est supposé s'intégrer à des circuits électroniques, habituellement alimentés à 5V, il faudra donc prévoir un circuit d'alimentation ou de transformation spécifique, commandable électroniquement, afin de fournir la tension requise à l'actuateur. Dans le cas d'OLIGONIC, l'alimentation peut fournir une sortie à +15V. C'est cette valeur que nous utiliserons comme référence dans cette section.

Il est possible d'alimenter le diaphragme de 2 façons: par un signal rectangulaire ou par un signal sinusoïdal. En effet, le système se comporte mécaniquement comme un filtre passe-bas du deuxième ordre. Or les composantes spectrales d'un signal carré périodique sont données par

$$\frac{2 \sin k \frac{\pi}{2}}{k} \quad k = 1, 2, \dots \quad (9.1)$$

Ainsi, la fréquence suivant le fondamental est déjà atténuée d'un facteur 3, et comme elle vaut  $3f_0$ , son effet sur le système est atténué de 20dB par rapport à celui de la fondamentale. On peut donc négliger les fréquences supérieures. Une alimentation sinusoïdale a cependant l'avantage de minimiser la consommation électrique.

### 1.1. Alimentation rectangulaire

#### Amplification DC-DC

La première étape consiste à amplifier la tension continue en entrée pour obtenir la différence de potentiel désirée en sortie. Deux montages sont proposés.

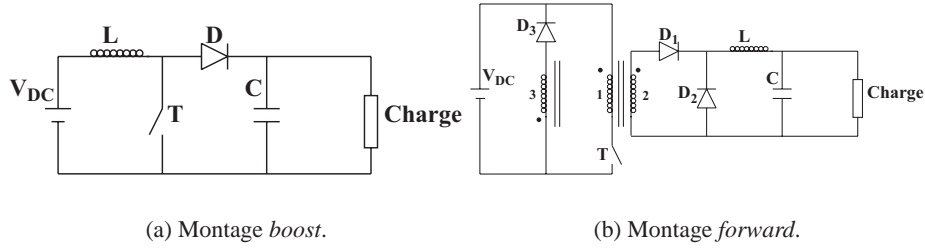


FIG. 9.1 – Circuits d'amplification DC-DC.

*a) Montage boost*

L'interrupteur  $T$  (figure 9.1) est allumé à la fréquence  $f_e \gg f_0$ . La tension aux bornes de la charge est donnée par

$$V_{charge} = \frac{V_{DC}}{(1 - \delta)} \quad (9.2)$$

où  $\delta$  est le rapport cyclique, c'est-à-dire le rapport du temps de fermeture de  $T$  sur la période  $T_e = \frac{1}{f_e}$ .

L'inconvénient de ce circuit dans le cas de grande tension est que l'inductance  $L$  doit être dimensionnée de façon à pouvoir fournir la différence de tension entre la sortie désirée et la source sans céder. L'ondulation de la tension de sortie de ce type de circuit ne pose pas de problème dans notre cas, puisqu'à cette fréquence elle ne produira aucune réponse mécanique.

*Valeurs numériques:* Ainsi, si on désire une tension de sortie de 61.5V, il faudra donc imposer  $\delta = 0.756$ .

Un ordre de grandeur pour les éléments du circuit pourrait être de choisir:  $f_e = 10kHz$ ,  $C = 200\mu F$ ,  $L = 10mH$ .

*b) Montage forward*

La tension de sortie de ce circuit est donnée par:

$$v_{charge} = \delta \frac{n_2}{n_1} \quad (9.3)$$

où  $n_2$  et  $n_1$  sont le nombre de tours dans le bobinage respectivement des bobines 2 et 1 du transformateur.

Au prix d'une complexité légèrement accrue (présence de la bobine de démagnétisation 3, commande plus complexe...), ce circuit présente l'avantage d'enlever la contrainte sur la bobine  $L$ . En outre, la tension de sortie est maintenant principalement contrôlée par le rapport des deux bobinages et plus uniquement par  $\delta$ .

*Valeurs numériques:* Un ordre de grandeur pour les éléments du circuit pourrait être de choisir:  $f_e = 10kHz$ ,  $C = 10\mu F$ ,  $L = 10mH$ .

## Transformation DC-AC

Pour obtenir une tension carrée à partir de cette tension continue, un simple onduleur est suffisant. Le schéma de principe est donné en figure 9.2. Les deux interrupteurs 1 sont actionnés à la fréquence  $f_0$ , toujours en même temps et en opposition de phase avec les interrupteurs 2. La charge voit donc à ses bornes successivement  $V_{DC}$  et  $-V_{DC}$ .

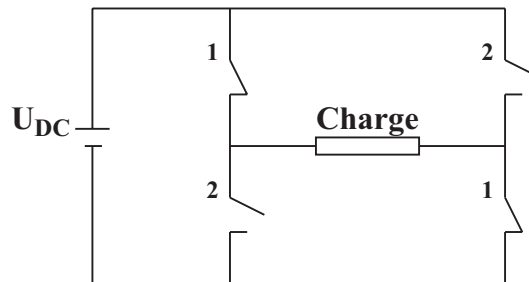


FIG. 9.2 – Schéma de principe d'un onduleur.

## 1.2. Alimentation sinusoïdale

### Transformation du signal carré

Une première méthode consiste à simplement transformer le signal carré obtenu ci-dessus en un signal sinusoïdal. Deux méthodes sont proposées.

#### a) Par modulation PWM

La solution la plus adéquate pour obtenir un signal sinusoïdal est d'utiliser une modulation PWM. Si on choisit correctement la fonction modulante, il est possible de supprimer totalement les harmoniques indésirables. Néanmoins, cette méthode présente l'inconvénient d'une commande plutôt complexe.

#### b) Par filtrage

Un simple filtre RC passe-bas, dimensionné de façon à ce que sa constante de temps soit légèrement supérieure à  $\frac{1}{f_0}$ , tout en minimisant la chute de tension aux bornes de la résistance, laissera passer uniquement le fondamental.

### Solution alternative: emploi d'un timer 555

Une autre solution est de brancher un timer 555 en montage astable (figure 9.3) directement sur l'alimentation 5V des circuits électroniques. Cette configuration, en choisissant judicieusement les valeurs de  $R_1$ ,  $R_2$  et  $C$ , permet d'obtenir un signal rectangulaire de la fréquence désirée.

Il suffit alors d'entrer ce signal dans un filtre passe-bas pour obtenir un signal sinusoïdal qu'il suffira d'amplifier par un simple transformateur.

*Valeurs numériques:* Ainsi, si on désire une tension de sortie à 396Hz, on peut choisir  $R_1 = 182.2k\Omega$ ,  $R_2 = 77.11k\Omega$  et  $C = 10nF$  (ces valeurs ont été calculées par 555 designer, un petit programme gratuit disponible sur internet).

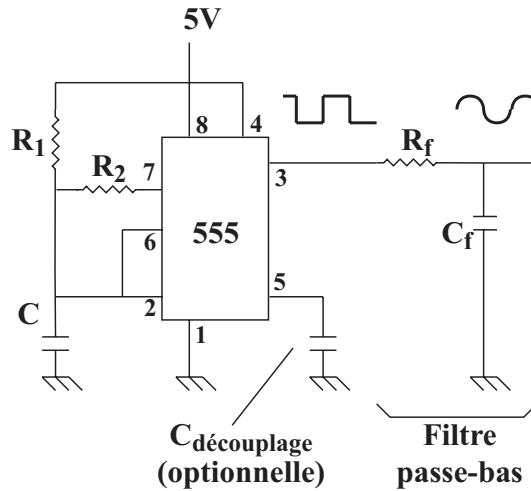


FIG. 9.3 – Convertisseur 5V DC vers 5V AC sinusoïdal utilisant un timer 555.

## 2. Choix des matériaux

### 2.1. Pompe

Pour réaliser le corps de la pompe, c'est-à-dire toute la partie fluidique, nous proposons une résine de stratification de chez *RenShape® solutions*.

Cette résine époxy est généralement utilisée dans des applications de collage. Ses propriétés semblent cependant bien adaptées à notre objectif: transparence, ce qui permet de visualiser le comportement du fluide, inertie chimique, bonne fluidité (et donc moulage aisé) et grande rigidité.

Cette dernière propriété est importante. En effet, nous avons envisagé dans un premier temps de réaliser la pompe dans un matériau souple, de type caoutchouc silicone. Cependant, il aurait alors fallu prendre en compte dans le design les effets de la déformation de la pompe elle-même, et notamment de la chambre de pompage, sous l'influence des forces appliquées par les actuateurs et du mouvement du fluide, ce qui aurait alourdi les calculs.

### 2.2. Actuateurs

#### Piézoélectrique

Trois fabricants proposent des diaphragmes piézoélectriques adaptés à nos besoins: *Morgan ElectroCeramics*, *Sparkler* et *MuRata*. Chaque société propose un modèle de diaphragme de 5mm de rayon et de 200μm d'épaisseur. Ces diaphragmes ne sont pas fixés sur une plaque métallique. La table 9.1 compare les caractéristiques des céramiques proposées. On peut voir que les signes de  $d_{31}$  et  $d_{33}$  sont bien ceux que nous désirions. On remarque également que les points de Curie sont assez élevés ( $> 285^{\circ}\text{C}$ ), ce qui impose une température maximale de fonctionnement d'environ  $150^{\circ}\text{C}$ . Nous ne devons donc pas nous soucier de l'effet de dépolarisation thermique.



	Symbole	Morgan		Sparkler	MuRata
		PZT – 5A	PXE – 5	SP – A	P-7
Constante de charge [ $\times 10^{-12} \frac{C}{N}$ ]	$d_{31}$	-171	-215	-170	-207
	$d_{33}$	374	500	400	410
Coefficient de couplage	$k_p$	0.600	0.68	0.61	0.6
	$k_{31}$	0.344	0.38	0.70	0.38
Permittivité relative	$\epsilon_3^T$	1700	2100	1750	2100
Facteur de perte	$\tan \delta$	0.02	0.02	0.02	0.014
Facteur de qualité	$Q$	75	75	75	80
Densité [ $\frac{kg}{m^3}$ ]	$\rho$	7750	7800	7650	7800
Point de Curie [ $^{\circ}C$ ]		365	285	360	300

TAB. 9.1 – Comparaison des propriétés piézoélectriques des composants disponibles.

Comme nous travaillons en flexion, nous recherchons en premier lieu à avoir  $d_{31}$  et  $k_p$  les plus grands possibles. Dans cette optique c'est donc le PXE – 5 qui conviendrait le mieux. Cependant, Morgan ne vend pas aux particuliers et nous n'avons pas encore trouvé de distributeur en Belgique. Néanmoins, ils acceptent de fournir des échantillons de leurs produits. MuRata n'a pas non plus de distributeur pour ses piézos en Belgique. La firme Sparkler est située en Inde. Lors de l'achat de petites quantités nécessaires à la phase de développement, les frais de ports sont prohibitifs.

A notre avis, la meilleure solution serait d'utiliser quand même dans un premier temps les échantillons fournis par Morgan, puisqu'ils sont gratuits et que leurs caractéristiques sont les mieux adaptées, et d'essayer de trouver un distributeur. Dans le pire des cas, on pourrait toujours envisager les composants MuRata ou Sparkler.

Les valeurs numériques envisagées lors de nos simulations et calculs considéraient un actuateur de type PXE-5, fixé sur une feuille en laiton<sup>1</sup> de 100 $\mu m$  d'épaisseur. Un échantillon de ce piézoélectrique est montré figure 9.4.



FIG. 9.4 – Échantillon d'un disque en PXE – 5 de 5mm de rayon et épais de 200 $\mu m$ , avec électrode en nickel (Morgan).

Notons que MuRata propose également un piézo (105  $\mu m$  d'épaisseur) déjà monté sur une plaque de laiton (100 $\mu m$ ). Ce modèle est disponible chez Farnell. Il s'agit en fait d'un

1. Alliage composé de cuivre et de Zinc (entre 5 et 45% de Zn). Si on considère l'alliage en proportions 80/20, son module de Young vaut  $Y = 100000 MPa$  et son coefficient de Poisson  $\nu = 0.34$ .

Module de Young $Y$ [MPa]	2.5
Coefficient de Poisson $\nu$	0.34
Masse volumique $\rho$ [ $\frac{g}{cm^3}$ ]	1.42
Résistance de surface $R$ [ $\Omega/carr$ ]	$\leq 1$

TAB. 9.2 – Principales caractéristiques à 23°C du Kapton® métallisé de chez Sheldahl®.

transducteur sonore à 9MHz (référence 7BB – 12 – 9), mais dont les dimensions semblent convenir à notre application. Malheureusement, la firme ne peut fournir les caractéristiques de ses piézos, ce qui handicape fortement le développement, empêchant notamment toute simulation numérique.

### Électrostatique

Deux polymères en film sont couramment utilisés pour réaliser des diaphragmes: le Kapton® et le Mylar®, deux produits commercialisés par DuPont de Nemours. Ces matériaux ont l'avantage d'être souples, ce qui favorise leur déformation sous de faibles forces. Par contre, leur faible raideur diminue la fréquence de résonance du système. De nombreuses firmes proposent également des versions métallisées de différentes épaisseurs.

Ainsi, Sheldahl® commercialise un Kapton® épais de 7.5 $\mu$ m et recouvert d'une couche de 100nm d'aluminium. Ses principales caractéristiques (à 23°C) sont reprises en table 9.2. C'est ce modèle qui a été utilisé dans notre exemple.

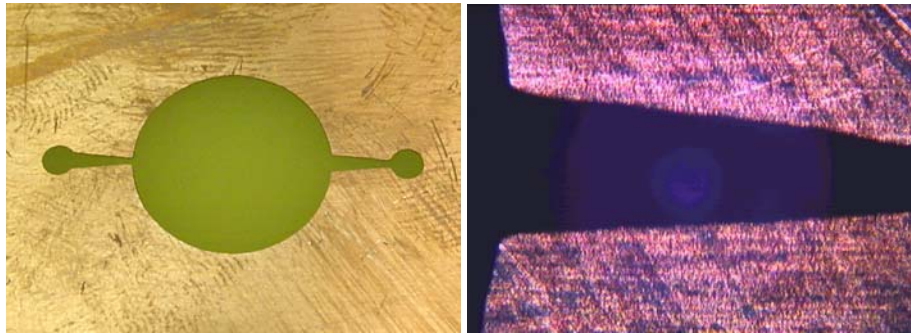
## 3. Méthodes de fabrication

### 3.1. Gabarit positif

Un gabarit positif a été réalisé par gravure dans une plaque de PCB commercialisée par KAPI S.A. (105 $\mu$ m d'épaisseur de Cu et 1.3mm d'épaisseur d'époxy). Ce PCB n'étant pas présensibilisé, il faut donc d'abord le recouvrir (à l'abri de la lumière) d'une couche uniforme de sensibilisant (Positiv 20, de chez Kontakt Chemie), qui est fixé par 30 minutes de cuisson à température croissante jusqu'à 70°C. Afin d'obtenir une grande précision, le masque utilisé pour le développement a été réalisé avec AutoCAD® 2004 et imprimé sur une imprimante laser couleur (Lexmark Optra C710). Le PCB est alors gravé pendant 4 minutes au chlorure de fer (FeCl<sub>3</sub>). Cette durée s'explique par l'épaisseur de cuivre plus grande que dans un PCB classique (l'épaisseur standard de Cu étant 35 $\mu$ m). Nous avons alors vérifié au microscope la qualité de la gravure, qui s'est avérée excellente (figure 9.5 b).

### 3.2. Moule

La résine proposée adhère sur la plupart des matériaux, ce qui impose certaines contraintes sur le moule. Silicones Wacker propose un caoutchouc silicone RTV-2, l'ELASTOSIL® M4600 destiné à la construction de moules et sur lequel la résine n'adhère pas. Son excellente fluidité lui permet en outre d'épouser parfaitement les formes microscopiques du gabarit positif.



(a) Vue d'ensemble.

(b) Photographie au microscope (grossissement  $5\times$ ).

FIG. 9.5 – *Gabarit positif obtenu par gravure d'un PCB.*

Ce caoutchouc silicone s'obtient par un mélange 10:1 en poids de deux composants. Afin d'éliminer toutes les bulles d'air, qui risquent d'endommager le dessin du moule à de si petites dimensions, le mélange est dégazé cinq minutes à l'aide d'une pompe à vide avant d'être coulé. Afin de permettre aux dernières bulles de s'échapper, le durcissement est réalisé à l'air libre pendant 12h.



FIG. 9.6 – *Fabrication d'une pièce: gabarit positif, moule en RTV-2 et pièce en résine époxy.*

### 3.3. Moulage

A partir de ces moules en RTV-2, les éléments de pompe peuvent alors être fabriqués. Le plastique est obtenu par un mélange 10:32 en poids de la résine et d'un durcisseur. Par sécurité, le mélange est dégazé avant moulage. La prise peut alors s'effectuer pendant 24h à l'air libre.

### 3.4. Discussion des résultats

Les gabarits obtenus à partir du PCB gravé ont tous la même épaisseur. Pour obtenir le design voulu, il faut donc fabriquer deux pièces s'assemblant pour former la pompe (figure 9.7). L'avantage de l'utilisation d'une deuxième pièce, outre l'augmentation de volume de la chambre de pompage, est qu'elle permet de fermer les diffuseurs, nozzles et conduits d'entrée/sortie du fluide.

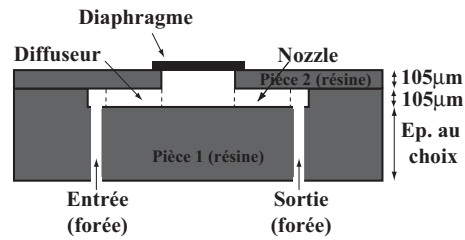


FIG. 9.7 – Coupe transversale du design.

La réalisation de la pièce inférieure, d'épaisseur quelconque, ne pose pas de problème. Une fois la pièce démoulée, il suffit de forer à l'entrée et la sortie pour créer un accès pour les connecteurs fluidiques. Par contre, nous n'avons pas été en mesure de réaliser correctement la pièce supérieure. En effet, la fabrication de cet élément exige le dépôt précis dans le moule d'une couche de résine de  $105\mu\text{m}$  d'épaisseur. Nous ne disposons à Montéfiore d'aucun appareil capable de réaliser cette opération de façon automatique. Nous avons donc testé différents procédés de coulage et de moulage, mais aucun n'a donné de résultats satisfaisants. Une solution pourrait être d'utiliser une technique de dépôt par centrifugation, qui permet de contrôler de façon précise l'épaisseur de la couche déposée quand on connaît ses propriétés de viscosité. Cette technologie est par exemple disponible au CRIF. Une autre possibilité utiliserait une machine de moulage par injection, comme celles utilisées par *Simonis Plastic*.

Notons qu'actuellement, nous n'avons pas encore envisagé de technique d'adhésion pour assembler les deux parties de la pompe. Certaines bandes adhésives bifaces très fines pourraient peut-être convenir [24]. Une autre solution serait de simplement les coller à l'aide d'une fine couche d'époxy. Néanmoins, cette possibilité entraîne certaines difficultés pratiques, car il faut éviter que l'époxy ne bouche les canaux. Cela peut se faire, par exemple, en injectant un gaz sous pression dans les canaux pendant le collage, la pression étant calculée pour empêcher la résine de remplir les canaux.

Enfin, remarquons que d'autres méthodes de fabrication pourraient éventuellement être envisagées. Il est par exemple possible de remplacer la pièce supérieure par une fine feuille de laiton, qui fermerait ainsi tous les canaux, sur laquelle on viendrait fixer directement le piézo. On peut envisager également d'utiliser les techniques de lithographie pour usiner de façon précise une fine feuille de métal, laissant au niveau de la chambre de pompage juste assez d'épaisseur pour constituer un diaphragme sur lequel serait placé le piézo, l'ensemble étant scellé sur une plaque de verre ou d'époxy. Cette multiplicité de possibilités montre à nouveau que ce mode d'actuation est plus facile à mettre en oeuvre dans ce type de montage. Cette remarque confirme le fait qu'en pratique, l'actuateur piézoélectrique est beaucoup plus utilisé que l'électrostatique dans ce type d'application.

---

---

## —CONCLUSION—

---

---

Ce travail s'inscrit dans le processus d'implication de l'université de Liège et d'autres sociétés de la région liégeoise (*Simonis Plastic, Open Engineering...*) dans le domaine des microsystèmes, et plus particulièrement celui de la microfluidique.

Son but était de concevoir une micropompe, en utilisant les techniques disponibles à Montéfiore et à un coût raisonnable. Dans un futur proche, cette pompe devrait pouvoir être intégrée ou adaptée au projet OLIGONIC.

Ces contraintes nous ont amené à envisager d'emblée une méthode alternative de fabrication de microsystème: la réplique thermoplastique par moulage. Elles nous ont également permis de fixer un débit minimum acceptable pour la pompe.

Nous avons décidé d'aborder la conception de façon générale, en étudiant en détail le principe d'une micropompe réciproque sans valves. Ces considérations ont été illustrées par un exemple concret.

Dans un premier temps, nous avons présenté les différents types de pompes et de valves développés actuellement dans les microsystèmes, afin de pouvoir comparer leurs caractéristiques et leurs performances.

Dans le design retenu, les valves sont remplacées par des éléments de section croissante (resp. décroissante) appelés diffuseurs (resp. nozzles). Leur effet rectificateur est lié à la tendance du fluide à suivre le chemin de moindre résistance, en l'occurrence la direction de section croissante. La suppression des valves permet de travailler à des fréquences plus élevées, de diminuer les pertes et de gagner en robustesse.

Une modélisation du système nous a alors permis de déterminer une formule approchée pour le débit et la fréquence de résonance de la pompe.

Nous avons ensuite analysé deux types d'actuateurs qui pourraient convenir à ce design: piézoélectrique et électrostatique. Dans les deux cas, une étude analytique ainsi que des simulations (à l'aide du logiciel FEM *Oofelie*) ont été menées afin de déterminer les propriétés des actuateurs. A cette étape, il est apparu que la dépendance fréquentielle de la déflexion de la membrane ne pouvait être estimée analytiquement et devait faire l'objet de mesures. Nous avons également abandonné l'actuateur électrostatique car il semblait moins performant que le piézoélectrique.

À l'aide des formules approchées et des propriétés des actuateurs piézos, un script Matlab a été réalisé. Pour une configuration de la pompe (dont on a mesuré l'amortissement), il

donne la dépendance fréquentielle du débit envers la fréquence. Il permet également d'évaluer la tension minimum à appliquer pour obtenir un débit quelle que soit la valeur du facteur d'amortissement, et fournit la consommation électrique du dispositif d'actuation.

Nous terminons en donnant quelques pistes pour la réalisation d'un prototype. Le circuit d'alimentation proposé permet de fournir les tensions élevées requises par le piézo. Les premiers moules ont déjà été réalisés et différents matériaux sont également proposés pour la fabrication de la pompe. Les matériaux utilisés pour l'exemple numérique sont également présentés.

Vu la diversité des phénomènes en jeu à de si petites dimensions, nous avons tenu à insister sur l'importance des simulations numériques dans la conception de microsystèmes, que ce soit en les réalisant nous-mêmes, ou en donnant des pistes en ce sens. Un des regrets de ce travail est l'absence de simulations du système complet (fluidique et actuateurs) due à l'indisponibilité d'un programme capable de les réaliser.

Il y a évidemment encore beaucoup d'améliorations à apporter à cette conception. Le chapitre suivant consacré aux perspectives regroupe donc quelques pistes pour un développement futur.

Terminons en remarquant que ce travail n'avait pas pour but d'obtenir une application *prête à l'emploi* mais constituait plutôt une approche concrète en microfluidique à Montéfiore. Il reste évidemment encore beaucoup de chemin à parcourir dans ce domaine. A terme, de telles micropompes pourraient être utilisées dans le projet OLIGONIC, mais leur utilisation pourrait aussi s'étendre à de nombreuses autres applications, notamment dans le domaine des  $\mu TAS$ .

---

---

## —PERSPECTIVES—

---

---

La réalisation pratique d'un prototype n'ayant pas été possible, par manque de temps et de dispositifs de fabrication adapté, il serait donc utile de commencer par en fabriquer un. Il serait alors possible de valider notre modèle afin de voir à quel point il arrive à simuler le cas réel. On pourrait aussi caractériser les pertes  $\zeta$ , et donc choisir précisément la tension  $U$  à appliquer pour obtenir le débit désiré. Il serait également intéressant d'étudier sur le dispositif pratique la variation du débit en fonction de la pression inverse. Des mesures sur des dispositifs plus simples, constituées uniquement d'un redresseur/nozzle par exemple, devraient également permettre d'améliorer la détermination de  $\mu$ , supposé constant dans ce travail. Enfin, des mesures pourraient permettre de vérifier la valeur du gain statique. Ce type de mesure peut être réalisé, par exemple, à l'aide d'un vibromètre laser. Ce type d'appareil de mesure est disponible au LTAS.

Au niveau de la modélisation, il serait extrêmement intéressant de simuler l'ensemble du système à l'aide d'un logiciel multi-physique prenant en compte la fluidique, comme *ANSYS* ou *FEMLAB*. Ces programmes sont cependant payants, et il n'existe actuellement aucune licence disponible à Montéfiore. Un module fluidique pour *Oofelie* est en cours de développement.

Ces simulations pourraient constituer une étape dans une étude de l'amortissement du système, afin d'éviter de devoir passer par la mesure pour évaluer le débit.

Une autre piste envisageable est d'étudier le même design, mais cette fois avec deux actuateurs par chambre de pompage, et deux chambres de pompage en parallèle alimentées avec un déphasage de  $180^\circ$ . Plusieurs auteurs ont montré que cette technique augmentait les performances de la pompe, tout en lissant l'allure du débit de sortie [18].

Enfin, il faudra un jour envisager l'intégration de la pompe au projet OLIGONIC. Cette intégration peut se faire de deux façons. Soit on remplace simplement les pompes macroscopiques par des micropompes en laissant le montage tel quel. On réaliserait alors un simple gain de volume. Soit on intègre tout le système (y compris la puce, les réservoirs...) dans un même composant. Cette méthode présenterait l'avantage d'augmenter la portabilité du système. Elle permettrait également de rendre l'ensemble du circuit fluidique jetable, ce qui supprimerait du protocole certaines opérations de rinçage, et, ce qui est plus important, éviterait alors totalement les contaminations d'un test par les précédents.

Toutes ces considérations montrent combien le domaine de la microfluidique est vaste, et les facteurs en jeu lors de la conception de tels systèmes, nombreux.



---

---

## —ANNEXE—

---

---

Un CD-ROM est joint à ce travail.  
Son arborescence est la suivante:

- Répertoire **Datasheets**
  - Répertoire **Matériaux**

Contient les caractéristiques des matériaux proposés pour la fabrication:

    1. *RTV\_2 - page i.bmp*:  $i=1, 2$  et 3. Datasheet du caoutchouc silicone RTV-2 *ELASTOSIL® M4600*, format bitmap.
    2. *Epoxy - page i.bmp*:  $i=1$  et 2. Datasheet de la résine époxy de stratification, format bitmap.
  - Répertoire Piézos

Contient les datasheets des différents piézoélectriques proposés:

    - Répertoire **Morgan**
      - Répertoire **PZT**
        1. *Propriétés PZT.pdf*: datasheet des céramiques PZT de *Morgan ElectroCeramics*.
        2. *Produits PZT.doc*: catalogue des composants en céramique PZT proposés par *Morgan ElectroCeramics*.
      - Répertoire **PXE**
        1. *Propriétés PXE.pdf*: datasheet des céramiques PXE de *Morgan ElectroCeramics*.
        2. *Produits PXE.pdf*: catalogue des composants en céramique PXE proposés par *Morgan ElectroCeramics*.
      - Répertoire **Sparkler**

*Propriétés Sparkler.doc*: datasheet des céramiques de *Sparkler*.
      - Répertoire **MuRata**

*Propriétés et produits MuRata.pdf*: datasheet des céramiques et catalogue de composants de *Murata*.
    - Répertoire **ES**
      1. *Propriétés Kapton.pdf*: datasheet du Kapton de *Dupont De Nemours*.
      2. *Métallisation.doc*: datasheet de la métallisation réalisée par *Sheldahl*.
  - Répertoire **Fabrication** Contient:
    1. *Cavité.dwg*: fichier AutoCAD contenant le dessin du masque pour le gabarit positif de la partie supérieure de la pompe.



2. *Diffuseur.dwg*: fichier AutoCAD contenant le dessin du masque pour le gabarit positif de la partie inférieure de la pompe (contenant les diffuseurs/nozzles).

– Répertoire **Rapport**

Contient:

1. *TFE.ps*: version postscript du rapport.
2. *TFE.pdf*: version pdf du rapport.
3. *Resume.ps*: version postscript du résumé.
4. *Resume.pdf*: version pdf du résumé.

– Répertoire **Simulations**

– Répertoire **Matlab**

Contient:

1. *GUI\_debit.fig*: fichier contenant le design de l'interface graphique.
2. *GUI\_debit.m*: fichier contenant les différentes fonctions et calcul gérant l'interface graphique.
3. *modaldlg.fig*: fichier contenant le design de la fenêtre de clôture de la GUI.
4. *modaldlg.m*: fichier contenant les différentes fonctions gérant la fenêtre de clôture de la GUI.

– Répertoire **Oofelie**

– Répertoire **GiD**

Contient les fichiers générés par GiD décrivant la géométrie de tous les cas envisagés (validation, électrostatique, piézo).

– Répertoire **Oofelie**

Contient les fichiers \*.e contenant le code des différentes simulations réalisées.

Le répertoire **Piezo.d** contient également un script permettant de convertir les constantes piézos entre les deux formes utilisées.

– Répertoire **Résultats**

Contient:

– Répertoire **Visualisation**

Fichiers de sortie \*.flavai.msh et \*.flavai.res générés par *Oofelie* et contenant les informations permettant de visualiser les résultats avec GiD.

– Répertoire **Calcul**

Scripts Matlab permettant de calculer les valeurs de  $K_p$  et  $K_v$  avec les résultats correspondant sous forme directement exploitable par les scripts.

Chaque répertoire contient également un fichier *ReadMe.txt* qui explique comment réaliser les simulations.

---

---

## —BIBLIOGRAPHIE—

---

---

- [1] Advanced finite element methods. <http://caswww.colorado.edu/courses.d/AFEM.d/>, 2003.
- [2] Fiche de description de projet de recherche, Février 2004. Projet OLIGONIC.
- [3] Morgan Electro Ceramics. *PIEZOELECTRIC CERAMICS, Properties & Applications*.
- [4] Physik Instruments. *Tutorial: Piezoelectric in Positioning Contents*.
- [5] M. BAGUETTE. Elaboration et contrôle par ordinateur d'un système micro-fluidique, 2000. Travail de fin d'études.
- [6] S. BÖHM, W. OLTHUIS, and P. BERGVELD. A plastic micropump constructed with conventional techniques and materials. *Sensor and Actuator A: Physical*, 77:223–228, 1999.
- [7] Z. CUI. A knowledge base for microfluidic devices. [http://www.ccmicro.rl.ac.uk/info\\_microfluidics.html](http://www.ccmicro.rl.ac.uk/info_microfluidics.html), 1999.
- [8] J.M. FEIEREISEN. Alimentation électrique autonome de microsystèmes, application aux armes à feu, 2003. Travail de fin d'études.
- [9] F.K. FORSTER, R.L. BARDELL, M.A. AFROMOWITZ, N.R. SHARMA, and A. BLANCHARD. Design, fabrication and testing of fixed-valve micro-pumps. In *FED*, volume 234, pages 39–44. American Society of Mechanical Engineers (ASME), 1995.
- [10] A. GENON. *CAO des systèmes électromagnétiques*, chapter 9. 2002. Notes de cours.
- [11] B. HEUSDENS and J. DESTINÉ. Le projet biopuces: Microsystème pour analyse d'adn. *Interpress*, 2002.
- [12] J.M. JEUKENNE. *Éléments de physique théorique et mathématique: électromagnétisme*. Centrale des Cours de l'AEES, 2000. Notes de cours.
- [13] X.N. JIANG, Z.Y. ZHOU, X.Y. HUANG, Y. LI, Y. YANG, and C.Y. LIU. Micro-nozzle/diffuser flow and its application in micro valveless pumps. *Sensor and Actuator A: Physical*, 70:81–87, 1998.
- [14] S. LI and S. CHEN. Analytical analysis of a circular pzt actuator for valveless micro-pumps. *Sensor and Actuator A: Physical*, 104:151–161, 2003.
- [15] T. MERKEL, M. GRAEBER, and L. PAGEL. A new technology for fluidic microsystems based on pcb technology. *Sensor and Actuator A: Physical*, 77:98–105, 1999.
- [16] C.J. MORRIS and F.K. FORSTER. Optimization of a circular piezoelectric bimorph for a micropump driver. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 10:459–465, 2000.
- [17] N.T. NGYUEN and X. HUANG. Miniature valveless pumps based on oriented circuit board technique. *Sensor and Actuator A: Physical*, 88:104–111, 2001.

- [18] A. OLSSON, O. LARSSON, J. HOLM, L. LUNDBLADH, O. ÖHMAN, and G. STEMME. Valve-less diffuser micropumps fabricated using thermoplastic replication. *Sensor and Actuator A: Physical*, 64:63–68, 1998.
- [19] A. OLSSON, G. STEMME, and E. STEMME. A valve-less planar fluid pump with two pump chambers. *Sensor and Actuator A: Physical*, 46-47:549–556, 1995.
- [20] A. OLSSON, G. STEMME, and E. STEMME. Numerical and experimental studies of flat-walled diffuser elements for valve-less micropumps. *Sensor and Actuator A: Physical*, 84:165–175, 2000.
- [21] S.D. SENTURIA. *Microsystem Design*. Kluwer Academic Publishers, 2001.
- [22] R. SEPULCHRE. *Modélisation et analyse des systèmes*. Centrale des Cours de l’AEES, 2001-2002. Notes de cours.
- [23] V. SINGHAL. Numerical characterization of low reynolds number flow through the nozzle-diffuser element in a valveless micropump. Technical report, Cooling Technologies Research Consortium, School of Mechanical Engineering, Purdue University, 2002.
- [24] C.R. TAMANAHA, L.J. WHITMAN, and R.J. COLTON. Hybrid macro-micro fluidics system for a chip-based biosensor. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 1:N7–N17, February 2002.
- [25] Z. WAN, D. WU, and D. CRUZ. Piezoelectric micropmp for drug delivery. Technical report, Departement of Electrical Engineering, UCLA, April 2001.
- [26] A. WEGO and L. PAGEL. A self-filling micropump based on pcb technology. *Sensor and Actuator A: Physical*, 88:220–226, 2001.
- [27] W.C. YOUNG. *Roark’s Formulas for Stress & Strain*. McGraw-Hill International Editions, Singapore, 6th edition, 1989.
- [28] O.C. ZIENKIEWICZ and R.L. TAYLOR. *The finite element method*, volume 1 - Basic Formulation and Linear Problems. McGraw Hill Book Company, London, 4th edition.