

République Algérienne démocratique et populaire

Ministère de l'enseignement Supérieur et la Recherche Scientifique

UNIVERSITEE ABOU BAKR BELKAID DE TLEMCCEN



Faculté de : Technologie

Département de Génie électrique et électronique

Domaine: science et technologies

Filière : Génie électrique



PROJET FIN D'ETUDE

MASTER : INSTRUMENTATION ELECTRONIQUE

CONTRIBUTION A LA CONCEPTION ET MODELISATION D'UNE MICRO POMPE POUR UNE APPLICATION MEDICAL

Présenté par :

Mr : BELAIDI ANOUAR

Mr : DOUCH SALAH

Soutenu en juin 2017

Devant le jury composé de:

<i>Président</i>	<i>Mme : RAHMOUN KHADIDJA</i>	<i>UAB Tlemcen</i>
<i>Examineur</i>	<i>Mr : BOUAZZA BENYOUNES</i>	<i>UAB Tlemcen</i>
<i>Encadreur</i>	<i>Mr : BENMOUSSA NASR EDDINE</i>	<i>UAB Tlemcen</i>

Année universitaire : 2016/2017



Dédicaces

Je dédie ce modeste de travail à :

- *mes chers parents*
- *à ma femme*
- *mes frère et sœurs*
- *mes amis*

❖ *toute la promotion master électronique instrumentation*

(2016 - 2017)

- *toute les familles BELAIDI et BANABDALLAH et ATTAR*
- *mes collègues de la société B-E-R-E-G et de l'établissement
fondamental ELMAQQARI.*



Anouar



Dédicaces

Je dédie ce modeste de travail à :

- *Mes chers parents*
- *A mon fils Anes Abdelmoumene*
- *Mes frère et sœurs*
- *Mes amis*

❖ *A toute la promotion Master électronique instrumentation*

(2016 - 2017)

Salah



Remerciement

Avant toute, nous remercions le bon dieu qui nous a donné de l'aide et de la patience pour atteindre notre objectif.

On tient à remercier Monsieur Nasr-Eddine Benmoussa maître de conférences à l'université de Tlemcen, qui a assuré l'encadrement de notre travail où il a été une source de motivation et d'encouragement. On tient à lui exprimer notre gratitude pour toutes les aides qu'il nous a apportées du début jusqu'à la fin.

On remercie Madame Rahmoun Khadidja , professeur à l'université de Tlemcen, pour avoir accepté d'être président du jury de notre mémoire.

On adresse notre vifs remerciements à Monsieur Bouazza benyounes, professeur à l'université de Tlemcen, , pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de participer à ce jury.

A tous ceux qui nous ont aidé de près ou de loin, par leur encouragements leur conseils, sans oublier les enseignants qui ont contribues à notre formation qu'ils trouvent ici le témoignage de notre profonde gratitude.

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Sommaire

Introduction générale.....	1
Chapitre 1 : Micro pompe et différents types d'actionneurs	
I-Etat de l'art de la micro-pompe:.....	2
I-1- Définition:.....	2
I-2- Le principe de fonctionnement:.....	3
I-3- le schéma synoptique:.....	3
II- micro pompe:.....	5
II-1- structure d'une micro pompe:.....	5
II-2- Les paramètres d'une micro pompe:.....	6
II-3- Catégories des micro pompes:.....	7
II-4- L'importance de la micro pompe:.....	10
III- Les actionneurs:.....	11
III-1- Définition de l'actionnement:.....	11
III-2- représentation schématique d'un actionneur:.....	12
III-3- les différents types d'actionneurs:.....	13
III-3-1- Actionnement magnétique:.....	13
III-3-2- Actionnement magnétostrictif:.....	14
III-3-3- Actionnement électrostatique:.....	15
III-3-4- Actionnement piézoélectrique :.....	16
III-3-5- Actionnement thermique:.....	17
IV- Les micro valves:.....	19
IV-1- Les micro valves actives:.....	19
IV-2- Les micro valves passives:.....	19

Chapitre 2 : Modélisation de la micro pompe électrostatique

Introduction:.....	21
I- Principe de fonctionnement du micro pompes électrostatiques:.....	22
II- Modélisation du comportement mécanique de la membrane:.....	23
II-1- Définition de la membrane :.....	24
II-2- Propriétés mécaniques du Silicium et substrats SI :.....	25
II-2-1- Définition des tenseurs :.....	26
II-2-2- Tenseur des contraintes:.....	26
II-2-3- Tenseur des déformations:.....	27
II-2-4- Tenseurs d'élasticité - loi de Hooke:.....	28
III- Etude théorique de la déformation et la déflexion:.....	29
III-1- Résolution du modèle mathématique:.....	30
III-2- La résolution du système différentiel:.....	32
III-3- Calcul du volume par intégration numérique:.....	35
IV- variation du volume en fonction de la tension pour différentes épaisseurs de la membrane (h):.....	39
V- Expressions de la déflexion de la membrane en un point quelconque:.....	44

Chapitre 3 : Etapes technologiques de fabrication d'une micro pompe

I-Introduction:.....	46
II - La technologie de fabrication:.....	47
II-1- Techniques de réalisation:.....	47
II-2- La photolithographie:.....	47
III- Les techniques de gravures et micro-usinage compatibles CMOS:.....	48
III-1- Micro-gravure en volume:.....	48
a - Gravure en volume sèche:.....	49
- Gravure par plasma:.....	49

b- Gravure en volume humide:.....	50
b-1- Gravure isotrope:.....	50
b-2- Gravure anisotrope:.....	51
III-2- Micro-usinage en surface:.....	52
III-3- La soudure anodique:.....	53
IV- Principales étapes technologiques de fabrication de la micro-pompe:.....	54
V- Conclusion:	60
Conclusion générale:.....	61
Les Annexes:.....	62
Liste des figures:	68
Liste des tableaux:.....	69
Glossaire:.....	70
Bibliographie:.....	72

INTRODUCTION GENERALE

Les microsystemes sont des composants miniaturisés réunissant des fonctions électroniques, mécaniques, optique, chimique, ... sur une même puce.

Les technologies microsystemes conjuguent à la fois les techniques de réalisation de circuits intégrés (microélectronique) des semi conducteurs et des nouvelles techniques de micro usinage permettant de réaliser des systèmes entiers miniatures sur une même puce. Ce type d'intégration permettra non seulement d'améliorer les performances et d'augmenter la sensibilité de ses systèmes mais aussi d'accéder à de nouvelles fonctionnalités et applications.

Ce mémoire à pour objet d'étudier le phénomène d'actionnement électrostatique d'une membrane en silicium pour injecter une quantité infime de fluide et en particulier des médicaments par micro-pompage. Cette dernière devient une avenue de premier choix pour le traitement de pathologie comme le diabète qui nécessite avant une seringue à injection d'insuline qui a été inventé en 1853 par l'orthopédiste français Charles Gabriel PARAVAZ, mais grâce au développement de la technologie des MEMS, l'injection de l'insuline est transmise par le biais d'une pompe de taille d'un téléavertisseur situé à l'extérieur du corps humain et relié à une canule sous cutané afin de contrôler le dosage en fonction du besoin corporel.

Pour cela, nous proposons dans le premier chapitre un aperçu sur les micro-pompes à différents types d'actionnements.

Le deuxième, chapitre portera sur la modélisation détaillée de la structure de la micro pompe. Après une études théorique de la déformation et la déflexion de la membrane, on utilise une méthode analytique et mathématique pour la résolution du système différentiel. La méthode utilisée c'est la méthode de GALERKIN.

Enfin le dernier chapitre sera consacré aux principales techniques utilisées dans les procédés technologiques de fabrication des microsystemes. Nous proposerons les principales étapes technologiques pour la fabrication de la micro-pompe ainsi conçue.

I- Etat de l'art de la micro-pompe

I-1- Définition:

Une micro pompe est un dispositif gérant l'aspiration et le refoulement à l'échelle micrométrique d'un fluide comme le font les pompes traditionnelles aux échelles supérieures. Les micro pompes sont généralement issues de la recherche en micro fluidique.

Les maladies chroniques font appel aux systèmes implantables miniaturisés. Une de ces méthodes du traitement consiste à utiliser une micro pompe pour injecter les médicaments. Cette micro pompe fait partie principale de ces systèmes d'injection.

Dans notre cas, il s'agit du type de micro-pompe mécanique (ou volumique) le plus répandue dans le marché médical. Dans ces pompes, la chambre de pompe est fermée par une membrane flexible. Pour cela, un schéma de principe et donné sur la (figure I-1).

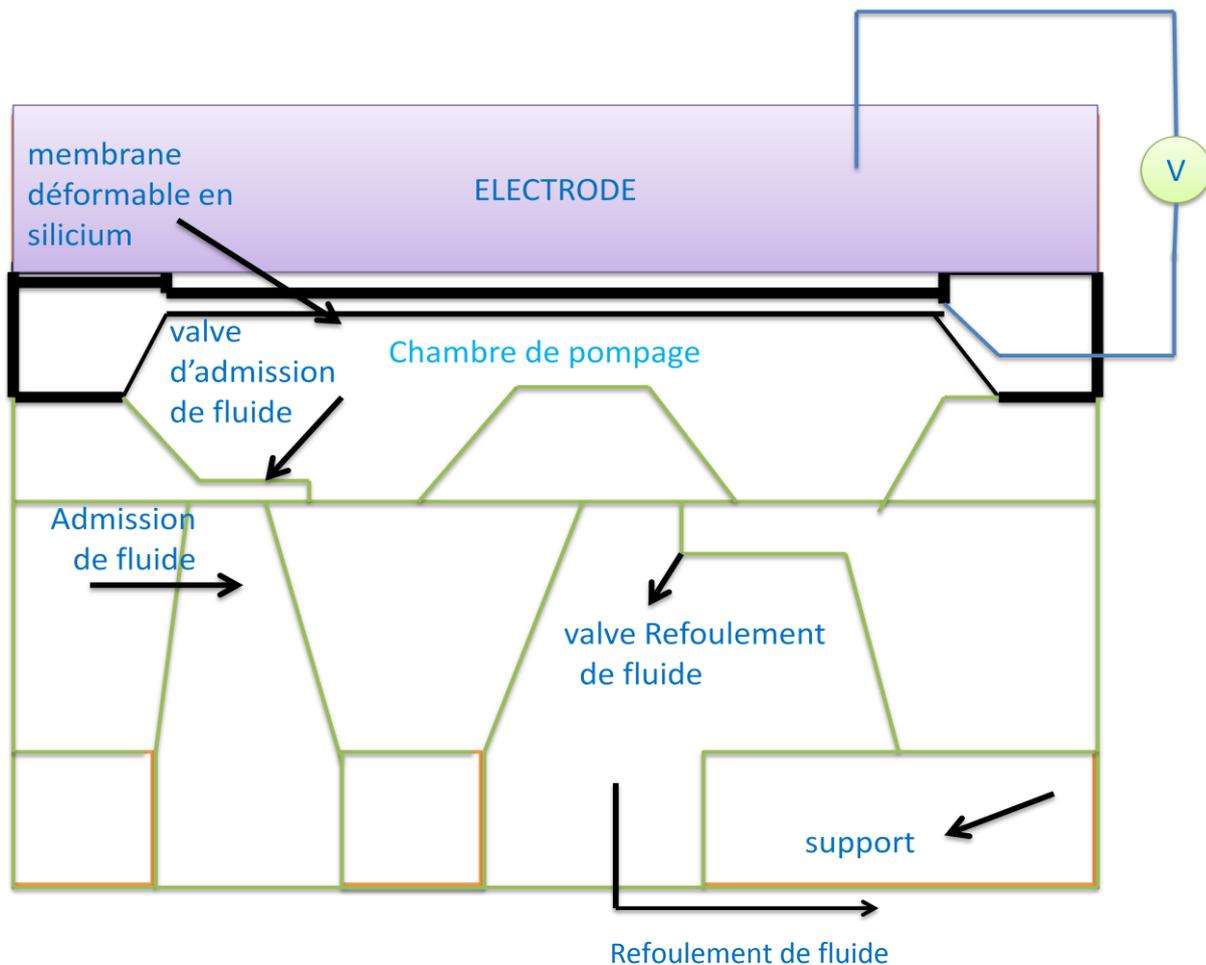


Figure I-1: Schéma de principe du micro pompe-micro fluidique.

I-2- Le principe de fonctionnement:

La micro-pompe fonctionne par le biais d'un actionneur électrostatique utilisant deux électrodes. L'une est fixée sur le corps de la micro pompe, l'autre mobile constituant la membrane. Par application d'une tension entre ces deux électrodes, la membrane fléchit et génère la variation du volume dans la chambre du pompage.

I-3- Le schéma synoptique:

Le schéma synoptique de la figure (I-2) explique le principe de fonctionnement de la micro pompe.

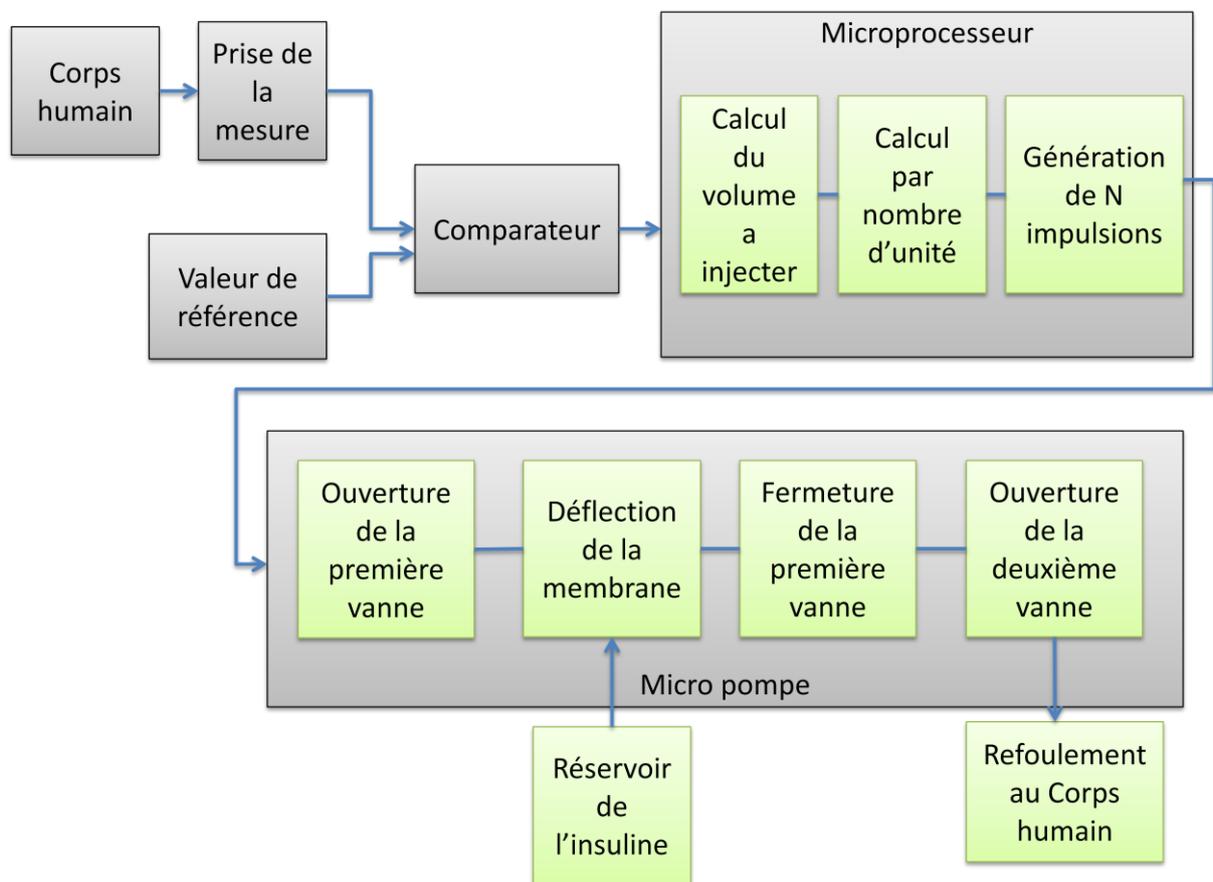


Figure I-2 : Schémas de principe de la micro-pompe.

Le dispositif permet de réguler la glycémie d'un patient diabétique. A fréquence constante, un prélèvement est effectué sur le patient. Ce prélèvement est analysé et converti en grandeur électrique. Cette valeur est ensuite comparée avec une valeur de référence correspondant à une glycémie normale. La différence permet de calculer le volume nécessaire d'insuline à injecter pour ramener la glycémie du patient à la valeur normale et de déterminer le nombre d'unités (volume élémentaire) à injecter et en conséquence, le nombre d'impulsion à appliquer sur les deux électrodes.

A chaque impulsion, la membrane est actionnée provoquant une baisse de pression et permettant l'ouverture de la première micro valve (valve d'admission) et l'admission de l'insuline dans la chambre. Une fois l'actionnement arrêté, la membrane reprend sa position horizontale. Ceci provoque une hausse de pression dans la chambre et permet la fermeture de la première micro valve et l'ouverture de la deuxième (micro valve de refoulement) conduisant à un refoulement de l'insuline.

Plusieurs travaux concernant les micros pompes ont été réalisés et divers articles correspondants publiés [1-12]. Grâce à une interface électronique de contrôle, les micro pompes deviennent de plus en plus flexibles et permettent le transit de fluides à travers des canaux de faibles dimensions. Cette opération est généralement actionnée par une commande extérieure (électrique, électromagnétique ou piézoélectrique). Ces micro pompes couvrent de nombreux domaines d'applications. À l'échelle microscopique, elles peuvent être fabriquées par des MEMS dans le domaine biomédical servant à l'injection de médicaments. Les critères de conception d'une micro pompe implantable sont :

- Les petites dimensions
- La biocompatibilité
- Un déplacement suffisant pour atteindre les débits souhaités et précis
- Une pression de pompage suffisante pour déplacer les médicaments
- Une faible consommation d'énergie
- Un fonctionnement sûr pendant une période prolongée

Grâce aux nombreuses études faites sur les micro pompes basées sur des MEMS, leur taille a été miniaturisée (l'échelle des canaux est de l'ordre des quelques dizaines ou des centaines des micromètres) et le contrôle et la génération des quantités minimales de fluides ont été grandement facilités.

Dans le domaine biomédical, ces micro pompes sont utilisées dans les systèmes d'injection des médicaments à usage unique ou dans les microsystèmes chimiques d'analyse. Elles sont aussi employées dans les systèmes chimiques micro fluidiques et présentent beaucoup d'avantages :

- Réduction d'intervention manuelle
- Réduction des quantités d'échantillons
- Réduction de la consommation de réactifs
- Amélioration de la qualité des expériences
- Réduction du temps d'analyse
- Réduction du coût de nombreux processus standards
- Un fonctionnement sûr pendant une période prolongée.

Dans les systèmes de libération de médicaments, l'emploi de micro pompe offre beaucoup d'avantages pour des patients atteints de maladies chroniques. De plus, grâce à une automatisation du pompage, ces dispositifs permettent de réduire les douleurs et assurent l'injection des médicaments vers la cible avec une grande précision et fiabilité.

La première micro pompe MEMS a été d'abord développée dans les années 1980 (micro pompe de Smith en 1984) [1, 2, 3]. C'était un système péristaltique (c'est un type de micro pompes à déplacements positifs) sur silicium, dont le rôle était de contrôler l'injection de l'insuline pour maintenir le niveau de glycémie constant.

II- micro pompe

II-1- structure d'une micro pompe:

Une micro pompe est divisée en quatre parties (Figure I-3):

- La chambre de transition des fluides;
- Les micros valves unidirectionnelles, telle que la valve d'entrée (reliée à un réservoir extérieur des médicaments)
- Le circuit de contrôle;
- L'actionneur.

La conception d'une micro pompe est tributaire de l'application souhaitée. Pour cela il faut définir

- Le principe de pompage le plus adéquat pour l'application (catégorie de la micro pompe utilisée);
- L'actionneur qui correspond le mieux pour atteindre les performances désirées;
- Le type de micro valves à employer.

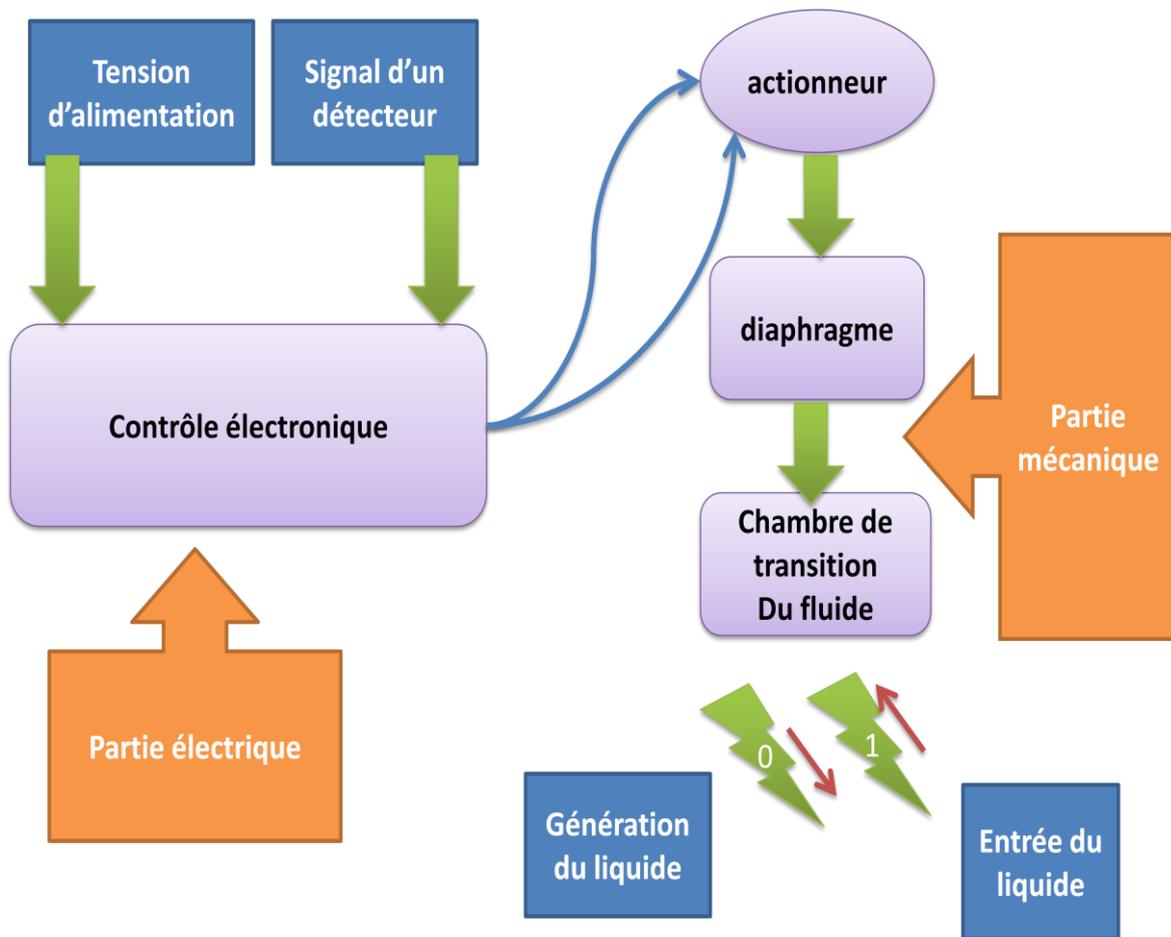


Figure I-3 : Description simplifiée du fonctionnement d'une micro pompe

II-2- Les paramètres d'une micro pompe:

Les performances d'une micro pompe dépendent de son principe de fonctionnement. Une micro pompe est principalement caractérisée par les paramètres suivants : [4]

- Le débit maximal représenté par Q_{max} (obtenu en l'absence de contre-pression);
- La contre-pression représentée par P_{max} (La contre-pression s'oppose au travail effectué par la pompe). le débit devient nul pour un maximum de contre-pression;
- Les fréquences de fonctionnement (celles des micro pompes à membranes seulement);
- La fréquence de résonance;
- La puissance requise pour activer la pompe, cette puissance peut être exprimée comme suit :

$$P_{pompe} = Q \cdot \Delta P \quad (I-1)$$

Où Q est le taux du volume de l'écoulement et ΔP est la différence de la pression produite par la pompe

- L'efficacité de la pompe (μ pompe) peut être exprimée comme suit:

$$\mu_{\text{pompe}} = \frac{P_{\text{pompe}}}{P_{\text{actionneur}}} \quad (\text{I-2})$$

ou $P_{\text{actionneur}}$ est la puissance requise pour faire fonctionner l'actionnement de la pompe

De nombreux facteurs peuvent affecter le rendement de la pompe comme les pertes par frottement (rendement mécanique), la fuite du liquide, les pertes qui sont dues à la construction imparfaite (présence de bulles), etc.

II-3- Catégories des micro pompes:

La miniaturisation et la biocompatibilité des matériaux sont les critères essentiels dans la conception d'une micro pompe destinée pour un dispositif médical implantable. Généralement, il existe deux catégories de micro pompes [5, 6]: mécaniques ou non-mécaniques.

Le diagramme de la (figure I-4) illustre les 3 types de micro pompes mécaniques: (1) rotatif (2) réciproque et (3) apériodique. Le premier type présente des micro pompes à rotor unique multiple. Le deuxième comprend des micro pompes avec piston ou diaphragme. Tandis que le troisième type présente les micro pompes à perfusion (en exerçant une pression positive).

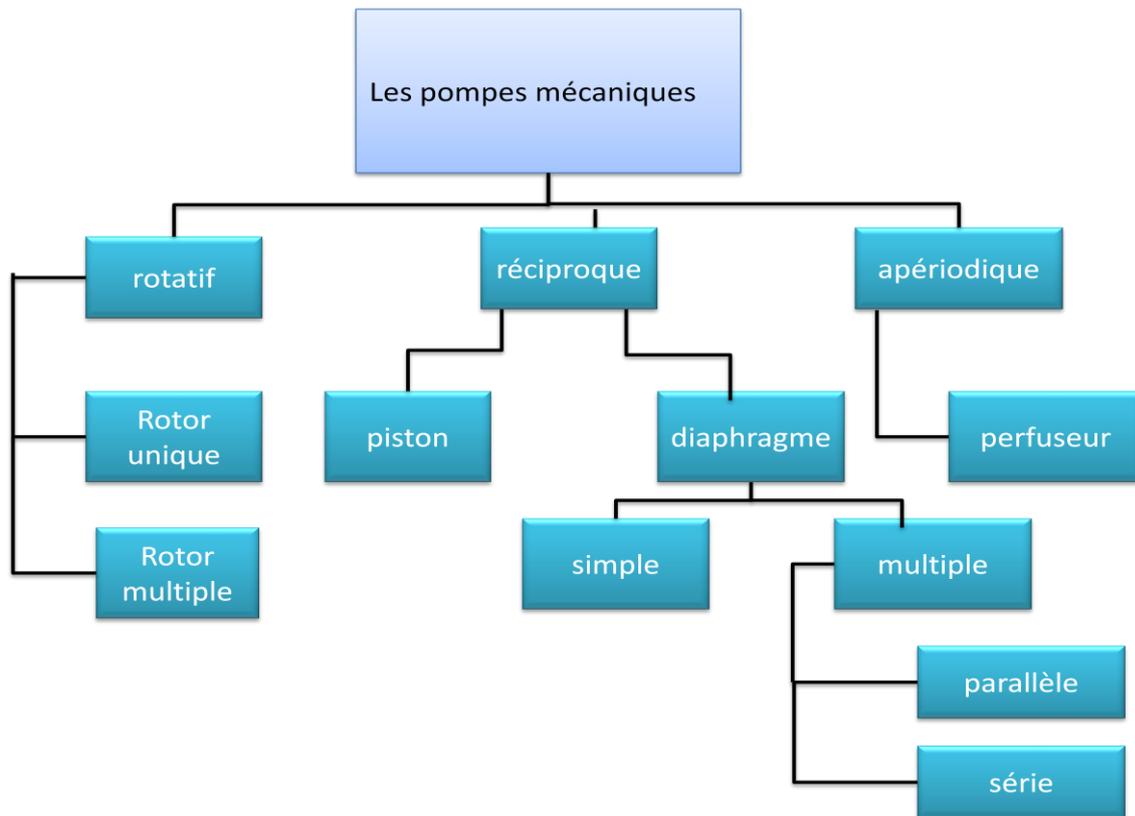


Figure I-4 : Les différents types de micro pompes mécaniques.

Dans les micro pompes mécaniques, les actionneurs peuvent être électriques, magnétiques ou thermiques. L'actionneur représente la partie la plus importante d'une micro pompe et le choix d'actionneur définit la performance et la consommation de la micro pompe, car chaque actionneur a besoin d'une source d'énergie et possède un temps de réponse. La littérature ne définit pas suffisamment quel est le meilleur actionneur à utiliser. Chaque type d'actionnement présente des avantages et des inconvénients.

La micro pompe employant un actionneur électrique a une faible consommation d'énergie, mais requiert une tension élevée que celle d'un actionneur magnétique. De plus, l'actionneur magnétique a une déviation plus grande que la membrane (diaphragme) et une réponse plus rapide.

Les micro pompes mécaniques utilisent une force périodique produite par un actionneur externe. Cet actionneur externe est utilisé pour convertir l'énergie absorbée en une énergie mécanique [5, 6]. L'énergie absorbée est donc convertie en force appliquée sur le diaphragme de la micro pompe. Cette énergie peut être une énergie électrique, magnétique, thermique ou optique. À cause de cette force d'actionnement, le diaphragme (membrane) change le volume du récipient de fluide. Le changement de volume résultant de cette action produit une pression directe augmentée jusqu'à la valeur requise pour déplacer le fluide à travers des micro valves et dans la ligne de sortie.

Par ailleurs, les micro pompes non-mécaniques n'ont pas besoin d'actionneur pour déplacer les fluides. Le diagramme de la (figure I-5) illustre les types de micro pompes non-mécaniques (micro pompes continues): (1) les micro pompes à centrifuge; (2) électro hydrodynamique (EHD); (3) magnétohydrodynamiques (MHD); (4) les micro pompes acoustiques et (5) les micro pompes électro osmotiques (EO) qui sont basées sur les interactions entre le fluide et un champ électromagnétique [1,5].

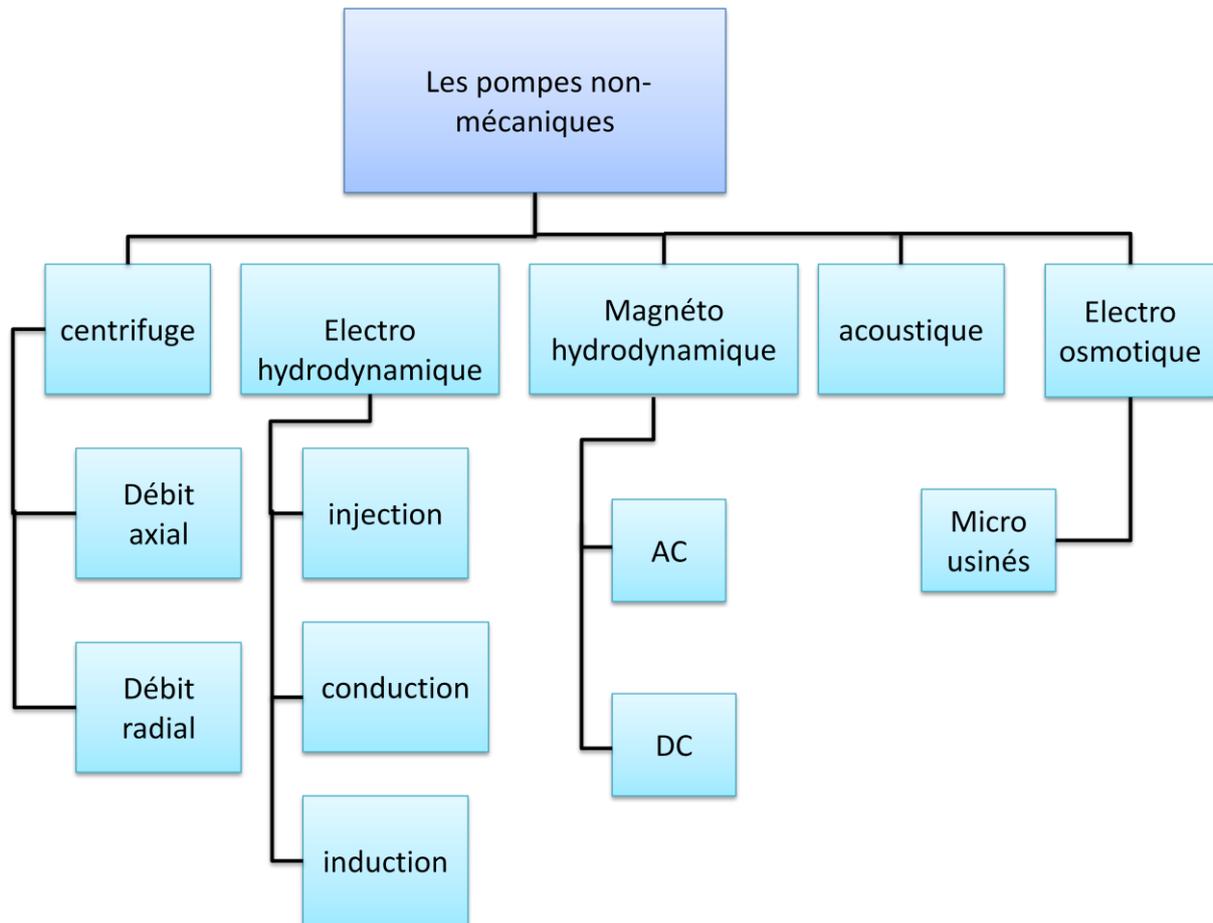


Figure I-5 : Les différents types de micro pompes non – mécaniques

La plupart des micro pompes non-mécaniques ont un long temps de réponse. D'autre part, leur débit n'est pas élevé et n'atteint pas parfois le 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ [1]. Par contre, ce faible débit convient davantage au dosage précis des fluides.

En bref, comme il a été mentionné ci-dessus, les pompes non-mécaniques offrent des débits beaucoup plus stables et précis que les pompes mécaniques, mais ne sont pas adaptés à la manipulation des liquides à forte viscosité [1, 5, 6].

Autres micro pompes comme les électrochimiques, électro phorétiques, et électrocinétiques ont été développées. Dans la même catégorie, on peut également citer la pompe acoustique qui génère des flux à travers des effets des ondes sonores. L'énergie est appliquée en continu pour favoriser la vitesse des fluides.

Les micro pompes précédemment mentionnées n'ont pas besoin de membranes d'actuations pour acheminer les fluides d'un site à un autre. Ces micro pompes présentent toutefois un inconvénient, puisqu'elles sont limitées par leur mécanisme et par leurs matériaux à des fluides présentant des caractéristiques spécifiques. Leur pompage est qualifié de sélectif.

II-4- L'importance de la micro pompe:

L'importance de la micro-pompe requis essentiellement sur l'utilisation médicale pour le traitement du diabète. Par exemple. Lorsqu'une personne souffre du diabète, il doit chercher quelqu'un pour lui injecter de l'insuline. Ceci n'est pas commode. L'innovation de la technologie a permis le confort total de la micro pompe à usage biomédical. Grâce à cet appareil, le patient pourra prendre facilement sa dose nécessaire d'insuline.

Une micro-pompe doit avoir les caractéristiques suivantes:

- Facile à porter.
- Cadence programmable de la livraison qui est variable entre (μ l/h-ml/h).
- Etre petit et léger.
- Moins d'exigence en puissance électrique

III- Les actionneurs

III-1- Définition de l'actionnement:

μ actionneurs

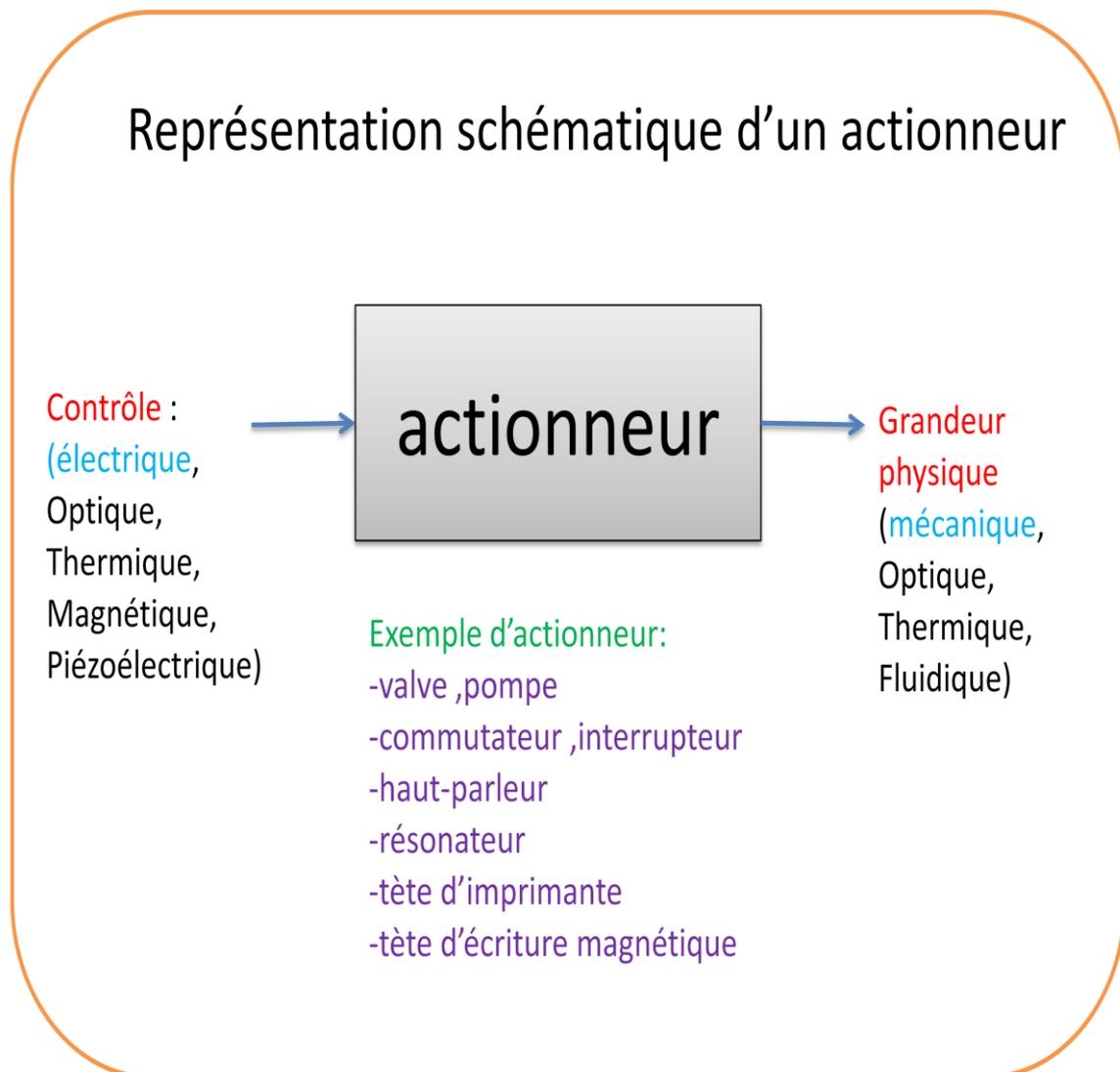
Définition

- c'est un dispositif qui transforme une énergie en un mouvement Contrôlable (déplacement, régulation ,pompage , filtrage....).
- c'est aussi un dispositif de quelque μ mètres a quelque millimètres et qui commande un processus a partie d'ordres émis par un système d'information.



Contrôler donc l'environnement pour obtenir le but désiré

Par exemple: déplacer des micro-miroirs, basculer de micro-commutateurs, commander des outils pour des applications micro chirurgicale, commander des micro-pompes ou des micros-vannes pour la microanalyse.....

III-2- représentation schématique d'un actionneur:

Il existe différents types d'actionneurs. Chacun correspond à une micro pompe donnée. Chaque type d'actionneur présente des caractéristiques différentes en terme de volume d'injection suivant le déplacement du diaphragme, le temps de réponse, la consommation d'énergie et la tension d'entrée appliquée.

Le choix d'un actionneur convenable dépend de la spécificité de l'application. Cela signifie qu'il faut absolument trouver un compromis entre la taille, le débit, la force, le déplacement et la consommation de l'énergie. La figure I-6 présente les différents actionneurs trouvés dans la littérature [6, 8,13].

Les énergies d'actionnement peuvent être thermiques, électriques, magnétiques, optiques et acoustiques

III-3- les différents types d'actionneurs :

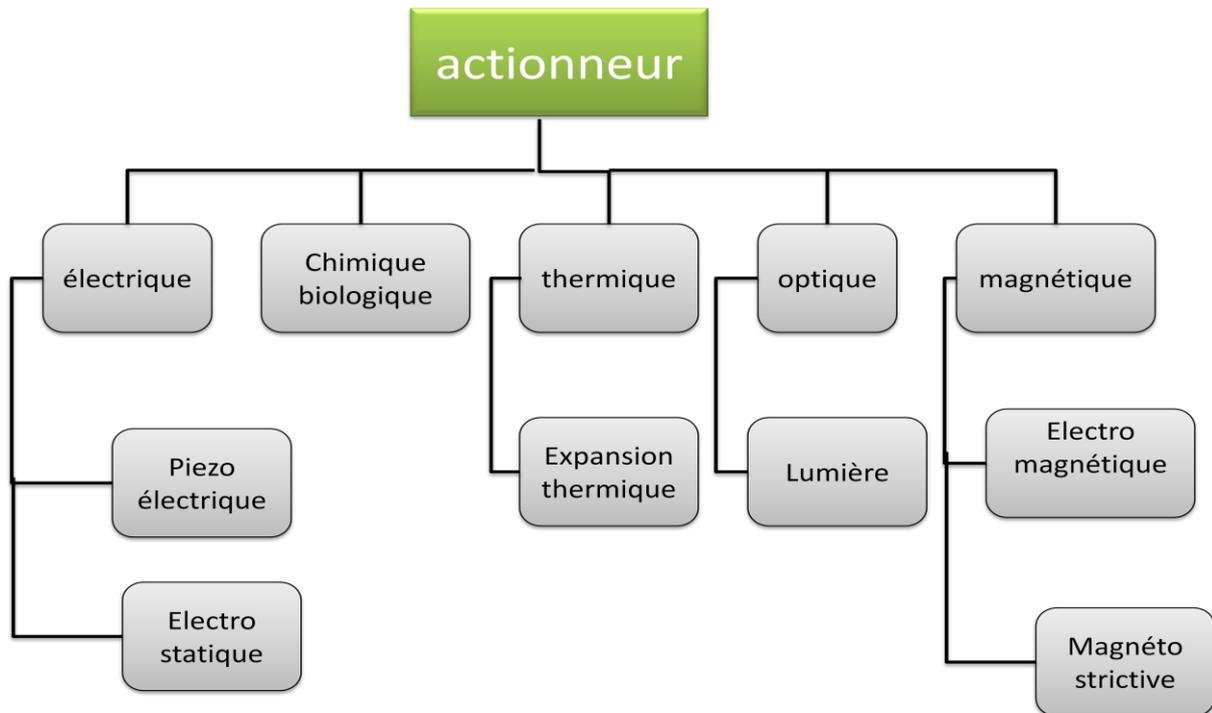


Figure I-6 : Types d'actionneur

III-3-1- Actionnement magnétique:

Une bobine est alimentée pour générer un champ électromagnétique visant à repousser ou attirer un aimant permanent collé sur une membrane (diaphragme). Les forces attractives ou répulsives générées sont adjacentes au conducteur et sont proportionnelles au courant appliqué dans la bobine (Figure I-7).

Nous pouvons déduire la force magnétique (F_m) entre un fil de longueur (dl) traversé par un courant et un aimant permanent (induction magnétique) par l'équation

$$\vec{F}_m = i \int \vec{B} \, dl \quad (I-3)$$

Où B est le champ magnétique et I est le courant électrique appliqué

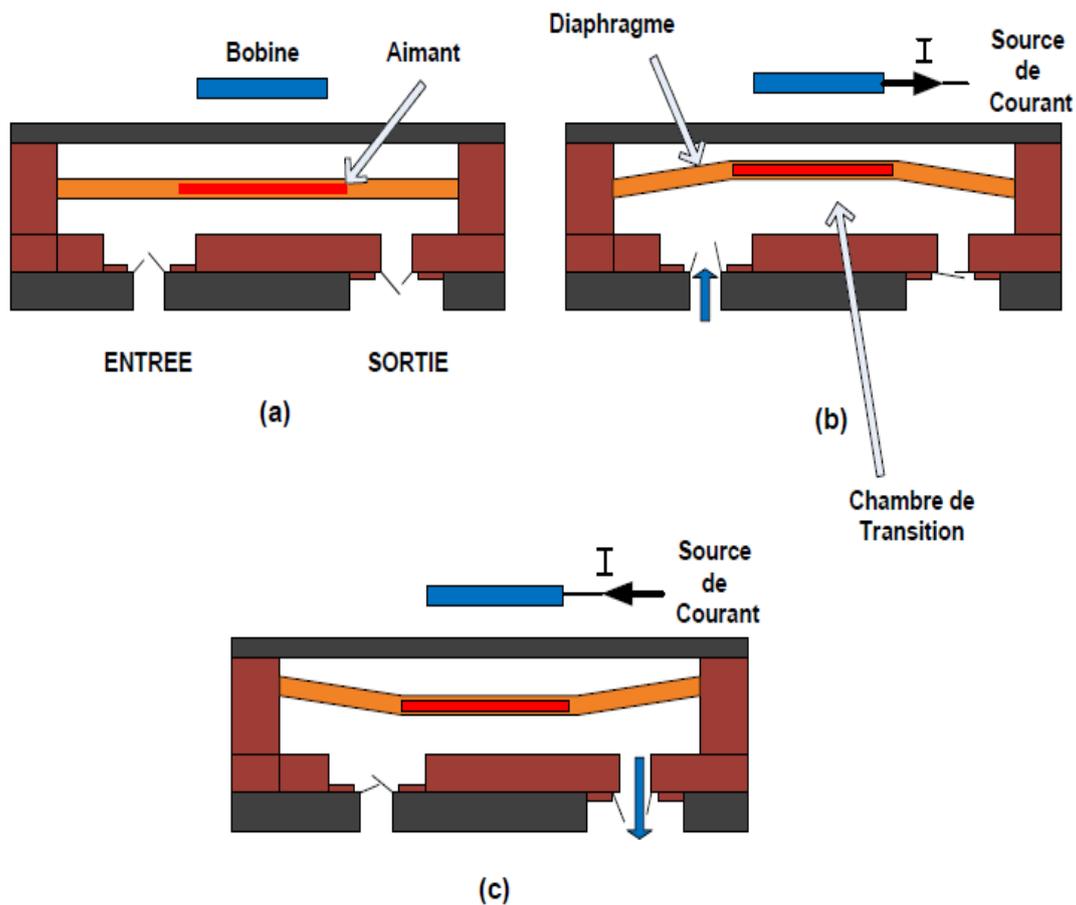


Figure I-7 : Micro pompe à un actionneur électromagnétique

- (a) état initial (le courant est nul);
- (b) déflexion de la membrane vers le haut (aspiration du liquide)
- (c) déflexion de la membrane vers le bas (pompage).

Cet actionneur électromagnétique a une efficacité élevée (temps de réponse court) lors de la conversion de l'énergie électromagnétique en un mouvement mécanique. Les avantages de l'actionneur électromagnétique sont la forte déflexion du diaphragme et la possibilité d'atteindre de hautes fréquences de vibration, donc grande quantité de liquide. Vu que les champs électromagnétiques apparaissent et disparaissent rapidement, ces dispositifs permettent de fonctionner à des vitesses très rapides [4, 8].

III-3-2- Actionnement magnétostrictif:

Un autre type d'actionneurs magnétiques a pour principe la magnétostriction qui est induite par un champ magnétique extérieur. Ce type d'actionneur est composé des matériaux spécifiques (ferromagnétiques) qui se déforment sous l'effet d'un champ magnétique sans application d'un courant au contraire d'un actionneur électromagnétique. Les matériaux magnétostrictifs sont utilisés dans les capteurs de champ magnétique, dans les mémoires magnétiques et dans

les applications à déplacement magnétique. L'inconvénient de ces matériaux magnétostrictifs est que les déformations sont faibles [1].

III-3-3- Actionnement électrostatique:

Le fonctionnement de l'actionneur électrostatique est basé sur la force d'attraction entre les charges qui ont lieu entre deux plaques parallèles, dont l'une correspond à une électrode fixe et l'autre à une électrode mobile (Figure I-8). Lorsqu'une tension électrique est appliquée aux bornes de ces deux plaques, la force électrostatique (F_e) résultante provoque le déplacement de membrane de la micro pompe. Cette force est donnée par

$$F_e = (1/2) \epsilon_0 A E^2 \quad (I-4)$$

Où

ϵ_0 est la permittivité de l'espace libre

E est le champ électrique appliqué

A est la surface entre les deux plaques parallèles. Lorsque la tension électrique d'actionnement serait diminuée, la membrane revient à sa position initiale.

Les principaux avantages de micro pompes électrostatiques sont :

- Une faible consommation d'énergie.
- Un temps de réponse court comparé aux autres types de micro pompes.
- La déformation de la membrane peut être facilement contrôlée.

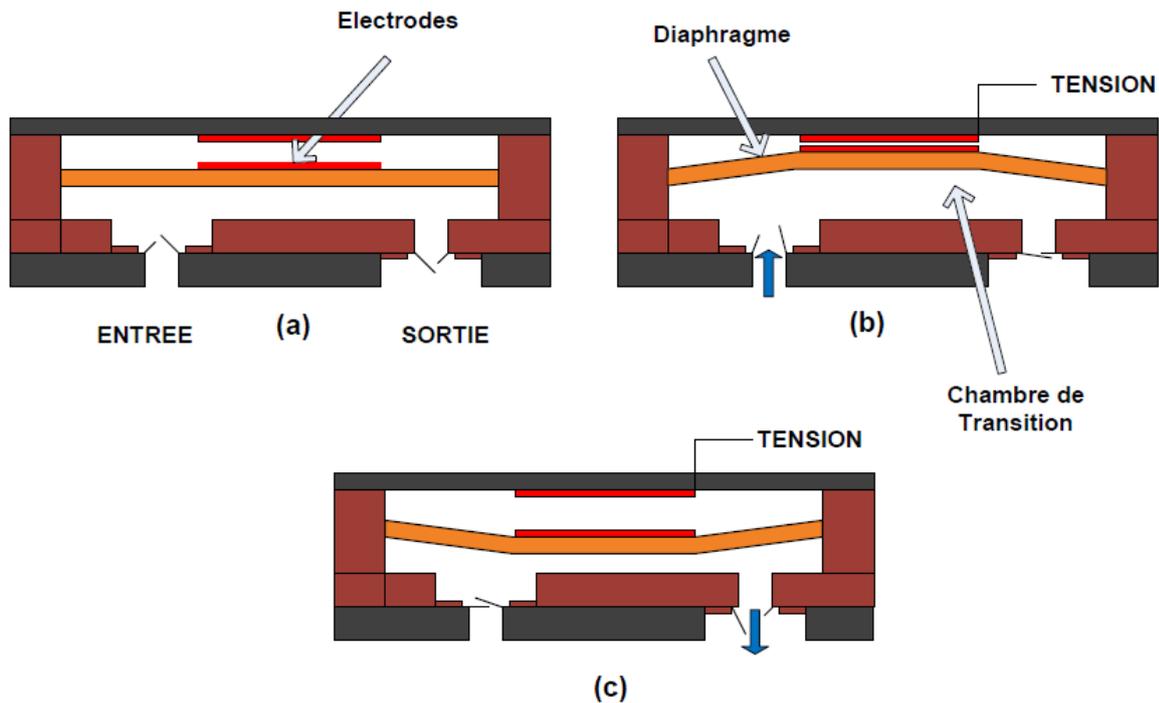


Figure I-8 : Fonctionnement d'une micro pompe à actionneur électrique:

- (a) état initial (la tension est nulle)
- (b) déflexion de la membrane vers le haut (aspiration du liquide)
- (c) déflexion de la membrane vers le bas (pompage).

III-3-4- Actionnement piézoélectrique :

Le principe de cet actionneur est basé sur l'application d'un champ électrique sur un cristal piézoélectrique (Figure I-9). L'effet piézoélectrique est lié au couplage qui existe entre la déformation mécanique et celui de la polarisation électrique.

Dans le concept de l'actionneur piézoélectrique, l'idée de base est de convertir l'effort transversal piézoélectrique à un déplacement perpendiculaire. La fabrication des actionneurs piézoélectriques intégrés dans les microsystèmes à base de silicium (Si) requiert le dépôt d'une couche mince supplémentaire de matériau piézoélectrique sur le silicium.

Ce processus, étant relativement complexe. Cela explique pourquoi la plupart des micro pompes à base de Si se manifestent généralement en un disque piézoélectrique collé sur le diaphragme de la micro pompe.

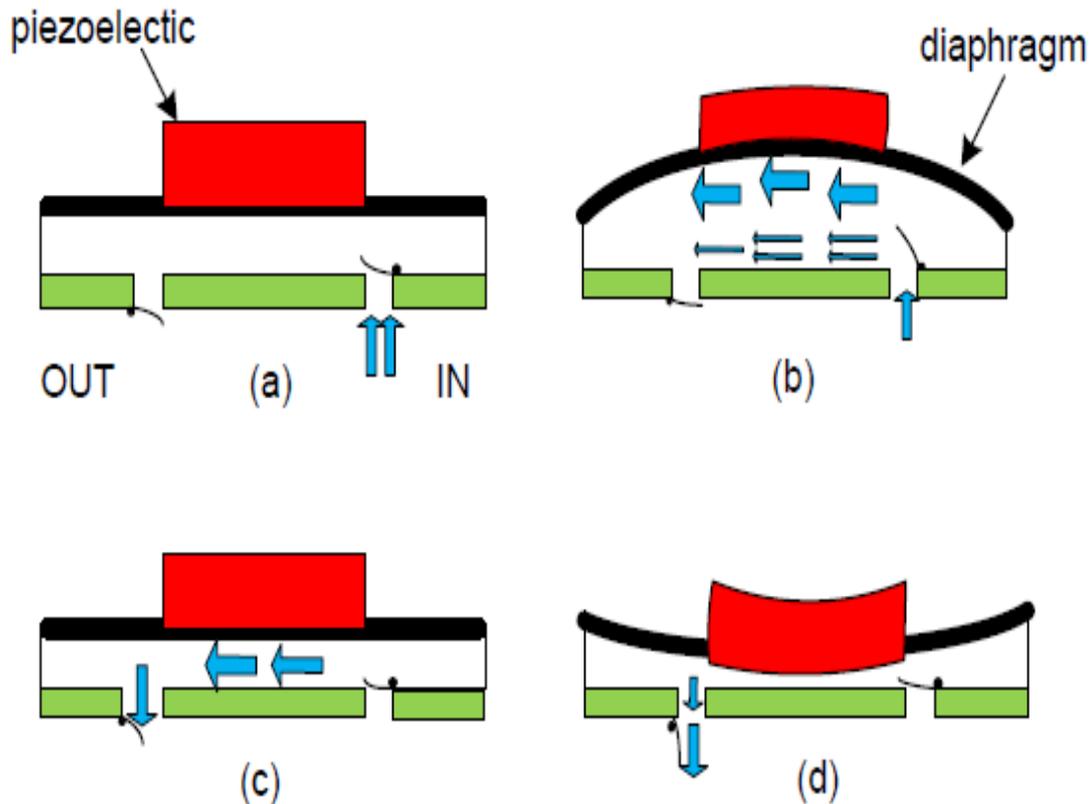


Figure I-9 : Micro pompe à un actionneur piézoélectrique :

- (a) : état initial;
- (b) : application d'un champ électrique cause une déflexion de la membrane vers le haut (aspiration du liquide);
- (c) et (d) la tension est éliminée cause une déflexion de la membrane vers le bas (pompage).

La réponse de ces micro actionneurs est très rapide. Ils opèrent avec une force et une vitesse élevées. La déflexion dépend de la tension électrique élevée. Le diaphragme revient ensuite à sa position initiale lorsque la tension est éliminée.

III-3-5- Actionnement thermique:

Cet actionneur est affecté par le changement de la température. Différents types sont utilisés: L'actionneur bimétallique, les alliages à mémoire de forme et l'actionneur pneumatique. L'actionneur bimétallique est obtenu par des changements de la température de deux matériaux collés ensemble et ayant un coefficient de dilatation thermique différent. L'actionneur pneumatique, quant à lui, est obtenu en utilisant une source externe d'air comprimé (sous pression).

Dans le cas thermo pneumatique, c'est l'expansion du volume d'un fluide qui est utilisé comme actionneur. Le fluide peut être un liquide qui se transforme en un gaz, ou tout

simplement un gaz qui se dilate lors du réchauffement (Figure I-10). Le changement de la pression des liquides est exprimé par :

$$\Delta P = E (\beta \Delta T - \Delta V/V) \quad (1-5)$$

où ΔP est la différence de la pression, ΔT la différence de la température, E le module de l'élasticité, β le coefficient de dilatation thermique et $\Delta V/V$ le pourcentage de la variation de volume.

Pour finir, les alliages à mémoire de forme (AMF) et en particulier les alliages NiTi (Nitinol ou Nickel titanium) peuvent être utilisés pour produire une énergie de stockage très élevée. L'effet

Mémoire de forme repose sur l'existence d'une transformation de phase réversible de type martensitique thermo élastique entre un état structural haute température appelé *austénite* et un état structural basse température appelé *martensite*.

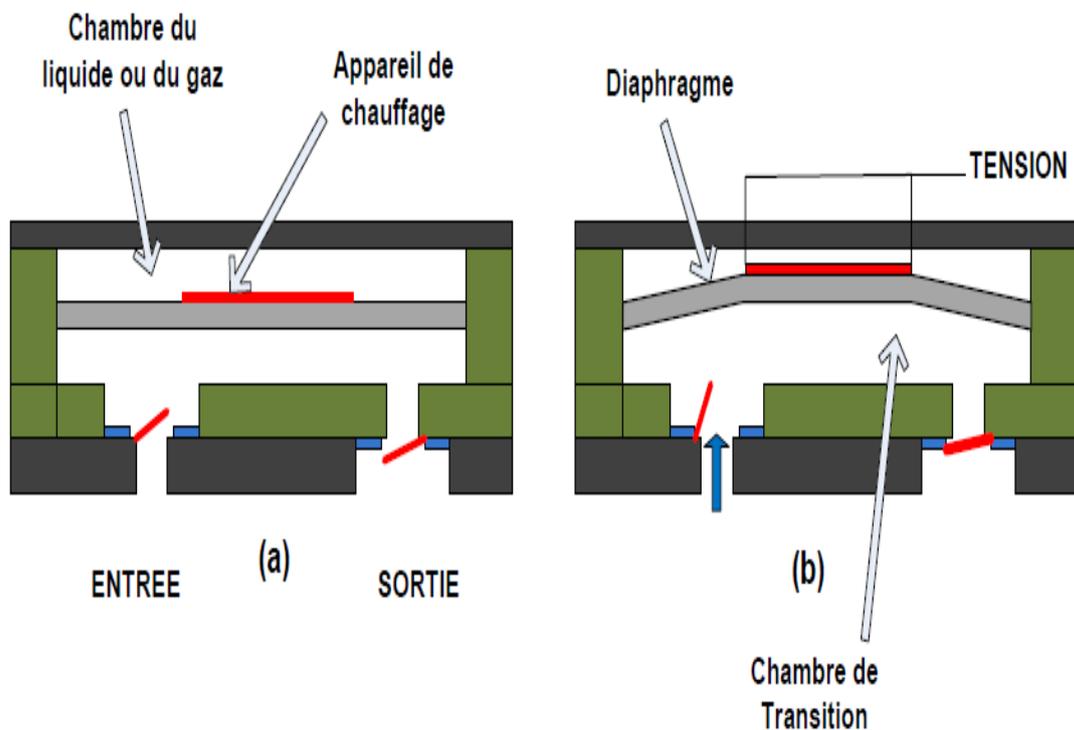


Figure I-10 : Fonctionnement d'une micro pompe à actionneur thermique:

(a) état initial et (b) expansion du volume d'un fluide provoquant une aspiration du liquide vers l'intérieur.

La performance et la consommation d'énergie dépend de la température environnante. Les déplacements importants ne sont réalisables qu'à des températures élevées. Le changement de la température peut être induit par l'utilisation d'un chauffage résistif opérant à faible voltage qui nécessite un système de refroidissement [5, 8].

IV- Les micro valves

Pour contrôler la circulation des fluides de quelques microlitres dans de très petites canalisations, il faut construire une ou plusieurs chambres. Ces chambres jouent le rôle d'une phase de transition entre une entrée et une sortie et des micro valves y sont installées afin de contrôler la circulation du fluide.

Les valves se divisent en deux types: passifs et actifs. La valve passive fonctionne à l'aide d'un fluide en circulation qui l'ouvre et de la pression inverse qui la ferme. Quant à la valve active, elle est actionnée de l'extérieur. Par ailleurs, en utilisant la technique de la micro fabrication d'une micro pompe, il est possible de fabriquer ces deux types de micro valves (active et passive) en fonction des besoins et des performances désirées pour notre application.

IV-1- Les micro valves actives:

Les valves actives communément appelées valves bidirectionnelles intègrent des actionneurs électromagnétiques, électriques (piézoélectriques ou électrostatiques) ou thermiques. Elles sont intégrées dans les micro pompes et sont faciles à contrôler.

Le déplacement du diaphragme des valves piézoélectriques nécessite un actionneur qui est composé d'électrodes et des plaques piézoélectriques qui se mettent en mouvement lors de l'application d'une tension électrique. En exerçant une force électrostatique entre ses deux électrodes, l'actionneur électrostatique peut également être utilisé pour ouvrir et fermer ces valves actives [6, 9].

Les valves actives qui opèrent en changeant la température du liquide déposé dans une chambre nécessitent des actionneurs thermo pneumatiques. L'échauffement de ce liquide se fait à l'aide d'une résistance. On arrive alors à augmenter la pression à l'intérieur de la chambre contenant le liquide, ce qui déforme le diaphragme et les valves s'ouvrent et se ferment selon les pressions.

IV-2- Les micro valves passives:

Contrairement aux valves actives, les valves passives sont unidirectionnelles et opèrent sans actionneur extérieur. Elles sont contrôlées par les écoulements, ce qui ne nécessite pas l'utilisation d'énergie extérieure [10, 11].

On distingue deux types des valves passives. Les valves passives fixes et les valves anti-retour (clapet). Dans les valves anti-retour, il existe une pièce mécanique qui empêche

l'écoulement de fluide dans le sens inverse. On trouve ces pièces sous plusieurs formes (diaphragme, clapet (anti-retour) et balle).

Pour ce qui est des valves passives fixes, elles n'ont pas besoin de parties mobiles, car la direction d'écoulement est le résultat de l'agencement des composants. Ces valves endurent les pressions élevées. Elles peuvent toutefois se rompre en raison de l'utilisation à long terme.

L'autre inconvénient majeur est qu'elles ont des problèmes de collage, en particulier celles qui ont une pression d'ouverture faible [10, 11].

L'inconvénient de ces deux types de valves réside au niveau du temps de réponse marqué par le temps de transition entre la fermeture et l'ouverture d'une valve. Cet inconvénient est négligé dans les micro pompes sans valves (*valveless micropump*), comme l'accélérateur magnétohydrodynamique qui met en mouvement le fluide grâce à une combinaison de deux champs électrique et magnétique.

Introduction

Grâce au développement de la technologie des microsystèmes, Le nombre d'applications augmente . L'objectif de cet article consiste à développer une micro pompe à insuline avec actionnement électrostatique. L'idée est de prendre la glycémie du patient et par rapport à une valeur de référence correspondant à la gamme normale de glucose sanguin. En fonction de la différence obtenue, un système électronique calcule la volume d'insuline et le nombre d'injections nécessaires dans afin de stabiliser les unités de glucose.le système électronique générera en conséquence le nombre d'impulsions pour obtenir le volume nécessaire à stabiliser la glycémie. Cette micropompe est une membrane consistant principalement en un silicium actionné électrostatiquement par une tension CC V (Fig II-1). Cette action entraîne déformation de la membrane conduisant à l'ouverture de la première micro-valve et l'introduction d'un volume unitaire dans la chambre intérieure de la micro-pompe à travers la première conduit. L'annulation de la tension V a conduit au retour de la membrane à l'équilibre. Cela entraîne la fermeture de la première soupape et l'ouverture de micro seconde micro valve, qui injectera le fluide dans le second conduit.

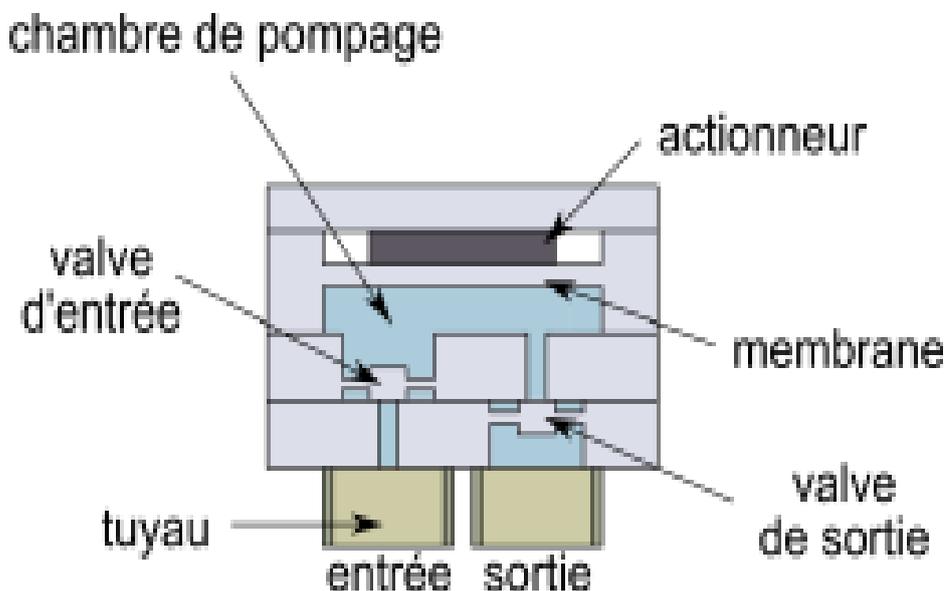


Figure II-1 : Schéma de principe de micropompe électrostatique

I- Principe de fonctionnement des micro pompes électrostatiques :

La **figure (II-2)** illustre le principe de fonctionnement d'une micro pompe avec un actionneur électrostatique.

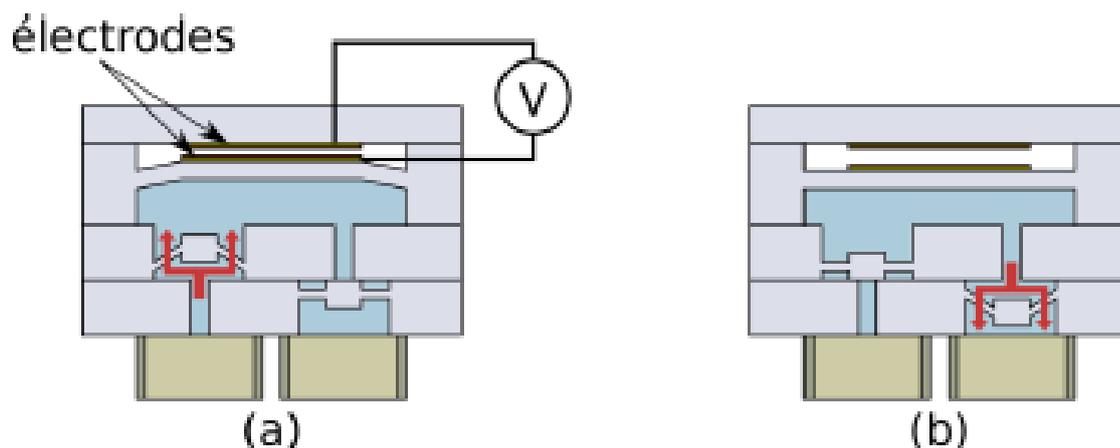


Figure II-2 : Principe de fonctionnement d'une micro pompe avec actionneur électrostatique [14]

(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Une première électrode métallique est déposée sur la membrane tandis qu'une seconde électrode est placée sur un support rigide créant ainsi une capacité plane dont une des deux électrodes est mobile. En appliquant une tension, les forces électrostatiques induites entre ces deux électrodes attirent la membrane et changent ainsi le volume de la chambre. Cette étape représente l'aspiration alors que le refoulement est caractérisé par l'absence de tension. Afin de prévenir les courts-circuits, une couche isolante est déposée à la surface des électrodes. Il faut noter que l'actionnement n'est pas réversible car les forces électrostatiques sont seulement attractives. Quelques caractéristiques de pompes électrostatiques ont été rapportées dans la littérature [15], [16–17]. Dans le **Tableau (II-1)** figurent les principales caractéristiques de quelques-unes d'entre elles.

Auteur	ΔV [μL]	F[Hz]	Qmax [mLmin^{-1}]	Pmax [kpa]	P[W]	H[1]
Zen gerle [16]	>0,009	300	0,16	29	0,001	<1,9%
Richter [17]	0,04	400	0,26	NC	NC	NC

Tableau II-1 : Caractéristiques principales de quelques micros pompes électrostatiques.

Les micro pompes électrostatiques possèdent certains avantages : une réalisation utilisant uniquement des matériaux et des procédés standards de micro fabrication, une forte compacité et de hautes fréquences de fonctionnement (> 100 Hz). Néanmoins, la force électrostatique est inversement proportionnelle à la distance entre les deux électrodes. Ainsi, la distance entre les deux électrodes doit être contrôlée très précisément (quelques μm). Les actionneurs électrostatiques sont donc difficiles à fabriquer. De plus, ne déformant les membranes que de quelques microns, ils ne peuvent générer que de faibles cylindrées (< 40 nL).

II- Modélisation du comportement mécanique de la membrane :

Nous allons établir dans ce qui suit les équations qui régissent le comportement mécanique de la membrane de silicium en se basant sur la théorie des plaques minces. Pour cela on considère que la membrane rectangulaire est encadrée, de cotés « a » et « b » et d'épaisseur « h », située dans le plan (Oxy) d'un repère orthonormé (Oxyz), représentée sur la **figure (II.3 et II.4)**.

II-1- Définition de la membrane :

La membrane de silicium, de forme rectangulaire, est taillée suivant le plan (100) comme indique la **figure (II-3 et II-4)** .Les cotés sont parallèles aux directions cristallographiques 110. Soient a et b et h les dimensions de cette membrane et S sa surface (on supposera $b > a$). L'origine du repère choisi est au centre de gravité de la membrane. Les axes Ox et Oy sont parallèles aux cotés.

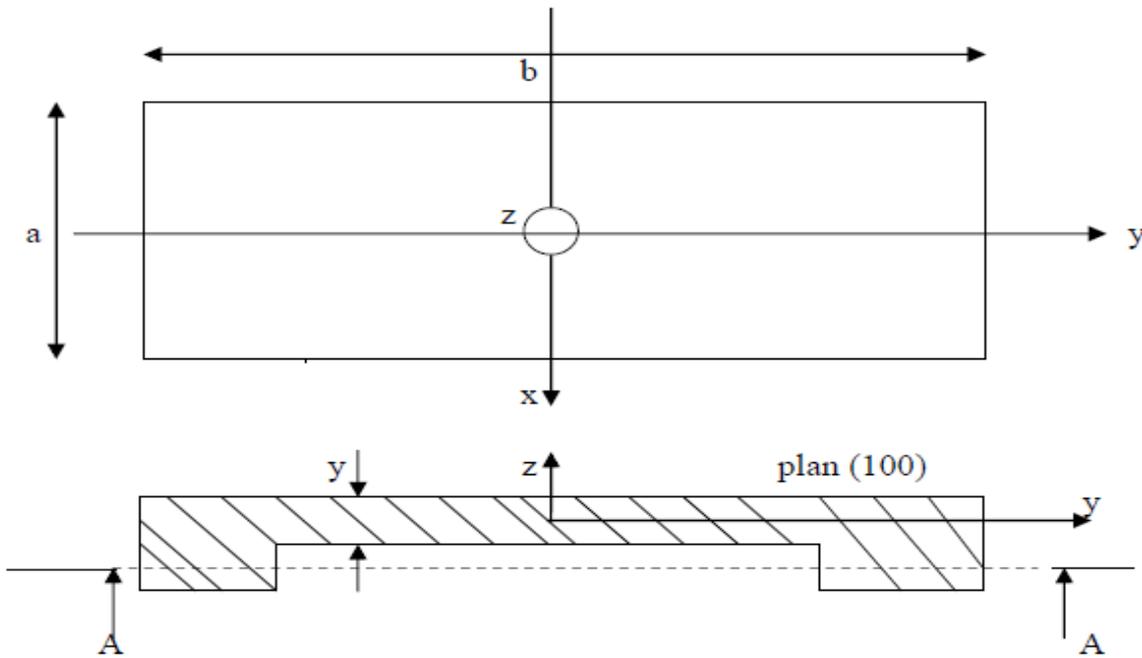


Figure II-3 : description de la membrane

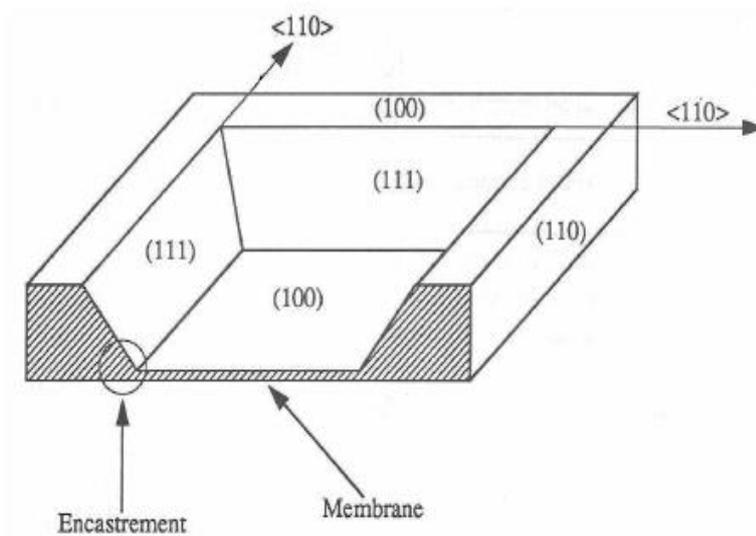


Figure II-4 : géométrie de la membrane dans l'espace

II-2- Propriétés mécaniques du Silicium et substrats SI

Le silicium est l'un des matériaux les plus naturellement abondants. Même s'il y a meilleur semi-conducteur que celui-ci comme le Germanium, c'est le prix de production des plaquettes (wafer) qui en fait le matériau le plus façonné en microélectronique et en micro technologie. La fabrication de ces plaquettes passe par une cristallisation en forme cylindrique puis la découpe en plaquettes (slicing).

Les prédictions de la loi de Moore ont permis l'élévation des diamètres des wafers pour gagner en nombre de composants. Nous sommes passés des wafers de 50 mm de diamètre (2 pouces) les années 1970 à des diamètres de 100 mm (4 pouces) au début des années 75, 150 mm (6 pouces) à la fin des années 80, 200 mm (8 pouces) au début des années 90 et 300 mm (12 pouces aussi nommés pizza-pie) les années 2000.fig(II-5).

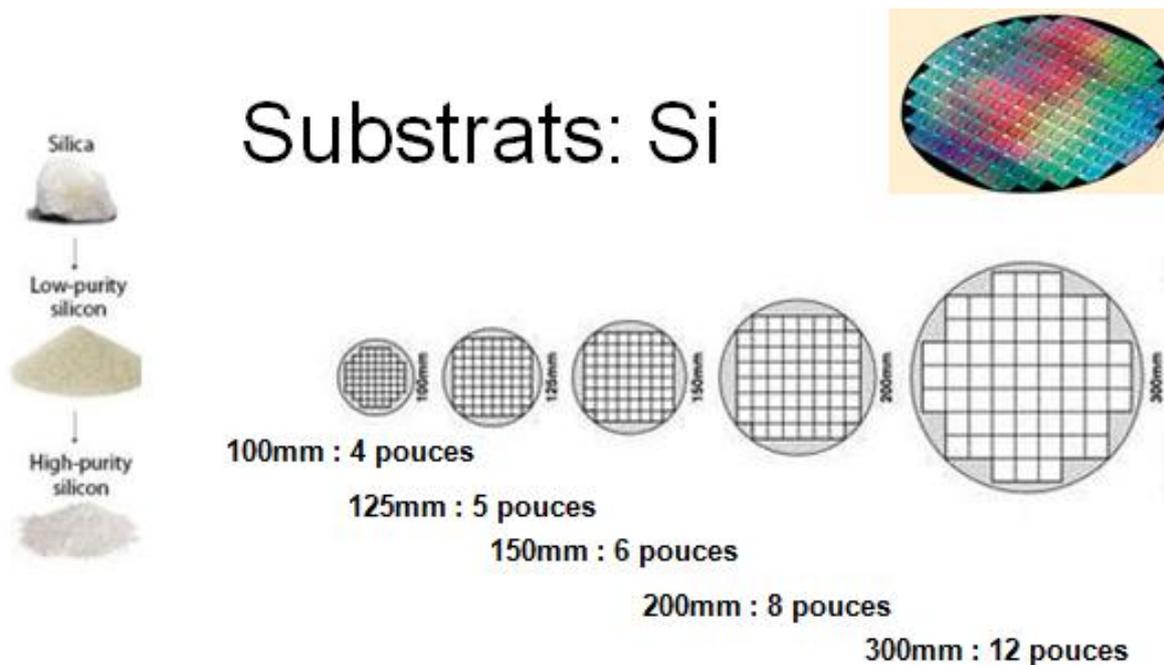
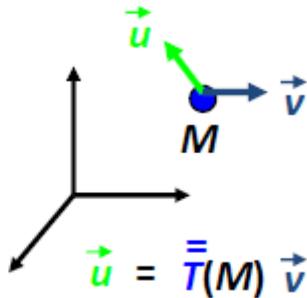


Figure II- 5 : Du sable au pizza-pie.

Pour l'étude du comportement mécanique des matériaux, commençons par énoncer quelques définitions.

II-2-1- Définition des tenseurs :

Tenseur : Opérateur liant dans un même repère deux grandeurs physiques en un même point d'un espace de dimension d .



Ses composantes dans un repère donné ne dépendent que du M

Le Rang d'un tenseur caractérise son nombre d'indices

$T(0)$ Tenseur de Rang 0 : Scalaire à $d0 = 1$ composante $T(M)$

$T(1)$ Tenseur de Rang 1 : Vecteur à $d1$ composantes $T_i(M)$

$T(2)$ Tenseur de Rang 2 : Matrice à $d2$ composantes $T_{ij}(M)$

$T(n)$ Tenseur de Rang n : Matrice à dn composantes $T_{ij\dots n}(M)$

II-2-2- Tenseur des contraintes:

Une contrainte mécanique représente une force par unité de surface. Elle est exprimée en Pascal ou N/m² dans le Système International. Pour représenter l'état général de contrainte en un point donné d'un matériau, on utilise le formalisme tensoriel. Le tenseur de contrainte, noté σ_{ij} , est de rang 2 et s'écrit dans une base des axes cristallographiques

$$\sigma_{ij} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{31} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix}$$

Les contraintes de type σ_{ij} sont appelées contraintes normales alors que les contraintes de type σ_{ij} avec $i \neq j$ sont des contraintes tangentielles. L'état général de contrainte autour d'un point M, représenté par un élément cubique infinitésimal est donné sur cette **figure (II-6)**

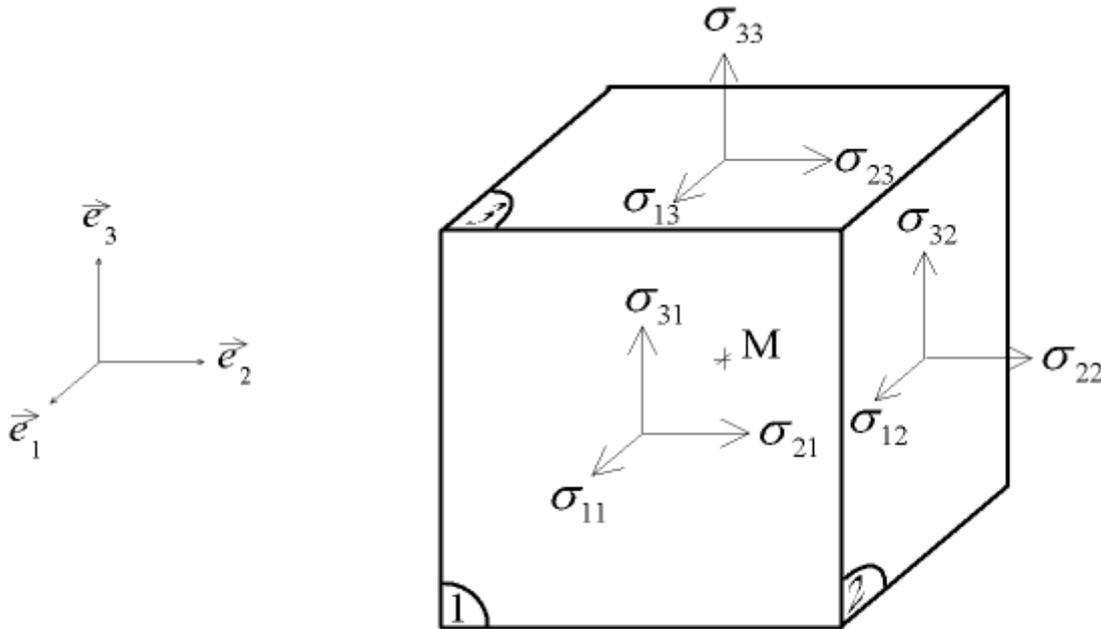


Figure II-6 : Définition des composantes du tenseur des contraintes mécaniques.

Il est possible de montrer qu'à l'équilibre, le tenseur des contraintes σ_{ij} est symétrique, c'est à-dire $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$. Il possède donc six composantes indépendantes [18, 19].

II-2-3- Tenseur des déformations

Sous l'effet d'une contrainte mécanique, un matériau se déforme. Cette déformation ne se fait pas uniquement dans la direction de la contrainte. En effet, lorsque l'on tire sur un matériau élastique, il s'allonge dans la direction de la force, mais on observe également une variation de sa section. En outre la déformation dépend des propriétés mécaniques du matériau. Selon la direction suivant laquelle la contrainte est appliquée, les déformations induites sont généralement différentes, on parle alors d'anisotropie des propriétés mécaniques

d'un matériau. Les cristaux d'une façon générale, et le silicium en particulier, présentent ainsi des propriétés mécaniques fortement anisotropes [18].

Les déformations représentent les variations de géométrie d'un segment donné suivant toute les directions. Elles s'expriment sans unité et sont représentées par un tenseur symétrique de rang 2 (et possèdent par conséquent six composantes indépendantes) :

$$\boldsymbol{\varepsilon}_{ij} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{31} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix}$$

Les déformations ne dépendent donc pas seulement de l'intensité et du type de contrainte, mais également des propriétés mécaniques du matériau qui se déforme.

II-2-4- Tenseurs d'élasticité - loi de Hooke

Dans le cadre de la théorie de l'élasticité linéaire, la déformation dépend linéairement des contraintes mécaniques, les différents coefficients qui relient cette déformation à la contrainte sont appelés modules d'élasticité (ou rigidités) ou compliances du matériau [18]. On a les relations appelées **loi de Hooke**:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \text{ et } \varepsilon_{ij} = S_{ijkl} \sigma_{kl}$$

Où C_{ijkl} sont les coefficients du tenseur d'élasticité, appelés modules d'élasticité ou de rigidités, et S_{ijkl} les coefficients du tenseur inverse, appelés compliances élastiques.

	S11 [GPa ⁻¹]	S12 [GPa ⁻¹]	S44 [GPa ⁻¹]	C11 [GPa]	C12 [GPa]	C44 [GPa]
Si	0.00768	-0.00214	0.0126	165.7	63.9	79.6

Tableau II-2 : Valeurs numériques des constantes élastiques du silicium [20].

On peut définir les principales propriétés mécaniques d'un matériau :

Le **module de Young** E est la constante qui relie la contrainte mécanique d'un matériau et la déformation élastique. Un matériau dont le module de Young est très élevé est dit rigide [20].

Le **coefficient de Poisson** permet de caractériser la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

L'intérêt de ces coefficients est de pouvoir obtenir une représentation quantitative de l'anisotropie des propriétés mécaniques du matériau.

Matériau	Si	SiO ₂	Pyrex	Poly Si	Nutrure Si
<i>Module d'Young (GPa)</i>	<i>E₁₀₀=131 E₁₁₀=168</i>	75	60	140	270
<i>Coefficient de Poisson</i>	0.27	0.17	0.25	0.28	0.3

Tableau II-3 : Principales propriétés mécaniques du silicium et du pyrex 7740 [18, 21, 22].

III- Etude théorique de la déformation et la déflexion :

Sous l'action d'une pression différentielle P uniformément répartie, la membrane se déforme. Soit W (x, y) déformation le long de Oz à un point des coordonnées (x, y). En utilisant la théorie des plaques minces [23], L'équilibre de la membrane soumise à une pression P est décrit par l'équation différentielle suivante :

$$\frac{\partial^4 W(x,y)}{\partial x^4} + 2\alpha_{Si} \frac{\partial^4 W(x,y)}{\partial y^2 \cdot \partial x^2} + \frac{\partial^4 W(x,y)}{\partial y^4} = \frac{P}{D} \quad (\text{II.1})$$

Ou :

$$\left\{ \alpha_{Si} = \nu + \frac{2G(1 - \nu^2)}{Y} \right. \quad (\text{II.2})$$

$$\left\{ D = \frac{Yh^3}{12(1 - \nu^2)} \right. \quad (\text{II.3})$$

α_{Si} et D sont respectivement, le coefficient d'anisotropie et le module de rigidité du silicium dont les expressions sont :

$$y = 1.698 \cdot 10^{11} \text{ Pa}$$

$$G = 0.622 \cdot 10^{11} \text{ Pa}$$

$$\vartheta = 0.066$$

$$\alpha_{Si} = 0.798$$

III-1- Résolution du modèle mathématique :

Lorsque la membrane en silicium monocristallin est soumise à une pression « P », elle fléchit **figure (II-7)**. Dans ce qui suit, il est admis que les hypothèses suivantes sont vérifiées :

- La pression est telle que la théorie de l'élasticité reste applicable.
- La membrane est assimilable à une plaque mince ($h \ll a$).
- La théorie des faibles déflexions reste valable ($W \ll h$).
- Toutes les forces extérieures, autres que celles dues à la pression, sont négligeables.
- La membrane est totalement encastree sur ses bords.

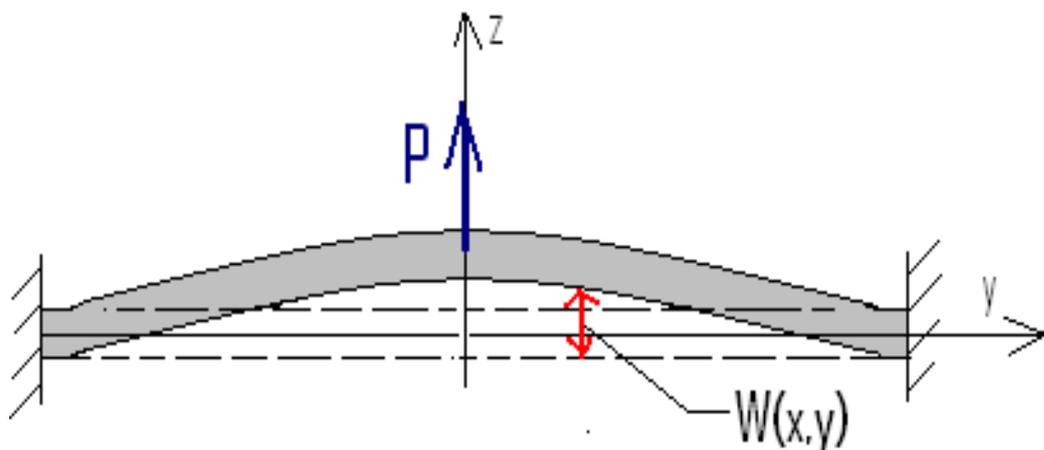


Figure II-7 : Déflexion de la membrane lors de l'application d'une pression P.

L'encastrement parfait de la membrane sur ses bords impose les conditions aux limites suivantes [24] :

$$\begin{cases} W \left(x = \pm \frac{a}{2}, \forall y \right) = 0 \\ W \left(\forall x, y = \pm \frac{b}{2} \right) = 0 \end{cases} \quad (\text{II-4})$$

$$\begin{cases} \frac{\partial W}{\partial x} \left(x = \pm \frac{a}{2}, \forall y \right) = 0 \\ \frac{\partial W}{\partial y} \left(\forall x, y = \pm \frac{b}{2} \right) = 0 \end{cases}$$

La résolution de l'équation aux dérivées partielles (II.1) avec les conditions aux limites permet d'obtenir les déflexions $w(x, y)$ de la membrane.

Pour ce ramené à un domaine d'intégration carrée, on normalise les variables x et y comme suit :

$$\begin{cases} u = \frac{2x}{a} \\ v = \frac{2y}{b} \end{cases} \quad (\text{II-5})$$

L'équation (II.1) avec ses conditions aux limites devient alors [25] :

$$\left(\frac{16}{a^4} \right) \frac{\partial^4 W}{\partial x u^4} + 2\alpha \left(\frac{16}{a^2 b^2} \right) \frac{\partial^4 W}{\partial u^2 \partial v^2} + \left(\frac{16}{b^2} \right) \frac{\partial^4 W}{\partial v^4} = \frac{P}{D} \quad (\text{II-6})$$

En mettre :

$$W_N = \frac{16}{a^2 \cdot b^2 \cdot P} DW$$

Et

$$R = \frac{b}{a} \quad (\text{II-7})$$

L'équation de LAGRANGE devient indépendante des dimensions. Elle ne dépend que de R et α . Elle s'écrit donc :

$$R^2 \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^4} + 2\alpha_{Si} \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^2 \cdot \partial v^2} + \frac{1}{R^2} \frac{\partial^4 W_N}{\partial v^4} = 1 \quad (\text{II-8})$$

$$\begin{cases} W_N(u = \pm 1, \forall v) = 0 \\ W_N(\forall u, v = \pm 1) = 0 \\ \frac{\partial W_N}{\partial u}(u = \pm 1, \forall v) = 0 \\ \frac{\partial W_N}{\partial v}(\forall u, v = \pm 1) = 0 \end{cases} \quad (\text{II-9})$$

W_N n'ayant pas de dimension et les variable u et v variant entre -1 et $+1$, le système d'équation (II.1) et (II.4) est ainsi normalisé et R est appelé facteur de réctangularité.

III-2- La résolution du système différentiel :

La résolution du système différentiel formé par les équations (II.8) et (II.9) permet d'obtenir la déflexion W en tout point du plan (Oxy). Néanmoins, la solution analytique exacte de ce système d'équations n'est pas connue ! Nous nous proposons donc de trouver une solution approchée à ce problème par la méthode de Galerkin [26] qui est basée sur le théorème des travaux virtuels [27] et [28].

La méthode de GALERKIN est une méthode d'approximation adaptée à déformations variationnelles. le choix de la fonction de base est lié à la satisfaction des conditions aux limites. Cette méthode se limite aux problèmes symétriques et a été appliquée avec succès à la flexion des plaques minces à petites flèches. L'équation (III-6) étant linéaire, nous chercherons la solution sous la forme :

$$W_N(u, v) = \sum_{i=1}^n K_i \varphi_i(u, v) \quad (\text{II-10})$$

Où $\varphi_i(u, v)$ sont des fonctions polynomiales de u et v linéairement indépendantes et vérifiant les conditions aux limites et K_i sont des constantes réelles à déterminer.

Si

$W_N(u, v)$ est solution du système (II-8) et (II-9), elle doit vérifier le système

d'équations de GALERKIN suivant :

$$\int_S \int_N \left[R^2 \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^2 \partial v^2} + \frac{1}{R^2} \frac{\partial^4 W_N}{\partial v^4} - 1 \right] \varphi_i du dv = 0 \quad (\text{II-11})$$

Avec $i = 1, \dots, n$

Où :

S et N est le domaine d'intégration.

La déflexion a pour axe de symétrie la perpendiculaire au centre de la membrane. Par suite, on peut choisir, pour les fonctions φ_i , des expressions de la forme :

$$\begin{aligned} \varphi_1 = U_1 V_1 & \quad \varphi_2 = U_2 V_1 & \quad \varphi_3 = U_1 V_2 & \quad \varphi_4 = U_2 V_2 & \quad \varphi_5 = U_3 V_1 \\ \varphi_6 = U_1 V_3 & \quad \varphi_7 = U_3 V_2 & \quad \varphi_8 = U_2 V_3 & \quad \varphi_9 = U_3 V_3 & \end{aligned} \quad (\text{II-12})$$

Avec :

$$U_j = U^{2(j-1)} (U^2 - 1)^2 \quad (\text{II-13})$$

$$V_j = v^{2(j-1)} (v^2 - 1)^2$$

On peut écrire La forme générale de la solution est :

$$W_N = K_1 U_1 V_1 + K_2 U_2 V_1 + K_3 U_1 V_2 + K_4 U_2 V_2 + \dots \quad (\text{II-14})$$

En se limitant à 4 termes (Annexe C), cette solution devient :

$$W_N(u, v) = (u^2 - 1)(v^2 - 1)(K_1 + K_2 u^2 + K_3 v^2 + K_4 u^2 v^2) \quad (\text{II-15})$$

En substituant (II-15) dans (II-11), on obtient un système de quatre équations dont la première peut se mettre sous la forme suivante :

$$\begin{aligned}
& K_1 \int_S \int_N \left[R^2 V_1 \frac{\partial^4 V_1}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_1}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_1}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_1 \frac{\partial^4 V_1}{\partial v^4} \right] \varphi_i dudv + \\
& K_2 \int_S \int_N \left[R^2 V_1 \frac{\partial^4 U_2}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_2}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_1}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_2 \frac{\partial^4 V_1}{\partial v^4} \right] \varphi_i dudv + \\
& K_3 \int_S \int_N \left[R^2 V_2 \frac{\partial^4 U_1}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_1}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_2}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_1 \frac{\partial^4 V_2}{\partial v^4} \right] \varphi_i dudv + \\
& K_4 \int_S \int_N \left[R^2 V_2 \frac{\partial^4 U_2}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_2}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_2}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_2 \frac{\partial^4 V_2}{\partial v^4} \right] \varphi_i dudv + \\
& = \int_S \int_N \varphi_i dudv \tag{II-16}
\end{aligned}$$

Les équations (II-16) constituent un système linéaire de quatre équations à quatre inconnues K_1 , K_2 , K_3 , et K_4 , i ne dépendant que du rapport des cotés R et de la constante α liée aux paramètres mécaniques v_{110} , E_{110} et G_{110} . Ce système peut s'écrire sous la forme matricielle suivante :

$$[A_{ij}][K_i] = [B] \tag{II-17}$$

Les termes de la matrice $[A_{ij}]$ ont été déterminés analytiquement. Leurs expressions sont données dans l'annexe A .Le système algébrique (II-16) a été ensuite résolu numériquement. Le tableau (II-4) donne les valeurs des coefficients K_i pour quelques valeurs particulières de R.

R	1	2	3
K_1	0.021253	0.011584	0.005742
K_2	0.004945	-0.000731	-0.000577
K_3	0.004945	-0.000465	-0.000482
K_4	0.006852	0.014323	0.007636

Tableau II-4 : Coefficients du polynôme approximant la déflexion pour R=1, 2, 3 et $\alpha=0.798$.

III-3- Calcul du volume par intégration numérique:

Le calcul du volume du fluide à été fait numériquement à l'aide du logiciel **Matlab**, par la résolution de l'équation suivante:

$$w(x,y) = \frac{P(ab)^2}{16D} \int \int \left[1 - \left(\frac{2x}{a} \right)^2 \right]^2 \left[1 - \left(\frac{2y}{b} \right)^2 \right]^2 \left[K_1 + K_2 \left(\frac{2x}{a} \right)^2 + K_3 \left(\frac{2y}{b} \right)^2 + K_4 \left(\frac{2x}{a} \right)^2 \left(\frac{2y}{b} \right)^2 \right]$$

Nous allons résumer les différentes étapes du programme permettant de calculer le volume par une pression appliquée.

I**Introduction des données**

- **Dimensions de la membrane**
- **Distance entre les deux armatures**
- **Pression de la cavité interne**

II

- **Balayage de la pression dans l'intervalle [P_{min}, P_{max}]**

III

- **Calcul de l'intégrale donnant le volume par la Formule de LAGRANGE**

IV

- **Résultats obtenus :
Variation du volume en fonction de la pression**

Un exemple de la variation du volume en fonction de la pression dans le cas d'une membrane rectangulaire définie par : $a = 10^{-3}$ m et $b = 2 \cdot 10^{-3}$ m.

P(bar)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6
Vol(μm^3)	1429,9	2869,9	4289,6	5719,4	7149,5	8577,5

Tableau II-5: variation du volume en fonction de la pression à $h=10 \mu\text{m}$.

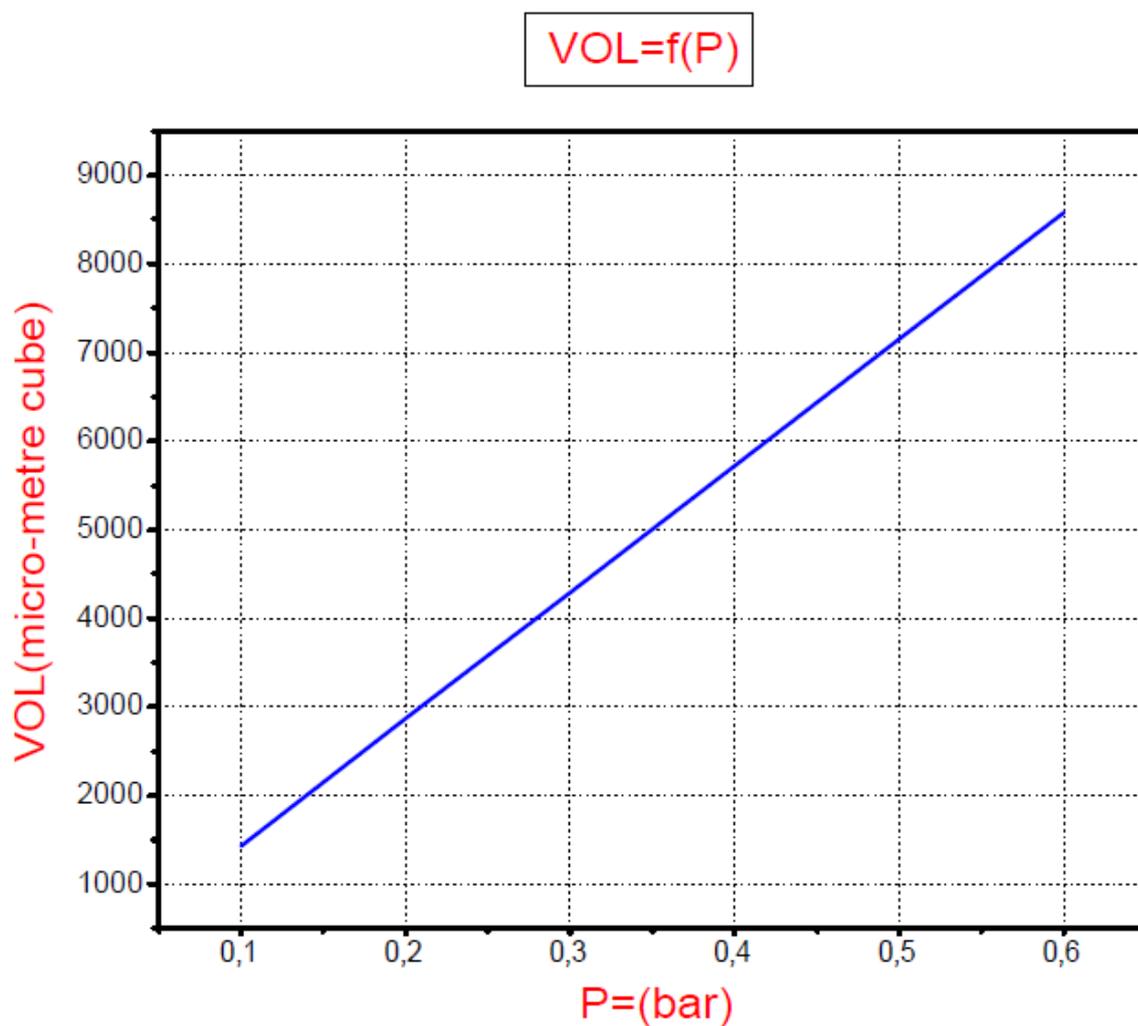


Figure II-8 : Volume unitaire pour différentes valeurs de pression à $h=10 \mu\text{m}$

P(bar)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6
Vol(μm^3)	178,73	357,46	536,2	714,93	893,66	1067,3

Tableau II-6 : variation du volume en fonction de la pression à h=20 μm

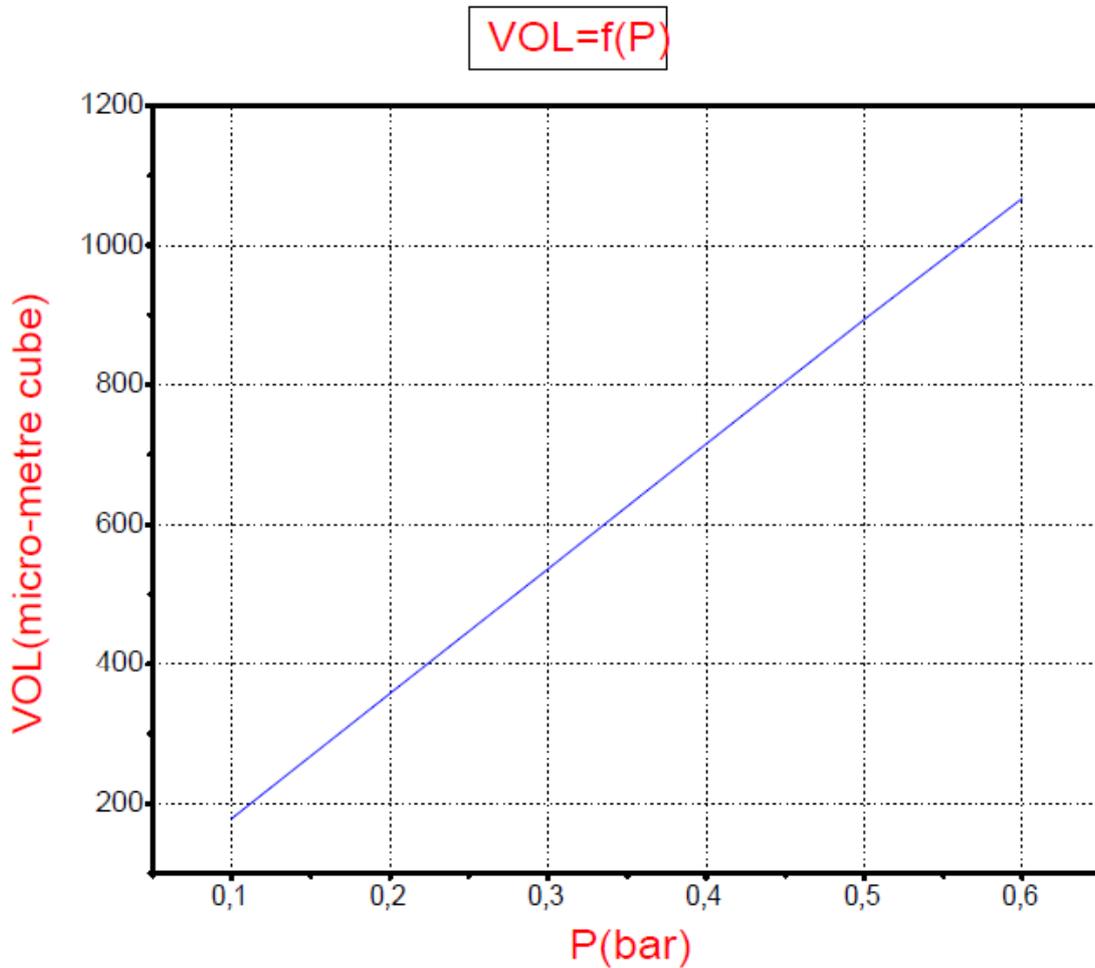


Figure II-9 : Volume unitaire pour différentes valeurs de pression à h=20 μm

P(bar)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6
Vol(μm^3)	52,95	105,92	158,87	211,83	264,79	318,02

Tableau II-7 : variation du volume en fonction de la pression à $h=30\ \mu\text{m}$

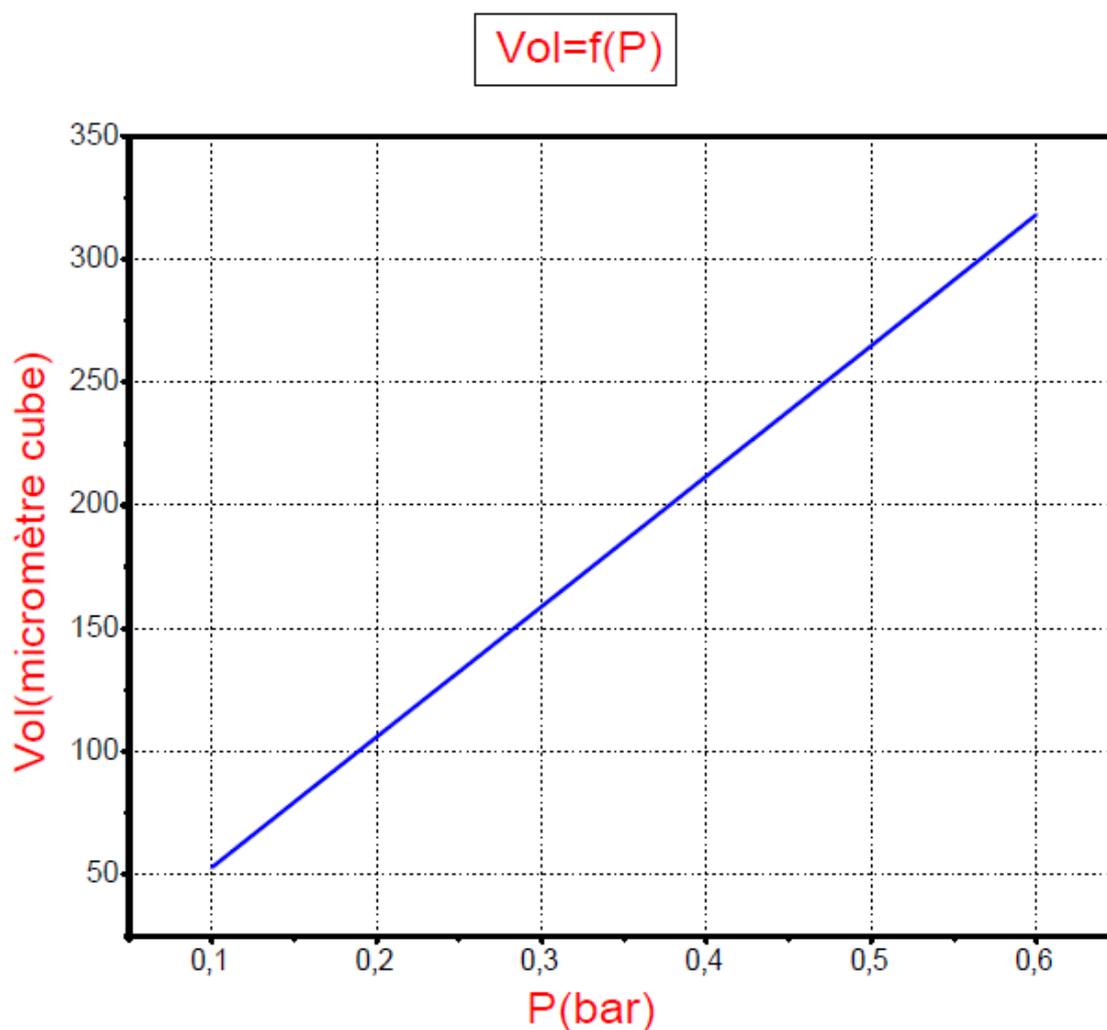


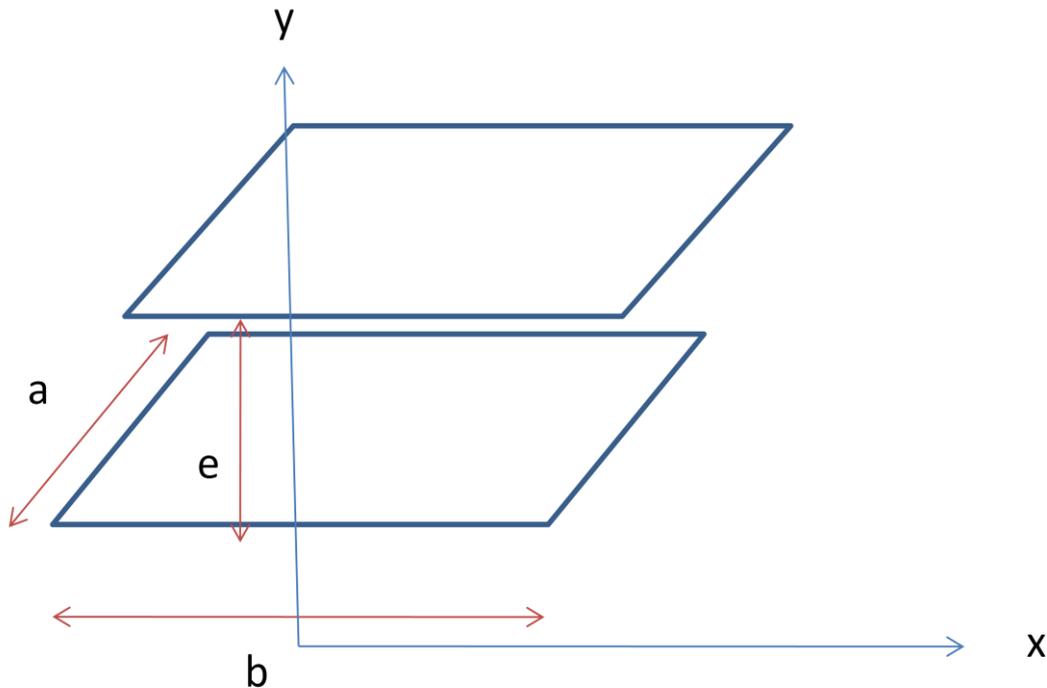
Figure II-10 : Volume unitaire pour différentes valeurs de pression à $h=30\ \mu\text{m}$

On voit clairement que les trois courbes sont linéaires, et que cette linéarité est due à la proportionnalité entre la pression et l'épaisseur de la membrane car, quand h augmente la membrane devient plus rigide, la cavité se redresse ce qui implique une diminution du volume en fonction de h .

IV- variation du volume en fonction de la tension pour différentes épaisseurs de la membrane (h):

Nous avons établi une relation entre la pression et le volume induit. On cherche à établir une relation entre la tension appliquée et le volume unitaire. Pour cela, on sait que l'application d'une tension V continue entraîne une pression sur la membrane la conduisant à une flexion. On sait par ailleurs que la pression électrostatique produite par une tension appliquée V est donnée par :

$$p = \frac{F_y}{S}$$



L'expression de la capacité du condensateur (annexe B) ainsi constitué est :

$$c = \varepsilon \cdot \frac{a \cdot b}{y}$$

L'énergie potentielle stockée dans ce condensateur s'écrit :

$$E = \frac{1}{2} CV^2$$

On sait que la force agissant entre les deux armatures est de la forme :

$$\vec{F} = -\text{grad}(E)$$

En a la force transversale:

$$F_y = -\frac{dE}{dy} = \frac{V^2}{2} \frac{dc}{dy} = \frac{V^2}{2} \cdot \epsilon \cdot \frac{a \cdot b}{y^2}$$

$$F_y = \epsilon \cdot \frac{a \cdot b}{2y^2} \cdot V^2 \quad \Rightarrow \quad F_y = \epsilon \cdot \frac{s}{2e^2} \cdot V^2 \quad \text{telle que } e \text{ est la distance inter armature}$$

$$\text{Donc :} \quad p = \epsilon \frac{V^2}{2e^2}$$

Les résultats obtenus sont sous forme de graphe qui représente le volume en fonction de la tension à différentes **h**.

U(v)	1	2	3	4	5	6
Vol($\mu\text{ m}^3$)	633	2530	5700	$1,01 \cdot 10^4$	$1,53 \cdot 10^4$	$2,12 \cdot 10^4$

Tableau II-8 : variation du volume en fonction de la tension à $h=10\ \mu\text{m}$.

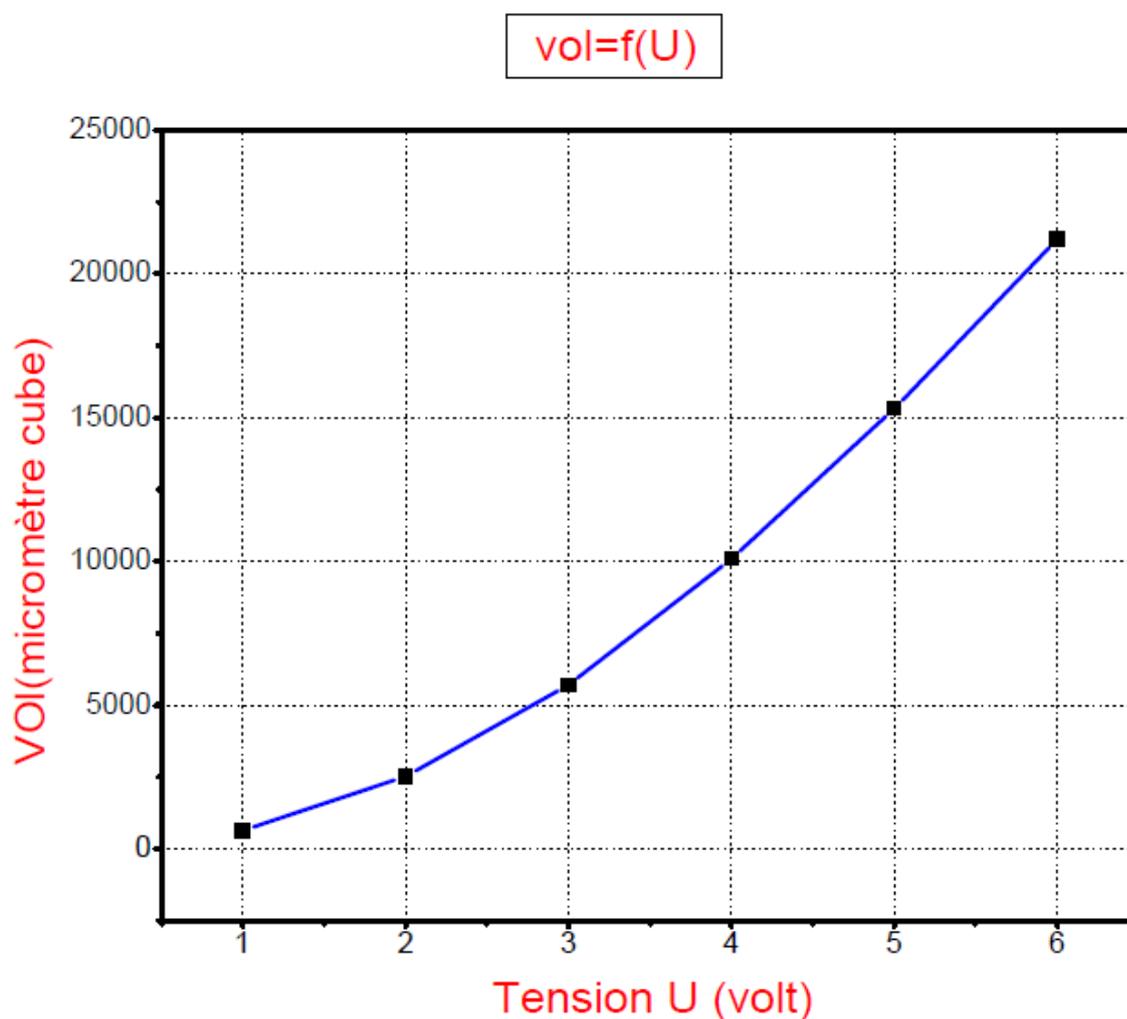


Figure II-11 : Volume unitaire pour différentes valeurs de la tension à $h=10\ \mu\text{m}$

U(v)	1	2	3	4	5	6
Vol($\mu\text{ m}^3$)	2,59	10,38	23,3	41,5.	64,8	90,9

Tableau II-9 : variation du volume en fonction de la tension à h=20 μm .

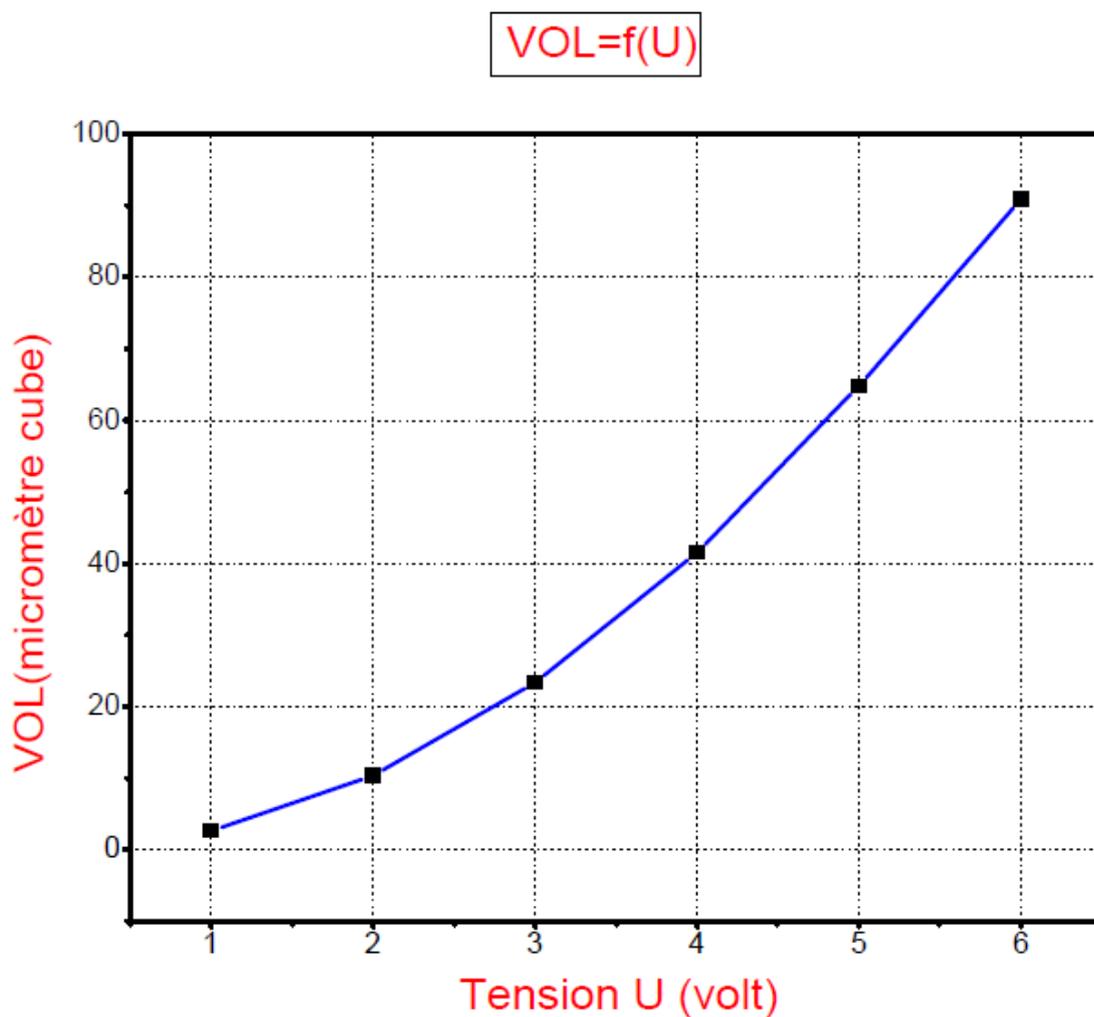


Figure II-12 : Volume unitaire pour différentes valeurs de la tension à h=20 μm

U(v)	1	2	3	4	5	6
Vol(μm^3)	19,6	78,7	176	314	491	766

Tableau II-10 : variation du volume en fonction de la tension à $h=30\ \mu\text{m}$.

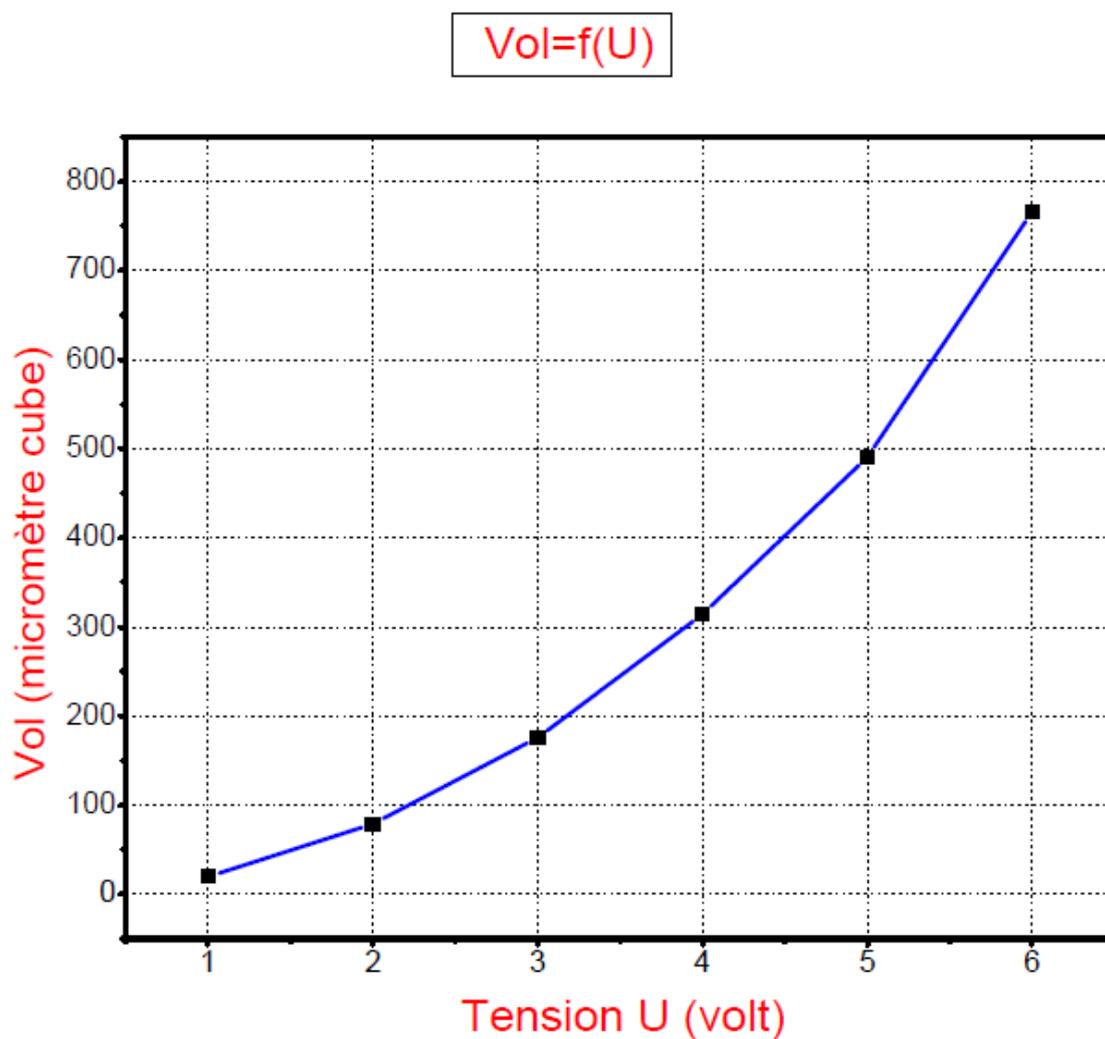


Figure II-13 : Volume unitaire pour différentes valeurs de la tension à $h=30\ \mu\text{m}$

V- Expressions de la déflexion de la membrane en un point quelconque

Compte tenu des résultats précédents, l'expression de la déflexion de la membrane en un point quelconque $w(x,y)$ est :

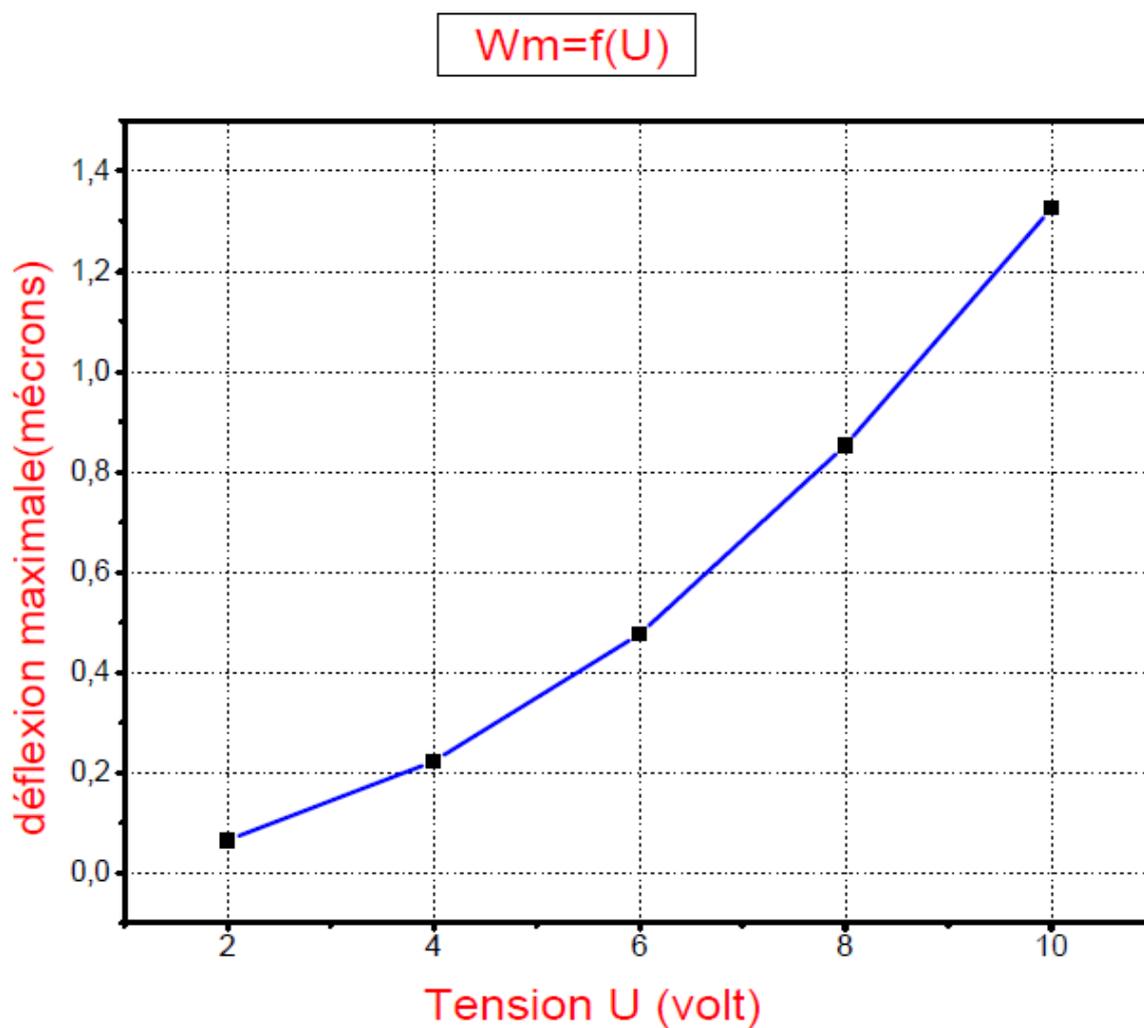
$$w(x,y) = \frac{P(ab)^2}{16D} \left[1 - \left(\frac{2x}{a} \right)^2 \right]^2 \left[1 - \left(\frac{2y}{b} \right)^2 \right]^2 \left[K_1 + K_2 \left(\frac{2x}{a} \right)^2 + K_3 \left(\frac{2y}{b} \right)^2 + K_4 \left(\frac{2x}{a} \right)^2 \left(\frac{2y}{b} \right)^2 \right]$$

la déflexion au centre est :

$$w(0,0) = \frac{P(ab)^2 K_1 \cdot (R)}{16D}$$

Comme le volume unitaire est proportionnel à W_m , la sensibilité diminue lorsque le rapport R et l'épaisseur h de l'augmentation de la membrane. La sensibilité est maximale pour un membrane carrée ($R = 1$). en utilisant Matlab, nous avons pu calculer, pour un carré diaphragme, le volume élémentaire pour différentes pressions valeurs et pour différentes valeurs de la tension V .

U(v)	0	2	4	8	10
Déflexion maximale(microns)	0.0648	0.2222	0.4768	0.8518	1.3253

Tableau II-11 : la variation de la déflexion maximale W_m selon V Pour $h=20 \text{ } \mu\text{m}$ Figure II-14 : déflexion maximale selon la tension U pour $h=20 \text{ } \mu\text{m}$

I- Introduction

Il a été observé que le silicium utilisé en fabrication microélectronique possédait d'excellentes propriétés mécaniques, notamment un module d'élasticité proche de celui de l'acier inoxydable et une résistance à la fatigue considérable grâce à sa structure cristallographique régulière. Dès lors, l'utilisation de ce matériau pour la réalisation de structures mécaniques microscopiques est devenue évidente. Le silicium étant l'une des principales matières premières de la microélectronique. Pour la fabrication de ces structures, on utilise la technologie existante mise au point pour la réalisation de circuits intégrés électroniques et certaines techniques spécifiques telles que le micro usinage, la soudure verre-silicium ou silicium-silicium etc... Ces technologies permettent le traitement par lot de la fabrication des composants, conduisant ainsi à des coûts de production avantageux.

On sait qu'à la fabrication de capteurs ou d'actionneurs électromécaniques, on associe généralement une électronique de traitement ou de commande. Cette association peut se faire sur un seul et même substrat. On parle alors d'intégration monolithique. Dans le cas contraire, plusieurs composants fabriqués sur différents substrats sont connectés entre eux et on parle ainsi d'intégration hybride. Cette dernière est nécessaire lorsque les procédés de fabrication mécanique et électronique sont incompatibles.

Dans la plupart des cas, les procédés de fabrication de capteurs et d'actionneurs monolithiques sont composés des étapes de la technologie CMOS et de certaines techniques spécifiques.

La micro-technologie désigne donc un ensemble de techniques dérivées de la microélectronique utilisées dans la réalisation de structures en trois dimensions dont les précisions sont de l'ordre du micromètre. Les principales techniques utilisées dans ce domaine sont les suivantes:

- Micro-usinage de surface par voie sèche ou humide des substrats (souvent des tranches de silicium ou de SiO₂, AsGa,...);
- Micro-usinage en volume;
- Dépôt de couches minces de différents matériaux;
- La photolithographie simple face;
- La photolithographie double face ;
- Soudure anodique;
- Réalisation de micro moulage (procédé LIGA).

Dans ce dernier chapitre, nous allons donner un aperçu sur l'ensemble des opérations technologiques nécessaires pour la fabrication des MEMS.

II - La technologie de fabrication

D'une technologie de fabrication d'objets discrets en trois dimensions, on passe à une technologie de fabrication par duplication planaire. Le niveau de complexité des formes qui peuvent être intégrées dans ce plan est considérablement réduit et dépend souvent du matériau gravé. Avec du silicium, les formes gravées dépendront ainsi de l'orientation du cristal et de la technique de gravure utilisée [29].

II-1- Techniques de réalisation:

On dénombre trois principaux types d'opération technologique :

- la lithographie optique ou électronique ;
- les procédés physiques de gravure ;
- les dépôts de matériaux sous forme de couches minces [29].

II-2- La photolithographie:

Toutes les étapes du procédé technologique font appel à la photolithographie dont nous allons rappeler le principe.

Il y a 3 principales étapes en photolithographie avant de faire le traitement sélectif comme tel (gravure ou autre): Revêtement –Exposition – Développement.

- Le revêtement consiste à étaler sur un substrat ou un échantillon une couche de résine (Photosensible ou autre) de façon uniforme et contrôlée à l'aide d'une tournette où le substrat est retenu par aspiration. Cette résine doit ensuite subir un recuit pour son séchage.

- L'exposition consiste à insoler ou exposer la résine photosensible à un rayonnement de lumière ultraviolette de façon sélective en masquant la lumière aux endroits qui n'ont pas à être exposés. Un masque est alors utilisé. Ce dernier est une plaque transparente avec l'image d'un niveau du design réalisé dans une couche opaque aux Ultra Violet. Après exposition, une image latente correspondant au masque ou à son complément est obtenue dans la couche photosensible.

- Le développement consiste à révéler l'image latente par la dissolution sélective de la couche photosensible. Selon que l'on a utilisé de la résine positive ou négative, l'image obtenue dans la résine sera l'image du masque ou encore son complément. (figure III-1). On distingue deux types de résine :

- Résine positive : les zones exposées seront sans résine après développement, le reste qui n'a pas été exposé demeure.
- Résine négative : les zones exposées demeurent, le reste qui n'a pas été exposés s'en va au développement

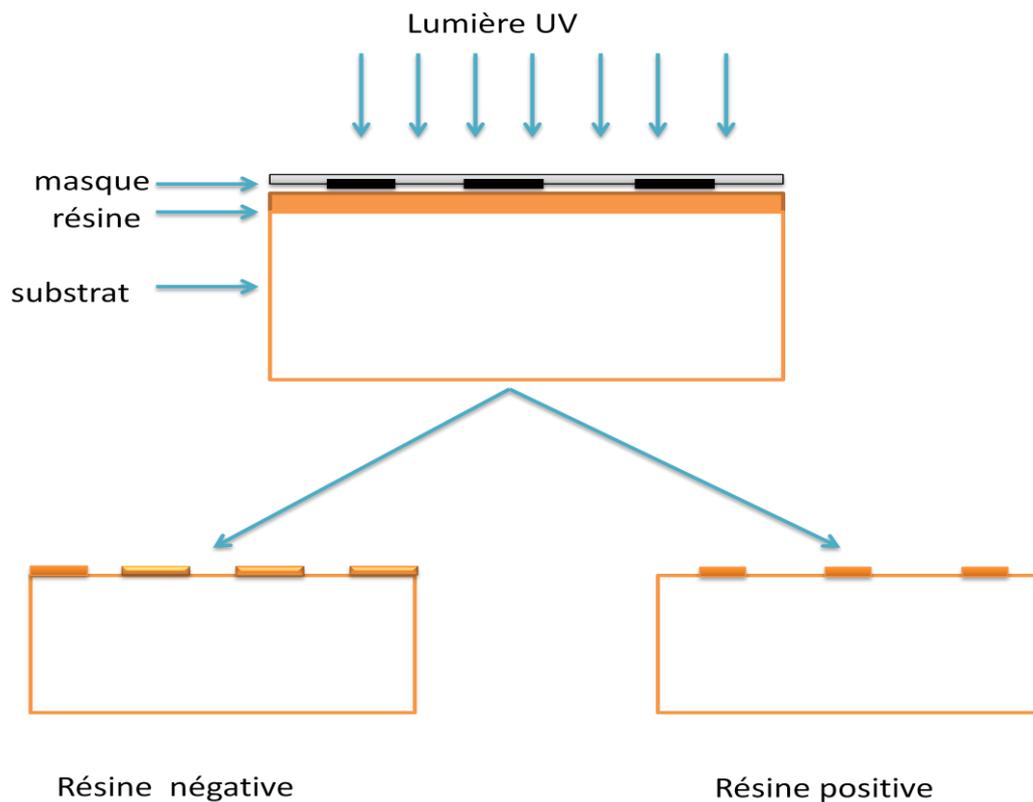


Figure III-1 : Procédé de la lithographie.

III- Les techniques de gravures et micro-usinage compatibles CMOS

Les procédés de micro-usinage utilisés pour la fabrication des microsystèmes peuvent être classés en deux catégories :

- Le micro-usinage en volume
- Le micro-usinage en surface

III-1- Micro-gravure en volume :

Le micro-usinage en volume est un procédé permettant de fabriquer des structures suspendues par gravure du substrat. La gravure du substrat peut être sèche (par exemple : Reactive Ion Etching, RIE) ou humide (par exemple : attaque chimique par KOH, TMAH, EDP). La figure (III-2) nous montre des exemples de structures micro-usinées

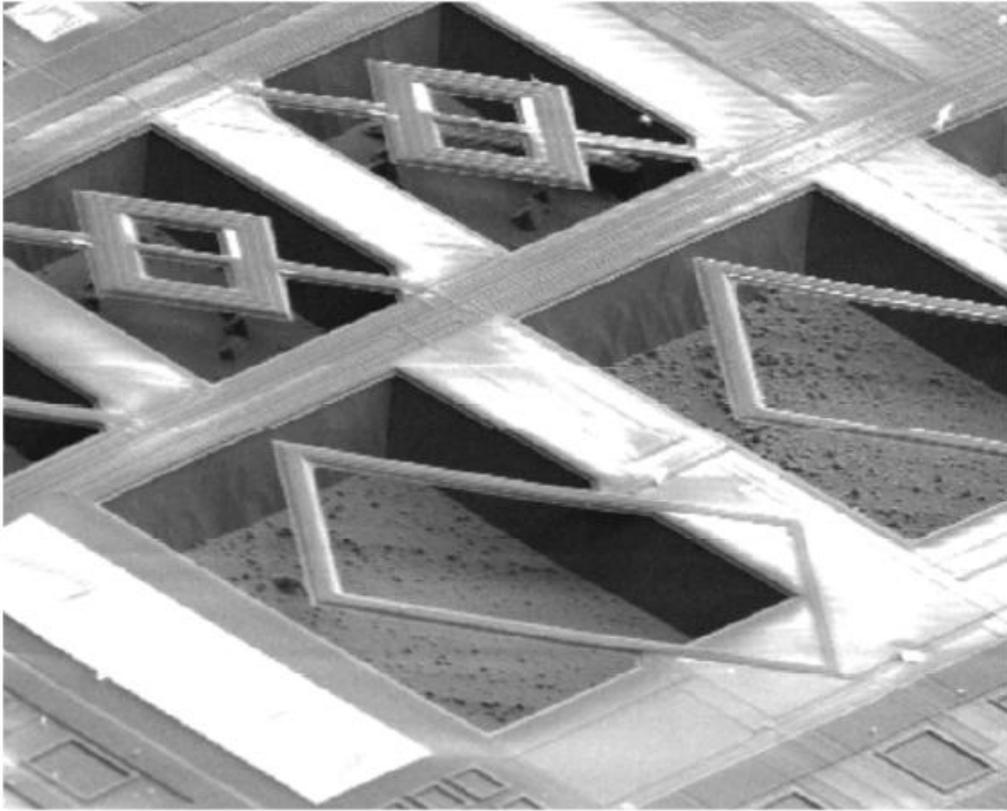


Figure III-2 : Exemple de structures micro-usinées par gravure en volume.

a - Gravure en volume sèche:

Elle est réalisée, généralement, en utilisant la gravure par plasmas.

- Gravure par plasma:

Le substrat (partiellement protégé) est positionné dans une chambre sous vide. Cette chambre contient deux électrodes, l'une horizontales servant de plateau pour le substrat et l'autre parallèle à cette dernière et reliée à la masse. Une fois que le vide dans la chambre a été fait, un gaz est introduit : dioxygène (O₂), Argon (Ar) puis un fort champ électrique (une centaine ou plus de Watt par mètres) en radiofréquence est appliqué à l'électrode inférieure, générant ainsi un plasma dans la chambre, c'est-à-dire un gaz en partie ionisé (certains électrons des molécules de gaz ont été arrachés par le champ électrique, ionisant celles-ci). Le substrat subit alors un bombardement d'ions qui va interagir avec ce dernier.

Cette technique présente l'avantage d'une forte anisotropie de la gravure : la frontière entre les zones gravés et non gravées sera la majorité du temps rectiligne et verticale. Cependant cette technique présente de nombreux inconvénients :

-La mise en œuvre est bien plus complexe que pour une gravure chimique humide, et difficilement utilisable dans l'industrie.

-Le taux de gravure est assez faible, ce qui allonge le processus de gravure. Ceci augmente les chances de détruire la couche protectrice.

-Enfin, le bombardement d'ions endommage fortement la surface, réduisant ses caractéristiques électriques. Il est cependant envisageable, dans le cas du silicium, de faire «recuire» ce dernier reconstituant ainsi le réseau cristallin. Il est par ailleurs impossible de le faire pour des semi-conducteurs composites, qui se dissocient aux températures élevée.

b- Gravure en volume humide:

Elle utilise généralement des solutions chimiques. Le point commun de ces solutions réside dans la propriété de pouvoir dissoudre le silicium par des enchaînements de réactions d'oxydoréduction et de dissolution des oxydes ainsi formés. Les deux gravures, humide et sèche peuvent avoir un caractère isotrope ou anisotrope :

b-1- Gravure isotrope:

Dans la gravure isotrope, la vitesse d'attaque est approximativement constante dans toutes les directions. Dans ce cas, il est difficile de contrôler avec précision les dimensions latérales des motifs résultants. L'inconvénient majeur de cette technique est la gravure des zones situées sous le masque dans le cas où l'usinage latéral n'est pas souhaité. La figure (III-3) montre un exemple de motif réalisé par cette technique.

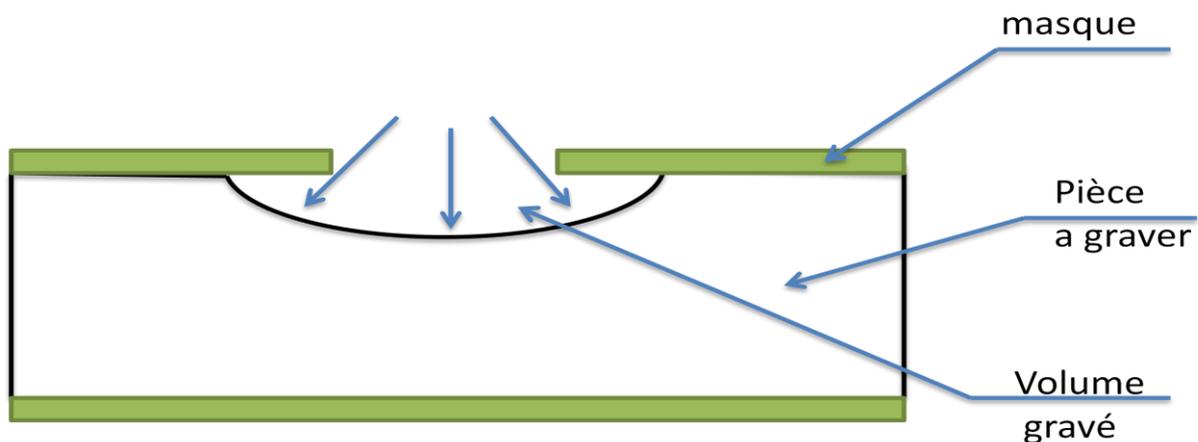


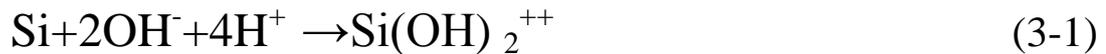
Figure III-3 : Exemple de cavité obtenue par gravure isotrope.

Le masquage peut être effectué par une couche d'oxyde de silicium. La gravure des surfaces de SiO_2 réalisée par voie chimique, en buffer HF et la vitesse d'attaque de cette attaque est d'environ 700 Å/min. Dans le cas où la gravure du silicium est de longue durée, le masque SiO_2 peut être totalement attaqué. Dans ces conditions, il est préférable d'utiliser des masques en nitrure de silicium.[30]

b-2- Gravure anisotrope:

Contrairement aux procédés de gravure humide isotropes avec HF par exemple, les gravures anisotropes permettent de contrôler, avec précision, les dimensions des structures micro usinées. Ce type de gravure est généralement réalisé dans des solutions aqueuses anisotropes.

Les solutions de gravure du silicium présentant un caractère anisotrope sont des hydroxydes : KOH, NaOH, CeOH, RbOH, NH₄OH, TMAH, pour cette dernière, la réaction se déroulant est alors l'oxydation du silicium par les hydroxydes pour former un silicate



Les silicates réagissent ensuite avec les hydroxydes pour former un complexe soluble dans l'eau :



Les solutions les plus souvent utilisées dans la gravure anisotropie du silicium sont l'hydroxyde de potassium (KOH), qui offre une très grande anisotropie mais possède l'inconvénient d'être peu sélectif envers l'aluminium ce qui pose des problèmes quant aux plots de connexions dans les technologies CMOS. De plus, la présence d'ions potassium qui sont des polluants des circuits CMOS est extrêmement gênante pour la compatibilité avec les procédés microélectroniques. Les vitesses de gravure typiques du silicium dans une solution KOH à 80°C sont de 1 μm.mn⁻¹ et de 20 Angstrom.mn⁻¹ pour l'oxyde de silicium.

Dans ce type de gravure, la vitesse d'attaque des plans (100) est de l'ordre de 100 fois celle des plans (111) (Figure III-4). L'explication généralement donnée de l'anisotropie est que la vitesse de gravure pour un plan donné est déterminée par la densité d'atomes dans ce plan et par le nombre de liaisons Si-Si exposées à la solution ou restant à l'intérieur du matériau. On peut donc réaliser des cavités de formes diverses dont les faces sont délimitées par les plans cristallographiques (100) et (111).[30]

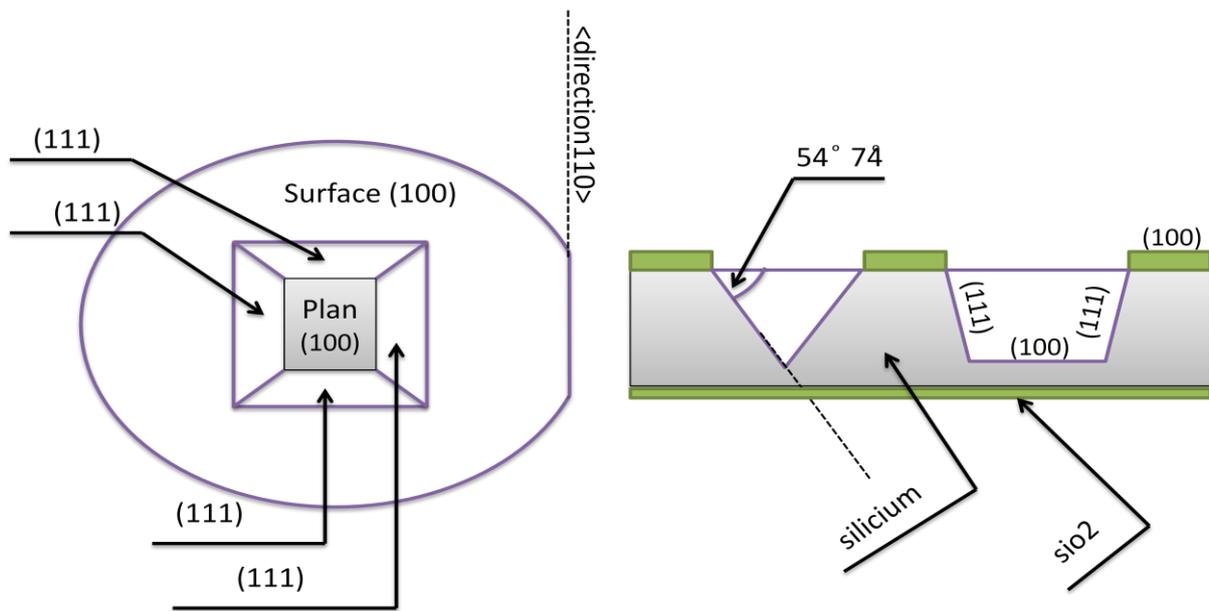


Figure III-4 : exemple de cavité obtenue par gravure anisotrope.

III-2- Micro-usinage en surface:

Le micro-usinage en surface (Surface micromachining) est la technique de gravure sélective consistant à enlever sélectivement une des couches pré-déposée appelée couche sacrificielle.

Une illustration de cette gravure est donnée sur la figure (III-5). Le principe consiste d'abord à déposer sur le substrat une couche sacrificielle qui sera enlevée par la suite. Une couche de matériau destinée à la réalisation de la partie mécanique, appelée couche structurale, est ensuite déposée sur la couche sacrificielle. Finalement la couche sacrificielle est enlevée par micro-gravure pour laisser la partie mécanique suspendue. La couche sacrificielle est choisie en fonction de la couche qui constituera la structure mécanique.

Le facteur important est la disponibilité d'une solution de gravure pouvant supprimer la couche sacrificielle sans attaquer la couche servant à la structure mécanique et/ou le substrat. La combinaison couramment utilisée est une couche sacrificielle en oxyde associée à une couche de poly-silicium comme structure mécanique.

Cette technique est utilisée pour la production de nombreux MEMS. Les capteurs ainsi obtenus sont le plus souvent basés sur la détection capacitive. La structure obtenue est insensible aux variations de température. Cette technique permet l'utilisation d'une électronique intégrée monolithique.[30]

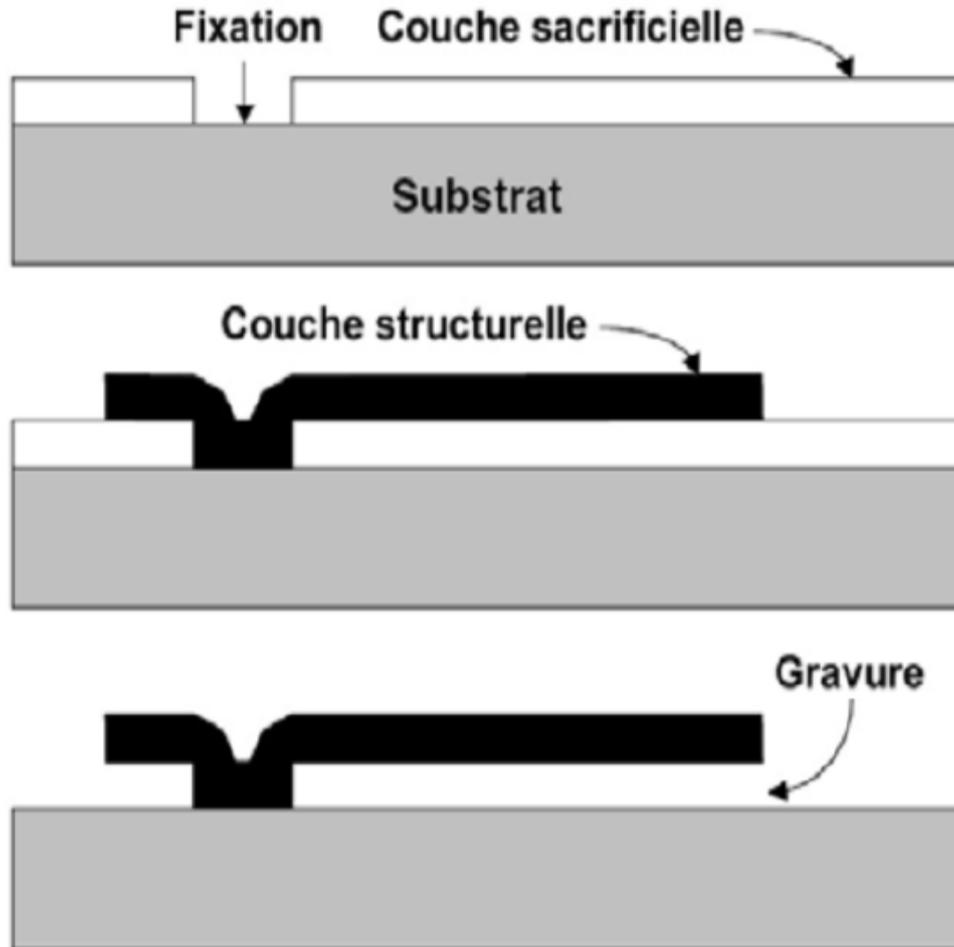


Figure III-5 : Principe de la gravure en surface.

III-3- La soudure anodique:

Pour réaliser une micro pompe, il faut un assemblage contrôlé des pièces le constituant. Les techniques classiques de collage impliquent le dépôt de couches fines intercalaires qui introduisent beaucoup d'effets secondaires tels que la dispersion des contraintes entre le boîtier et le composant à cause de la différence de leurs coefficients de dilatation thermique. Pour remédier à ce problème, on utilise une autre technique d'assemblage qui repose sur une soudure par un procédé thermique et électrique qui évite l'emploi de ces couches intercalaires. Cette technique permet d'effectuer des soudures entre verre et silicium ou bien entre silicium et silicium

Le principe utilisé consiste à appliquer une tension à courant électrique continu sur une structure verre-silicium à température élevée. Le verre choisi est le Pyrex (7740 de Corning) qui présente un coefficient de température très voisin de celui du silicium. La tension continue est généralement comprise entre 400V et 2000V et qui sera appliquée pendant quelques dizaines de secondes environ à une température située entre 400 °C et 600°C (figure III.6).

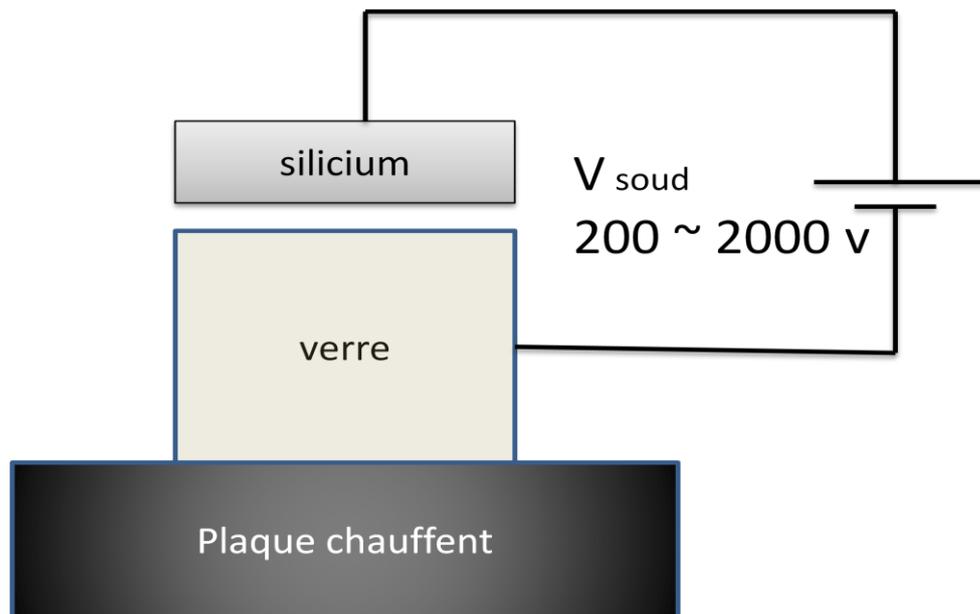


Figure III-6 : Schéma de principe du montage de soudure thermoélectrique.

IV- Principales étapes technologiques de fabrication de la micro-pompe

Dans cette partie, nous allons proposer un processus technologique permettant la réalisation d'une micro-pompe à actionnement électrostatique. Les étapes technologiques sont représentées ci-dessous.

1- Préparation de la plaquette de verre : nettoyage de la surface



2- Dépôt d'une couche de métal (métallisation).



3- Gravure du métal par photolithographie.



4- substrat de silicium



5- Croissance d'une couche d'oxyde de silicium par oxydation humide



6- La photolithographie de la couche SiO2 pour créer l'ouverture



7- Gravure isotropie de la face avant



8- La photolithographie de la face arrière



9- Gravure anisotropie de la face arrière et élimination de l'oxyde de masquage.



10- Préparation d'un nouveau substrat se silicium



11- Croissance d'une couche d'oxyde de silicium par oxydation humide



12- La photolithographie de la face avant



13- La photolithographie de la face arrière



14- Gravure anisotropie de la face avant



15- gravure isotropie de la face arrière



16- Structure finale



17- Préparation un nouveau substrat de Si



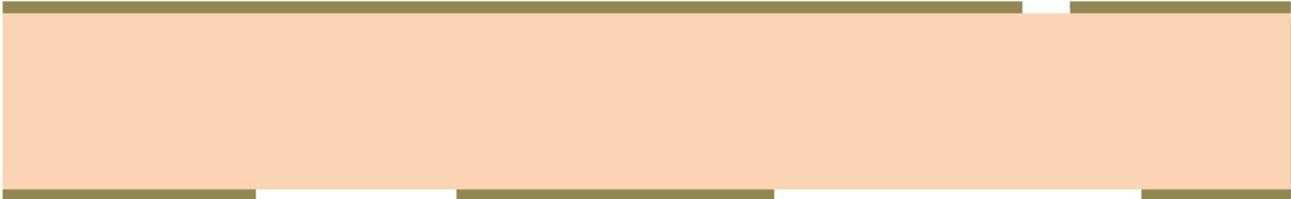
18- Croissance d'une couche d'oxyde de silicium par oxydation humide



19- La photolithographie de la face avant



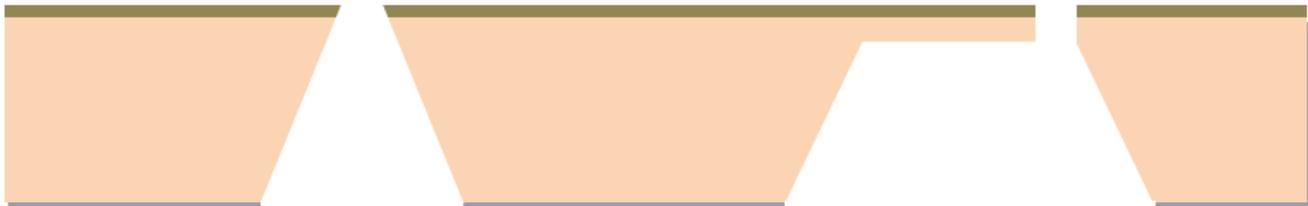
20- La photolithographie de face arrière



21- Gravure anisotropie de la face arrière



22- Gravure isotropie de la face avant



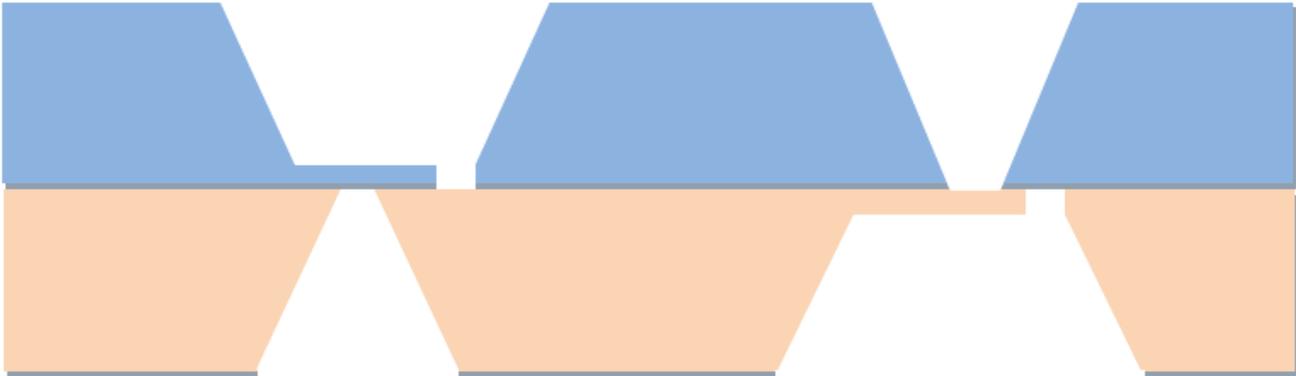
23- Structure finale



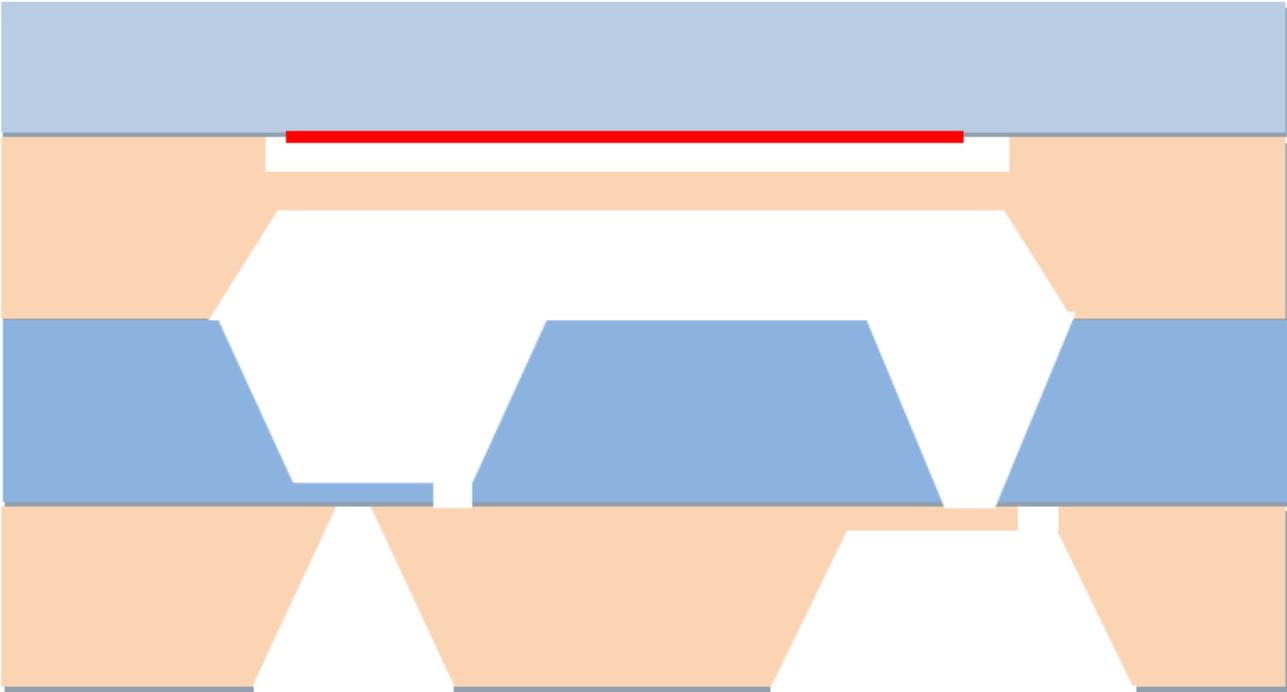
24- Assemblage de la structure (3) et (9) par soudure verre silicium



25- Assemblage de la structure (16) et (23) par soudure silicium-silicium



26- Structure finale de la micro pompe.



V- CONCLUSION

Après avoir présenté quelques généralités sur la technologie de fabrication des MEMS, nous avons exposé quelques techniques nécessaires pour fabriquer notre structure. Ces techniques sont généralement issues des techniques classiques de la microélectronique et de certaines techniques spécifiques telles que la gravure en volume du silicium en vue de la réalisation de microstructures et l'assemblage des substrats par soudure anodique afin d'avoir une structure finale de la micro pompe électrostatique.[31]

CONCLUSION GENERALE

Les microsystèmes implantables sont placés sous la peau dans une position adéquate. Ils présentent moins de risque d'infection que les dispositifs intraveineux qui sont implantés dans le corps. Leurs petites tailles et leurs apparences pratiquement invisibles donnent un peu plus de confort aux patients.

Il existe deux approches pour concevoir les microsystèmes de distribution de médicament. La première se base sur la réalisation d'implants biologiques érodables. La seconde se base sur la fabrication de micro-pompes implantables. La première solution nécessite l'étude de matériaux polymères spécifiques, dont l'érosion contrôlée permet un transfert précis et stable des substances dans le corps humain. La seconde exploite les pompes implantables reliés à un réservoir de fluide donne. Elles sont rechargées périodiquement de l'extérieur du corps par le biais d'aiguilles transdermales.

Les micro-pompes ont pour principal avantage de pouvoir réguler les doses d'une substance en accord avec la thérapie et le rythme biologique du patient. Les problèmes à résoudre pour les microsystèmes délivreurs de médicament sont la biocompatibilité des matériaux, la fiabilité du dispositif et la stabilité du médicament dans le réservoir. Les principes d'actionnement, ainsi que les technologies de fabrication, de ces dispositifs sont variés. De nombreux microsystèmes sont conçus dans le but est de contrôler la glycémie chez les patients dépendants de l'insuline. Pour cela, nous avons donné des exemples de micro-pompes et de micro-valves utilisant des actionnements électrostatiques.

Dans le cadre de ce mémoire, nous avons donné, dans le premier chapitre, un aperçu sur les différentes micropompes existant basées sur différents principes d'actionnement. Nous avons également présenté les différentes microvalves utilisées en pratique ainsi que le principe de fonctionnement d'une micropompe à insuline utilisant un actionnement électrostatique.

Dans le second chapitre, nous avons modélisé le comportement de la membrane fine en silicium actionnée électrostatiquement. Ceci nous a permis de déterminer le volume élémentaire pouvant être injecté à chaque impulsion.

Enfin dans le dernier chapitre, nous avons présenté les principales étapes de fabrication technologique qui pourront nous permettre la réalisation de la micro pompe à actionnement électrostatique.

Ce qui reste à faire est la conception du circuit électronique permettant de contrôler tout le mécanisme.

ANNEXE A

Expressions des termes de la matrice $[A_{ij}]$

$$A_{11} = R^2 + \frac{4\alpha}{7} + \frac{1}{R^2}$$

$$A_{12} = \frac{R^2}{7} + \frac{1}{11R^2}$$

$$A_{13} = \frac{R^2}{11} + \frac{7}{R^2}$$

$$A_{14} = \frac{R^2}{77} + \frac{1}{77R^2}$$

$$A_{21} = R^2 + \frac{7}{11R^2}$$

$$A_{22} = 3R^2 + \frac{4\alpha}{11} + \frac{21}{143R^2}$$

$$A_{23} = \frac{11R^2}{11} + \frac{1}{11R^2}$$

$$A_{24} = \frac{3R^2}{11} + \frac{3}{143R^2}$$

$$A_{31} = \frac{7R^2}{11} + \frac{1}{R^2}$$

$$A_{32} = \frac{R^2}{11} + \frac{3}{143R^2}$$

$$A_{33} = \frac{21R^2}{143} + \frac{4\alpha}{11} + \frac{3}{R^2}$$

$$A_{34} = \frac{3R^2}{11} + \frac{3}{143R^2}$$

$$A_{41} = \frac{7R^2}{11} + \frac{11}{7R^2}$$

$$A_{42} = \frac{21R^2}{11} + \frac{21}{143R^2}$$

$$A_{43} = \frac{21R^2}{143} + \frac{21}{11R^2}$$

$$A_{44} = \frac{63R^2}{143} + \frac{28\alpha}{121} + \frac{63}{143R^2}$$

$$\mathbf{B} = \frac{7}{128}$$

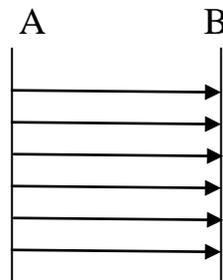
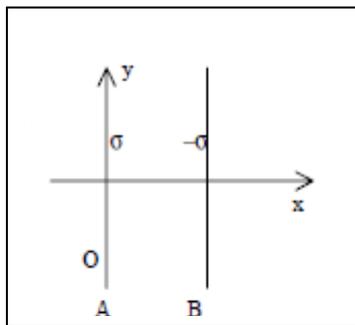
ANNEXE B

Etude de deux plaques infinies uniformément chargées.

I.3.1. Expression des champs en tout point de l'espace :

$X < 0 : \vec{E}_A = -\frac{\sigma}{2\varepsilon_0} \vec{i}$ $X > 0 : \vec{E}_A = -\frac{\sigma}{2\varepsilon_0} \vec{i}$	et	$X < 0 : \vec{E}_A = -\frac{\sigma}{2\varepsilon_0} \vec{i}$ $X > 0 : \vec{E}_A = -\frac{\sigma}{2\varepsilon_0} \vec{i}$
---	----	---

1- En superposant les deux champs, on obtient :

entre les armatures : $\vec{E} = \frac{\sigma}{\varepsilon_0} \vec{i}$ à l'extérieur des armatures : $\vec{E} = 0$ 

Les lignes de champ sont perpendiculaires aux plaques.

2- . La différence de potentiel $V_A - V_B$ se calcule à partir de : $\vec{E} = -\overrightarrow{\text{grad}V}$ Soit : $dV = -E \cdot dx \Rightarrow V_A - V_B = E \cdot e$ ou $V_A - V_B = -\frac{\sigma}{\varepsilon_0} e$ 3- La capacité C du condensateur formé par les deux surfaces S en regard est telle que $C = \sigma S = CV$.Soit : $c = \frac{\varepsilon_0 S}{e}$

- 4- La force électrostatique F qui s'exerce sur la surface S d'une plaque en fonction est telle que :

$$\vec{E}_B = q_B \cdot \vec{E}_A \quad \text{soit } F = -\sigma S \frac{\sigma}{2\epsilon_0} \Rightarrow \vec{F}_B = \frac{\sigma^2}{2\epsilon_0} S \vec{1} = -\vec{E}_{A1}$$

- 5- La pression électrostatique P_{el} définie comme le module de la force par

unité de surface $P_{el} = \frac{F}{S}$ vaut donc : $P_{eel} = \frac{\sigma^2}{2\epsilon_0}$

Programmation MATLAB pour l'obtention des coefficients K_{ij}

```
%Calcul de la valeur du coefficient d'anisotropie "ALPHA"
```

```
%Coefficient de Poisson
```

```
V=0.0642;
```

```
%Module de Young
```

```
Y=169.8e9;
```

```
%Module de Coulomb
```

```
G=50.92e9;
```

```
alfa=0.798
```

```
b=6
```

```
a=2
```

```
R=(b/a)
```

```
A11=(R*R)+((4*alfa)/7)+1/(R*R)
```

```
A12=((R*R)/7)+1/(11*R*R)
```

```
A13=((R*R)/11)+1/(7*R*R)
```

```
A14=((R*R)/77)+(1/77*R*R)
```

```
A21=((R*R)+7)/(11*R*R)
```

```
A22=(3*R*R)+((4*alfa)/11)+(21/(143*R*R))
```

```
A23=((R*R)/11)+(1/(11*R*R))
```

```
A24=((3*R*R)/11)+(3/(143*R*R))
```

```
A31=((7*R*R)/11)+(1/R*R)
```

```
A32=((R*R)/11)+(1/(11*R*R))
```

```
A33=((21*R*R)/143)+((4*alfa)/11)+(3/R*R)
```

```
A34=((3*R*R)/11)+(3/(143*R*R))
```

```
A41=((7*R*R)/11)+(7/(11*R*R))
```

```
A42=((21*R*R)/11)+(21/(143*R*R))
```

$$A43 = ((21 * R * R) / 143) + (21 / (11 * R * R))$$

$$A44 = ((63 * R * R) / 143) + ((28 * \alpha) / 121) + (63 / (143 * R * R))$$

$$A = [A11 \ A12 \ A13 \ A14; A21 \ A22 \ A23 \ A24; A31 \ A32 \ A33 \ A34; A41 \ A42 \ A43 \ A44]$$

$$B = [7/128; 7/128; 7/128; 7/128]$$

$$\%K = 0$$

$$K = A' * B$$

Programmation MATLAB pour calculer le volume élémentaire.

k1=0.6128

k2=1.1474

k3=0.3132

k4= 0.2381

a=2

b=6

E=1.698*10.^11

n=0.066

h=10.^-2

p=443*10.^-12

D=(E*h.^3)/(12*(1-n.^2))

c=(p*a.^2*b.^2)/(16*D)

dblquad(@(x,y)(c*[((2*x/a).^2-1).*((2*y/b).^2-

1).*((k1+(k2.*((2*x/a).^2)))+(k3.*(2*y/b).^2)+(k4.*(2*x/a).^2.*(2*y/b).^2))), -
a/2, a/2, -b/2, b/2)

LISTE DES FIGURES

- Figure I-1** : Schéma de principe du micro pompe-micro fluidique.
- Figure I-2** : Schémas de principe de la micro-pompe.
- Figure I-3** : Description simplifiée du fonctionnement d'une micro pompe.
- Figure I-4** : Les différents types de micro pompes mécaniques.
- Figure I-5** : Les différents types de micro pompes non – mécaniques.
- Figure I-6** : Types d'actionneur
- Figure I-7** : Micro pompe à un actionneur électromagnétique.
- Figure I-8** : Fonctionnement d'une micro pompe à actionneur électrique.
- Figure I-9** : Micro pompe à un actionneur piézoélectrique.
- Figure I-10** : Fonctionnement d'une micro pompe à actionneur thermique.
- Figure II-1** : Schéma de principe de micropompe electrostatique
- Figure II-2** : de fonctionnement d'une micro pompe avec actionneur électrostatique (a)
l'aspiration (b) au refoulement
- Figure II-3** : description de la membrane
- Figure II-4** : géométrie de la membrane dans l'espace
- Figure II-5** : Du sable au pizza-pie.
- Figure II-6** : Définition des composantes du tenseur des contraintes mécaniques.
- Figure II-7** : Déflexion de la membrane lors de l'application d'une pression P.
- Figure II-8** : Volume unitaire pour différentes valeurs de pression à $h=10\ \mu\text{m}$
- Figure II-9** : Volume unitaire pour différentes valeurs de pression à $h=20\ \mu\text{m}$
- Figure II-10** : Volume unitaire pour différentes valeurs de pression à $h=30\ \mu\text{m}$
- Figure II-11** : Volume unitaire pour différentes valeurs de la 2.59 tension à $h=10\ \mu\text{m}$
- Figure II-12** : Volume unitaire pour différentes valeurs de la tension à $h=20\ \mu\text{m}$
- Figure II-13** : Volume unitaire pour différentes valeurs de la tension à $h=30\ \mu\text{m}$
- Figure II-14** : déflexion maximale selon la tension U .pour $h=20\ \mu\text{m}$
- Figure III-1** : Procédé de la lithographie.
- Figure III-2** : Exemple de structures micro-usinées par gravure en volume.
- Figure III-3** : Exemple de cavité obtenue par gravure isotrope.
- Figure III-4**: Exemple de cavité obtenue par gravure anisotrope.
- Figure III-5** : Principe de la gravure en surface.
- Figure III-6** : Schéma de principe du montage de soudure thermoélectrique

LISTE DES TABLEAUX

Tableau II-1: Principales caractéristiques principales de quelques micro pompes électrostatiques.

Tableau II-2 : Valeurs numériques des constantes élastiques du silicium .

Tableau II-3 : Principales propriétés mécaniques du silicium et du pyrex 7740 .

Tableau II-4 : Coefficients du polynôme approximant la déflexion pour $R=1, 2, 3$ et $\alpha=0.798$.

Tableau II-5 : variation du volume en fonction de la pression à $h=10 \mu\text{m}$.

Tableau II-6 : variation du volume en fonction de la pression à $h=20 \mu\text{m}$

Tableau II-7 : variation du volume en fonction de la pression à $h=30 \mu\text{m}$

Tableau II-8 : variation du volume en fonction de la tension à $h=10 \mu\text{m}$.

Tableau II-9 : variation du volume en fonction de la tension à $h=20 \mu\text{m}$.

Tableau II-10 : variation du volume en fonction de la tension à $h=30 \mu\text{m}$.

Tableau II-11 : montre la variation de la déflexion maximale WM selon U Pour $h=20 \mu\text{m}$

Glossaires

Liste des notations utilisées :

Q : le taux du volume de l'écoulement.

ΔP : la différence de la pression produite par la pompe.

B : le champ magnétique.

I : le courant électrique appliqué.

E : le champ électrique appliqué.

A : la surface entre les deux plaques parallèles.

ΔT : la différence de la température.

β : le coefficient de dilatation thermique.

$\Delta V/V$: le pourcentage de la variation de volume.

$P_{\text{actionneur}}$: la puissance requise pour faire fonctionner de la pompe

α : constante liée aux caractéristiques mécaniques du silicium.

b : longueur de la membrane rectangulaire.

a : largeur de la membrane rectangulaire.

C : capacité entre armatures.

e : distance entre les armatures.

D : coefficient de rigidité.

ϵ_0 : permittivité du vide.

E : module d'YOUNG

h : épaisseur de la membrane

ε : tenseur de déformation

p : pression différentielle.

R : rapport des cotés de la membrane.

S : surface de la membrane.

W : déflexion de la membrane.

W_m : la déflexion maximale

ν : coefficient de POISSON.

w_0 : déflexion de la membrane au centre.

$W(u,v)$: déformation normalisée de la membrane.

C_{ijkl} : sont les coefficients du tenseur d'élasticité

S_{ijkl} : les coefficients du tenseur inverse

σ : contrainte mécanique.

u,v : coordonnées cartésiennes normalisées.

K_i : Coefficients du polynôme approximant la déflexion

C : la capacité

BIBLIOGRAPHIE

- [1] : Amirouche F., Zhou Y. and Johnson T. (2009). Current micro pump technologies and their biomedical applications. Springer-Verlag.
- [2] : Smits JG (1984). Piezo-electrical micropump. E. patent. Netherlands, EP0134614.
- [3] : Smits JG (1990). Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically. *Sensors and Actuators* 21(1–3):203–206. Doi: 10.1016/0924-4247(90)85039-7.
- [4] : Yamahata C. (2005). École Polytechnique fédérale de Lausanne Thèse no. 3208.
- [5] : Laser DJ and Santiago JG (2004). A review of micropumps. Department of Mechanical Engineering, Stanford University, Stanford, CA 94305, USA. DOI: 10.1088/0960-1317/14/6/R01.
- [6] : Laser DJ and Santiago JG (2004). A review of micropumps. *J Micromech Microeng* 14(6):35–64. Doi:10.1088/0960-1317/14/6/R01.
- [7] : Nguyen N.T. and Wereley S.T. (2002). Microfluidics for internal flow control. *Micropumps*. Fundam Appl Microfluidics, Artech House: 293–341.
- [8] : Azar T. (1998). Microactuators: electrical, magnetic, thermal, optical, mechanical, chemical, & smart structures. KluwerAcademic Publishers, Boston.
- [9] : Esashi M., Shoji S. and Nakano (1989). A Normally close microvalve and micropump fabricated on a siliconwafer. *IEEE Micro Electro Mechanical Systems, Proceedings, an Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Robots*: 29–34.
- [10] : Stemmea E. and Stemme G. (1993). A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump. *Sensors and Actuators A: Physical*, 39 (2), p159. 79
- [11] : Iverson B. D. and Garimella S. V. (2008). Recent advances in microscale pumping technologies: a review and evaluation. *Microfluidics and Nanofluidics*, 5 (2), p145.
- [12] : Judy J., Tamagawa T., Polla D. (1991). Surface-machined micromechanical membrane pump. In: *Proceedings of the 1991 IEEE micro electro mechanical systems*. Nara, Japan, pp 182–186.
- [13] : Cour MR:Benmoussa les micro actionneurs
- [14] : D. J. Laser and J. G. Santiago, “A review of micropumps,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, no. 6, pp. R35–R64, Jun. 2004.
- [15] : M. Richter, R. Linnemann, and P. Woais, “Robust design of gas and liquid micropumps,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 68, no. 1–3, pp. 480–486, Jun. 1998

- [16] : R. Zengerle, S. Kluge, M. Richter, and A. Richter, "A bidirectional silicon micropump," in *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems 1995*, 1995, pp. 19–24.
- [17] : T. Bourouina, "Modeling micropumps with electrical equivalent networks," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 6, no. 4, p. 398, 1996.
- [18] : Florent Rochette. « Etude et caractérisation de l'influence des contraintes mécaniques sur les propriétés du transport électronique dans les architectures MOS avancées ». Institut National Polytechnique de Grenoble. Thèse doctorat. 2008
- [19] : T. Guillaume, « Influence des contraintes mécaniques non-intentionnelles sur les performances des transistors MOS à canaux ultra-courts », thèse doctorat de l'INPG, 2005.
- [20] : J.J. Wortman, R.A. Evans, « Young's Modulus, Shear Modulus, and Poisson's Ratio in Silicon and Germanium », *Journal of Applied Physics*, vol. 36, p. 153- 156, January 1965.
- [21] : C. Douziech. « Comportement thermique des capteurs de pression capacitifs au silicium ». Thèse de doctorant de l'UPS de Toulouse, Mars 2001.
- [22] : X.Y. Ye, J. H. Zhang, Z.H. Zhou and Y. Yang « Measurement of Young's Modulus and
- [23] : S. BOUGUIMA "étude du capteur capacitif micro électronique", thèse de doctorat. Residual Stress of Micromembranes », Tsinghua University, Beijing (1996).
- [24] : x. Chauffleur, G. Blasquez & P. Pons. Influence of the doping conditions on the response of capacitive pressure sensors, Conférence Eurosensor VIII Toulouse, September 1994.
- [25] : N. Benmoussa. « Conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression capacitif Microélectronique ». Thèse doctorat de l'université P. Sabatier Toulouse 1985.
- [26] : B.G. Galerkin. La méthode de Galerkin
- [27] : S. P. Timoshenko & S. Woinowsky-Krieger. Theory of plates and shells, Mc Graw Hill, 1982.
- [28] : C.S. Sander, J.W. Knutti & J.D. Meindl. A monolithic capacitive pressure sensor with pulse-period output, *IEEE Transactions on Electron Devices*, Vol.27, n°5, p.927, 1980.
- [29] : Cour MR :Soulimane microtechnologie et microsystemes
- [30] : Cour MR:Benmoussa technologie des microsystèmes
- [31] : Mémoire pour l'obtention du diplôme de Master en Instrumentation électronique Sur thème Etude de l'actionnement électrostatique d'une membrane en Silicium-Contrôle du volume injecté par une micro pompe BEDRANE ASMAA Décembre 2013