

Chapitre1

I. Les microsystèmes

1. Introduction

2. Familles des MEMS

2.1 Définition

a. Définition d'un capteur:

- Définition 1

- Définition 2

- Définition 3

b. Chaîne de mesure

c. Définition d'un microactionneur

3. Structure générale d'un MEMS

4. Les dimensions

5. Pourquoi la miniaturisation

6. Pourquoi la miniaturisation

a. Le Silicium et ses caractéristiques

b. Les autres matériaux

7. Domaines d'applications des MEMS

II. Les actionneurs

1. Introduction

a. représentation schématique d'un actionne

a. représentation schématique d'un actionneur

b. exemples d'actionneur

3. Les différents types d'actionnements

3.1 Actionnement électrostatique

3.2 Actionnement magnétique

3.3 Actionnement piézo-électrique

Chapitre1

3.4 Actionnement thermique

III. Conclusion

Chapitre2

I. Introduction

II. Les microsystèmes fluidiques

2.1. Les microsystèmes fluidiques : historique et applications.

- a. La situation dans le monde
- b. Les applications et les verrous

III. Etat de l'art de la micro-pompe

3.1 Définition

3.2 Le principe de fonctionnement

3.3 Le schéma synoptique

3.4 Les différents types de la micropompe

3.4.1 Micropompe Piézo-électriques

3.4.2. Micropompe électrostatique

3.4.4.Micro-pompe Pneumatique

3.4.3. Micro-pompe thermo-pneumatique

IV. L'importance de la micro pompe

V. Etude globale sur l'actionnement électrostatique

5.1. Constitution d'un actionneur électrostatique

VI. Conclusion

CHAPITRE3

Introduction

I-1 Définition de la membrane

I-2 Etude de la déformation

I-2-1 Mise en équation

I-2-2 Résolution Analytique

I.2.3 Calcul du volume par intégration numérique

Chapitre1

I.2.3 Calcul du volume par intégration numérique

I.3.2: variation du volume en fonction de la tension pour différentes épaisseurs de la membrane (h):

CHAPITRE4

Introduction

I. LES TECHNIQUES SPECIFIQUES DE FABRICATION DES MICROSYSTEMES

I.1 L'implantation ionique

I.2 La photolithographie

I.3Le recuit thermique

I.4 Les techniques de gravures et micro-usinage compatibles CMOS (Complementary Metal Oxide Semi-conducteur)

I.4.2 Micro-gravure en volume Bulk micromachining Gravure en volume sèche

a.1. Gravure par plasma

a.2. Gravure ionique réactive

b.Gravure en volume humide

b.1.Gravure isotrope

b.2.Gravure anisotrope

I.4.3 Micro-usinage en surface

I.4.4 La soudure anodique

II. Principales étapes technologiques de fabrication de la micro-pompe

III. CONCLUSION

Conclusion générale.

Liste des notations utilisées :

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
p	pression différentielle.
R	rapport des cotés de la membrane.
S	surface de la membrane.
u,v	coordonnées normalisées.
W	déflexion de la membrane.
W_n	déflexion normalisée de la membrane.
ν	coefficient de POISSON.

Introduction générale

Introduction Générale

L'industrie de la microélectronique augmente sans cesse la densité d'intégration de transistors par puce, dans le but d'améliorer les performances des circuits intégrés. La loi de Moore énoncée des 1965 par Gordon Moore, ingénieur de Fairchild Semiconductor (co-fondateur d'Intel), indiquait que la densité d'intégration sur silicium doublerait tous les 18 mois, ce qui implique la réduction de taille des transistors. A ce jour, cette prédiction s'est révélée exacte, avec pour conséquences l'apparition sur le marché de systèmes électroniques de moins en moins coûteux et de plus en plus performants. Cette évolution quasi-exponentielle est le fruit de progrès fulgurants de la recherche en micro électronique tant aux niveaux des procédés, des techniques de conception que des architectures. Cependant des limites technologiques semblent se profiler à l'horizon comme la finesse de la gravure, l'inter connexion, la densité de composants...

Depuis l'apparition du premier transistor en 1947, et du premier circuit intégré inventé en 1958 par Jack Kilby (Ingénieur à Texas Instrument) [INTEL99], les technologiques n'ont cessé d'évoluer, et placent aujourd'hui l'industrie du semi-conducteur au premier plan du marché de l'électronique. Les technologies silicium comme les technologies CMOS (Complementary Metal Oxide Semi-conductor) ont été très largement instaurées, et représentent aujourd'hui environ 75% du marché du semi-conducteur. Cette évolution est largement cofinancée par l'explosion de la micro-informatique, des multimédias et systèmes de communication pour qui les besoins sont de plus en plus grands en termes de performances. Ces quinze dernières années ont été les témoins d'un effort constant visant l'intégration de fonctions de plus en plus complexes. Pour situer cette évolution, on peut s'intéresser tout particulièrement à l'évolution des processeurs et des mémoires, représentées en figure 1a et 1b respectivement. Le premier graphe donne l'évolution de la complexité des microprocesseurs en précisant le nombre de transistors. On s'aperçoit que l'on est passé de quelques dizaines de milliers de transistors pour les premiers processeurs (8086 en 1982), à plusieurs dizaines de millions de nos jours, avec la sortie du Merced en 1999. Pour information, le premier processeur a été inventé par INTEL en 1972. Il s'agit du 4004, composé de 2300 transistors et capable de traiter 60000 opérations par seconde à une fréquence de 108KHz. La figure 2 représente une microphotographie du processeur 4004 et du Pentium II de INTEL. Il en va de même pour l'évolution des mémoires RAM (Random Access Memory) qui sont passées de quelque kilos-bits à quelques Giga-bits stockés en l'espace de quelques années.

La conception des micros systèmes requiert des compétences multi disciplinaires nécessitant la collaboration de plusieurs groupes de différentes spécialités. Ces groupes ont leurs propres méthodologies de travail et leurs langages de modélisations qui sont spécifiques à un domaine particulier.

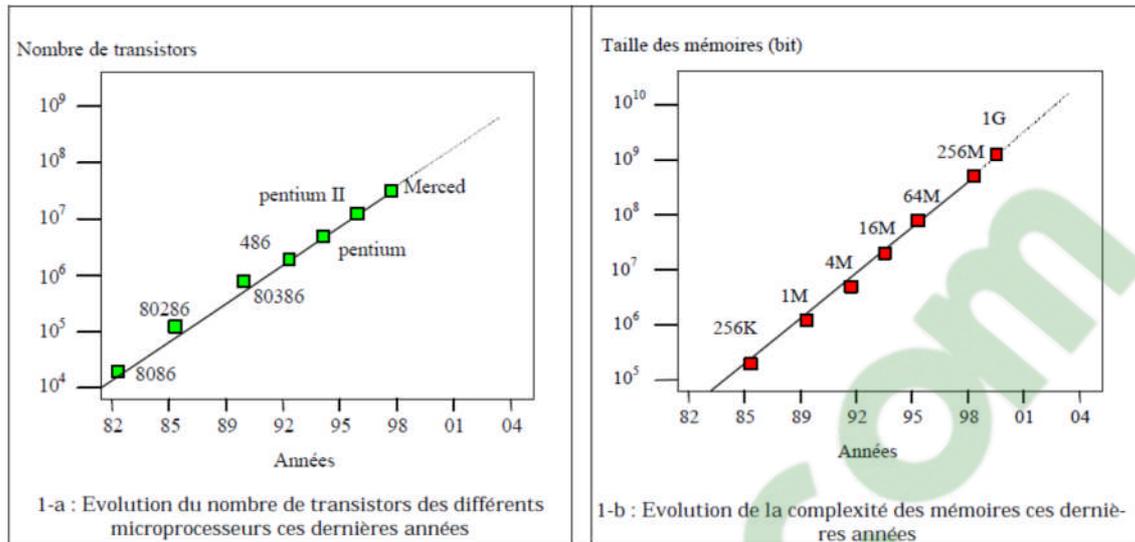


Figure:1a

Figure:1b

Ce mémoire a pour objet d'étudier le phénomène (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 des notions sur les microsystèmes et les différents types d'actionnement.

Dans le deuxième, chapitre nous donnerons un aperçu sur les micro-pompes à différents types d'actionnements.

Le troisième chapitre portera sur la modélisation détaillée de la structure de la micro-pompe. Après une mise en équation du modèle, on utilise une méthode semi analytique pour la résolution. La méthode qui sera utilisée sera la méthode de GALERKIN.

Enfin le dernier chapitre sera consacré aux principales techniques utilisées dans les procédés technologiques de fabrication des microsystèmes.

Chapitre 1 :

*Notions sur les Microsystèmes et
Micro-actionneurs*

I. Les microsystèmes:

1- Introduction:

L'histoire des microsystèmes commence par une conférence donnée par le professeur Feynman (figure I.1) au CALTECH lors de la réunion annuelle de l'American Physical Society en décembre 1959. Le titre de son allocution "There's Plenty of Room at the Bottom", que l'on peut interpréter par : Il y a plein d'espace en bas de l'échelle. Feynman voulait attirer l'attention sur l'intérêt de la miniaturisation, non pas en terme de taille ou de volume, mais sur le fait que la miniaturisation d'un système rend possible la multiplication des fonctions réalisées par ce système ou de la quantité d'informations stockée par ce dernier. [1].



Figure I.1 : Dr. Richard Feynman.

C'est Feynman qui parla le premier de micromachines et qui comprit leur intérêt et les problèmes soulevés par la physique et la mécanique des petites dimensions. C'est quelques années après l'apparition des premiers circuits intégrés en 1958, par le récent Prix Nobel Jack Kilby, que l'on découvrit la possibilité de fabriquer des structures mécaniques avec des technologies dérivées de la micro-électronique et notamment la lithographie et le dépôt de couches minces.

Les développements de la micromécanique ont été motivés par le fait que les matériaux de la micro-électronique comme le silicium et le silicium polycristallin (appelé également polysilicium) possédaient des propriétés mécaniques intéressantes pour les applications visées. En effet, le silicium et le polysilicium ont de très bonnes propriétés mécaniques (par exemple de modules d'Young très élevés (respectivement 190 et 160 Gpa)). Ils fonctionnent le plus souvent dans le domaine élastique et non plastique.

La technologie MEMS est utilisée partout. Elle est la plus populaire pour le marché automobile des capteurs (airbag, système de sécurité, suspension, échappement). Elle est utilisée aussi pour le marché industriel (détection de tremblement de terre, perception de choc, robot...) le marché domestique (ordinateur, portable, système de navigation...) et militaire (chasse avion, équipement des soldats...). Le domaine le plus promoteurs concerne les applications biomédical. Les capteurs peuvent être utilisés pour mesurer la pression, on les contraintes comme dans les instruments chirurgicaux. Les actionneurs comme les micro-pompes sont utilisées en dosage des médicaments et les analyseurs d'ADN... [2]

2- Familles des MEMS :

"MEMS" est un acronyme anglais pour 'Micro Electro-Mechanical Systems ' qui peut se traduire par "micro-systèmes électro-mécaniques".

Il y a plusieurs familles de MEMS : les MOEMS (pour l'Optique), les RF-MEMS (switches Radio Fréquences), les BIO-MEMS (pour la biologie avec les 'lab-on-chip') et les MAGMAS Micro- Actionneurs et Générateurs MAgnétiques, ou MAGnetic Micro-Actuators & Systems), chacune pouvant comporter des actionneurs ou des capteurs. C'est une très grande famille mais qui se partage pour le moment un très faible nombre de produits industriels ou grand public. Parmi eux, il faut noter : les têtes d'imprimantes, les capteurs d'air bag, les matrices actives de μ -miroirs dans les vidéo- projecteurs, les boussoles et altimètres intégrés dans les montres sportives, les têtes de disques durs...

Ce secteur reste très proche de la recherche car il y a encore beaucoup de progrès à faire afin de découvrir et de stabiliser de nouveaux procédés, de développer de nouveaux matériaux ou encore de créer de nouveaux logiciels de simulation. [3]

2.1- Définition :

La dénomination « MEMS » provient de l'abréviation anglaise de « Micro-Electro Mechanical Systems » (systèmes micro-électro-mécaniques). Sous cette abréviation, il y a trois définitions relativement équivalentes :

➤ **Définition américaine (MEMS) :**

Le terme MEMS (Micro Electro Mechanical System) est le plus utilisé. Il s'agit d'un micro dispositif ou d'un système intégré qui combine des composants électriques ou mécaniques fabriqués avec les techniques de la micro-électronique conventionnelle (croissance d'oxyde, dépôt de matériaux, lithographie...), et avec certaines techniques spécifiques telles que la gravure. Leurs dimensions varient en taille du micromètre au millimètre. Ces systèmes réunissent le traitement de l'information avec la capture et l'action afin de pouvoir changer la façon avec laquelle on perçoit et on contrôle le monde physique.

➤ **Définition européenne (MS) :**

Les microsystèmes sont des systèmes miniaturisés intelligents qui combinent de manière monolithique ou non des capteurs et des actionneurs à des fonctions de traitement du signal et de l'information.

➤ **Définition japonaise :**

Au Japon l'accent est donné aux micromachines qui sont composées d'éléments fonctionnels de la taille de quelques millimètres et capables de réaliser des opérations microscopiques complexes.

On appelle microsystème, un système de taille micronique fabriqué selon les procédés collectifs intégrant au moins deux des fonctions suivantes :

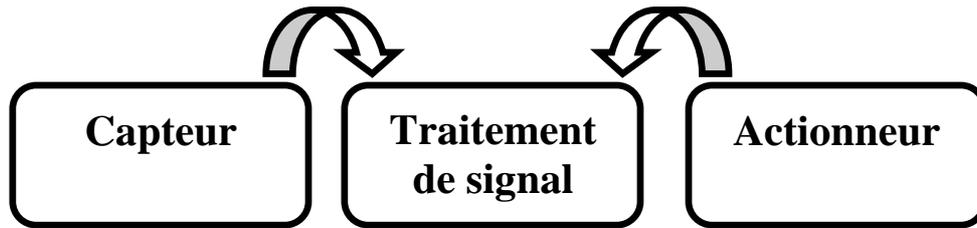


Figure I.2: schéma de principe d'un MEMS.

a. Définition d'un capteur:

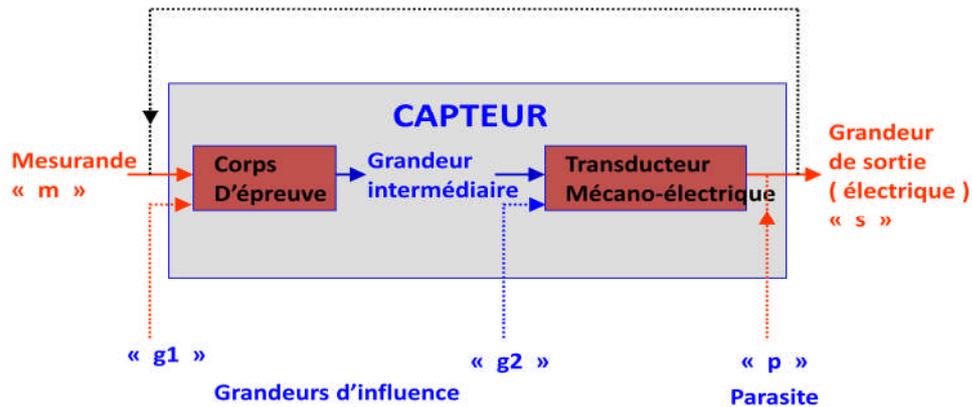


Figure I.3: Représentation modulaire d'un capteur.

- Définition 1:

- Un **Capteur** est un dispositif qui sert à traduire une grandeur physique, chimique ou biologique (le mesurande) en une autre grandeur plus évidente à nos yeux.

Le plus souvent, on cherche à générer un signal électrique (signal de sortie) représentatif de la grandeur à mesurer.

- Définition 2:

- Un **transducteur** est le siège de la traduction du mesurande en une autre grandeur physique (souvent une grandeur intermédiaire qui sera traduite à son tour en signal électrique).

- Définition 3:

- Le **mode de transduction** est l'effet physique mis en œuvre pour traduire un mesurande en grandeur électrique : transducteurs piézoélectrique, piézorésistif, pyroélectrique, électrostatique, magnétostrictif, thermo-électrique, photo-électrique,...

Les capteurs de type **passif** (le signal délivré est une variation d'impédance) nécessitent une source d'énergie électrique pour que l'on puisse lire la valeur de la mesure « s ». Le circuit dans lequel ils sont incorporés s'appelle le conditionneur. Les capteurs actifs n'ont pas besoin de conditionneur.

Le capteur est le premier élément de la chaîne de mesure, il transforme les grandeurs physiques ou chimiques non électriques en un signal électrique.

La grandeur à mesurer est appelée mesurande « m ». Le rôle du capteur est donc de convertir « m » en une grandeur électrique qu'on appellera la mesure « s ».

La fonction $s = F(m)$ dépend souvent d'autres grandeurs physiques propres à l'environnement (température, humidité, etc.). Ces grandeurs sont appelées **grandeurs d'influence**.

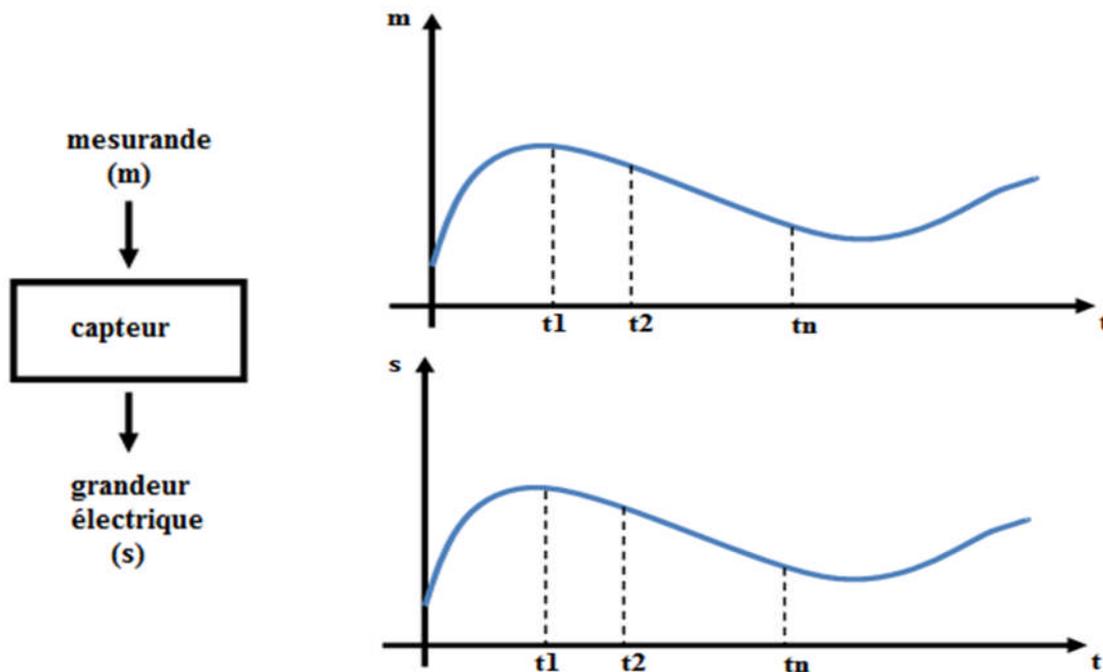


Figure I.4 : Principe d'un capteur.

b. Chaîne de mesure :

C'est une suite d'éléments transducteurs et d'organe de liaison d'un instrument de mesure allant du capteur qui est le premier élément au dispositif d'indication, de stockage ou de traitement qui en est le dernier élément.

En général, le signal délivré par le capteur n'est pas directement utilisable et a besoin d'être amplifié, adapté, converti, linéarisé, digitalisé, etc... L'ensemble des circuits et appareils qui assure ces opérations est appelé circuit de traitement.

Pour obtenir une image d'une grandeur physique, on fait donc appel à une chaîne de mesure qui peut faire intervenir plusieurs phénomènes différents. Par exemple, la mesure d'un débit peut se faire en plusieurs étapes :

- Transformation du débit en une pression différentielle,
- Transformation de la pression différentielle en la déformation mécanique d'une membrane,
- Transformation de la déformation mécanique en une grandeur électrique à travers un circuit électronique associé.

L'ensemble de ces étapes constitue la chaîne de mesure.

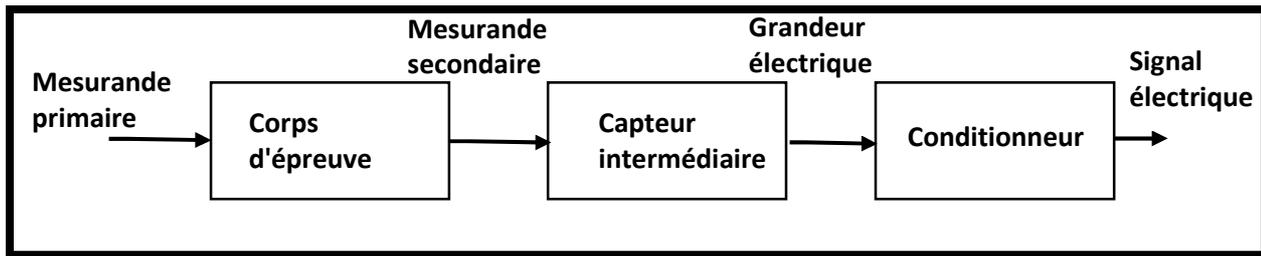


Figure I.5 : constitution d'une chaîne de mesure classique.

c. Définition d'un microactionneur:

C'est un dispositif qui transforme une énergie (généralement électrique) en un mouvement contrôlable.

Nous pouvons dire aussi que les actionneurs sont les convertisseurs électromécaniques conçus pour mettre en mouvement des systèmes mécaniques à partir de commandes électriques.

Le choix du principe d'actionnement le plus souhaitable dépend de plusieurs facteurs comme :

- la force recherchée
- la quantité de mouvement recherchée
- taille (petite taille \approx ?? Grand déplacement)
- vitesse...

3. Structure générale d'un MEMS:

Comme l'illustre la figure (I.5) si l'on devait représenter la structure générale d'un MEMS, on pourrait dire que c'est un composant composé de quatre composants de base suivants:

- Microélectroniques (Micro Electronics)
- Micro-capteurs (Micro Sensors)
- Micro-actionneurs (Micro Actuators)
- Microstructures (Micro Structures)

Les éléments microélectroniques d'un MEMS sont très similaires aux chips électroniques comme nous connaissons aujourd'hui. L'élément microélectronique agit comme le (cerveau) du système. Il reçoit des données, les traite, et prend des décisions. Les données reçues proviennent des éléments micro-capteurs du MEMS.

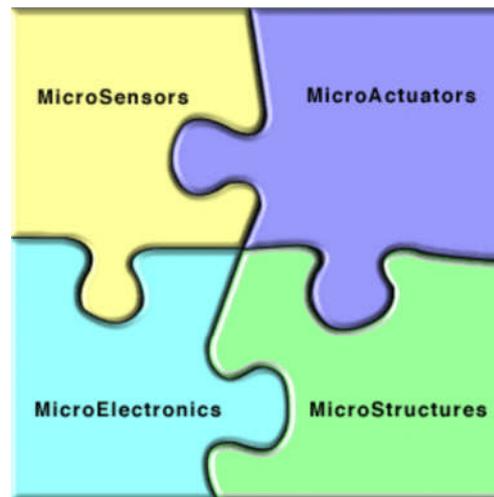


Figure I.6 : Structure générale d'un MEMS.

Les micro-capteurs agissent comme des bras, des yeux, un nez, etc. Ils rassemblent constamment les données venant de l'environnement ambiant et transmettent cette information aux parties microélectroniques pour leur traitement. Les capteurs peuvent surveiller les interprétations mécaniques, thermiques, chimiques, optiques et magnétiques à partir de l'environnement ambiant.

Un micro-actionneur agit comme un interrupteur ou un déclencheur pour activer un dispositif externe. Comme les éléments microélectroniques traitent les données reçues des micro-capteurs, il prend des décisions sur (que faire ?), lesquelles sont basées sur ces informations. Parfois, la décision va impliquer l'activation d'un dispositif extérieur. Si cette décision est portée, les éléments microélectroniques vont dire aux micro-actionneurs d'activer le dispositif.

Grâce à la progression des technologies pour la micro-fabrication, des structures extrêmement petites peuvent être construites à la surface d'un chip. Ces minuscules structures sont appelées microstructures et sont en fait construites directement à partir du silicium des MEMS.

Parmi d'autres choses, ces microstructures peuvent être utilisées par exemple comme valves pour contrôler le flot d'une substance ou comme de très petits filtres.

4. Les dimensions:

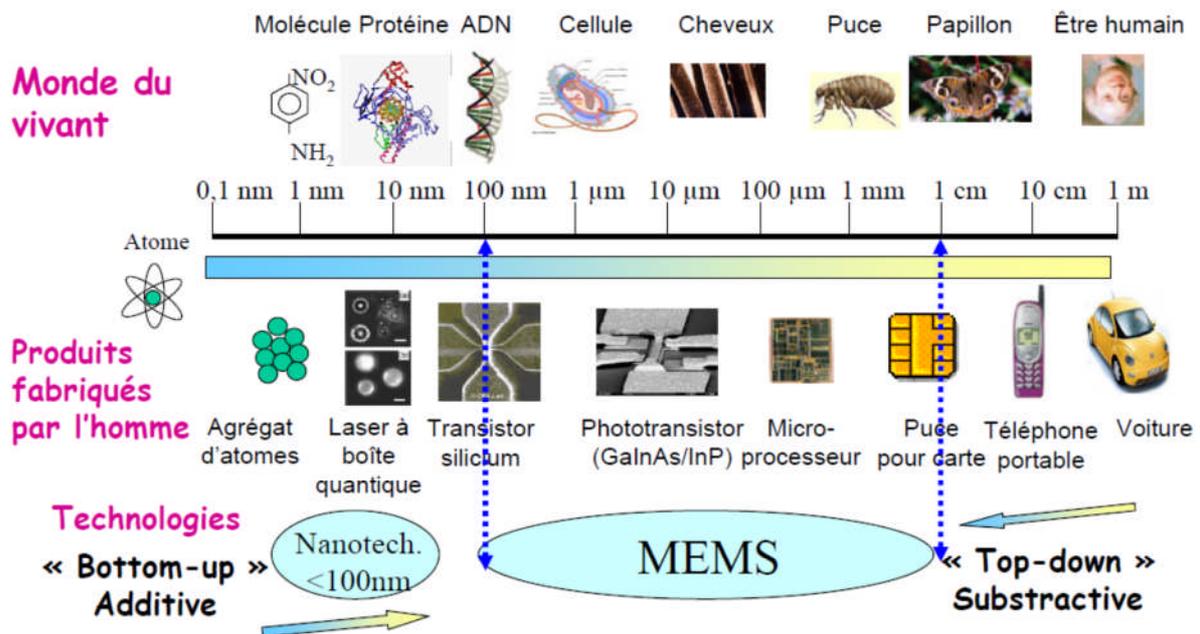


Figure I.7 : Ordre de grandeur des microsystèmes.

5. Pourquoi la miniaturisation :

La miniaturisation ne peut se restreindre à une discipline scientifique ou technique : de par sa nature, elle nécessite la prise en compte de nombreux facteurs physiques et technologiques. Du fait de la diversité et de la complexité des problèmes rencontrés, c'est actuellement un domaine d'avenir de la recherche tant théorique qu'expérimentale...

La miniaturisation a pour avantages suivants :

- Réduction de la taille et du poids;
- Réduction de la consommation énergétique;
- Amélioration des performances (vitesse, sensibilité...);
- Production collective de composants individuels;
- Réduction des coûts;
- Nouvelles propriétés et fonctionnalités;
- Motivations scientifiques: explorer des 'objets' plus petits;
- Prédominance de certains phénomènes physiques;
- Fréquences de fonctionnement et largeur de bande élevées;
- Grande fiabilité mécanique;

- Constantes de temps thermiques faibles.

6. Pourquoi la miniaturisation :

Le silicium est un matériau merveilleux dont les propriétés justifient son utilisation préférentielle. D'abord, c'est le matériau par excellence des circuits intégrés, ce qui permet d'utiliser les procédés de production des circuits intégrés. Il est disponible sous une forme très pure ("neuf neufs": pureté 99.99999999%). Ses propriétés sont très bien connues. Il peut intégrer l'électronique. Il a des propriétés exceptionnelles: très résistant (limite élastique de 710^9 N/m² à comparer au $4.2 \cdot 10^9$ N/m² de l'acier), très léger (densité = 2.3 g/cm³ à comparer aux 7.9 g/cm³ de l'acier). C'est un semi-conducteur (sa résistivité varie de 0.5 Ω .cm (dopé) à 230 k Ω .cm). C'est aussi un bon conducteur thermique. Il est cependant fragile ce qui conduit à certaines précautions dans la fabrication des MEMS. Il n'est pas optiquement actif: l'émission de lumière est difficile à réaliser. Le silicium est seulement efficace dans la détection de lumière.

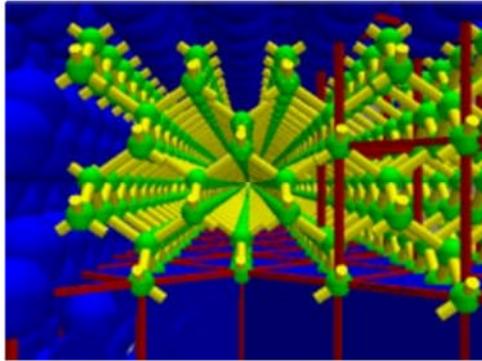


Figure I.8: Réseau cristallin du Silicium.

Dans les applications, le silicium se retrouve sous trois formes: il peut être monocristallin, polycristallin (communément appelé polysilicium) et amorphe. Le silicium polycristallin et amorphe sont généralement déposés en fines couches inférieures à 5 μ m. Leurs propriétés, voisines de celles de monocristal, dépendent cependant de la méthode de dépôt. C'est le cas principalement pour les contraintes mécaniques résiduelles, qui peuvent être élevées (des centaines de MPa) si on ne fait pas un traitement de recuit à haute température (>900°C). Les substrats cristallins sont disponibles sous forme de galettes circulaires de 100mm de diamètre (525 μ m d'épaisseur) ou de 150 mm de diamètre (650 μ m d'épaisseur). Des plus grands diamètres (200 ou 300 mm) ne sont pas encore économiquement justifiés pour les MEMS. Le réseau cristallin du Silicium est cubique et les galettes disponibles sont généralement orientées suivant le plan (1, 0, 0), dopés n ou p. Le type définit le plan cristallin de la face plane de la galette de Si. [5]

a. Le Silicium et ses caractéristiques:

Le silicium (Si) est le matériau le plus utilisé dans la fabrication des microsystèmes car il est:

- Très répandu (fabrication de Ci)

- Très grande pureté (99,9999999%)
- Facilement micro usiné
- Fortement piézorésistif
- Semi-Conducteur
- Très bonnes propriétés électriques
- Très bonnes propriétés mécaniques



Figure I.9: Le lingot du silicium.

b. Les autres matériaux:

Il existe d'autres matériaux qui sont employés dans la fabrication des MEMS comme:

- Les métaux
Al, Au, Cu, W, Ni, Ti, NiFe...
- Les isolants:
SiO₂, Si₃N₄
- Les polymères, céramiques..... [6]

7. Domaines d'applications des MEMS:

Avec l'explosion des microsystèmes ces dernières années, les domaines d'utilisations des MEMS sont très vastes. Néanmoins, on peut les répartir en quatre principales catégories : les MEMS, les MOEMS, les RF MEMS et les BioMEMS. La Figure (1.10) donne pour chaque domaine quelques exemples d'applications.

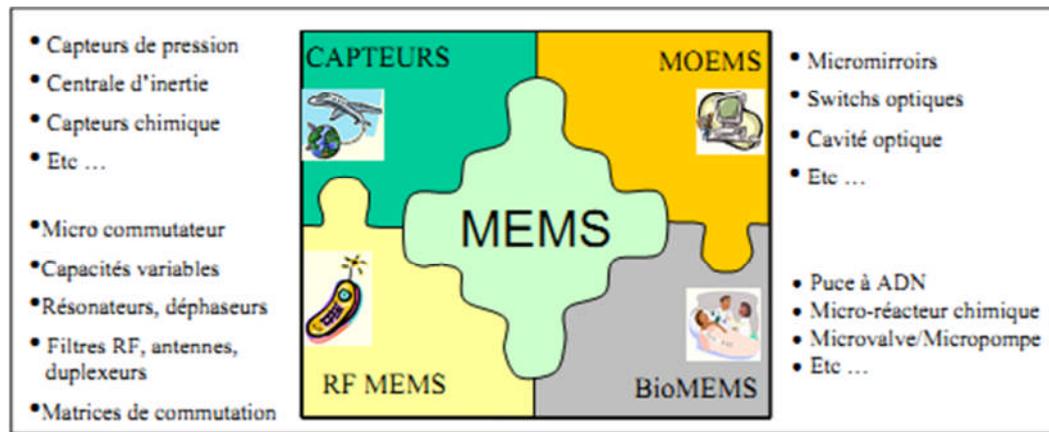


Figure I.10 : Domaines des MEMS – Exemples.

Dans le domaine de l'aéronautique, les applications envisageables sont très importantes. On y retrouve en majorité des capteurs, répondant par exemples à des fonctions de mesures inertielle et de pression (accéléromètre, gyroscope ...), des fonctions de stabilisation (capteur de terre, capteurs d'étoiles).

Ce domaine prometteur, fait également place à de nouvelles potentialités comme celles développées par les programmes de recherches sur les micro-satellites et nano-satellites, avec par exemple l'avènement de nouveau système de propulsion (micro-propulseurs).

Les applications automobiles profitent quant à elles des avantages des microsystèmes en termes de coût, d'intégration, de miniaturisation et également de communication sans fil, rendant possible une interrogation du MEMS à distance (cas des capteurs de pression dans les roues avec communication radiofréquence). Les microsystèmes permettent alors la multiplication des capteurs et des systèmes de mesures dans tous sous-ensembles de la voiture tels que :

- La sécurité : déclencheuse d'airbag avec les accéléromètres et les détecteurs d'occupation des sièges, les capteurs de pression télé interrogés dans les pneus et les systèmes optiques intelligents.
- Les suspensions actives : avec l'intégration dans les essieux de centrales inertielle et les inclinomètres.
- Les systèmes d'anti-patinage : avec l'emploi de gyroscopes.
- La pollution : avec les capteurs de gaz (CO, CO2...) dans les échappements.
- La propulsion : avec différents capteurs tels que les capteurs de pression, de température, de flux etc.

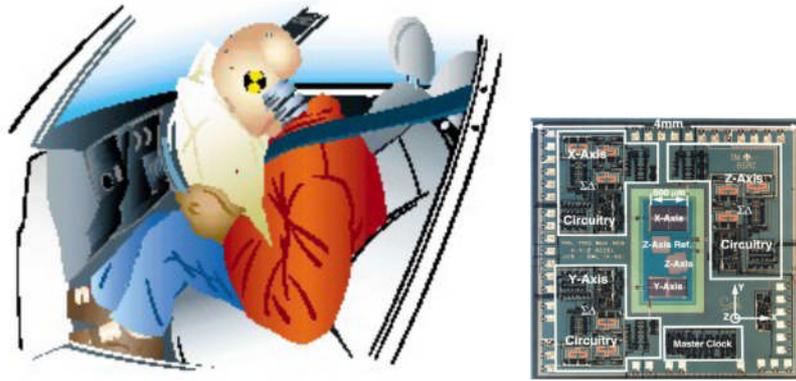


Figure I.11 : Accéléromètre pour coussins gonflants (airbag).

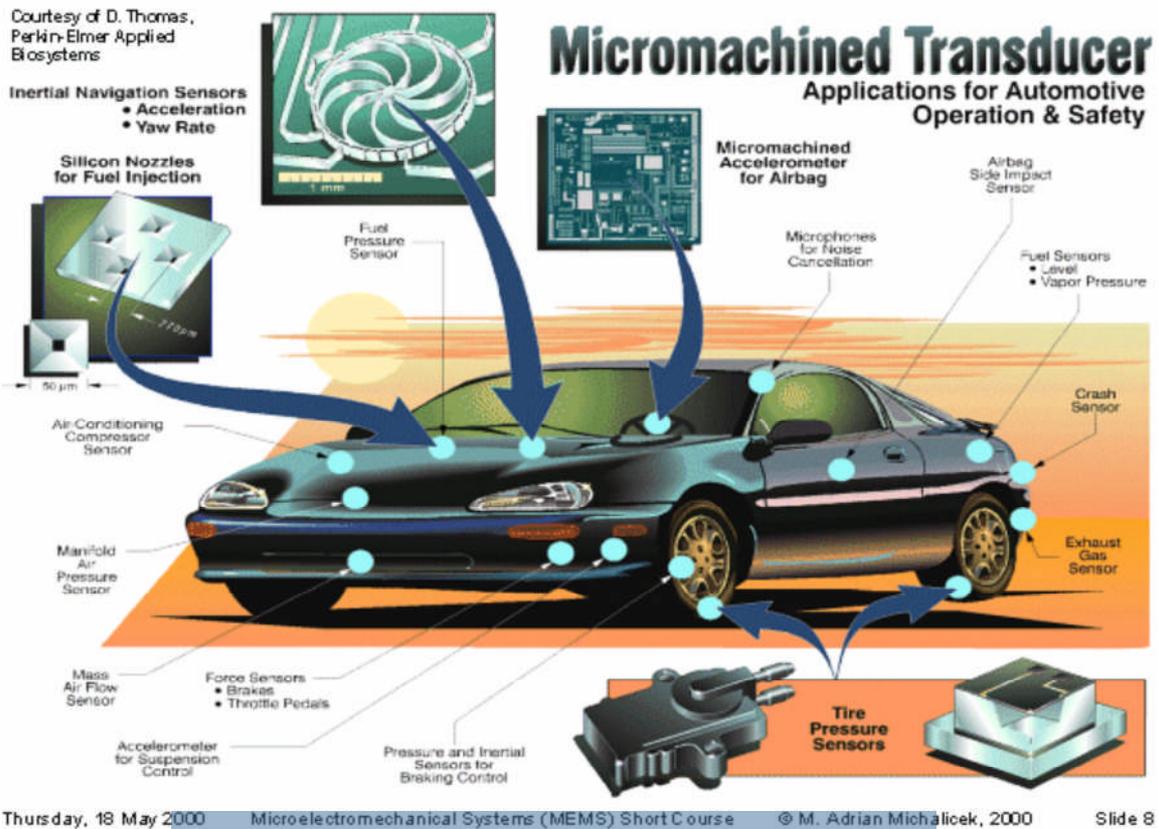


Figure I.12: Environnement automobile (Airbag Pneumatique, Anticollision, Gestion boîte, Injection).

Les microsystèmes trouvent aussi beaucoup d'applications dans le domaine de l'électronique et des télécommunications. L'objectif étant de remplacer certaines fonctions actuellement réalisées à base de circuits intégrés par des microsystèmes ayant de meilleures performances : faibles pertes hyperfréquences, grande linéarité et faible consommation.

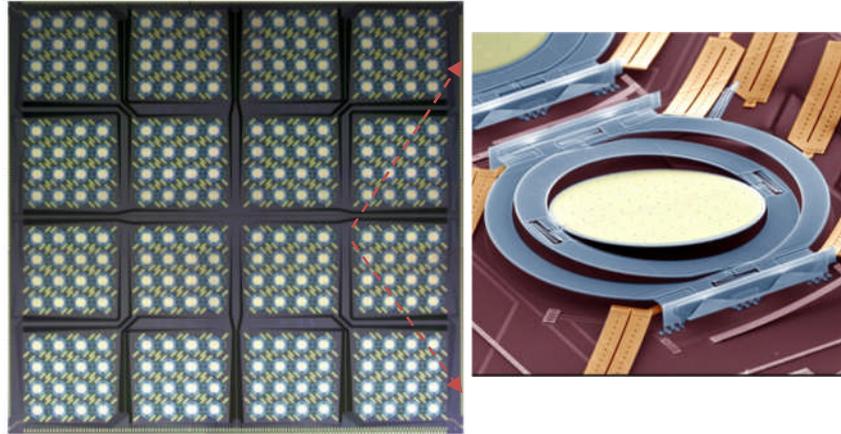


Figure I.13: Matrices 256 voies (16x16 miroirs) commercialisées.

Les technologies dédiées aux télécommunications, dirigées par des enjeux industriels importants, subissent également une forte croissance. De cette croissance, résulte l'encombrement du spectre en fréquence, favorisant ainsi l'émergence de systèmes fonctionnant à plus hautes fréquences. Cette nécessité est très favorable à l'utilisation de la technologie MEMS, on nomme ce type de microsystèmes des MEMS Radio Fréquence.

Plusieurs types de composants ou de fonctions électroniques sont fabriqués à l'aide de composants MEMS. Nous pouvons citer comme composant passif couramment utilisé en hyper fréquence : la bobine. Les micro-commutateurs (Figure 1.14) sont également très utilisés dans ce domaine, ils servent de briques de base pour la réalisation de fonctions plus complexes telles que les filtres reconfigurables, les capacités variables, les redistribueurs de signaux.

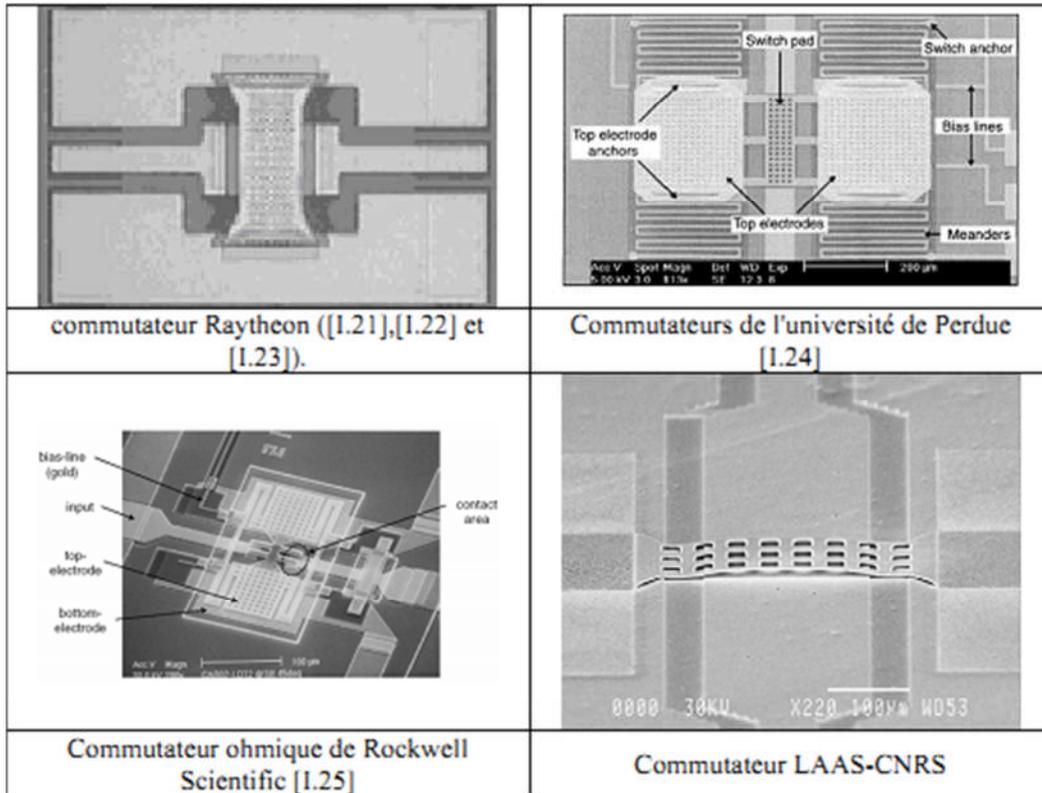


Figure I.14 : Exemples de micro-commutateurs

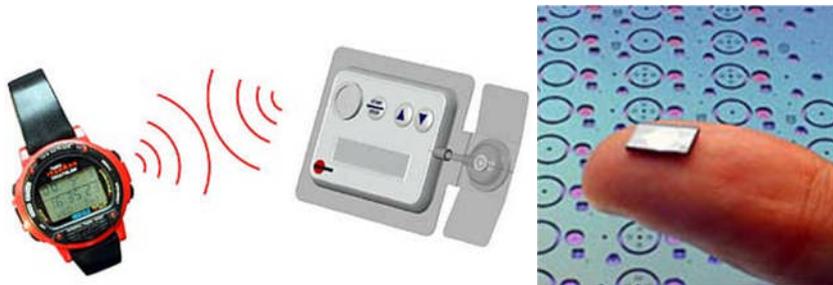


Figure I.15 : Distributeur d'insuline.

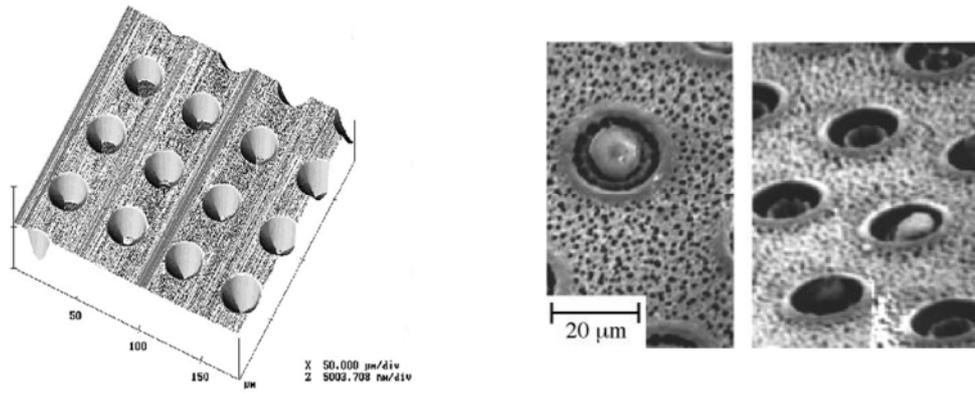


Figure I.16: Matrice de trous pour piégeries de cellules.

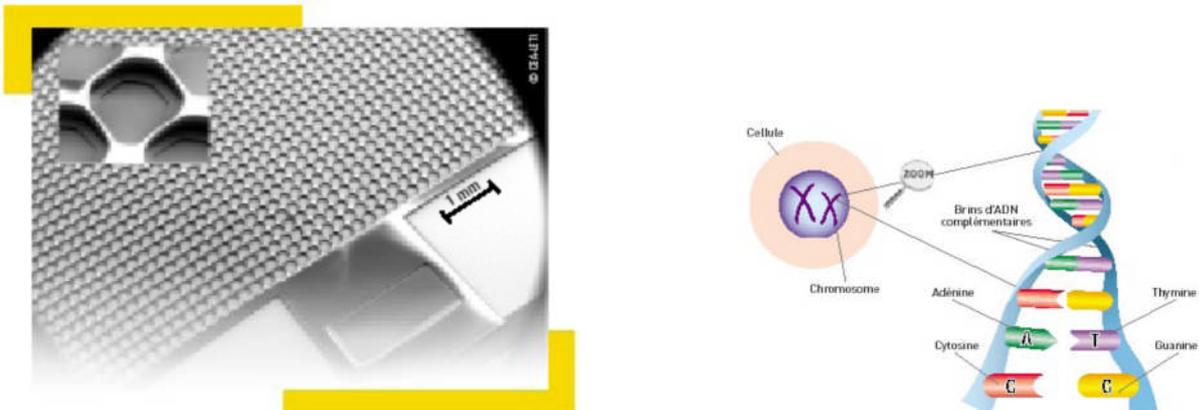


Figure I.17: Biopuce à ADN.

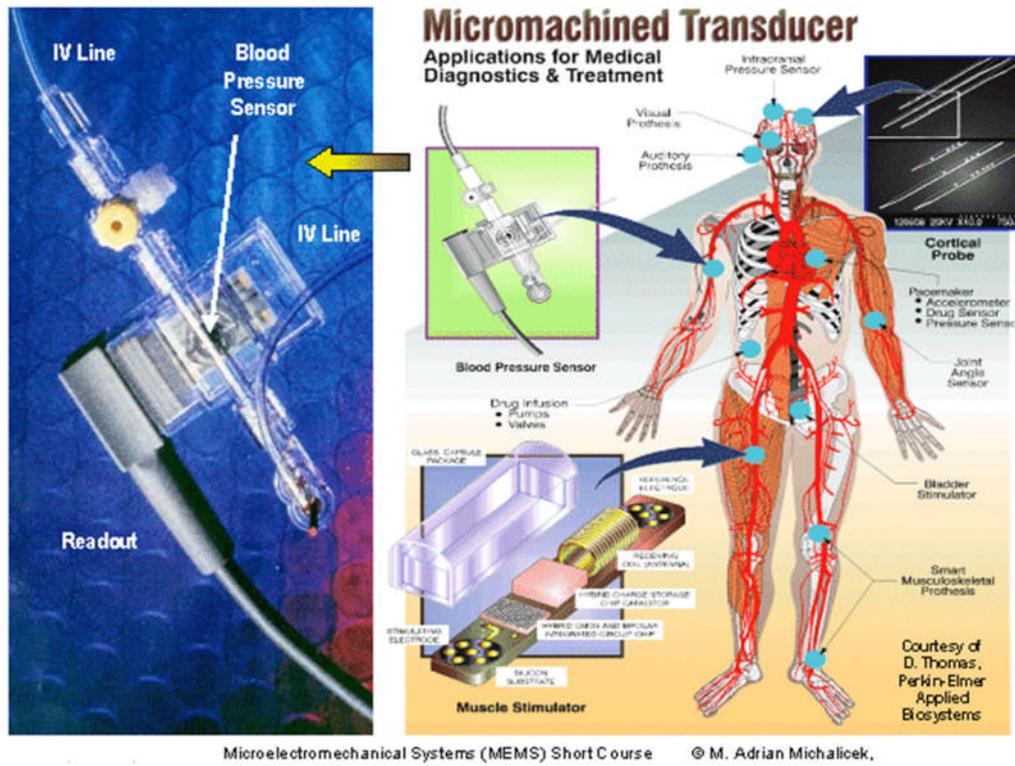


Figure I.18 : Environnement Biomédical (Distributeur d'insuline, Biopuce à ADN, micro-pompe).

Le tableau suivant nous donne un aperçu sélectif de ces applications dans les cinq domaines les plus en vue actuellement : La défense, le médical, l'électronique, les télécommunications et l'automobile.

Défense	Médicale	Electronique	Communications	Automobile
Guidage des armes	Micro-valves, micro-pompes, microréacteurs chimiques, puces ADN	Têtes de lecteur de disque	Commutateurs optiques ou photoniques et interconnexions pour réseaux large bande passante	Capteurs de navigation embarqués
Surveillance	Stimulateurs musculaires et systèmes de diffusion intra-sanguine	Têtes d'impression pour imprimantes à jet d'encre	Relais, micro-commutateurs, matrices de commutation, filtres radios fréquences, antennes, duplexeurs, micro-miroirs	Capteurs de compression du système de climatisation
Systèmes armement	Capteurs de pression intracorporels, capteur de pression sanguine	Télé-projecteurs	Systèmes de projection pour les téléphones portables	Capteurs de force de freinage, accéléromètres pour le contrôle des suspensions
Capteurs intégrés	Prothèses	Capteurs sismiques	Oscillateurs commandés sous tension (VCO)	Détecteurs de niveau de carburant et de pression de vapeur
Stockage des données	Instruments d'analyse miniaturisés	Détecteurs de pression pour l'aérospatial	Diviseurs et coupleurs, résonateurs, déphaseurs	Capteurs pour coussins gonflants (airbag)
Surveillance aérienne	Stimulateurs cardiaques	Systèmes de stockage des données	Lasers accordables	Pneus intelligents

Tableau I.1: Domaines d'application des MEMS.

II. Les actionneurs:

1. Introduction:

La diversité des systèmes d'actionnement et de mesure a permis de développer un grand nombre de microsystèmes touchant principalement aux applications médicales, de défense et de maintenance industrielle. Les éléments fluidiques comme les vannes, valves et pompes sont très étudiés pour délivrer des petites quantités de substances et sont le plus souvent employées à des fins biochimiques. Il existe un réel besoin de manipuler (préhension, transport, pose, orientation...) les petits objets pour notamment pouvoir assembler d'autres microsystèmes. L'endoscopie constitue également un environnement à part entière où les micro- actionneurs apportent beaucoup. Enfin, une grande partie des microsystèmes complexes réunissant souvent plusieurs technologies traitent des tâches de locomotion en milieux confinés.

2. Le rôle d'un actionneur:

Un actionneur a pour rôle de commander un processus à partir d'ordres émis par un système d'information. Il gouverne les échanges d'énergies des organes principaux du processus. A échelle réduite, on attend d'un micro-actionneur, qu'il remplisse les mêmes fonctions. A l'heure actuelle, on se rend compte que la réalisation de micro-actionneurs pose d'importants problèmes lorsqu'on estime leur efficacité en rendement énergétique ou performances de mouvement, offrant souvent un maigre compromis entre la précision, l'amplitude et la puissance. La création de microsystèmes encourage la naissance de micro-actionneurs fiables et efficaces pour s'offrir l'accès à de nouvelles applications.

a. représentation schématique d'un actionneur:



Figure I.19: Représentation schématique d'un actionneur.

b. exemples d'actionneurs:

- Valve, pompe
- Commutateur, interrupteur
- Haut-parleur
- Résonateur
- Tête d'imprimante à jet d'encre
- Tête d'écriture magnétique.

3. Les différents types d'actionnements:

3.1 Actionnement électrostatique:

➤ **Principe:**

Le principe de l'actionnement électrostatique (Figure I.20) consiste à appliquer une tension continue entre deux armatures A et B d'un condensateur dont l'une est fixe et l'autre est mobile. Cette différence de potentiel génère des forces électrostatiques qui tendent à rapprocher les deux parties de l'actionneur. Les déplacements peuvent être verticaux mais aussi horizontaux (dits : transversal ou latéral).

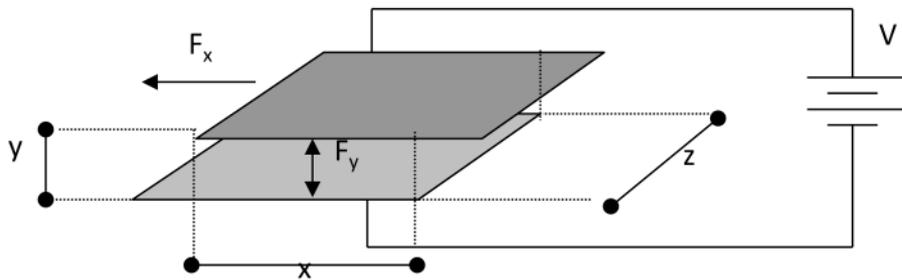


Figure I.20: Actionneurs Electrostatiques à Electrodes Parallèles

L'expression de la capacité du condensateur ainsi constitué est :

$$C = \frac{\epsilon z x}{y}$$

L'énergie potentielle stockée dans ce condensateur est :

$$E = \frac{1}{2} C V^2$$

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

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

L'expression de la force transversale est donc :

$$F_y = -\frac{\partial E}{\partial y} = -\frac{V^2}{2} \frac{\partial C}{\partial y} = \frac{\epsilon z x}{2 y^2} V^2 \quad \text{d'où : } \boxed{F_y = \frac{\epsilon S}{2 h^2} V^2}$$

L'expression de la force latérale est aussi :

$$F_x = -\frac{\partial E}{\partial x} = -\frac{V^2}{2} \frac{\partial C}{\partial x} = -\frac{\epsilon z}{2 y} V^2 \quad \text{d'où : } \boxed{F_x = -\frac{\epsilon w}{2 h} V^2}$$

➤ **Actionneur à peigne inter-digité (Comb-Drive) :**

Un actionneur électrostatique seul demande beaucoup de tension pour des forces modestes. Alors pourquoi ne pas créer des armées d'actionneurs ? Pour une même tension, on multiplie la force développée ! Le 'Comb-Drive' ressemble donc à une paire de peignes qui s'interpénètrent ("interdigités") comme sur la Figure I.4, ce qui permet de multiplier les surfaces en regard (15 actionneurs sur 150 μm de long dans cet exemple). Le 'Comb-Drive' fonctionne sur le principe d'une variation de surface et non d'entrefer comme dans la configuration de base. Grâce à la symétrie de la configuration, les forces électrostatiques globales tendent à faire s'interpénétrer les peignes, augmentant ainsi la distance potentielle de travail.[6] .

Les forces transversales s'annulent deux à deux alors que les forces latérales s'ajoutent (Figure I.21).

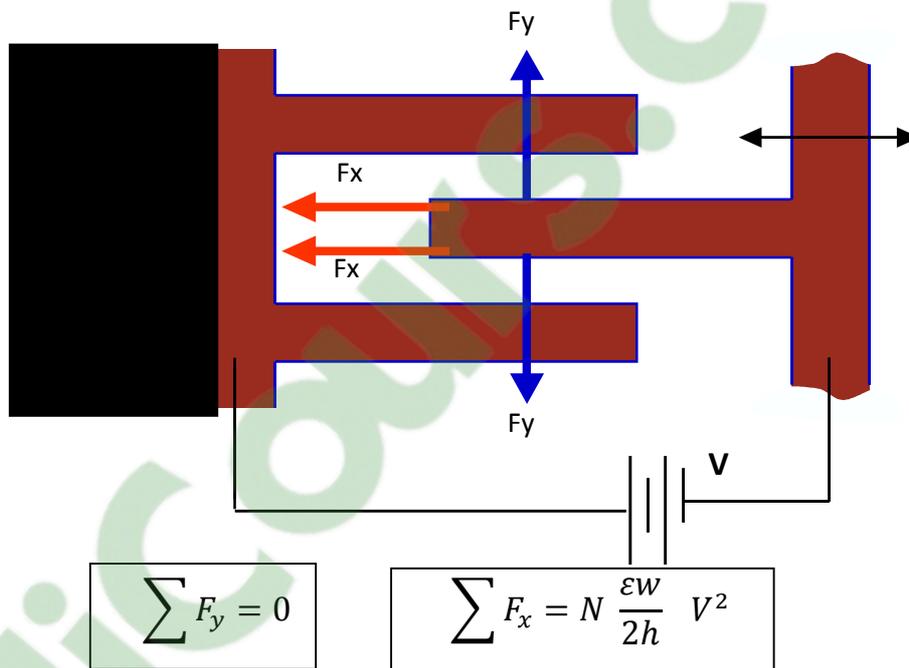


Figure I.21: Principe de fonctionnement de peigne inter-digité.

➤ **Micro commutateur électrostatique:**

L'actionnement électrostatique est à l'heure actuelle le mode d'actionnement le plus répandu pour les micro-commutateurs MEMS-RF. En effet, une commande électrostatique nécessite seulement deux électrodes conductrices (l'une fixe, l'autre mobile ou intégrée à la zone déformable de la structure), aux bornes desquelles on applique une tension. Cette différence de potentiel génère une force qui fait fléchir l'électrode mobile vers son électrode d'actionnement. Ce mode d'actionnement est très intéressant puisqu'il ne nécessite qu'une très faible puissance. En effet, l'actionnement de la structure se faisant par la capacité formée entre les électrodes fixe et mobile, un très faible courant (de l'ordre du micro-ampère) sera présent dans les lignes de polarisation pendant la durée de charge et de décharge de cette capacité. Par conséquent, il n'y a de consommation de puissance que lors des mouvements de la structure immobile, le composant ne nécessite pas de puissance.

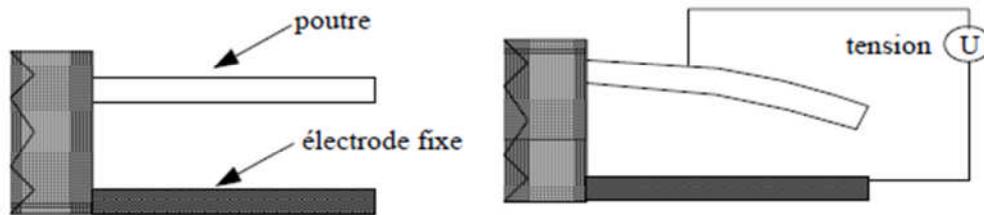


Figure I.22: Principe de fonctionnement de MEMS – RF.

➤ **Avantages et Limitations des Actionneurs Électrostatiques:**

Les avantages de l'actionnement électrostatiques sont :

- Ils se prêtent bien à la miniaturisation;
- Leur réalisation est compatible avec la technologie planar;
- Ils sont relativement simples à concevoir et à réaliser;
- Il n'y a pratiquement pas de courant; donc pas de consommation d'énergie.

Les principaux inconvénients sont :

- La réponse d'actionnement est non linéaire. En effet la force est une fonction en V^2 de la tension;
- On ne peut pas augmenter la tension V indéfiniment car il y a un risque de collage des armatures et un court circuit en conséquence.
- Ce type d'actionnement ne permet pas un déplacement important de l'armature mobile.

3.2 Actionnement magnétique :

Les forces engendrées par ce mode d'actionnement permettent de déplacer les structures mobiles sur des distances importantes (plusieurs micromètres). Ce mode d'actionnement nécessite la réalisation de l'électrode mobile de la structure à partir d'un matériau magnétique, qui sous l'influence d'un champ magnétique peut se défléchir. Les tensions nécessaire à la commande magnétique sont inférieures à 5 volts et restent compatibles avec les applications CMOS. En revanche, la puissance consommée lors de l'actionnement est plus importante qu'une commande électrostatique, à cause de la résistance de l'inductance utilisés. En effet, pour générer les intensités de champ magnétique nécessaire à l'actionnement, une inductance de forte valeur (de type solénoïde planaire) est intégrée sous le composant. Elle augmente ainsi fortement la surface occupée par le composant. En revanche, l'actionnement magnétique ne connaît pas de phénomène d'instabilité et peut générer des forces de contact de fortes valeurs.

Une des techniques d'actionnement repose sur la génération d'un champ magnétique continu B , créé par un aimant agissant sur un conducteur parcouru par un courant électrique. De cette interaction résulte la force de Laplace permettant la flexion donc la déformation d'une poutre Par exemple :

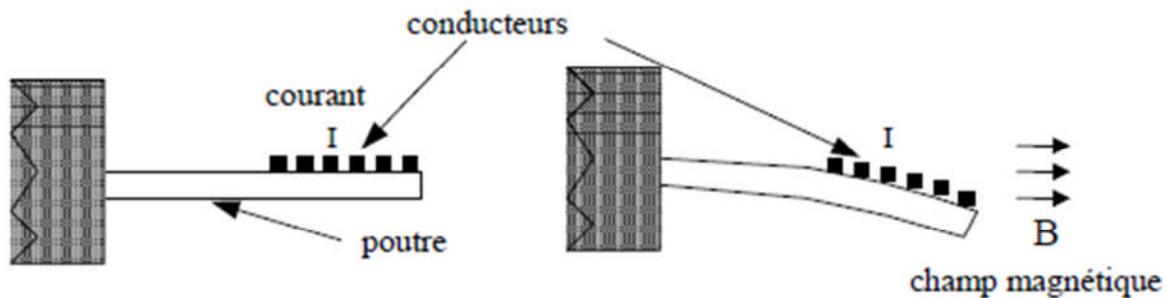


Figure I.23: Principe de l'actionnement électromagnétique.

3.3 Actionnement piézo-électrique:

Le principe de l'actionnement piézoélectrique repose sur l'effet "piézoélectrique inverse". Ainsi, lorsqu'un matériau piézoélectrique est soumis à un champ électrique sinusoïdal, le matériau se déforme. L'actionnement piézoélectrique peut être intégré, si le matériau piézoélectrique est une partie intégrante de la structure. En appliquant une tension aux bornes d'une couche piézoélectrique par exemple (PZT) déposée à la surface de la poutre, la contraction de la couche induit la flexion de la poutre (Figure I.24). Dans le cadre des capteurs chimiques, des exemples d'actionnements piézoélectrique ont été proposés soit en utilisant le matériau piézoélectrique seul comme structure mobile soit en utilisant l'effet bilame. [7]

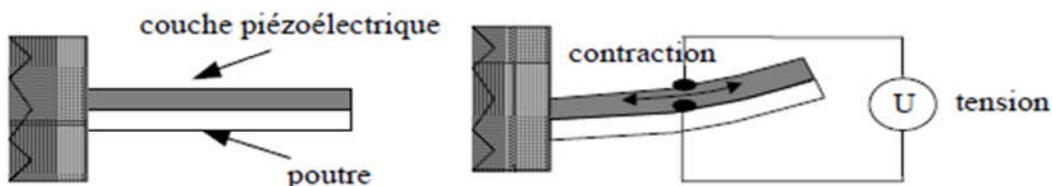


Figure I.24: Principe de l'actionnement piézoélectrique.

3.4 Actionnement thermique:

Les micro-actionneurs à expansion thermique sont fondés sur le principe de changement de volume d'un matériau soumis à des variations de température. Ce principe montre davantage d'efficacité à l'échelle microscopique qu'à l'échelle macroscopique, car les variations de température sont plus rapides pour de faibles volumes. Ce type d'actionnement est assez utilisé dans deux configurations différentes essentiellement. La première configuration est le bilame thermique. Il est formé de deux couches de matériaux dont le coefficient d'expansion thermique est différent. Chauffés à la même température, l'un des matériaux s'allongera plus que l'autre, ce qui entraînera une flexion (Figure I.25) de la structure. Il trouve de multiples applications telles que le positionnement de micro-miroirs, l'actionnement de micro-membranes, ou la réalisation de micromoteurs. [8]

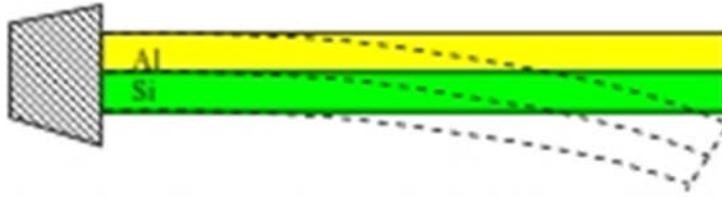


Figure I.25: déformation d'un bilame thermique Si/Al

La deuxième configuration est le micro-actionneur thermique travaillant dans son plan . Il s'agit d'une structure généralement constituée de deux bras de résistance électrique différente (Figure I.26). Ainsi, une différence de température s'établit entre les deux bras, l'un s'allonge plus que l'autre et fait fléchir la structure dans le plan (Figure I.26).

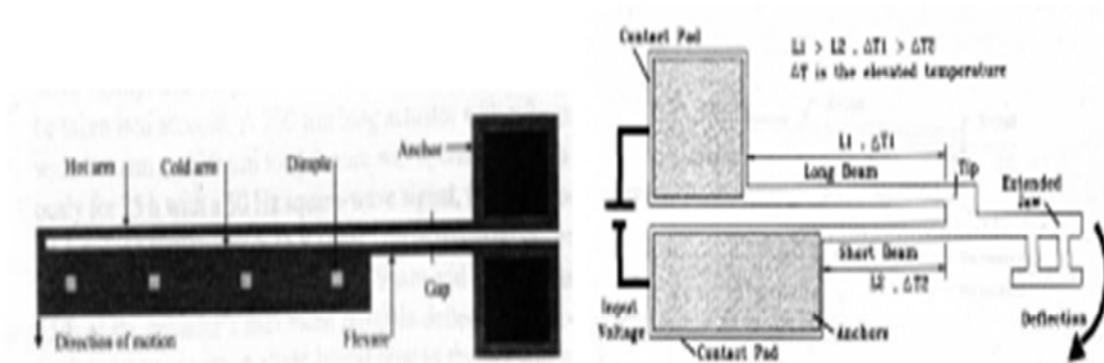


Figure I.26 : schéma d'un actionneur thermique se déformant dans le plan par une différence de géométrie des deux bras.

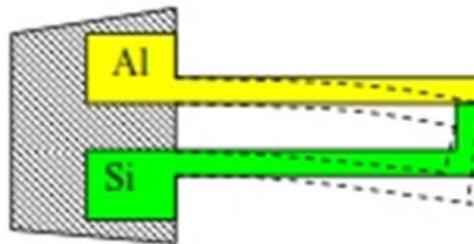


Figure I.27 : Schéma d'un actionneur thermique se déformant dans le plan par une différence de matériau des deux bras

III. Conclusion:

Ce panorama des actionneurs rappelle brièvement les modes de fonctionnement des principaux types de micro-actionneurs, ainsi que quelques applications pour chacun des différents types. Cette comparaison montre que pour un système donné, chaque technologie dispose de dimensions optimales en efficacité énergétique. On voit également que selon type d'actionnement, le rendement de chaque procédé varie considérablement.

Pour cela on propose deux tableaux comparatifs qui comportent cahiers de charges, avantages et inconvénient de chaque type d'actionnement.

	Actionnement électrostatique	Actionnement magnétique	Actionnement piézoélectrique	Actionnement thermique
Consommation	+++	++	+++	---
Amplitude Déplacement	+	+++	Moyenne	Grande
Force de contact	+++	++	+	++
Tension d'actionnement	-	+++	++	+++
Sensibilité à T°	+++	+++	+	+
Temps commutation	+++	++	++	--
Intégration	+++	---	+	+
Collage	---	+++	+++	+++

Tableau I.2: cahiers de charges des différents types d'actionnements

	Avantages	Inconvénients
Electrostatique	Faible consommation Intégration aisée Commutation rapide	Tension d'actionnement importante Problème de collage Faible densité d'énergie
Magnétique	Déplacement important Densité d'énergie importante Intrinsèquement bistable	Intégration difficile Consommation importante
Thermique	Forte densité énergétique Intégration aisée	Relativement lent Consommation importante
Piézoélectrique	Faible consommation Intégration aisée Potentiellement bistable	Sensible à la température

Tableau I.3: avantages et inconvénients des différents types d'actionnement

Chapitre 2 :
Etat de l'art de la micro-
pompe

I. Introduction:

La micro-fluidique, c'est la science ou la technologie des systèmes qui traitent ou manipulent de petites quantités de liquides en utilisant des canalisations aux dimensions caractéristiques allant d'une dizaine à plusieurs centaines de micromètres.

La miniaturisation donne accès à de nouvelles applications. Par exemple les systèmes de micro-pompe dans les piles à combustible portable, les dispositifs de pressurisation ou de régulation du flux sanguin.

Principalement dans les applications d'analyse, le fait de pouvoir manipuler de faibles quantités de fluide permet de réduire la quantité nécessaire d'échantillons ainsi que la consommation de réactifs, de réduire les temps d'analyse en diminuant les interventions manuelles et donc de baisser les coûts de beaucoup de procédés.

Nous proposons une figure démonstrative des dimensions caractérisant les systèmes micro fluidique. [9]

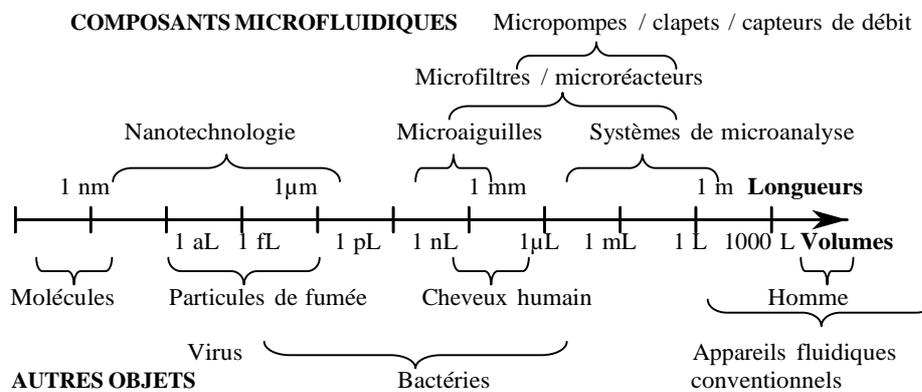


Figure II.1 : Dimensions caractéristiques de systèmes micro-fluidiques.

II. Les microsystèmes fluidiques:

2.1. Les microsystèmes fluidiques : historique et applications.

Dès les années 1990, la réduction des dimensions attendue de l'intégration microsysteme des dispositifs d'analyse biologique et chimique ouvre des perspectives avantageuses :

- L'utilisation des technologies microélectroniques pour la réalisation de systèmes de détection, permet la fabrication massive de micro dispositifs et va réduire les coûts d'élaboration.
- L'utilisation de faibles quantités de fluides et réactifs va réduire les coûts d'opération, en exploitant le fait que de faibles volumes de fluide peuvent être suffisants pour réaliser certaines analyses chimie clinique ($\approx 10^{-15}$ l), immunoessais pour le diagnostic et la compréhension des maladies ($\approx 10^{-9}$ l), analyses d'ADN ($\approx 10^{-3}$ l), analyse des cellules unitaires ($\approx 10^{-12}$ l), séparation des espèces par électrophorèse ($\approx 10^{-12}$ l à 10^{-6} l), analyse du glucose pour le contrôle du diabète ($\approx 10^{-6}$ l).
- Les délais d'analyses pourront être réduits et la sensibilité des mesures accrues. [10].

a. La situation dans le monde:

Même si les premiers systèmes faisant intervenir un élément microfluidique sont proposés dès les années 80 par la Recherche Académique, comme par exemple le chromatographe à gaz miniaturisé dans une puce de quelques centimètres de côté c'est à partir des années 90 qu'un réel travail de miniaturisation commence dans les domaines de la chromatographie, des systèmes de séparation par électrophorèse, des pompes électro osmotiques, des mélangeurs, etc.

Ainsi les premiers véritables systèmes micro fluidiques intégrant de multiples fonctions ont commencé à voir le jour dans les années 90. On peut citer, par exemple, la puce à trois fonctions : mélange de réactifs, réaction enzymatique et séparation de Jacobson , et un système de titrage de solutés aqueux, intégrant des mélangeurs et des amplificateurs capables de faire de la digestion enzymatique et de l'électrophorèse de Burns.

Au début des années 2000, les premiers « laboratoires sur puce » commerciaux permettant d'identifier des fragments d'ADN, différents bio-objets comme des virus par séparation électro phorétique et les protéines. Dans cette catégorie, il faut citer le système Agilent 2100 Bionalyzer, commercialisé à partir de 1999 par la société Agilent Technologies : les échantillons à analyser sont très petits (entre 1 et 4 μ l) et l'analyse ne dure que 30 minutes (Figure II.2 a). Notons que, ces systèmes ont encore besoin d'un ordinateur relativement encombrant pour réaliser les traitements du signal, les analyses et la consultation des bases de données (Figure II.2 b), ce qui montre que tous les verrous technologiques d'intégration ne sont pas levés.

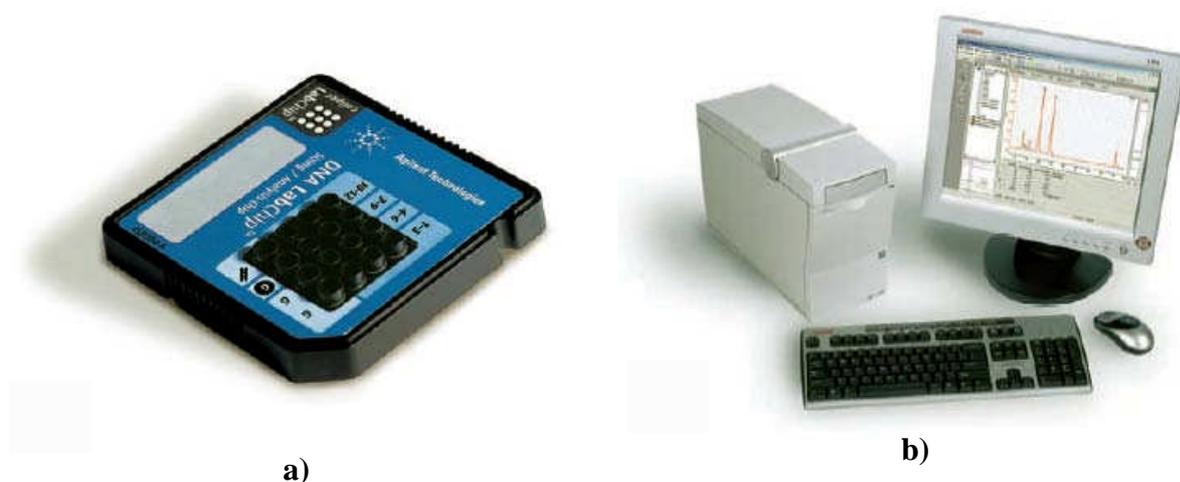


Figure II.2: Système Agilent 2100 Bionalyzer a) microsysteme fluide b) systeme d'analyse.

b. Les applications et les verrous:

De cette analyse rapide de l'état de l'art (international et local), nous percevons que, si les progrès attendus sont confirmés, la micro-fluidique et les microsystemes fluidiques amèneront une véritable révolution dans le domaine des sciences du vivant, de la santé et aussi de la chimie. Nous pouvons classer les applications potentielles de la micro fluidique en trois grands domaines :

- **Sciences du vivant et la biologie:**

Le développement des connaissances fondamentales du vivant, illustré par la génomique et la protéomique, a impliqué de travailler de façon massivement parallèle sur des milliers d'objets ou de réactions biologiques : systèmes de criblage haut-débit. La réflexion a débuté aux Etats-Unis, dans les années 80, avec des études sur le génome humain invitant à développer des microsystèmes capables de faire des analyses multiples avec une haute sensibilité et une grande résolution. Cette dynamique a conduit à l'émergence du concept de biopuce. Aujourd'hui, tous les experts s'accordent à penser que la biologie moléculaire et la génétique sont parmi les enjeux majeurs de demain pour notre société. [9]

- **La chimie ou le génie des procédés:**

La chimie connaît, de la même manière que la biologie, des perspectives nouvelles motivées par des objectifs d'analyse de sécurisation, d'optimisation, de réduction des quantités stockées et analysées, etc. qui donnent toute la légitimité aux recherches en micro fluide. L'enjeu est crucial et a été identifié dès les années 90 : les microréacteurs chimiques devraient permettre à terme de réduire les temps d'analyse, les volumes mis en jeu et les coûts...

- **La santé**

Dès la fin des années 80, les microsystèmes ont ouvert des perspectives intéressantes pour les applications médicales. De nouvelles applications sont dans le prolongement des systèmes de criblage haut débit pour réaliser des analyses moins coûteuses en consommables, en main d'œuvre et en volume d'échantillons que celles d'aujourd'hui.

III. Etat de l'art de la micro-pompe:

3.1 Définition:

Une micropompe 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 micropompes sont généralement issues de la recherche en microfluidique.

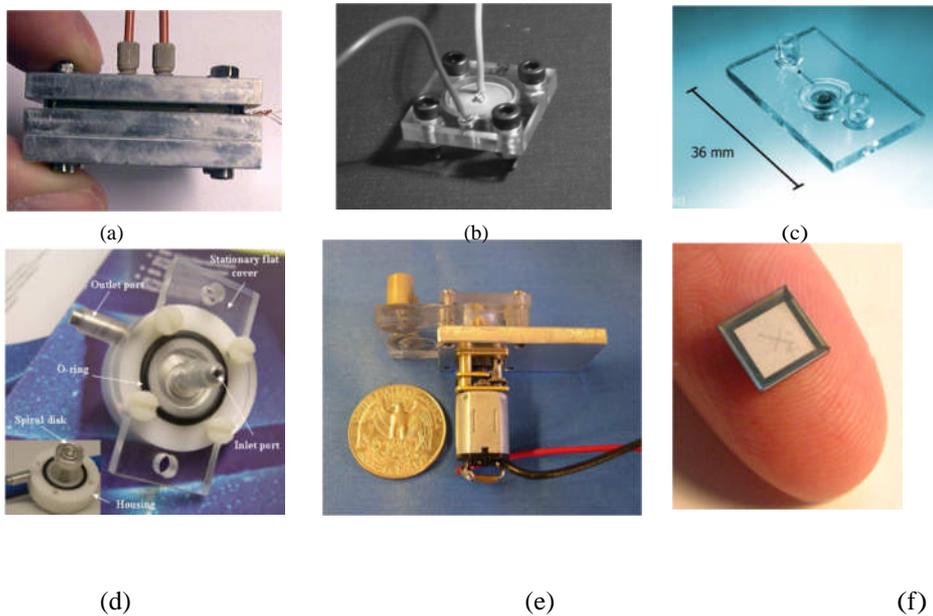


Figure II.3 : Micro-pompes (a) pompe de type péristaltique avec actionneur à paraffine, (b) pompe à membrane, (c) Pompe à membrane à clapets à bille, (d) pompe rotative à spirale , (e) pompe péristaltique à actionnement direct par un micro-moteur, (f) une des plus petites pompes au monde. [9]

Dans notre cas de recherche il s'agit du type de micro-pompe mécanique (ou volumique) le plus répandu dans le marché médical. Dans ces pompes, la chambre de pompe est fermée par une membrane flexible, un schéma de principe est montré dans la (figure II.4), le mouvement oscillant de la membrane produit des sou et-sur déplacement de fluide à travers les vannes d'entrées et de sortie, la pression générée est en fonction de la variation de volume produit par l'actionnaire déplaçant la membrane.

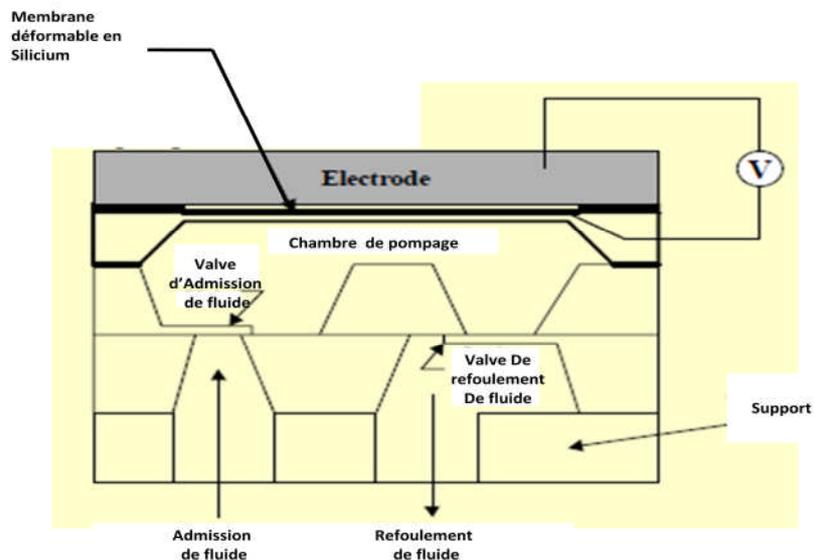


Figure II.4: Schéma de principe du micropompe-microfluidique.

3.2 Le principe de fonctionnement:

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

3.3 Le schéma synoptique:

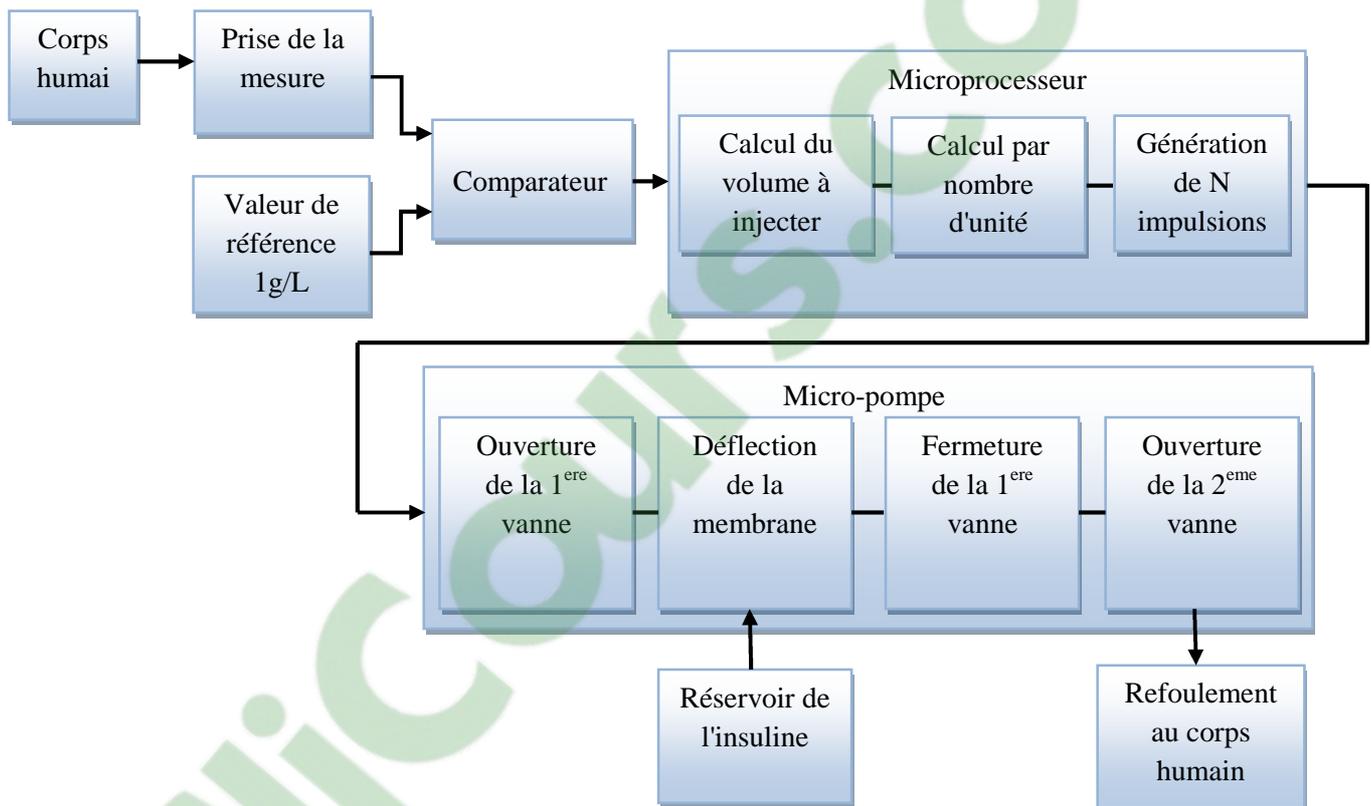


Figure. II.5: Schémas de principe de la micro-pompe.

Quand un corps humain a besoin d'une prise d'insuline comparaison avec la valeur de référence, cette technique est mesurée par un système informatisé dit micro-processeur, en suite ce dernier va calculer la quantité de fluide qui va la diffusé au corps humain. En effet, ce fluide va franchir la première vanne et fera fléchir la membrane de la micro pompe qui va automatiquement fermer la première vanne et ouvrir la deuxième pour que le fluide sous forme d'insuline par exemple soit refouler au malade.

3.4 Les différents types de la micropompe :

Une micropompe est un système capable d'acheminer un fluide, liquide ou gazeux entre une entrée et une sortie à travers des canalisations de très faibles dimensions. Les

micropompes sont obligatoirement actionnées par une commande contrairement aux microvalves. On peut trouver différents types d'actionneurs capables de commander une micropompe, par exemple: l'actionneur piézoélectrique, électrostatique, thermopneumatique.

Nous allons décrire dans ce paragraphe les différentes micropompes qu'on peut trouver dans la littérature. Nous soulignerons au passage les éventuelles difficultés pour la réalisation ainsi que leurs compatibilités avec les techniques de conception des circuits intègres. [11]

3.4.1 Micropompe Piézo-électriques:

L'actionneur piézoélectrique est constitué d'une membrane recevant un matériau piézoélectrique sous forme de disque associé à un substrat de silicium gravé pour réaliser des microvalves passives fixant l'entrée et la sortie du fluide. Les deux parties sont scellées afin de former une cavité sous l'actionneur. L'application d'un courant électrique sur le disque piézoélectrique provoque une déflexion de la membrane. Le volume dans la chambre diminue et le liquide est forcé à ouvrir la valve de sortie tout en fermant la valve d'entrée, Une fois que l'alimentation est arrêtée, le substrat revient à sa position initiale en ouvrant la valve d'entrée et en fermant la valve de sortie. La figure (II.6) montre un exemple de micro pompe piézo-électrique.

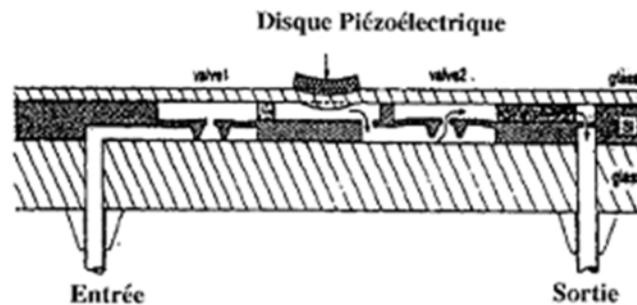


Figure II.6: vue en coupe d'une micro pompe piézo-électrique.

3.4.2. Micropompe électrostatique:

L'actionneur électrostatique est composé de deux électrodes. Une fixe et l'autre mobile. En appliquant une tension électrostatique entre les deux électrodes on crée une déformation de l'électrode mobile. La pression générée électrostatiquement peut être calculé par la relation:

$$P_d = \frac{1}{2} \epsilon_0 \left(\frac{v}{d_0} + \epsilon_{ox} d_{ox} \right)^2$$

Avec: d_0 , d_{ox} et V sont respectivement, la distance entre les électrodes, l'épaisseur isolante du SiO_2 et la tension appliquée. On remarque que la force générée par l'actionneur est inversement proportionnelle à la distance d_0 ce qui entraîne des contraintes de conception si on veut des grandes pressions électrostatiques.

Une micro pompe électrostatique utilise cet actionneur comme moyen de commande pour faire circuler un fluide dans une canalisation. Elle est constituée par: une électrode, une contre électrode, deux micro-valves passives type (b), deux capillaires d'entrée et de sortie du fluide. Lorsqu'on applique une tension continue, la membrane est attirée par la contre électrode à cause des forces électrostatiques mises en jeu. Cette déflexion permet d'ouvrir la première micro valve (valve d'entrée) et va permettre la circulation du fluide à travers cette valve vers la chambre des électrodes (voir figure II.7). Une fois l'alimentation arrêtée, la membrane retrouve sa position initiale en poussant le fluide vers la valve de sortie.

On peut aussi avoir un fonctionnement inverse de la pompe si la fréquence de l'actionneur est supérieure à 1000 Hz. Ainsi on a observé un flux de 1 à 800 μ l/min pour une fréquence de 1 à 1000Hz. en mode direct et un flux de 1 à 300 μ l avec une fréquence de 2 à 6 KHz. [11].

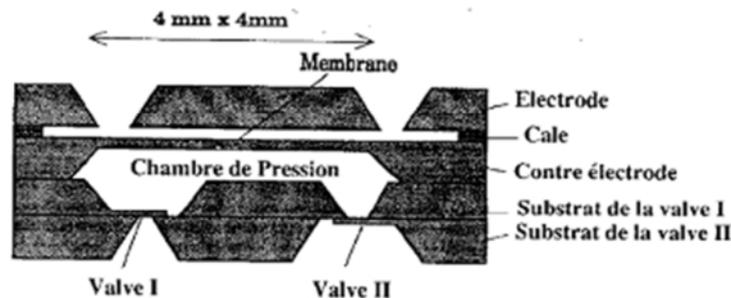


Figure II.7: Vue en coupe d'une micro pompe électrostatique.

3.4.3 Micro-pompe thermo-pneumatique:

L'actionneur thermo pneumatique est constitué d'une cavité d'air fermée, d'une membrane et d'une résistance chauffante. Le principe consiste à chauffer l'air par une dissipation électrique dans la résistance incorporée dans la cavité, l'augmentation de la température implique une élévation de pression calculée par la relation:

$$P_{tp} = P_0 \exp\left(\frac{-L_0}{RT} - L_0\right)$$

Avec: P_0 , R et T sont respectivement, la pression initiale, la chaleur latente de vaporisation, la constante des gaz parfait et la température. Le temps de réponse de l'actionneur dépend de la capacité thermique et de la puissance injectée à la résistance. Le temps de relaxation dépend de l'échange calorifique avec le milieu extérieur, La pompe thermopneumatique utilise cet actionneur pour faire circuler un fluide à travers des canalisations (voir figure II.3) ; des valves de type (a) sont utilisées pour contrôler le flux entre l'entrée et la sortie de la pompe. La fréquence de fonctionnement du système est de 5Hz pour un débit de 50 μ l/min.

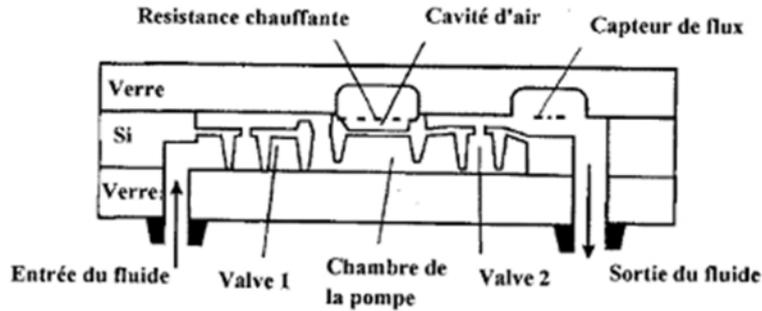


Figure II.8: Vue en coupe d'une micro-pompe thermo-pneumatique.

3.4.4 Micro-pompe Pneumatique:

Cette pompe est commandée par un actionneur pneumatique externe (générateur de pression). Elle est fabriquée par le procédé LIGA. Elle comporte une structure en or avec un diaphragme en Titane comme le montre la figure II.9. Les valves sont constituées de deux membranes, une en Titane et l'autre en polyimide. Un flux maximum de $80\mu\text{l}/\text{min}$ a été obtenu avec une pression de $0,4\text{ mH}_2\text{O}$ à une fréquence de 5 Hz .

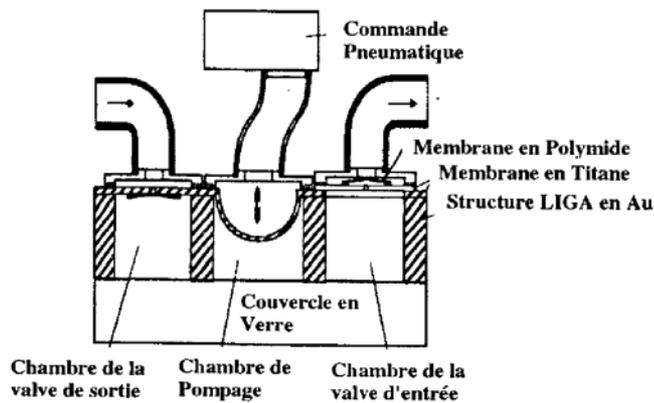


Figure. II.9: Vue en coupe d'une micro pompe pneumatique.

IV. L'importance de la micro pompe:

L'importance de la micro-pompe requies 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 apporter.
- Cadence programmable de la livraison qui est variable entre ($\mu\text{ l/h}$ - ml/h).
- Etre petit et léger.
- Moins d'exigence de puissance électronique.

- Plus de fiabilité.
- La dose d'injection d'insuline ne doit pas être influencée par la température, la pression, position et mouvement de corps humain.

V. Etude globale sur l'actionnement électrostatique:

5.1. Constitution d'un actionneur électrostatique:

Pour pomper le fluide à l'intérieur d'une cavité, une micropompe peut être munie d'une membrane de silicium ou d'autres matériaux qui forment une capacité variable. Les forces électrostatiques permettent le mouvement des plaques ou des éléments micro fabriqués (Figure II.10.).

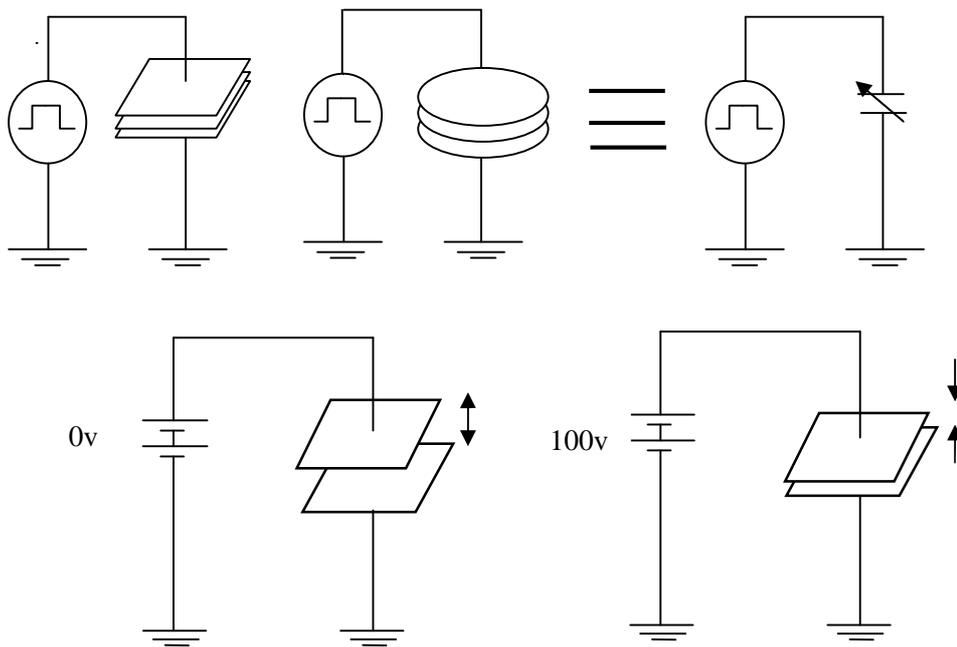


Figure II.10: Représentation par l'activation électrostatique.

La force entre les deux plaques peut être obtenue approximativement par l'équation simple suivante :

$$F = \frac{1}{2} \epsilon_r \epsilon_0 A \left(\frac{v}{d} \right)^2$$

Ou : ϵ_0 est la permittivité du vide et ϵ_r est la permittivité du diélectrique entre les deux plaques, A représente l'aire de la plaque, v le voltage appliqué et d la distance entre les deux plaques.

On remarque que plus on augmente la tension aux bornes de l'actionneur MEMS, plus on obtient une force importante permettant l'ouverture et la fermeture des valves ainsi que la commutation de la pompe.[15]

VI. Conclusion:

Ce chapitre nous a permis de voir l'amélioration de la microfluidique dans le domaine biomédical spécifiquement sur les micro-pompes ainsi que leurs types, le mode de fonctionnement et leurs avantages.

A coté de l'amélioration de l'accès au traitement par pompe, ce développement a d'autres perspectives de prise en charge afin d'améliorer sur le plan pédagogique, la mobilisation de l'équipe multidisciplinaire pour l'éducation thérapeutique.

Chapitre 3 :
Modélisation de la micro-
pompe électrostatique

Introduction :

Le volume unitaire injecté par la micro-pompe est contrôlé par la déflexion de la membrane fine en silicium produite par actionnement électrostatique.

Dans ce qui suit, on se propose d'étudier le comportement de la membrane en fonction de la pression, la tension appliquée et des caractéristiques géométriques. Pour cela plusieurs méthodes numériques ont été utilisées pour résoudre le système différentiel régissant le comportement de la membrane.

I-1 Définition de la membrane :

La membrane de silicium, de forme rectangulaire, est taillée suivant le plan (100) comme indique la figure (III-1). Les cotés sont parallèles aux directions cristallographiques $\langle 110 \rangle$. 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.

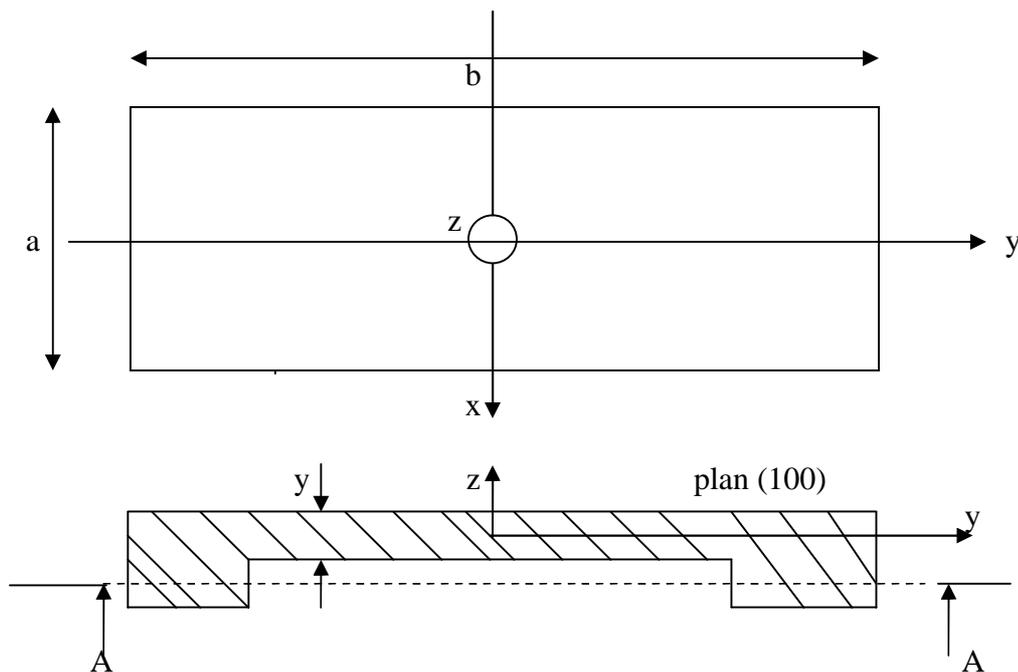


Figure III-1 : Structure de la membrane.

I-2 Etude de la déformation :

I-2-1 Mise en équation :

Sous l'action d'une pression différentielle P uniformément répartie, la membrane se déforme. Soit $W(x, y)$ sa déformation suivant Oz en un point de coordonnées (x, y) .

On choisira P et $W(x, y)$ positifs suivant l'axe Oz .

En utilisant la théorie des plaques minces et de l'élasticité (annexe B), l'équilibre de la membrane soumise à une pression P est décrit par l'équation différentielle suivante [13] :

$$\frac{\partial^4 W}{\partial x^4} + 2\alpha \frac{\partial^4 W}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 W}{\partial y^4} = \frac{P}{D} \quad (\text{III-1})$$

Où :

D est le coefficient de rigidité défini par :

$$D = \frac{E_{110} h^3}{12 (1 - \nu_{110}^2)}$$

α est une constante fonction des paramètres mécaniques

$$\text{Avec } \alpha = \nu_{110} + \frac{2 G_{110}^2 (1 - \nu_{110}^2)}{E_{110}}$$

ν_{110} est le coefficient de poisson, E_{110} et G_{110} sont les coefficients respectifs d'élasticité longitudinal et transversal suivant la direction cristallographique $\langle 110 \rangle$. Les valeurs numériques de ces coefficients sont :

$$\nu_{110} = 0.066$$

$$E_{110} = 1.698 \cdot 10^{11} \text{ pa}$$

$$G_{110} = 0.622 \cdot 10^{11} \text{ pa}$$

$$\alpha = 0.798$$

L'équation différentielle (III-1) est appelée équation de LAGRANGE (annexe B).

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

$$\left\{ \begin{array}{l} W=0 \quad \text{pour } x=\pm \frac{a}{2} \quad \text{et } y=\pm \frac{b}{2} \\ \frac{\partial W}{\partial x} = 0 \quad \text{Pour } x=\pm \frac{a}{2} \\ \frac{\partial W}{\partial y} = 0 \quad \text{Pour } y=\pm \frac{b}{2} \end{array} \right. \quad (\text{III-2})$$

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

Pour se ramener à un domaine d'intégration de forme carrée, nous normaliserons les variables comme suit :

$$u = \frac{2.x}{a} \quad \text{et} \quad v = \frac{2.y}{b} \quad (\text{III-3})$$

L'équation (III-1) devient :

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

En posant :

$$W_N = \frac{16}{a^2 b^2 P} D . W$$

$$\text{Et} \quad R = \frac{b}{a} \quad (\text{III-5})$$

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

$$R^2 \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^2 \partial v^2} + \frac{1}{R^2} \frac{\partial^4 W_N}{\partial v^4} = 1 \quad (\text{III-6})$$

Les nouvelles conditions aux limites relatives à cette équation sont :

$$\left\{ \begin{array}{l} W_N(u = \pm 1, \forall v) = 0 \\ W_N(\forall u, v = \pm 1) = 0 \\ \frac{\partial W_N}{\partial u}(u = \pm 1, \forall v) = 0 \\ \frac{\partial W_N}{\partial v}(\forall u, v = \pm 1) = 0 \end{array} \right. \quad (\text{III-7})$$

Les variables d'intégration u et v varient entre -1 et $+1$. La déflexion W_N n'a pas de dimension. Le système constitué de (III-6) et (III-7) est donc normalisé.

I-2-2 Résolution Analytique :

A notre connaissance, la solution exacte du système différentiel constitué par l'équation (III-6) et les conditions aux limites (III-7) n'a pas été établie. Dans ce qui suit, nous proposerons une solution analytique approchée. La méthode de résolution utilisée est celle de GALERKIN.

La méthode de GALERKIN est une méthode d'approximation adaptée à des formulations 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 :

$$W_N(u, v) = \sum_{i=1}^n K_i \varphi_i(u, v) \quad (III-8)$$

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 (III-6) et (III-7), elle doit vérifier le système d'équations de GALERKIN suivant :

$$\iint_{S_N} \left[R^2 \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^4 W_N}{\partial u^2 \partial v^2} + \frac{1}{R^2} \frac{\partial^4 W_N}{\partial v^4} - 1 \right] \varphi_i du dv = 0 \quad (III-9)$$

Avec $i = 1, \dots, n$

Où S_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 :

$$\begin{aligned} \varphi_1 = U_1 V_1 & \quad \varphi_2 = U_2 V_1 & \quad \varphi_3 = U_1 V_2 & \quad \varphi_4 = U_2 V_2 & \quad \varphi_5 = U_3 V_1 \\ \varphi_6 = U_1 V_3 & \quad \varphi_7 = U_3 V_2 & \quad \varphi_8 = U_2 V_3 & \quad \varphi_9 = U_3 V_3, \dots \end{aligned} \quad (III-10)$$

Avec :

$$\begin{aligned} U_j &= u^{2(j-1)} (u^2 - 1)^2 \\ V_j &= v^{2(j-1)} (v^2 - 1)^2 \end{aligned} \quad (III-11)$$

La forme générale de la solution est alors :

$$W_N = K_1 U_1 V_1 + K_2 U_2 V_1 + K_3 U_1 V_2 + K_4 U_2 V_2 + \dots \quad (\text{III-12})$$

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

$$W_N(u, v) = (u^2 - 1)(v^2 - 1)(K_1 + K_2 u^2 + K_3 v^2 + K_4 u^2 v^2) \quad (\text{III-13})$$

En substituant (III-13) dans (III-9), on obtient un système de quatre équations dont la $i^{\text{ème}}$ peut se mettre sous la forme suivante :

$$\begin{aligned} & K_1 \iint_{S_N} \left(R^2 V_1 \frac{\partial^4 V_1}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_1}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_1}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_1 \frac{\partial^4 V_1}{\partial v^4} \right) \varphi_i \, dudv \\ & + K_2 \iint_{S_N} \left(R^2 V_1 \frac{\partial^4 U_2}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_2}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_1}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_2 \frac{\partial^4 V_1}{\partial v^4} \right) \varphi_i \, dudv + \\ & + K_3 \iint_{S_N} \left(R^2 V_2 \frac{\partial^4 U_1}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_1}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_2}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_1 \frac{\partial^4 V_2}{\partial v^4} \right) \varphi_i \, dudv + \\ & + K_4 \iint_{S_N} \left(R^2 V_2 \frac{\partial^4 U_2}{\partial u^4} + 2\alpha \frac{\partial^2 U_2}{\partial u^2} \frac{\partial^2 V_2}{\partial v^2} + \frac{1}{R^2} U_2 \frac{\partial^4 V_2}{\partial v^4} \right) \varphi_i \, dudv \\ & = \iint_{S_N} \varphi_i \, dudv \end{aligned}$$

Les équations (III-14) constituent un système linéaire de quatre équations à quatre inconnues K_1, K_2, K_3 et K_4 ; ne dépendant que du rapport des cotés R et de la constante α liée aux paramètres mécaniques ν_{110} , E_{110} et G_{110} . Ce système peut s'écrire sous la forme matricielle suivante :

$$[A_{ij}] \cdot [K_i] = [B] \quad (\text{III-15})$$

Les termes de la matrice $[A_{ij}]$ ont été déterminés analytiquement. Leurs expressions sont données dans l'annexe C. Le système algébrique (III-14) a été ensuite résolu numériquement.

Le tableau (III-1) donne les valeurs des coefficients K_i pour quelques valeurs particulières de R .

R	1	2	3
K₁	0.0206	0.0107	0.0049
K₂	0.0119	0.0048	0.0023
K₃	0.0062	0.0063	0.0073
K₄	-0.0082	-0.0085	-0.0057

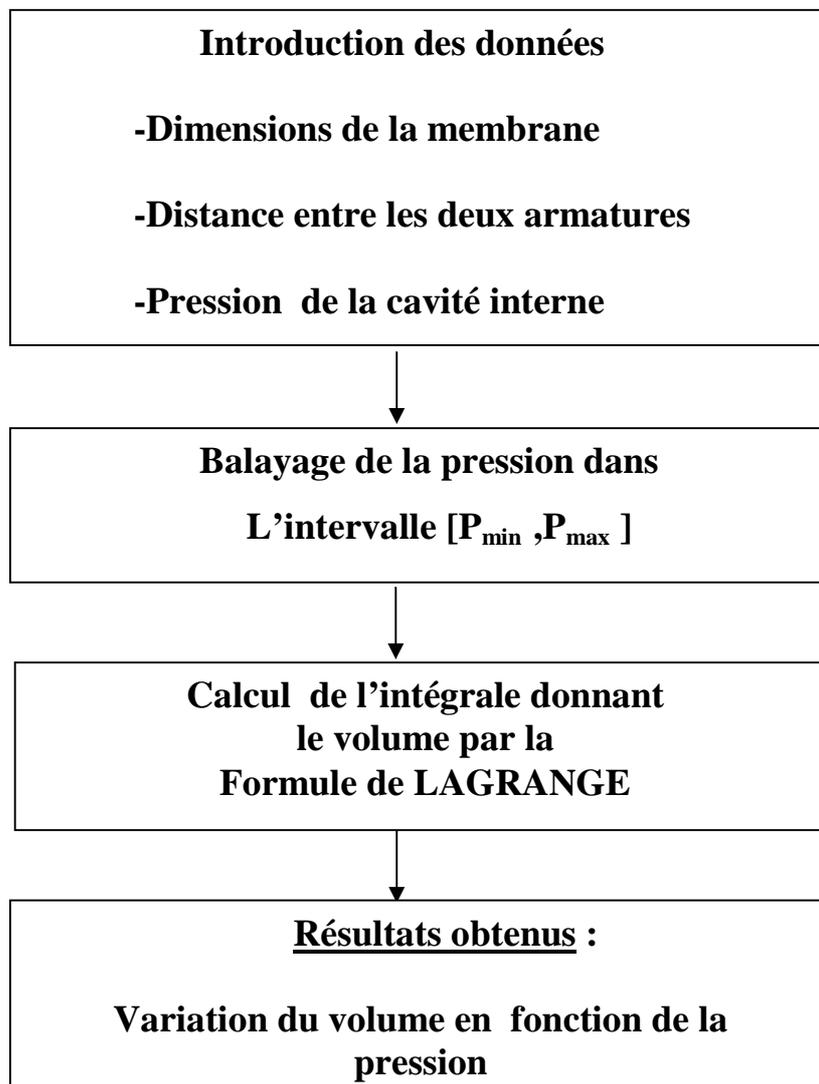
Tableau III-1 : Coefficients du polynôme approximant la déflexion pour $R=1, 2, 3$ et $\alpha=0.798$.

I.2.3 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:

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

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



I.2.3 Calcul du volume par intégration numérique

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
Vol (m ³)	$1.4299 \cdot 10^{-15}$	$2.8699 \cdot 10^{-15}$	$4.2896 \cdot 10^{-15}$	$5.7194 \cdot 10^{-15}$	$7.1495 \cdot 10^{-15}$

Tableau III.2: variation du volume en fonction de la pression à $h=10 \mu\text{m}$.

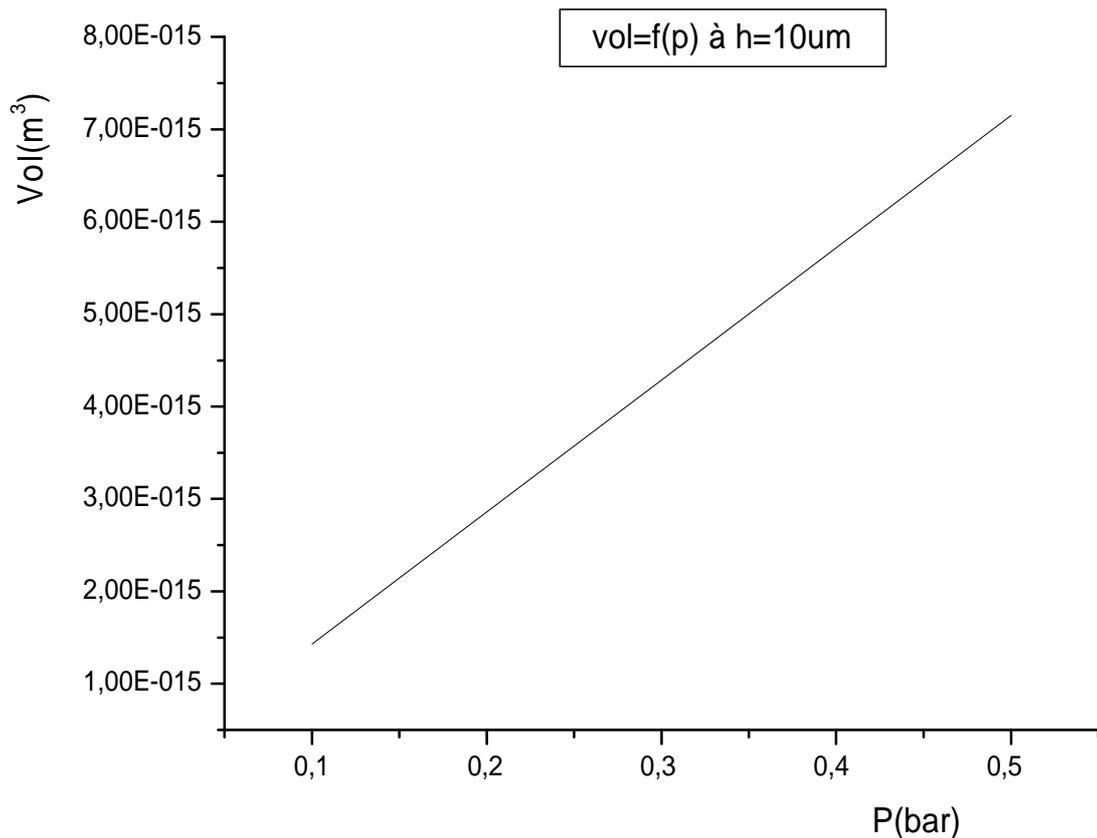


Figure III.2: variation du volume en fonction de la pression à $h=10 \mu\text{m}$.

P(bar)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
Vol (m ³)	$1,7873 \cdot 10^{-16}$	$3,5746 \cdot 10^{-16}$	$5,3620 \cdot 10^{-16}$	$7,1493 \cdot 10^{-16}$	$8,9366 \cdot 10^{-16}$

Tableau III.3: variation du volume en fonction de la pression à $h=20 \mu\text{m}$

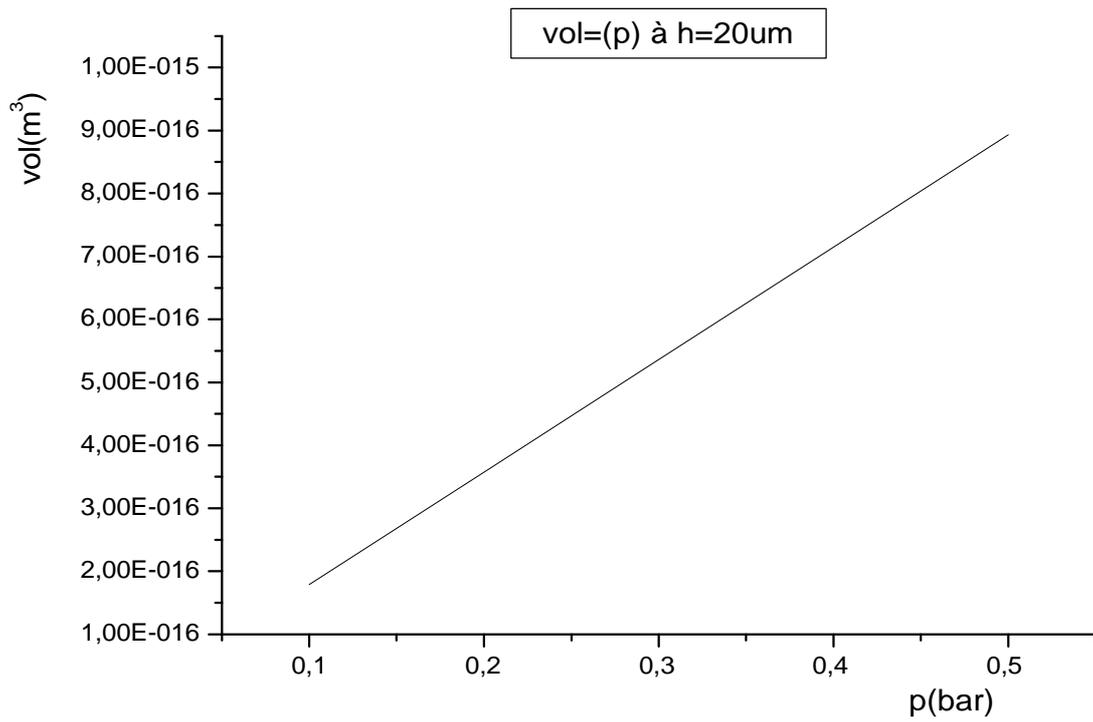


Figure III.3: variation du volume en fonction de la pression à $20 \mu m$

P(bar)	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5
Vol (m^3)	$5.2958.10^{-17}$	$1,0592.10^{-16}$	$1,5887.10^{-16}$	$2,1183.10^{-16}$	$2,6479.10^{-16}$

Tableau III.4: variation du volume en fonction de la pression à $h=30 \mu m$

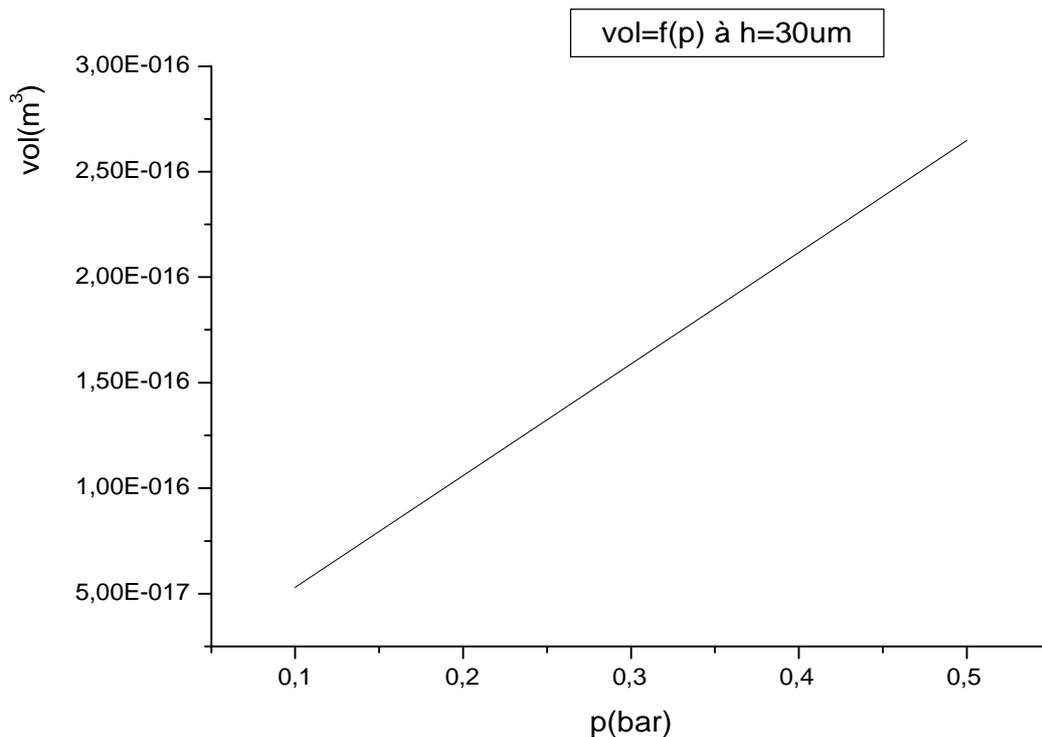


Figure III.4: variation du volume en fonction de la pression à 30μm

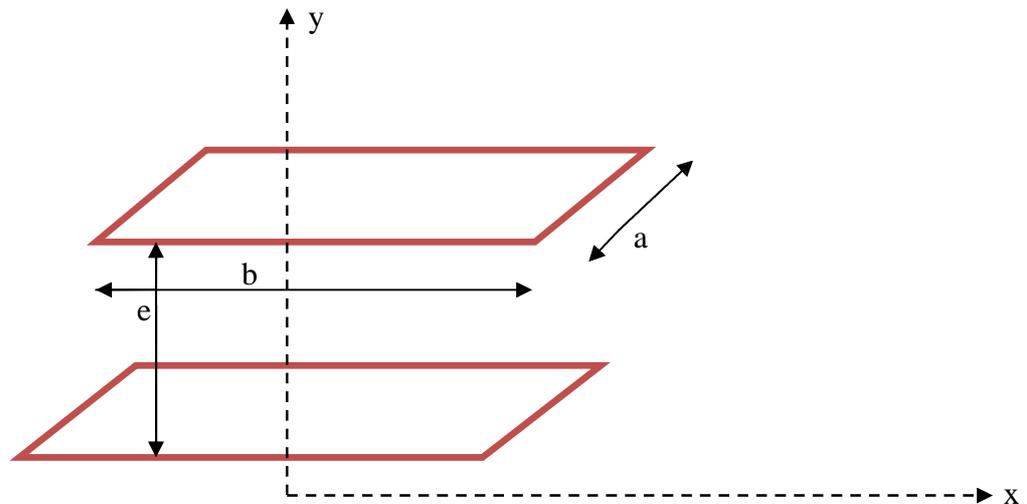
On voit clairement que les trois courbes sont linéaires, et que cette linéarité est due à la proportionnalité entre la pression et l'épaisseur de la membrane car, quand h augmente la membrane devient plus rigide, la cavité se redresse ce qui implique une diminution du volume en fonction de h .

I.3.2: 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 :

$$P = \frac{Fy}{S}$$



L'expression de la capacité du condensateur ainsi constitué est :

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

L'énergie potentielle stockée dans ce condensateur est :

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

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

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

L'expression de la force transversale est donc :

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

$$F_y = \varepsilon \frac{ab}{2y^2} V^2$$

d'où
$$F_y = \varepsilon \frac{s}{2e^2} V^2$$

où e est la distance inter armature.

La pression est alors :

$$P = \frac{\epsilon V^2}{2e^2}$$

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
Vol (m ³)	6,33.10 ⁻¹⁶	2,53.10 ⁻¹⁵	5,70.10 ⁻¹⁵	1,01.10 ⁻¹⁴	1,53.10 ⁻¹⁴

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

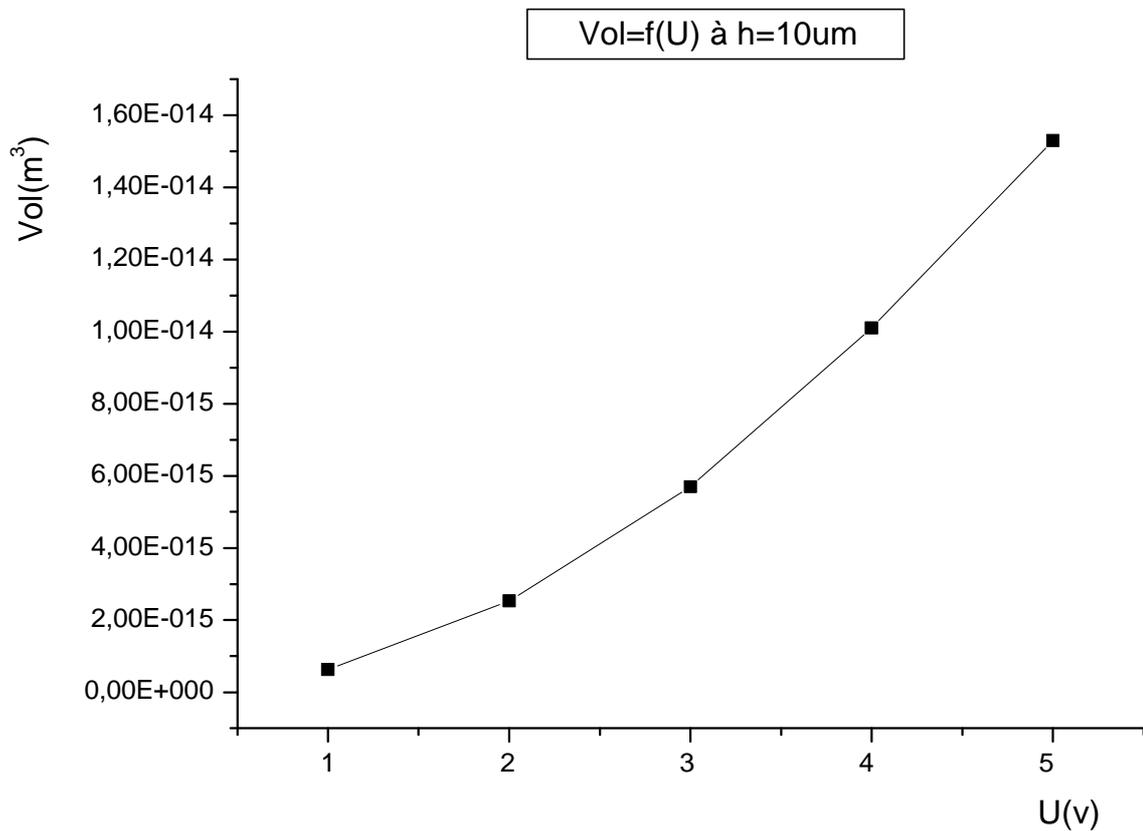


Figure III.5: variation du volume en fonction de la tension à $h=10\ \mu\text{m}$.

U(v)	1	2	3	4	5
Vol (m ³)	2,59.10 ⁻¹⁸	1,038.10 ⁻¹⁷	2,33.10 ⁻¹⁷	4,15.10 ⁻¹⁷	6,48.10 ⁻¹⁷

Tableau III.6: variation du volume en fonction de la tension à h=20 μm.

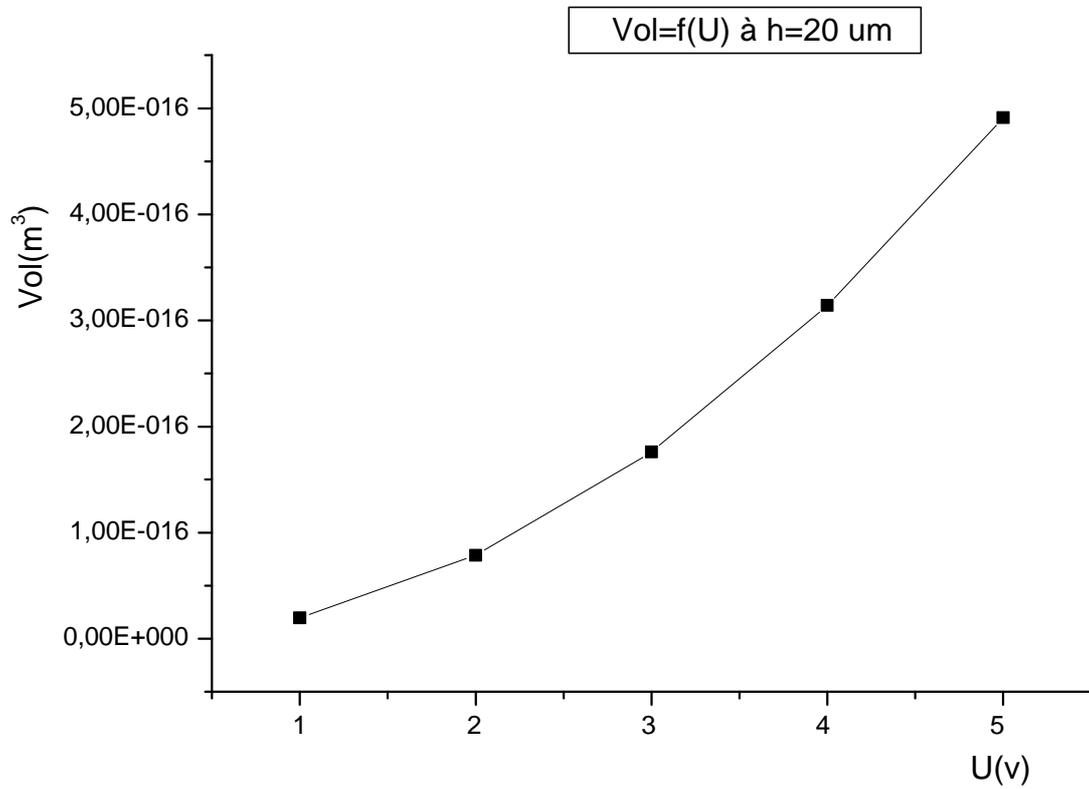


Figure III.6: variation du volume en fonction de la tension à h=20μm.

U(v)	1	2	3	4	5
Vol (m ³)	1,96.10 ⁻¹⁷	7,87.10 ⁻¹⁷	1,76.10 ⁻¹⁶	3,14.10 ⁻¹⁶	4;91.10 ⁻¹⁶

Tableau III.7: variation du volume en fonction de la tension à h=30 μm.

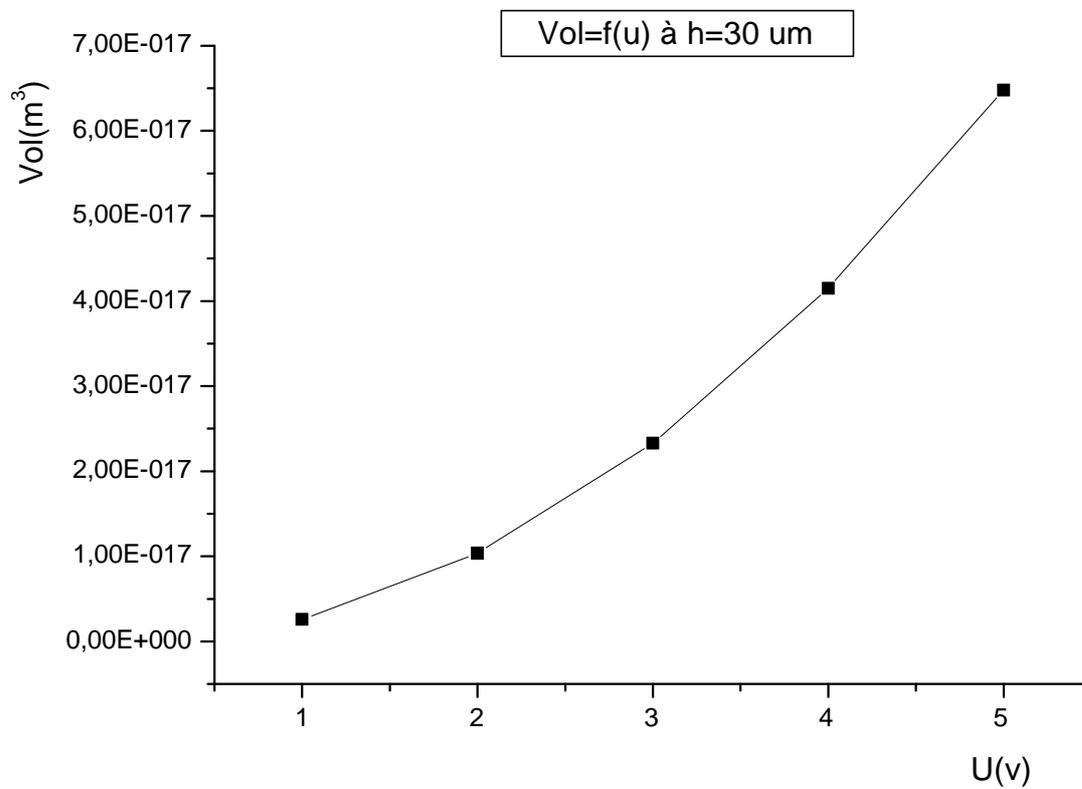


Figure III.7: variation du volume en fonction de la tension à $h=30\mu\text{m}$.

On voit que le volume a un comportement non linéaire et que cette non linéarité augmente rapidement avec la tension appliquée quelque soit la valeur de h .

Chapitre 4 :
Etapes technologiques de la
fabrication

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 matières premières de la microélectronique, on profite alors, pour la fabrication de ces structures, d'utiliser les technologies existantes mises 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.

I. LES TECHNIQUES SPECIFIQUES DE FABRICATION DES MICROSYSTEMES :

I.1 L'implantation ionique :

Cette méthode consiste à implanter directement des ions à l'intérieur du matériau par bombardement ionique dont l'énergie est maîtrisée (quelque dizaines de kilo électronvolts).

Lors de leur pénétration, les ions perdent progressivement leur énergie par interaction avec les atomes du matériau et finissent par s'immobiliser. La technique d'implantation ionique permet une meilleure précision et un dopage plus uniforme en surface et en profondeur.

Après cette technique, un recuit thermique du substrat est indispensable pour recristalliser le substrat afin qu'il retrouve ses propriétés électriques initiales.

I.2 Le recuit thermique :

Après implantation ionique, un recuit thermique du matériau est indispensable pour d'une part, activer électriquement les impuretés dopantes en les plaçant en position substitutionnelle et d'autre part, réduire, supprimer les défauts ponctuels.

En effet, du fait du bombardement de la cible par les ions lors des chocs, l'énergie transférée induit des déplacements d'atomes qui créent des lacunes et des interstitiels. Ces défauts répartis tant en surface qu'en volume dégradent les propriétés électriques des jonctions réalisées ainsi que leur stabilité. Un recuit thermique permettra de réduire fortement la densité de ces défauts.

I.3 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. 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 même du masque ou encore son complément. (figure IV.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 exposé s'en va au développement.

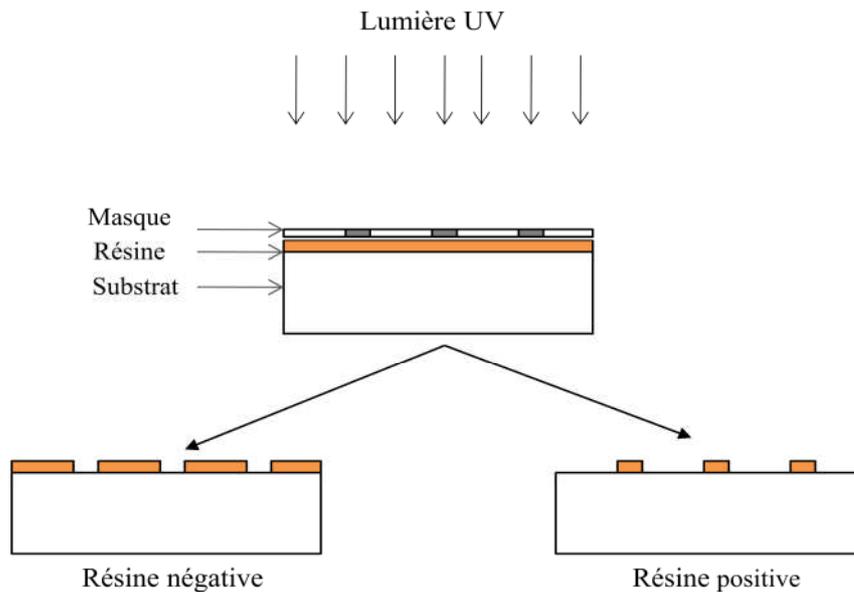


Figure IV.1 : Procédé de la lithographie.

I.4 Les techniques de gravures et micro-usinage compatibles CMOS (Complementary Metal Oxide Semi-conducteur) :

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

- Le micro-usinage en volume (bulk micromachining).
- Le micro-usinage en surface (surface micromachining).

I.4.2 Micro-gravure en volume Bulk micromachining :

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 (IV.2) nous montre des exemples de structures micro-usinées.

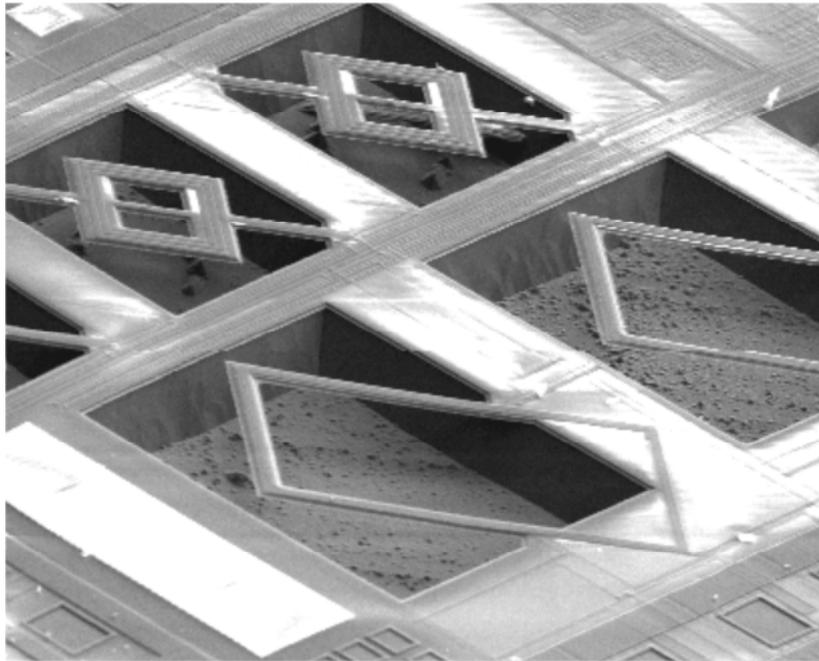


Figure IV.2 : Exemple de structures micro-usinées par gravure en volume.

a. Gravure en volume sèche :

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

a.1. Gravure par plasma :

Le substrat (partiellement protégé) est positionnée 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 (O_2), 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 gravés 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.

a.2. Gravure ionique réactive :

La gravure ionique réactive (fréquemment désignée par son acronyme anglais *RIE* pour *Reactive Ion Etching*) est une technique dérivée de la gravure au plasma. C'est aussi une technique de gravure physique (gravure au plasma) auquel on ajoute une gravure chimique sèche.

Concrètement, la mise en œuvre est comparable à la gravure au plasma, du moins pour sa forme la plus simple (système à plaques parallèles) : dans une chambre contenant deux électrodes, on fait le vide, puis on injecte un gaz qui sera ionisé, bombardant ainsi la surface du substrat. Cependant à ce gaz assez inerte (chimiquement), on ajoute un gaz fortement réactif : généralement un dérivé du fluor (hexafluorure de soufre (SF_6), tétrafluorure de carbone (CF_4 , ...) pour des substrats en silicium ou du chlore pour les substrats en arséniure de gallium (trichlorure de bore (BCl_3 , dichlore (Cl_2 , tétrachlorure de silicium (SiCl_4), ...). Ce gaz réactif ionisé va être transporté vers le substrat (par une différence de potentiel dans la chambre auto-crée dans un dispositif à plaques parallèles, un autre champ électrique dans un dispositif à triode, ou alors un champ magnétique dans un dispositif à torche à plasma) et réagir chimiquement avec la surface de ce dernier, formant un composé volatile. Cette technique reste complexe à mettre en œuvre, surtout dans l'industrie.

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 (IV.3) montre un exemple de motif réalisé par cette technique.

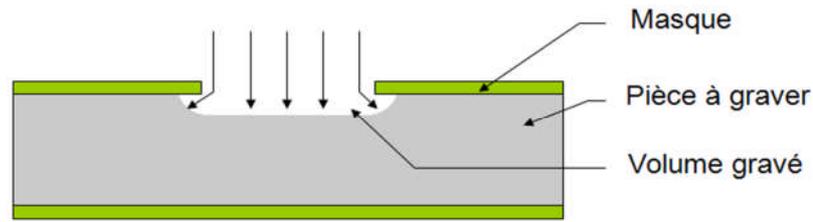


Figure IV.3 : Exemple de cavité obtenue par gravure isotrope.

L'attaque chimique utilisée se fait dans une solution contenant HF, HNO₃ et H₂O (ou CH₃COOH).

L'acide nitrique et l'acide fluorhydrique servent respectivement à oxyder et à désoxyder la surface du silicium. L'eau et l'acide acétique jouent le rôle de modérateurs.

Le masquage peut être effectué par une couche d'oxyde de silicium. La gravure des surfaces de SiO₂ 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 SiO₂ peut être totalement attaqué. Dans ces conditions, il est préférable d'utiliser des masques en nitrure de silicium.

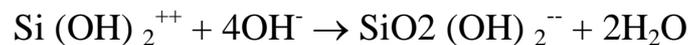
b.2.Gravure anisotrope :

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.

La seconde solution de gravure anisotropie du silicium est l'éthylène dyamine pyrocathéchol (EDP) qui bien qu'offrant de meilleures caractéristiques de sélectivité reste peu employée du fait de sa très haute toxicité et de son interdiction en salles blanches.

Dans ce type de gravure, la vitesse d'attaque des plans (100) est de l'ordre de 100 fois celle des plans (111) (Figure IV.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).

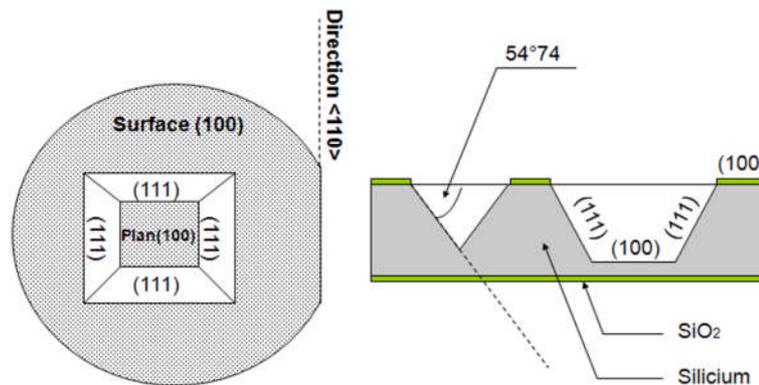


Figure IV.4: Exemple de cavité obtenue par gravure anisotrope.

I.4.3 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 (IV.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.

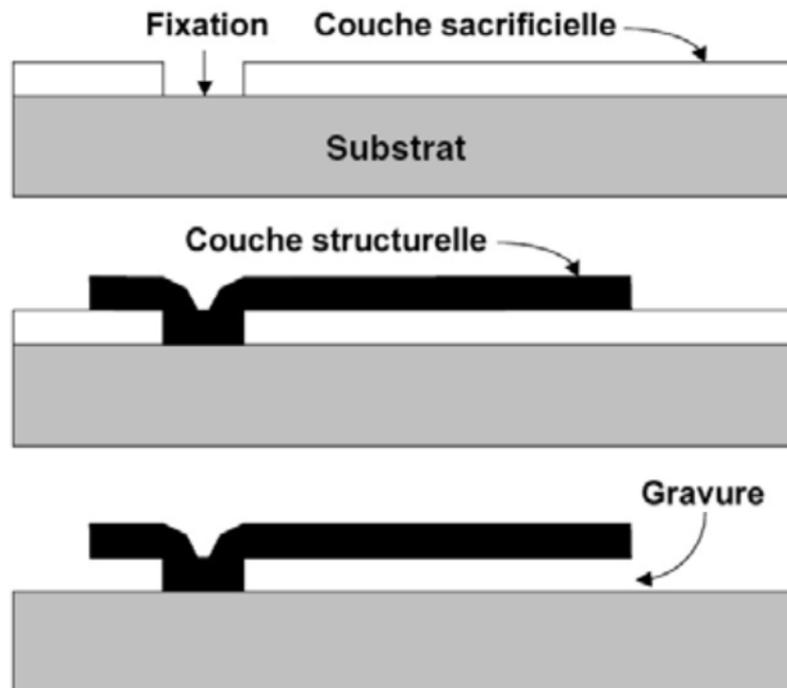


Figure IV.5: Principe de la gravure en surface.

I.4.4 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 IV.6).

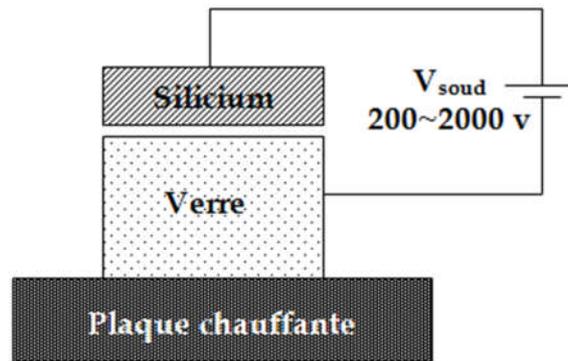


Figure IV.6 : Schéma de principe du montage de soudure thermoélectrique.

II. 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.



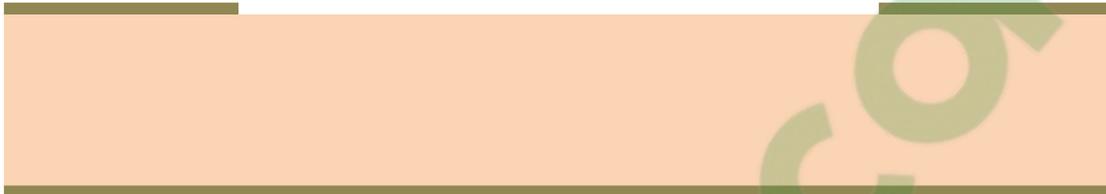
4. Préparation du substrat de silicium



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



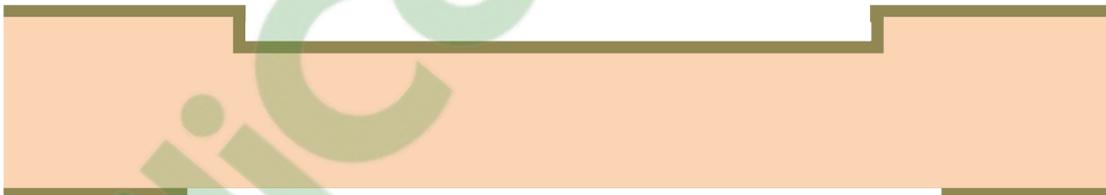
6. La photolithographie de la couche SiO₂ pour créer l'ouverture



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



1. Croissance d'une couche d'oxyde de silicium par oxydation humide



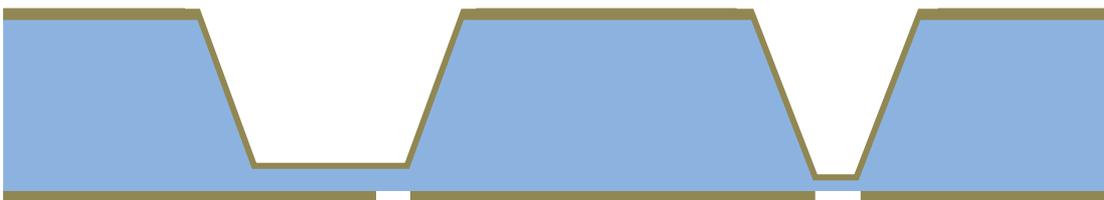
2. La photolithographie de la face avant



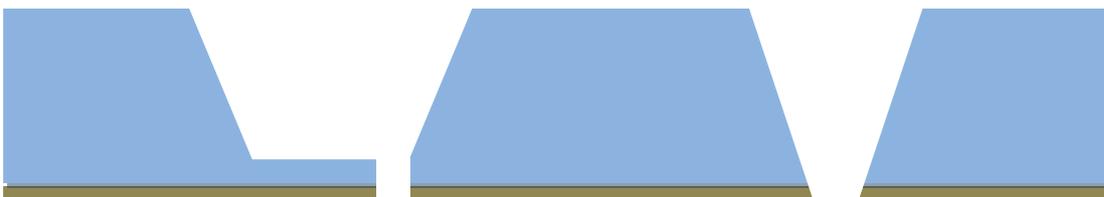
3. La photolithographie de la face arrière



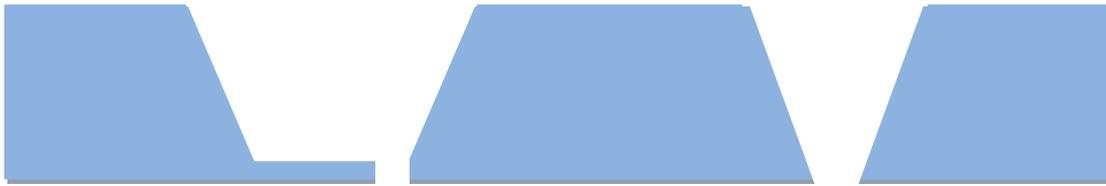
4. Gravure anisotropie de la face avant



5. gravure isotropie de la face arrière



6. Structure finale



7. Préparation un nouveau substrat de Si



8. Croissance d'une couche d'oxyde de silicium par oxydation humide



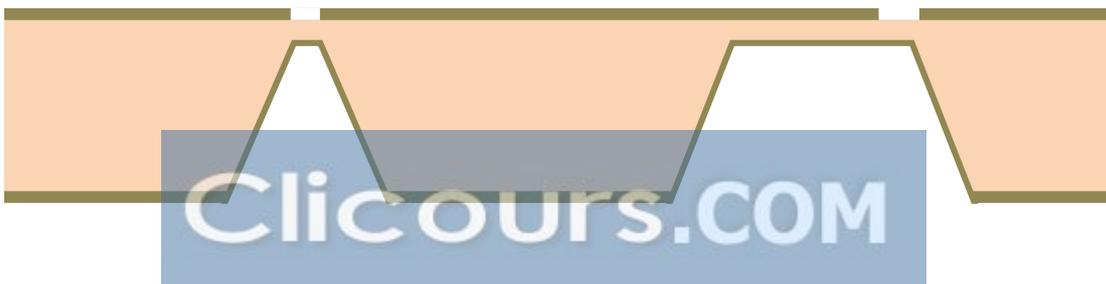
9. La photolithographie de la face avant



10. La photolithographie de face arrière



11. Gravure anisotropie de la face arrière



12. Gravure isotrope de la face avant



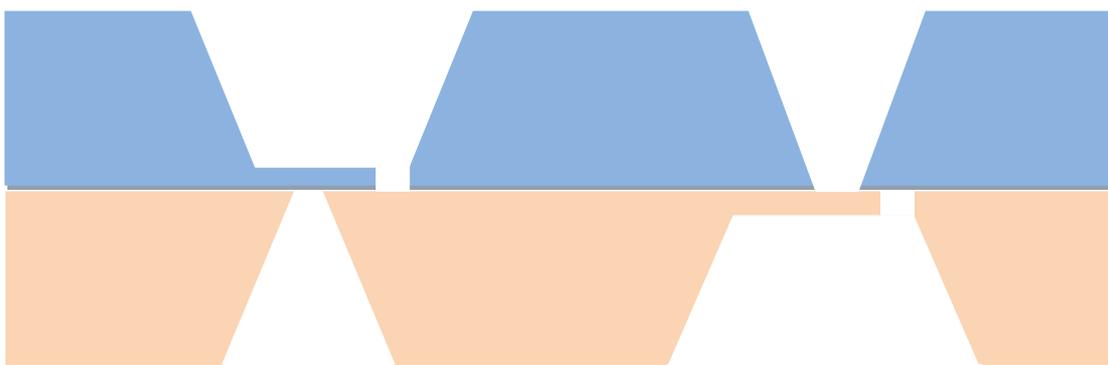
13. Structure finale



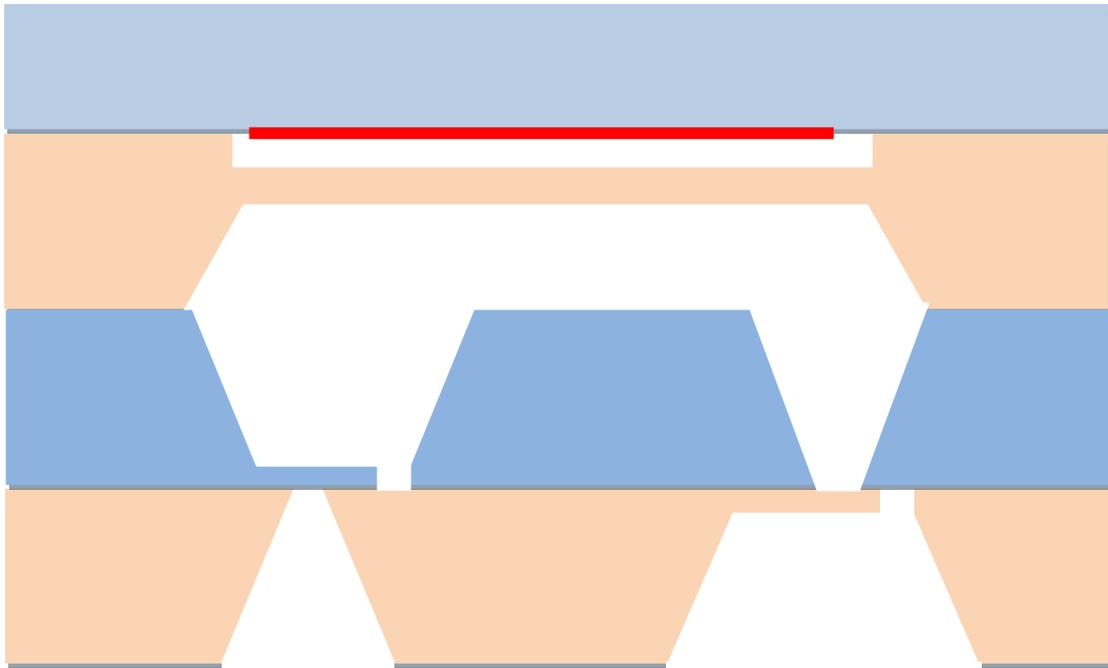
14. Assemblage de la structure (3) et (9) par soudure verre silicium



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



16. Structure finale de la micropompe.



III. 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 micropompe électrostatique.

Conclusion générale

Conclusion générale

Le développement de nouvelles techniques d'instrumentation dédiées à la caractérisation physique à l'échelle de nanomètre et à la fabrication de microstructures est actuellement un enjeu important qui suscite des recherches intenses.

Les techniques issues de la microélectronique sur silicium ont ouvert un champ très important d'investigation sur les microsystèmes et ont révolutionné les techniques instrumentales et apporté de nouvelles solutions. Elles permettent de fabriquer collectivement sur un grand nombre d'instruments parfaitement adaptés à la caractérisation de microstructures. Elles permettent d'intégrer sur ces instruments des fonctions d'actionnement et de détection.

Dans le cadre de ce mémoire, nous avons modélisé le comportement de la membrane fine en silicium actionnée électro statiquement, nous avons étudié une de ces applications: C'est le contrôle du fluide à injecté par une micro pompe.

Dans le premier chapitre nous avons présenté quelques notions de base sur les microsystèmes et les microactionneurs. Nous avons également présenté les différents types d'actionnement.

Le deuxième chapitre a été consacré à la théorie des systèmes micro fluidiques avec son historique et le domaine d'utilisation qui touche spécifiquement l'usage biomédicale de traitement de diabète, à l'aide de la micro pompe, que nous avons rappelé sa définition, ses différents types et son importance dans l'usage quotidien des patients souffrant du diabète.

Le troisième chapitre est le cœur de cette étude. Pour l'essentiel, le comportement de ce type de pompage est défini par la connaissance de la déflexion de la membrane. Cette déformation est obtenue par à actionnement électrostatique. Ceci nous a permis de faire deux études : une étude faisant à une déformation due à une pression différentielle et une autre faisant intervenir une tension continue entraînant une pression électrostatique attirant les deux armatures du condensateur :

- Premièrement on a généré le comportement de la membrane par une pression différentielle uniformément répartie. Elle nous a permis d'obtenir la déflexion de la membrane et de pouvoir calculer le volume élémentaire du fluide introduit dans la chambre de pompage.

Le tracé de la courbe représentative du volume en fonction de la pression a montré que le comportement est linéaire.

- Dans la seconde partie on a généré une tension entre (1 et 5) V. Cette tension, entraînant une pression électrostatique, a permis d'actionner la membrane et obtenir l'admission d'un volume élémentaire dans la chambre.

Le tracé de la courbe représentative du volume en fonction de la tension a montré que le comportement est quadratique donc non linéaire.

A la fin le quatrième chapitre est consacré à la recherche bibliographique sur les principales étapes de fabrication technologique qui pourront nous permettre la réalisation de la micro pompe électrostatique. Son procédé de fabrication est dit hybride car nous avons conçu les pièces séparément.

Annexes

ANNEXE A

Détermination du vecteur déplacement d'un point D'une plaque mince

Une plaque mince est un solide limité par deux plans parallèles et par une surface cylindrique dont les génératrices sont perpendiculaires aux deux plans. La distance entre ces deux plans est l'épaisseur h de la plaque. Le plan équidistant des deux plans parallèles est appelé le plan moyen P de la plaque. Nous considérerons dans ce qui suit, un repère orthonormé \mathcal{R} ($oxyz$) tel que Ox y soit contenu dans le plan moyen.

La plaque est soumise à une pression constante uniformément répartie. Cette pression est comptée positivement suivant Oz .

On admet que :

- 1- Les forces appliquées sont parallèles à Oz .
- 2- Le vecteur déplacement \vec{u} (m) d'un point $M(x, y)$ du plan moyen (voir annexe B) est parallèle à l'axe Oz :

$$\vec{u}(m) = W(x, y) \cdot \vec{k} \quad (A-1)$$

Où \vec{k} est un vecteur unitaire suivant Oz ;

- 3- Les normales au plan moyen P deviennent, après déformation, les normales au plan moyen déformé P_1 ;
- 4- Les déformations de la plaque suivant l'axe Oz sont négligeables.

Soit alors un point $H(x, y, z)$ d'un segment AB perpendiculaire à P (figure (A-1)).

$$m\vec{H} \not\parallel \vec{k} \quad \text{d'où} \quad m\vec{H} = z \cdot \vec{k} \quad (\text{A-2})$$

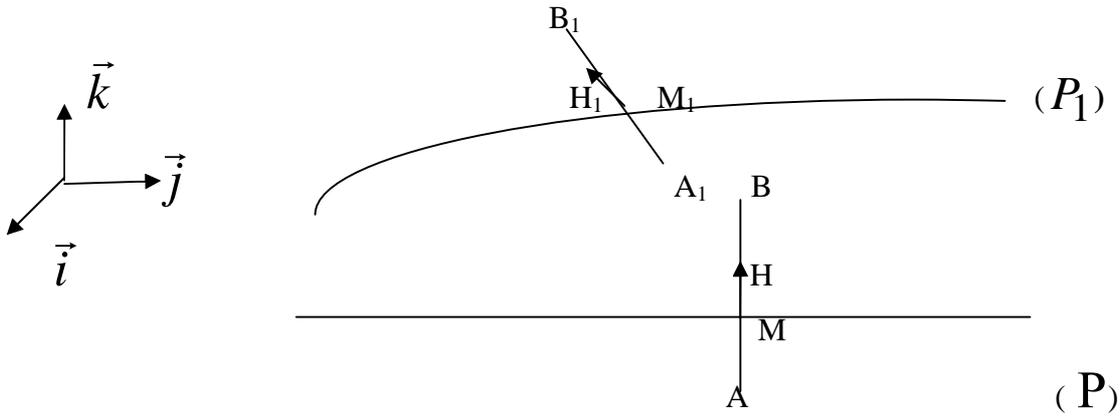


Figure (A-1) : Définition du vecteur déplacement.

Après déformation, les points A, M, H et B deviennent respectivement A_1, M_1, H_1 , et B_1 .

Soit $\vec{u}(H) = H\vec{H}_1$ le vecteur déplacement du point H.

On peut alors écrire :

$$\vec{u}(H) = \vec{u}(M) + \vec{\Omega} \wedge M\vec{H} \quad (\text{A-3})$$

$$\text{Avec : } \vec{\Omega} (\omega_x, \omega_y, 0)$$

$$M\vec{H} (0, 0, z)$$

$$\vec{u}(M) (0, 0, \omega(x, y))$$

Les composantes du vecteur $\vec{u}(H)$ sont donc :

$$\vec{u}(H) : \begin{cases} u = z \cdot \omega_x \\ v = -z \cdot \omega_y \\ \omega = \omega(x, y) \end{cases} \quad (\text{A-4})$$

D'autre part, $M_1\vec{H}_1$ est perpendiculaire au plan moyen déformé (P_1), d'où :

$$M_1\vec{H}_1 \perp \vec{N} \quad (\text{A-5})$$

Où \vec{N} est le vecteur normal à P_1 au point M.

Les composantes de \vec{N} sont :

$$\vec{N} \left(\frac{\partial W}{\partial x}, \frac{\partial W}{\partial y}, -1 \right) \quad (\text{A-6})$$

On peut alors écrire :

$$\begin{aligned} M_1\vec{H}_1 &= M_1\vec{M} + M\vec{H} + H\vec{H}_1 \\ &= H\vec{H}_1 - M\vec{M}_1 + M\vec{H} \end{aligned}$$

Soit encore :

$$M_1\vec{H}_1 = \vec{U}(H) - \vec{U}(M) + M\vec{H} \quad (\text{A-7})$$

Les composantes du vecteur $M_1\vec{H}_1$ sont alors :

$$M_1\vec{H}_1 (z\omega_x, -z\omega_y, z) \quad (\text{A-8})$$

D'après (A-5), on peut écrire :

$$\frac{z}{-1} = \frac{z\omega_y}{\frac{\partial W}{\partial x}} = \frac{-z\omega_x}{\frac{\partial W}{\partial y}} \quad (\text{A-9})$$

On en déduit alors que :

$$\left\{ \begin{array}{l} \omega_x = \frac{\partial W}{\partial x} \\ \omega_y = -\frac{\partial W}{\partial y} \end{array} \right. \quad (\text{A-10})$$

Les composantes du vecteur déplacement du point H(x, y, z) sont :

$$\bar{u}(H) \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{u} = -z \frac{\partial \mathbf{W}}{\partial x} \\ \mathbf{v} = -z \frac{\partial \mathbf{W}}{\partial y} \\ \mathbf{W} = \mathbf{W}(x, y) \end{array} \right.$$

ANNEXE B

Modélisation de la déflexion d'une membrane de silicium soumise à une pression constante uniformément répartie

B-1 théorie de l'élasticité appliquée à un corps homogène et anisotrope :

B-1-1 contrainte en un point – tenseur des contraintes :

Nous admettons que la contrainte $\vec{f}(f_1, f_2, f_3)$ agissant sur un élément de surface ds de vecteur normal $\vec{v}(\alpha, \beta, \gamma)$ s'exprime sous la forme matricielle suivante :

$$[\vec{f}] = [\overset{=}{\sigma}] [\vec{v}] \quad (\text{B-1})$$

Où $[\overset{=}{\sigma}]$ est le vecteur des contraintes au point considéré .

Les équations d'équilibre d'un cube élémentaire permettent d'écrire ce tenseur sous la forme suivante :

$$[\overset{=}{\sigma}] = \begin{pmatrix} \sigma_1 & \tau_3 & \tau_2 \\ \tau_3 & \sigma_2 & \tau_1 \\ \tau_2 & \tau_1 & \sigma_3 \end{pmatrix} \quad (\text{B-2})$$

B-1-2-Vecteur déplacement –tenseur de déformation :

Sous l'effet des forces extérieures, un point $H(x, y, z)$ d'un solide homogène est déplacé , après déformation , en un point $H_1(x, y, z)$. le vecteur $\vec{u}(H) = \vec{HH}_1$ est appelé vecteur déplacement du point H . on notera alors u, v et w ses composantes .

Dans la théorie de l'élasticité , les déformations sont caractérisées par un tenseur noté $[\overset{=}{e}]$ et appelé tenseur de déformation .en un point $H(x, y, z)$ de vecteur déplacement \vec{u} (u, v, w), on admettra que ce tenseur est défini par :

$$\begin{bmatrix} e \\ \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} e_1 & g_3 & g_2 \\ g_3 & e_2 & g_1 \\ g_2 & g_1 & e_3 \end{pmatrix} \quad (\text{B-3})$$

avec :

$$e_1 = \frac{\partial u}{\partial x} \quad ; \quad e_2 = \frac{\partial v}{\partial y} \quad ; \quad e_3 = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (\text{B-4})$$

$$2g_1 = \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \quad ; \quad 2g_2 = \frac{\partial w}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad ; \quad 2g_3 = \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial w}{\partial y}$$

B-1-3-Loi de Hooke généralisée :

Dans le cas d'un corps homogène et anisotrope , il existe une relation linéaire [8]entre les éléments du tenseur de déformation et ceux du tenseur des contraintes .

Cette relation s'écrit dans un repère $\mathcal{R}(O x y z)$ sous la forme matricielle suivante :

$$\begin{pmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_3 \\ 2g_1 \\ 2g_2 \\ 2g_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & & & & S_{16} \\ S_{21} & S_{22} & & & & \\ S_{31} & & & & & \\ & & & & & \\ S_{61} & \dots & & & & S_{66} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{pmatrix} \quad (\text{B-5})$$

L'expression (B-5) constitue la loi de Hooke généralisée appliquée à un corps homogène et anisotrope .

B-1-4 Définition des constantes mécaniques du matériau :

Dans le cas d'un corps homogène quelconque , les propriétés mécaniques diffèrent suivant la direction considérée. La réponse mécanique est caractérisé en élasticité , dans un repère $\mathcal{R}(xyz)$, par les constantes définies comme suit :

-On appelle **MODULE D'YOUNG** relatif à une direction i , le rapport :

$$E_i = \frac{\sigma_i}{e_i} = \frac{1}{S_{ii}} \quad (\text{B-6})$$

avec $i=1,2,3$.

Ce rapport est calculé en supposant que toutes les contraintes σ et τ autres que σ_i sont nulles .

-On appelle **COEFFICIENT DE POISSON** de la direction j par rapport à la direction i , le rapport :

$$\nu_{ji} = -\frac{e_j}{e_i} = -\frac{S_{ji}}{S_{ii}} \quad (\text{B-7})$$

avec $i, j = 1, 2, 3$.

ce rapport est calculé en supposant que toutes les contraintes σ et τ autres que σ_i sont nulles .

-On appelle **MODULE DE COULOMB** ou **MODULE D'ELASTICITE TRANSVERSAL**, le rapport :

$$G_r = \frac{\tau_r}{2g_r} = \frac{1}{S_{rr}} \quad (\text{B-8})$$

avec $r = 4, 5, 6$

en supposant que les contraintes τ et σ autres que τ_r sont nulles.

B -2- Théorie de l'élasticité appliquée à une membrane de silicium :

Dans ce qui suit , on assimilera la membrane à une plaque mince. On appelle que le repère $\mathfrak{R}(Oxyz)$ utilisé est défini comme suit :

- Le plan Oxy est contenu dans le plan moyen P de la membrane ;
- Les axes Ox et Oy sont dirigés suivant les directions cristallographiques $\langle 110 \rangle$.

Les propriétés de symétrie du silicium monocristallin permettent d'écrire :

$$\begin{bmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_3 \\ 2g_1 \\ 2g_2 \\ 2g_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{12} & 0 & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{11} & S_{12} & 0 & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{12} & S_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & S_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & S_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \quad (\text{B-9})$$

les valeurs numériques des éléments de la matrice(S_{ij}) [62] sont données dans le tableau (B-9).

$S_{11} (P_a^{-1})$	$S_{12} (P_a^{-1})$	$S_{44} (P_a^{-1})$
$0.589.10^{-11}$	$-0.039.10^{-11}$	$1.606.10^{-11}$

Tableau(B-1) :valeurs des termes de la matrice (S_{ij}) (expression (B-9)).

Les modules d'élasticité et le coefficient de poisson relatifs aux directions cristallographiques <110 (axes Ox et Oy) sont alors :

$$E_{110} = \frac{1}{S_{110}} = 1.698.10^{-11} \text{ pa}$$

$$G_{110} = \frac{1}{S_{44}} = 0.62210^{-11} \text{ pa} \quad (\text{B-10})$$

$$\nu = -\frac{S_{12}}{S_{11}} = 0.066$$

D'autres part , la membrane de silicium étant assimilable à une plaque mince , l'expression du vecteur déplacement $\vec{u}(u, v, w)$ d'un point quelconque H(x,y,z)(annexe A) a pour expression :

$$\vec{u} = \begin{cases} u = -z \frac{\partial W}{\partial x} \\ v = -z \frac{\partial W}{\partial y} \\ W = W(x, y) \end{cases} \quad (\text{B-11})$$

Compte tenu de (B-11) les termes du tenseur de déformation définis en (B-4) peuvent se mettre sous la forme :

$$e_1 = -z \frac{\partial^2 W}{\partial x^2}, \quad e_2 = -z \frac{\partial^2 W}{\partial y^2}, \quad g_3 = -z \frac{\partial^2 W}{\partial x \partial y}$$

$$e_3 = 0, \quad g_1 = g_2 = 0 \quad (\text{B-12})$$

par ailleurs , en explicitant les hypothèses des plaques minces (voir annexe A), on montre sans difficulté que :

$$\begin{aligned}
e_1 &= \frac{1}{E_{110}} (\sigma_1 - \nu_{110} \sigma_2) \\
e_2 &= \frac{1}{E_{110}} (\sigma_2 - \nu_{110} \sigma_1) \\
g_3 &= \frac{\tau_3}{2 G_{110}}
\end{aligned} \tag{B-13}$$

Enfin compte tenu des expressions (B-12), (B-13) peut aussi s'écrire sous la forme suivante :

$$\begin{aligned}
\sigma_1 &= -\frac{z E_{110}}{1 - \nu_{110}^2} \left[\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \nu_{110} \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} \right] \\
\sigma_2 &= -\frac{z E_{110}}{1 - \nu_{110}^2} \left[\frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \nu_{110} \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} \right] \\
\tau_3 &= -2 z G_{110} \frac{\partial^2 W}{\partial x \partial y}
\end{aligned} \tag{B-14}$$

B-3-Equation d'équilibre de la membrane de silicium :

B-3-1 Moments agissant sur un élément de la plaque mince de cotés unité :

D'après ce qui précède , le tenseur des contraintes s'écrit sous la forme suivante :

$$\left[\begin{array}{c} \sigma \\ \tau \end{array} \right] = \begin{pmatrix} \sigma_1 & \tau_3 & 0 \\ \tau_3 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \tag{B-15}$$

et la contrainte agissant sur un élément de surface de vecteur normal (α, β, γ) a pour expression :

$$\begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_1 & \tau_3 & 0 \\ \tau_3 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{pmatrix} \quad (\text{B-16})$$

soit ABCD un élément découpé dans la plaque , de cotés unité $dx = dy = 1$, d'épaisseur dz et situé à une distance z du plan moyen x o y (figure (B-2)).

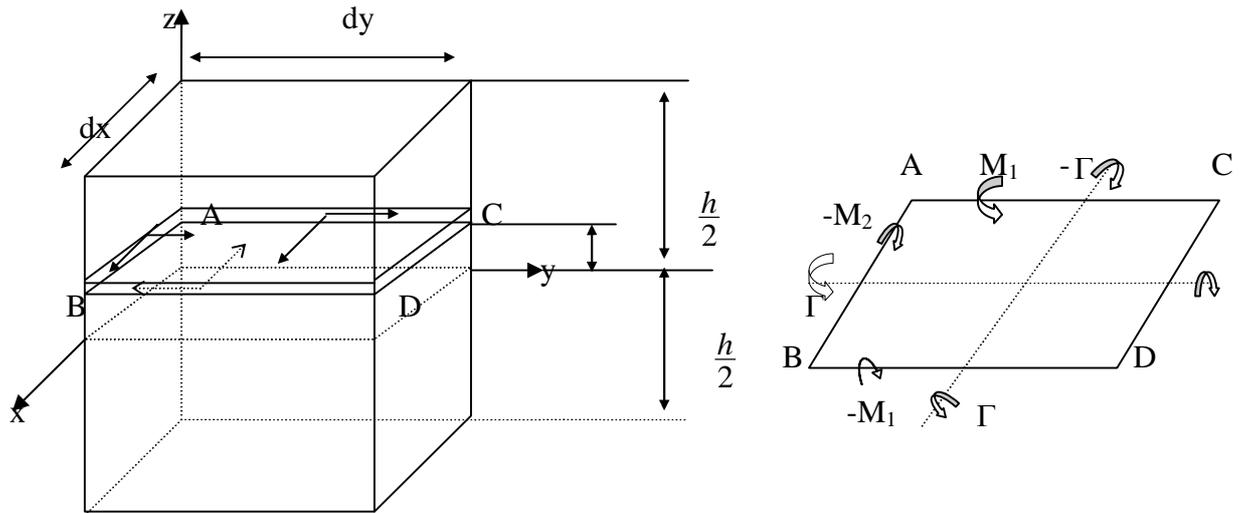


Figure (B-2):Moments agissant sur un élément rectangulaire élémentaire .

Sur les côtés AC et AB agissent respectivement les contraintes $\vec{f}(\sigma_1, \tau_3, 0)$ et $\vec{f}_2(\tau_3, \sigma_2, 0)$.

Sur le côté AC agissent alors un moment fléchissant défini par :

$$dM_1 = \sigma_1 z dz$$

et un moment de torsion défini par :

$$-d\Gamma = -\tau_3 z dz$$

de même , sur le coté AB agissent un moment fléchissant

$$-dM_2 = -\sigma_2 z dz$$

et un moment de torsion

$$d\Gamma = \tau_3 z dz$$

sur les côtés perpendiculaires à Ox d'un parallélépipède de côtés $dx = dy = 1$ et de hauteur h agissent les deux moments :

$$M_1 = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \sigma_1 z dz \quad \text{et}$$

$$-\Gamma = - \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \tau_3 z dz$$

et sur les cotés perpendiculaires à Oy agissent les moments :

$$-M_2 = - \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \sigma_2 z dz$$

$$\Gamma = \int_{-\frac{h}{2}}^{\frac{h}{2}} \tau_3 z dz$$

M_1 et M_2 et Γ sont des moments par unité de longueur .

D'après l'expression (B-14) , ces moments ont pour expression :

$$\left\{ \begin{array}{l} M_1 = - \frac{h^3 E_{110}}{12 (1 - \nu_{110}^2)} \left[\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \nu_{110} \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} \right] \\ M_2 = - \frac{h^3 E_{110}}{12 (1 - \nu_{110}^2)} \left[\frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \nu_{110} \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} \right] \\ \Gamma = - 2 \frac{G_{110}}{12} \frac{h^3}{\partial x \partial y} \frac{\partial^2 W}{\partial x \partial y} \end{array} \right.$$

B-3-2-Equation d'équilibre de la plaque mince de silicium :

Considérons un élément ABDC de la plaque , de côtés $AB=CD=dx$ et $AC=BD=dy$ et d'épaisseur h (figure (B-3)). désignons par T_1 et T_2 les efforts tranchants par unité de longueur dans les sections respectives normales à Ox et à Oy . Ils sont comptés positivement suivant l'axe Oz . la plaque étant supposé mince , les déformations dues aux efforts tranchants sont négligeables .

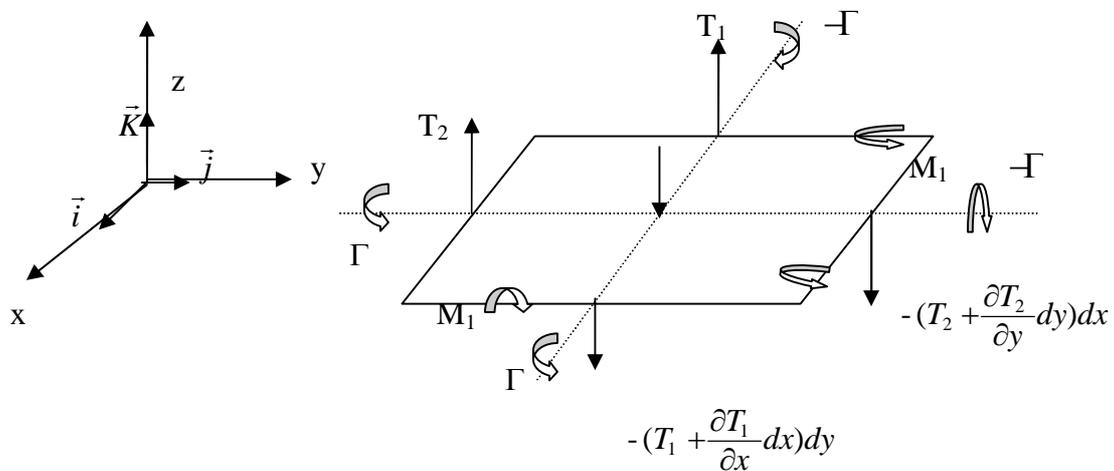


Figure (B-3) : représentation des forces et des moments agissant sur un élément de la plaque

L'élément ABDC est soumis une force $-P dx dy \vec{k}$ appliquée en son centre .elle est comptée positivement suivant Oz .

Le long de AB , l'élément est soumis à une force $T_2 dx \vec{k}$ et aux moments $-M_2 dx \vec{k}$ et $\Gamma dx \vec{j}$.

le long de AC agissent : la force $T_1 dy \vec{k}$ et les couples $-\Gamma dy \vec{i}$ et $M_1 dy \vec{j}$.

Le long de CD , agissent : la force $-\left(T_2 + \frac{\partial T_2}{\partial y} dy\right) dx \vec{k}$ et les couples $\left(M_2 + \frac{\partial M_2}{\partial y} dy\right) dx \vec{i}$

et $-\left(\Gamma + \frac{\partial \Gamma}{\partial y} dy\right) dx \vec{j}$.

Et le long de BD agissent la force $-\left(T_1 + \frac{\partial T_1}{\partial x} dx\right) dy \vec{k}$ et les couples $\left(\Gamma + \frac{\partial \Gamma}{\partial x} dx\right) dy \vec{i}$

Et $-\left(M_1 + \frac{\partial M_1}{\partial x} dx\right) dy \vec{j}$.

L'équilibre de l'élément ABDC implique que la somme des forces et des moments est nulle .

On obtient alors le système suivant :

$$\begin{cases} \frac{\partial T_1}{\partial x} + \frac{\partial T_2}{\partial y} = -P \\ \frac{\partial M_1}{\partial x} + \frac{\partial \Gamma}{\partial y} = T_1 \\ \frac{\partial M_2}{\partial y} + \frac{\partial \Gamma}{\partial x} = T_2 \end{cases} \quad (\text{B-20})$$

L'élimination de T_1 et T_2 aboutit à :

$$\frac{\partial^2 M_1}{\partial x^2} + 2 \frac{\partial^2 \Gamma}{\partial x \partial y} + \frac{\partial^2 M_2}{\partial y^2} = -P \quad (\text{B-21})$$

en utilisant les expressions (B-19) ,cette équation devient :

$$\frac{\partial^4 W}{\partial x^4} + 2 \alpha \frac{\partial^4 W}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 W}{\partial y^4} = \frac{p}{D} \quad (\text{B-22})$$

$$\text{avec : } \begin{cases} D = \frac{E_{110} h^3}{12 (1 - \nu_{110}^2)} \\ \alpha = \nu_{110} + \frac{2 G_{110} (1 - \nu_{110}^2)}{E_{110}} \end{cases} \quad (\text{B-23})$$

L'équation (B-22) est appelée **EQUATION DE LAGRANGE** .

B-3-3- conditions aux limites de l'équation de Lagrange :

La membrane qu'on étudie dans ce mémoire a une forme rectangulaire (f .chapitre III). Elle est équivalente à une plaque mince totalement encastrée sur les bords .

Les conditions aux limites sont :

$$\left\{ \begin{array}{l} W(x = \pm \frac{a}{2}, \forall y) = 0 \\ W(\forall x, y = \pm \frac{b}{2}) = 0 \\ \frac{\partial W}{\partial x}(x = \pm \frac{a}{2}, \forall y) = 0 \\ \frac{\partial W}{\partial y}(\forall x, y = \pm \frac{b}{2}) = 0 \end{array} \right. \quad (\text{B-24})$$

ANNEXE C

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

$$A_{32} = \frac{R^2}{11} + \frac{1}{11R^2}$$

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

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

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

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

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

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

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

Programme matlab pour le calcul des coefficients kij

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*alfa)/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

Programme matlab pour le calcul du volume

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)

Les références bibliographiques :

[1]:BENICHOU ABDELKADER "conception et modélisation d'un accéléromètre triaxial", mémoire de magister, juin 2012.

[2]: CAZARY MAJ "modeling and optimization of electrostatic membrane-based actuator", thèse de doctorat, 8juillet 2009.

[3]:ROSTAING HERVE "conception, modélisation et fabrication d'un micro-actionneur bistable, hors, plan et magnétique", thèse de doctorat, institut national polytechnique de GRONOBLE, 15 décembre 2004.

[4]:EMMANUELLE PICHANT "contribution à la modélisation et à la commande des actionneurs électriques ", thèse de doctorat.

[5]: VERONIQUE ROCHUS "modélisation du couplage électrodynamique dans les micro actionneurs de type MEMS", thèse de doctorat, 2001.

[6]:DIAZ ZAGAL SERGIO "conception et modélisation d'un mini-actionneur à muscle artificielle. Application à la robotique médicale", thèse de doctorat 20 avril 2007.

[7]: N.BENMOUSSA "conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression capacitif micro-électronique" thèse de doctorat, université PAUL SABATIER, juillet 1985.

[8]:AGNES PESSIOT "étude et réalisation d'un micro robot à pattes: structure mécanique et micro-actionnement", thèse de doctorat, 25 novembre 2002.

[9]:OLIVIER SMAL "étude de clapets passifs et de leurs intégration dans une micro-pompe ", thèse de doctorat, août 2010.

[10]:GUSTAVO ADOLFO ARDILA RODRIGHEZ "conception, simulation et réalisation d'un micro actionneur à base de matériaux énergétique pour l'actionnement micro-fluidique", thèse de doctorat, janvier 2008.

[11]:ZOUHAIR SBIAA "étude et réalisation d'une micro-pompe et micro-valve intégrés tout silicium", thèse de doctorat,30 janvier 1997.

[12]:JEAN FRANCOIS SAHEB "systèmes électronique de commande d'actionneurs MEMS dédiés à une micro-pompe à usage biomédicaux", thèse de doctorat, avril 2006.

[13]:S.BOUGUIMA "étude du capteur capacitif micro électronique", thèse de doctorat.

[14]: MALUF, WILLIAMS "an introduction to micro-electro-mechanical Systems engineering -2nd ed- (artech house micro electro mechanical library)

ISBN1-588053-590-9.

[15]:MEDJAHDI NAJIA "conception et modélisation d'un micro levier peso résistif- application au microscope à force atomique", mémoire de magister, juin2011.