République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université de Batna
Faculté des Sciences de l'Ingénieur
Département d'Electrotechnique

Mémoire de

Magistère en Electrotechnique

Option : ***Matériaux Electrotechniques***

Présenté par :

Mohamed BELKACEM

D.E.S Physique

Option Electronique

Thème

Modélisation numérique d'un microactionneur composé d'un alliage de matériaux polymère et magnétique

Devant le Jury Composé de :

Mr.	Azzedine BENOUDJIT	Pr.	Université de Batna	Président
Mr.	Samir BENDIB	MC.	Université de Batna	Rapporteur
Mr.	Rachid SMAIL	MC.	Université de Batna	Co-Rapporteur
Mr.	Fouad KERROUR	MC.	Université de Constantine	Examinateur
Mr.	Abdelhamid BENHAYA	MC.	Université de Batna	Examinateur
Mr.	Abdeljabar BENSALAH	MC.	Université de Batna	Examinateur

2009

RESUME

Le sujet de ce mémoire se situe dans le domaine de la microfluidique, qui nécessite souvent l'écoulement d'infime quantité de liquide de taille inférieure à la dizaine de microns de litres ou des gouttes de solution biologique.

La course vers des systèmes rapides (quelques minutes), sensibles (très faibles concentrations) et portables, conduit à l'ère de la miniaturisation. Le remplacement de nos laboratoires biologiques par des microsystèmes automatisés, de taille ne dépassant pas quelques centimètres (Lab-on-chip, ou labo puce), est déjà une réalité.

D'habitude, avant de mettre sur marché ces dispositifs, nous devrions passer par des séries de mesures expérimentales très longues et plus coûteuses par la fabrication de prototypes. Il devient donc indispensable, de les concevoir et de les optimiser par des outils moins coûteux tels les méthodes numériques. L'approche numérique est complémentaire à l'expérience, puisqu'elle la rend plus ciblée et plus directe mais elle ne peut en aucun cas se substituer totalement à cette dernière.

C'est dans ce contexte que vient notre contribution dans la démarche générale de modélisation et de simulation des microactionneurs électromagnétique, formés d'alliage polymere-Permalloy que nous avons développé, basée sur la Méthode des Éléments Finis (MEF). La modélisation numérique effectuée dans ce mémoire est basée sur l'outil ANSYS®.

Mots clés: Polymère, Permalloy, microsystèmes, microactionneur électromagnétique,

ABSTRACT

The aim of this these, is deals with the microfluidic field, which most of the time requires the flooding of tiny quantities of liquid inferior in size to microns or to splits of biological solution.

Racing towards rapid and quick systems, sensible as well as holdable takes us to the era of miniaturization. The replacement of our biologic laboratories by automatised microsystems, for which the size is no more than few centimeters (lab-on-chip), is already a reality.

Before putting on the market these devices, we're accustomed to passing though a series of very long and costly experimental measures, by producing samples (prototypes). Indeed, conception and optimization of these items with less coasting and cheaper tools is indispensable use of numerical system. Numeric approach is complementary to the experiment, because it makes our achievement straight ahead, but cannot in any way totally substitute to experimentation.

It is in this context that our contribution to the general way of the modelisation and simulation of electromagnetic microactuators made of Polymer-Permalloy alliage developed in this study and based on the finite element method (F.E.M). The amelioration brought in this work, had been operated by the use of ANSYS.

Keywords: Polymer, Permalloy, electromagnetic, micro actuator.

Dédicaces

A mes parents;

Qui leur appartiennent toute de ma réussite, Que dieu les accueillent dans son vaste paradis.

Merci de m'avoir toujours conseillé, mais sans jamais rien m'imposer, c'est très formateur. Merci pour toutes les valeurs que vous m'avez apprises et l'éducation que vous m'avez donnée.

A ma petite famille;

Ma femme, qui a affectueusement partagé avec moi toutes les difficultés rencontrées au cours de ce mémoire. Son soutien moral était pour moi des plus importants.

Mes enfants:

Imen; Meriem; Khaled; Hamza, et le petit Abderrahim.

Pour leur patience, et encouragement.

A mes sœurs :

Ounassa, la plus chère ; Rebaia ;

A mes frères :

Arres, Sebti : Qu'ils trouvent ici l'expression de mes meilleurs sentiments .

Je dédie ce travail.

Remerciements

Je remercie le grand DIEU pour la force et la volonté qui m'a donnés afin que je puisse achever ce mémoire.

A mon avis le travail et la vie de la personne qui le fait vont de paire, on ne peut pas les découpler. Car ce travail représente une étape de la vie de cette personne. Si ce mémoire est maintenant écrit, c'est grâce à beaucoup de gens, qui étaient à mes côtés. Et je voudrais les remercier ;

Je commence par mon encadreur Mr ***Samir BENDIB***, Maître de conférence à l'université de BATNA, pour son aide et son expérience dont il m'a fait profiter durant la préparation de cette thèse. Son esprit ouvert, sa disponibilité m'ont permis d'amener ce travail à son but, je remercie aussi mon co-encadreur Mr***. SMAIL Rachid*** Maître de conférence à l'université de BATNA.

Je tiens à remercier Mr ***Azzedine BENNOUJIT*** professeur à l'université de BATNA pour avoir accepté d'être le président de mon jury de thèse, ainsi qu'à tous les autres membres du jury Mrs: ***Fouad KERROUR*** Maître de conférence à l'université de CONSTANTINE, ***Abdelhamid BENHAYA, Abdeljabar BENSALAH*** Maîtres de conférence à l'université de BATNA qui m'ont honorés par leur présence, lus attentivement cette thèse et porté leurs commentaires constructifs sur mon travail.

Je tiens à remercier très chaleureusement Mr ***Mohamed KADJOUDJ*** professeur à l'université de BATNA pour ses discutions si enrichissante. Je voudrais remercier tous ceux qui ont participé à mon éducation depuis mon enfance. Un salut fraternel à l'ensemble des étudiants de la promotion.

TABLE DES MATIÈRES

ABREVIATIONS ET LISTE DES SYMBOLES 1

INTRODUCTION GENERALE 2

CHAPITRE I

ETAT DE L'ART DES MICROSYSTEMES ET PROBLEMATIQUE

I.1. INTRODUCTION 6

I.2. MINIATURISATION 6

I.3. MICROSYSTEMES 7

I.3.1. Définitions et variantes 8

I.3.2. Fonctions d'un microsystème 9

I.3.3. Historique des microsystèmes 10

I.3.4. Avantages et limites des microsystèmes 12

I.3.4.1. Avantages 12

I.3.4.2. Limites 13

I.3.5. Classification et applications 13

I.3.5.1. Microsystèmes radio fréquence (MEMS-RF) 14

I.3.5.2. Microsystemes pour l'optique (MOEMS) 15

I.3.5.3. Microsystèmes biologiques (BIO-MEMS) 15

I.3.5.4. Capteurs et actionneurs 17

I.3.6 .Technologies microsystèmes 19

I.3.6.1. Microusinage en volume ('bulk micromachining') 20

I.3.6.2. Microusinage en surface 20

I.3.7. Différents types d'actionnement dans les microsystèmes 21

I.3.7.1. Actionnement électrostatique 21

I.3.7.2. Actionnement électrothermique 21

I.3.7.3. Actionnement magnétostriction 22

I.3.7.4. Actionnement piézoélectrique 23

I.3.7.5. Actionnement à alliage a mémoire de forme (AMF) 23

I.3.7.6. Actionnement électromagnétique 24

I.4. PROBLEMATIQUE ET OBJECTIF DE L'ETUDE 27

I.4.1. Description de l'actionneur et la structure à étudier 27

I.4.2. Force magnétique 28

I.4.3.Analyse qualitative du microactionneur 30
I.5. CONCLUSION 31

CHAPITRE II

SYNTHESE SUR LES PROPRIETES MAGNETOMECANIQUES DES MATERIAUX

II.1. INTRODUCTION 33
II.2. GENERALITES SUR LES MATERIAUX POLYMERES 33
II.2.1. Pourquoi les polymères? 33
II.2.2. Monomère et Polymère 34
II.2.3. Classification des différents matériaux 34
II.2.4. Différentes structures des polymères 34
II.2.5. Classification des polymères 36
II.2.5.1. Classification selon l'usage 36
II.2.5.2. Classification selon les propriétés thermomécaniques 36
II.3. PROPRIETES DES MATERIAUX POLYMERES 36
II.3.1. La transition vitreuse 36
II.3.2. Propriétés mécaniques et comportements élastiques 38
II.3.2.1. Comportement pseudo plastique 38
II.3.2.2. Comportement viscoélastique 38
II.3.2.3. Comportement plastique 39
II.3.3. Paramètres influents sur les propriétés mécaniques 40
II. 4. CONDITIONS D'UTILISATION 40
II.5. AVANTAGES DES POLYMÈRES ET APPLICATIONS DANS LE DOMAINE DES MICROSYSTÈMES 40
II.6. POLYMERES UTILISES AU SEIN DES MICROSYSTEMES
II.6.1. polyméthylméthacrylate (PMMA) 42
II.6. 2. Polydimethylsiloxane (PDMS) 42
II.7. CHOIX DU MATERIAU 44
II.8. FABRICATION DE MEMBRANE EN PDMS 46
II.9. LES MATERIAUX MAGNETIQUES 46
II.9.1. Les matériaux ferromagnétiques 46
II.9.2. Les matériaux antiferromagnétiques 47
II.9.3. Les matériaux ferrimagnétiques 47
II.9.4. Les ferrofluides 47

II.10. AIMANTS PERMANENTS AU SEIN DES MICROSYSTEMES 47
II.10.1 Aimants massifs 47
II.10.2. Aimants en poudre 48
II.10.3. Aimants en couches minces 48
II.11. PERMALLOY : MATERIAU IDEAL 49
II.12. COMPOSITES MAGNETIQUES OU AIMANTS POLYMERES 50
II.13. ETUDE ANALYTIQUE D'UNE MEMBRANE CIRCULAIRE 51
II.13.1. Introduction 51
II.13.2. Analyse des contraintes 51
II.13.3. Expression de la flèche 52
II.13.3.1. Cas particuliers 52
II.13.3.2. Expression de la flèche (h_0) en fonction de la pression (P) :h_0=f (P) 53
II.13.4. Loi de HOOKE 54
II.13.5. Résultats analytiques et numériques d'une membrane circulaire simple 54
II.14. CONCLUSION 57

CHAPITRE III

MODELISATION NUMERIQUE DES DIFFERENTES STRUCTURES D'UNE MICRO MEMBRANE CIRCULAIRE

III.1. INTRODUCTION 59
III.2. MODELISATION NUMERIQUE 59
III.2.1. Méthode des éléments finis ''MEF'' 59
III.2.2 Logiciel de calcul 60
III.2.2.1. Préprocesseur 60
III.2.2.2 Processeur de calcul 60
III.2.2.3. Post processeur 60
III.2.3. Maillage et élément de maillage 60
III.3. MODELISATION NUMERIQUE D'UNE MEMBRANE EN PDMS BLOC 62
III.4. RESULTATS DE LA SIMULATION D'UNE MEMBRANE EN ALLIAGE BLOC
III.4. 1. Effet de la variation du rayon de la membrane 66
III.4. 2. Effet de la variation de l'épaisseur de la membrane 67

III.5. RESULTATS DE LA SIMULATION D'UNE MEMBRANE EN ALLIAGE PETIT AIMANT 70

III.5.1. Effet de la variation du rayon de la membrane 71

III.5.2. Effet de la variation de l'épaisseur de la membrane 73

III.6. INTERPRETATION 75

III.7. EFFET DE LA FORME DE L'AIMANT SUR LA FLECHE 76

III.7.1. Cas de la configuration bloc 76

III.7.2. Cas de la configuration petits aimants 77

III.8. ETUDE DES CONTRAINTES VON MISES 79

III.9. ANALYSE MODALE 82

III.9.1. Fréquence de la résonance 82

III.9.2. Analyse modale d'une membrane en PDMS bloc : a=2; e= 80µm 82

III.9.3. Analyse modale d'une membrane en alliage petits Aimants : a=2mm ; e=50µm 83

III.10. CONCLUSION 84

CONCLUSION GENERALE 85

ANNEXE 88

BIBLIOGRAPHIE 104

LISTE DES ABREVIATIONS

MEMS : Micro Electro Mechanical Systems
MST : Microsystems Technology
MEF : Méthode des éléments finis
LIGA : Lithografie galvanic abformung Lithographie,Galvanoplastie,Moulage
PMMA : Polyméthylméthacrylate
PDMS : Polydiméthylsiloxane
KOH : Hydroxyde de potassium
TMAH : Hydroxyde de tétraméthyle ammonium

LISTE DES SYMBOLES

P : Pression appliquée sur la membrane
ν : Coefficient de poisson
h_0 : Flèche de déplacement au centre
σ_0 : Contraintes initiales.
η : Viscosité en cisaillement
γ : Taux de cisaillement
L' : Longueur transformée
S' : Surface transformée
V' : Volume transformé
N : Nombre de tours de la bobine,
a_1 : Rayon intérieur de la bobine
h_a : Hauteur de l'aimant
F_{mag} : Force magnétique
E : Module de Young
e : Epaisseur de la membrane
a : Rayon de la membrane
Tg : Température de transition vitreuse
K : Consistance du polymère.
L : Longueur de référence
S : Surface de référence
V : Volume de référence
K : Facteur d'échelle
l : Longueur de la bobine
a_2 : Rayons extérieur de la bobine
S_a : Surface de l'aimant
M : Aimantation

NOMENCLATURE

Membrane en PDMS bloc : c'est une membrane microusinée toute PDMS encastrée dans un bloc

Membrane en alliage bloc: c'est une membrane microusinée fabriquée à partir du PDMS et du Permalloy sous forme d'un bloc disposé au centre de la membrane.

Membrane en alliage petit aimant : c'est une membrane microusinée fabriquée à partir du PDMS et du Permalloy sous forme de petits aimants logés au centre de la membrane.

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

L'évolution des circuits intégrés à la fin du 20eme siècle a été dominée par la course à la miniaturisation, l'intégration de fonctions de plus en plus complexes dans un même support, et la diversification des applications. Cette évolution va de paire avec une diminution constante des coûts, et avec la richesse des fonctions proposées aux utilisateurs, aussi bien dans le domaine des technologies de pointe, que dans celui des technologies à très grande diffusion qui concernent chacun de nous. C'est dans ce contexte que sont apparus les dispositifs microsystèmes et qui sont appelés aujourd'hui à être de plus en plus "intelligents", c'est à dire à être dotés de capacités d'analyse, de décision et de communication. De ce fait, ils interagissent de plus en plus fortement avec l'homme dans son environnement, soit pour la supervision de tâches complexes ou tout simplement dans le domaine de la sécurité. Cependant, l'évolution technologique va atteindre des stades trés avancés des procédés de réalisation de tels dispositifs à l'échelle micrométrique en (2012/2015), [1, 2].

Généralement, on appelle MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) un dispositif miniature (dont la côte maximale est inférieure à quelques millimètres) réalisé avec des technologies particulières inspirées de celles de la microélectronique.

Au moment où les nouveaux dispositifs MEMS sont intégrés dans les nouveaux produits du marché, d'autres émergent des laboratoires de recherche. Le prototypage est coûteux et la concurrence est pressante (course aux brevets, parts de marché). Pour aboutir à un produit fiable, fonctionnel, performant, à moindre coût, les ingénieurs concepteurs dans ce domaine utilisent beaucoup de logiciels de conception assistée par ordinateur (CAO) [3]. Ces outils permettent au concepteur de trouver plus ou moins rapidement et facilement une configuration répondant potentiellement aux cahier de charges.

L'objectif de notre travail est la modélisation numérique d'un microactionneur électromagnétique composé de matériaux polymère et magnétique. Pour cela, le manuscrit s'articule autour de trois chapitres :

Dans le premier chapitre, nous dresserons un état de l'art des microsystèmes et quelques microtechnologies pour la fabrication, ainsi que les différentes applications, et nous donnerons la structure de notre microactionneur qui va subir l'effet d'une force. La déformation de la membrane résulte de l'effet d'une force électromagnétique.

Le second chapitre étudiera les caractéristiques des matériaux utilisés pour la fabrication des microsystèmes, afin de choisir ceux qui conviennent à notre microactionneur et nous donnerons les équations analytiques régissant la déformation de la membrane circulaire sous l'effet d'une pression ou force.

Le troisième chapitre sera consacré à la modélisation numérique de notre microactionneur, pour différents paramètres géométriques et différentes configurations. Nous présenterons les résultats de ces simulations afin d'opter pour la meilleure configuration.

La conclusion de ce travail mettra en évidences les différents points intéressants et se terminera par quelques propositions d'évolutions ou perspectives.

CHAPITRE I
ETAT DE L'ART DES MICROSYSTEMES ET PROBLEMATIQUE

I.1. INTRODUCTION :

L'objectif général de ce chapitre est d'introduire la problématique qui a motivé notre travail, nous verrons le rôle joué par la miniaturisation pour développer les microsystèmes**.** Ainsi dans ce premier chapitre, après un état de l'art des microsystèmes, une présentation des différents microsystèmes, nous détaillerons quelques procédés de la microtechnologie, en passant par les divers actionnements utilisés en microsystèmes.

Le principe du flambement de la membrane repose sur l'effet d'une force électromagnétique générée par une bobine à un aimant permanent du type Permalloy.

Enfin, nous terminerons le chapitre par présenter notre structure du microactionneur.

I.2. MINIATURISATION :

Dès l'antiquité, des philosophes ou des poètes, tels Démocrite au 7eme siècle ou Lucrèce au 1er siècle avant notre ère, ont eu l'intuition géniale d'imaginer l'existence de particules ultimes, insécables, constituant la matière aussi bien inerte que vivante. Pourtant il a fallu attendre deux millénaires pour que, comme une lointaine descendance, des chimistes, au début du 19eme siècle, établissent scientifiquement les fondements de la théorie atomistique.

Au cours des dernières années, l'humanité a été témoin de l'émergence d'une science traitant des objets miniatures qui relèvent de l'infiniment petit, motivé par des objectifs d'optimisation des systèmes, de réduction des coûts et par des perspectives de production de masse, des efforts importants ont été effectués pour miniaturiser toutes sortes de systèmes: mécaniques, électromécaniques, thermiques, fluidiques. Cette volonté de miniaturisation a donné naissance à ce que l'on appelle les Microsystèmes : MST (MicroSystem Technology) en Europe ou MEMS : (Micro Electro Mechanical Systems) aux États-unis, [1, 2].

La miniaturisation est une science multidisciplinaire, elle 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 ; c'est une technique « transverse » puisqu'elle ne se suffit pas à elle même et du fait de la diversité et de la complexité des problèmes rencontrés, elle est actuellement considérée comme un domaine d'avenir et de la recherche tant théorique qu'expérimentale...

Les domaines faisant le plus appel à la miniaturisation ou du moins sont :

- L'informatique : essentiellement pour des considérations de performances : stockage de données et temps d'accès, fréquences des processeurs limités par la taille de transistors (on en est à moins de 25 microns dans les PC actuels) ·
- Les télécoms (portables, satellites, les câblages et relais...).
- Les capteurs (capteurs de gaz en réseaux, suivie temps réel d'un processus sans l'entraver), [3].
- La médecine car la « machine humaine » est en fait un trésor de miniaturisation et nécessite donc des outils miniaturisés et précis (prothèses et greffes, endoscopie, instruments chirurgicaux...) ;
- Robotique, micro outillage...

Enfin, il existe des raisons plus spécifiques incitant au développement des micro et nanotechnologies. Par exemple certaines propriétés très particulières recherchées ne peuvent avoir lieu qu'à l'échelle microscopique : c'est le cas de nombreux effets quantiques comme l'effet tunnel utilisé en microélectronique. Dans certains autres cas, la conception nécessite des matériaux de très grande pureté et délicats à fabriquer (matériaux à mémoire de forme utilisés en micro robotique, médicale surtout, diamants, formes particulières, vide poussé, pureté absolue).

Il est bien sûr hors de question qu'il y ait des pannes, un changement de pièce ou un entretien à faire régulièrement. Enfin, plus un système est petit plus il est sensible aux aléas du milieu comme par exemple le passage d'une bulle (mauvaise étanchéité, effet de cavitation...) tout ces facteurs altèrent grandement la durée de vie, la précision et la fiabilité des résultats, [3].

Tous ces aspects généraux, nous permettent de voir que si la miniaturisation est une technique d'avenir aux multiples débouchés, de nombreux obstacles tant physiques qu'économiques cantonnent majoritairement cette technologie à des applications spécifiques,entravent le développement des microsystèmes. Cela dit l'avancée des recherches laisse entrevoir une globalisation de l'emploi de ce nouveau domaine.

I.3. MICROSYSTEMES

La définition d'un microsystème n'est aujourd'hui plus liée à l'unique présence d'une partie électrique et mécanique. Sa définition la plus proche pourrait correspondre à un dispositif miniaturisé qui n'est pas purement électronique (contenant des circuits intégrés, microcontrôleur et microprocesseur). En effet, il y a des microsystèmes qui ne contiennent pas de partie mécanique en

mouvement (ex : capteur de champ magnétique du type « fluxgate »), et il y a ceux qui ne contiennent même pas de partie électrique (système d'engrenage de micromachine), ou même ni l'un ni l'autre (micro mélangeur fluidique, optique intégrée…). Entre la partie électrique et la partie mécanique, transite un état intermédiaire, qui qualifie aussi l'affiliation du MEMS. Cet état intermédiaire pourrait être :

- du champ électrique pour les familles électrostatiques et piézoélectriques
- du champ magnétique pour les familles magnétiques et magnétostrictifs.
- de l'énergie calorifique pour les familles thermiques.
- la combinaison des trois dans le cas des systèmes hybrides….etc.

I.3.1. Définitions et variantes :

Selon les communautés scientifiques, la définition du concept de MEMS diffère. Il est désigné par différents termes :

En Europe, un acronyme utilisé est *MST* (Micro Systems Technologies), au Japon, il est question de *micromachines* ou *mechatronics,* [4]. Les américains utilisent l'acronyme MEMS qui signifie *Micro Electro Mechanical Systems*.

Le concept originel de MEMS est aujourd'hui souvent englobé dans celui de *microsystème*. En définitive, sur la base des mots de l'acronyme MEMS "*Micro Electro-mechanical system*", on constate les variations suivantes :

a. Micro : traduit une réduction des dimensions du système. Mais, pour certains, il ne s'agit que d'une miniaturisation de système, sans changement fondamental de technologie (ex : microsatellite de quelques dizaines de kg), alors que pour d'autres, il s'agit d'un facteur absolu de réduction lié à l'utilisation de microtechnologies de fabrication.

b. Electro-mechanical : traduit l'association de micro composant électronique et mécanique. La partie mécanique assure la fonction de capteur, récupérateur d'énergie reçoit les données issues de son environnement, ou d'actionneur via des mouvements ou des déformations suite aux instructions résultantes de traitement des données par la partie électrique ou électronique. Cette dernière peut être connectée vers d'autres systèmes externes qui peuvent être un circuit électronique, un bus de donnée relié à un système de traitement d'information complexe ou d'autres MEMS. Actuellement, la partie mécanique est constituée par d'autres types de composants qui entrent dans la constitution des MEMS, où interviennent des processus mécaniques, thermiques, électriques, magnétiques, optiques, fluidiques, chimiques et/ou biologiques, [4].

c. System : traduit pour certains, seulement un simple capteur ou actionneur ou autre composant élémentaire, alors que pour d'autres, le système est compose de plusieurs composants élémentaires distincts, hétérogènes et coopérants. Cet assemblage est constitué d'au moins un ensemble de capteurs et/ou d'actionneurs (pour différentes natures de variables à mesurer ou contrôler) et une unité de traitement assurant les fonctions nécessaires à l'autonomie de fonctionnement d'un système, qui doit présenter des capacités de traitement, d'interaction avec l'environnement, voire de communication, [5].

La figure I.1 montre la position des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets.

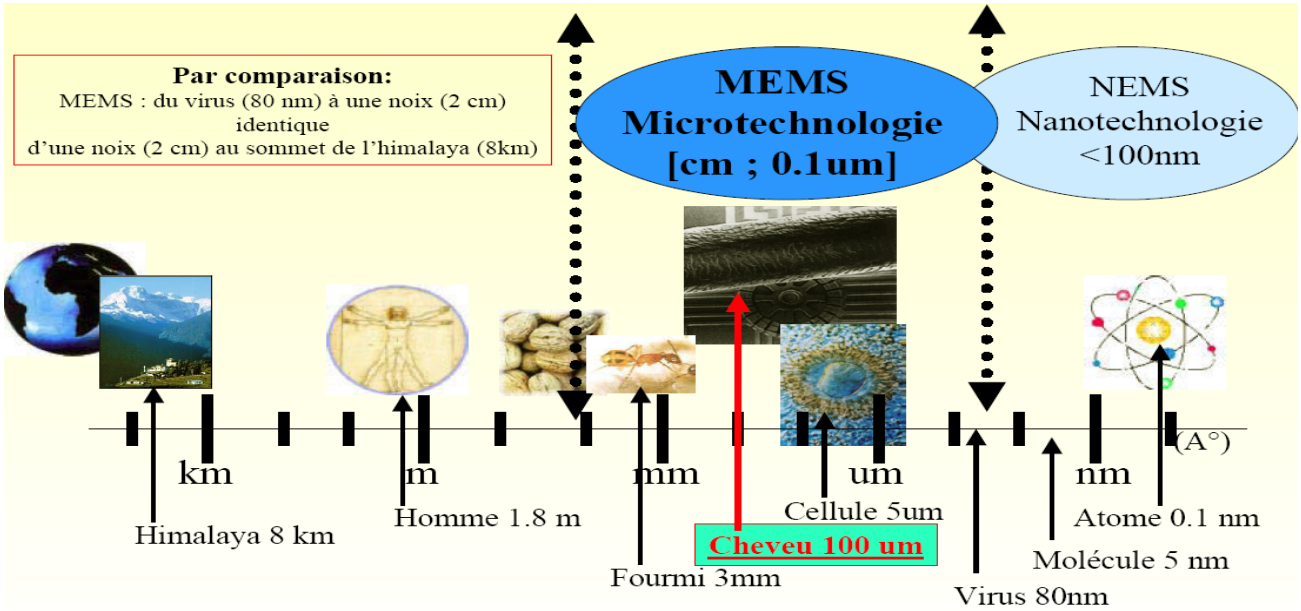


Figure I.1 : Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets, [53].

I.3.2. Fonctions d'un microsystème :

En général un microsystème remplit quatre fonctions fondamentales :

- La perception de l'environnement à l'aide de capteurs, en contact avec le monde extérieur. Ceux-ci traduisent une ou plusieurs grandeurs physiques ou chimiques en divers signaux ; le plus souvent électriques, mais aussi mécaniques, optiques ou biologiques.
- Le traitement des données : traitement du signal et pour les systèmes dits 'intelligents', analyse des données, jusqu'à la prise de décision.

L'analyse des données permet ensuite au système de réaliser au moins les deux actions suivantes :

- communiquer avec le monde extérieur (signaler un phénomène).

- réagir sur l'environnement en fonction des données recueillies (mouvements, actions mécaniques.

I.3.3. Historique des microsystèmes

Le développement technologique réalisé en microélectronique, a permis aux microsystèmes de faire un pas gigantesque et de passer à l'échelle micrométrique voire nanométrique. C'est ainsi qu'après la réalisation du 1er transistor en Germanium en 1948, par AT et BELL Laboratory. Après il y'a eu la mise au point des circuits intégrés sur Silicium par Texas Instrument en 1958.

L'histoire des microsystèmes a commencé en 26 décembre 1959, au cours de la réunion annuelle de l'American Physical Society, à CALTHEC, le Professeur R.P.Feynman [prix Nobel de physique 1965] déclare : « There is a plenty of room at the bottom » qu'on peut traduire par « il y'a plein d'espace en bas de l'échelle », faisant allusion à une éventuelle possibilité de réduire les dimensions des systèmes et de découvrir un nouveau domaine de recherche à l'échelle microscopique, [1].

Le développement de la fabrication des circuits intègres par Fairchild a fait converger en 1967 à l'invention du micro usinage de surface par Nathanson et al à Westhouse, qui présentent un composant de taille millimétrique le Resonant Gate Transistor (RGT) (le TEC à grille métallique résonante), [6].

Parallèlement , l'idée d'exploiter les propriétés mécaniques du Silicium a conduit au concept MEMS qui grâce aux techniques de la micro électromécanique et micro usinage ont pu être développé par la réalisation sur une puce des fonctionnalités de transduction ou d'actionnement et aboutissant à la réalisation des microvannes ,micropompes, micromoteurs .Ceci a mené en 1978,et suite à d'autres technologies de microfabrication LIGA [moulage, soudure, collage,….etc.] de développer des microstructures .

En début des années 80, le développement et la maîtrise parfaite des techniques du micro usinage ont permis la fabrication massive (en série) des microsystèmes tel ; les microcapteurs et les microactionneurs utilisés dans les têtes de lecture des disques durs.

A la fin de l'année 1980, les microsystèmes prennent de l'ampleur et deviennent suffisamment reconnu pour conquérir plus le monde de la microélectronique et du biomédical.

Au milieu des années 80 les microsystèmes ont fait un grand saut grâce aux contributions américaines par la création du Berkley Sensors and Actuators Center (BSAC) à San Francisco en utilisant la technologie microélectronique. De leurs côtés, les japonais par le biais du laboratoire du Professeur Esashi à Sendai travaillaient sur la miniaturisation des dispositifs mécaniques.

En 1982, Petterssen et al (de IBM ResearchLab) décrivent dans leurs articles intitule « Silicon as a mechanical material » les procèdes technologiques de l'usinage de volume du Silicium en présentant ce dernier comme le matériau de prédilection de l'industrie microelectronique, [6].

Feynman revisita en 1983 son premier discours de 1959 au Jet Propulsion Laboratory, pasadena CA.USA à travers un article qu'il a intitule « Infinitésimal Machinery »[7]. Dans la même année, Angel et al proposent des dispositifs fabriqués en Silicium dans un papier« Silicon micromechanichal Devices », [8].

L'année 1988, constitue un fait marquant dans le domaine des MEMS, grâce aux travaux de R.S.Muller (de BSAC, université de Berkley au USA) qui a réalisé un micromoteur électrostatique de 0.2mm (soit 200µm) de diamètre par procédé du microusinage superficiel. De nombreux programmes de recherche ont été lancés portants sur les matériaux spécifiques et des technologies compatibles avec celle du silicium, les méthodes et outils de conception destinés aux microsystèmes. Ceci a mené à l'invention des microactionneurs électrostatiques, [51].

Au début des années 90, avec l'appui des pouvoirs publics,les instituts et les entreprises se mobilisent sur les MEMS, les pays européens (Suisse, Pays bas, Suede, Allemagne, France) débutent leurs recherches sur ce créneau et créent un réseau d'excellence des microsystèmes multifonctionnel (NEXUS).

Au delà des initiatives américaines, l'Allemagne avec le Programme "MICROSYSTEM TECHNOLOGY 1990" et le Japon avec "MICROMACHINE TECHNOLOGY 1991", s'engageaient dans cette voie. C'est dans ce contexte que plusieurs initiatives ont été lancées en Europe sur les microcapteurs et les microactionneurs.

Au USA , En 1991 la firme AnalogDevices lance le 1er accéléromètre microusiné superficiellement avec son électronique intègre sur une puce , et grâce à son haut niveau d'intégration, les experts considèrent ceci comme un grand tournant dans l'histoire des MEMS.

Dans les années 2000 , suite aux meilleurs prestations des microsystèmes et leurs impacts sur notre vie quotidienne, on assiste à une course sans cesse à la production des microsystèmes qui envahissent tous les secteurs : automobile, informatique, aérospatial, aéronautique, domotiques, télécommunications, médicales,…etc.

En Algérie, les chercheurs se sont penchés sur l'étude des microsystèmes en lançant des sujets de recherches sur le thème microsystèmes, au sein du CDTA "Centre du Développement des Technologies Avancées"

I.3.4. Avantages et limites des microsystèmes

I.3.4.1. Avantages

Parmi les grandes réussites de la miniaturisation c'est qu'elle permet une meilleure mobilité et une meilleure souplesse dans l'utilisation des appareils : un volume ou un poids inférieur permet une réduction de l'encombrement et l'intégration des systèmes au sein même de zones difficiles à atteindre avec des moyens d'analyse conventionnels (aérospatial, intérieur d'une centrale,...), l'introduction des systèmes dans de nouveaux espaces physiques (ex. : le corps humain), l'accès à un niveau bien plus fin de granularité des informations (ex. : détection de vibrations sismiques inférieures au millionième de la gravitation terrestre), ou encore des non-linéarités de certaines grandeurs physiques (ex. : écoulement d'air sur une aile d'avion),diminution de la consommation (énergie, matière première (solvant...) et des rejets (radioactivité, ondes parasites « portables dans les avions », déchets médicaux très coûteux à éliminer...), autonomie accrue, inertie beaucoup plus faible, temps de désorption, temps de réactivité des capteurs.

Par ailleurs, miniaturiser à un niveau micrométrique permet un très haut niveau d'intégration sur une même puce de fonctionnalités hétérogènes et entraîne une réduction du coût de revient global et du coût de la maintenance et de remplacement en cas de défaillance (moins de matériel et d'équipements eux-mêmes réduits), [5].

Enfin, la suppression des liaisons électriques considérées parmi les causes de défaillances des systèmes. La longueur et le nombre d'interconnexions sont moindres, ce qui diminue les parasites et les durées de transfert des informations entre les différentes fonctions. De plus, ces éléments sont, en particulier, un des facteurs d'accroissement de la réactivité des systèmes.

I.3.4.2. Limites

Malgré les avantages cités ci-dessus, les microsystèmes présentent aussi des inconvénients :

En premier lieu, il y a les limitations intrinsèques propres aux systèmes, elles sont liées à la miniaturisation et en particulier à la taille, la sensibilité et les problèmes d'énergie.

La petitesse de la taille des microsystèmes représentant un avantage rend très difficile ou impossible l'accessibilité pour des vérifications ou des réparations, et augmente la fragilité physique à l'environnement (ex. : chocs, vibrations). Elle rend aussi les microsystèmes incapables à agir sur un environnement macroscopique. Ainsi, des modes d'actionnement spécifiques aux microsystèmes ne produisent que des forces de quelques nano Newtons.

Par ailleurs, être sensible à des micro variations signifie être également sensible à des micro perturbations (souvent sans effet sur les macro systèmes) qui troublent le bon fonctionnement des microsystèmes, Parfois ces perturbations sont très pénalisantes, voire critiques pour les microsystèmes. Il peut s'agir de micro défauts internes (ex. : les imperfections structurales), ou de micro perturbations externes, telles que des radiations, notamment dans l'espace. Ce qui vient entacher la fiabilité et les performances des microsystèmes.

Enfin, il ne faut pas oublier les problèmes énergétiques, liés à l'alimentation des microsystèmes et ce quelque soit les progrès réalisés dans ce domaine, [39].

En second lieu, il y a les limitations liées au manque de maturité, qui en réalité, traduisent les nombreux défis encore à relever :

- au niveau technologique, on constate une difficulté de maîtriser le haut niveau d'intégration, les diverses technologies de fabrication, sans parler des problèmes de production, stockage et consommation d'énergie ;
- au niveau de la conception, qui nécessite le développement des outils spécifiques, [9].
- au niveau sociétal, pour faire accepter au grand public l'utilisation massive des microsystèmes dans la vie de tous les jours.

I.3.5. Classification et applications

La caractéristique remarquable des microsystèmes est la multidisciplinarité. Aujourd'hui, la quasi-totalité des disciplines scientifiques ou techniques est impliquée: électronique, mécanique,

science des matériaux, robotique, optique, optoélectronique, télécommunication, thermique, fluidique, chimie, médecine, biologie…

La classification thématique des microsystèmes peut être aussi attribuée par son champ d'application, comme suit, [45]:

- MEMS-RF ; pour les applications radiofréquence.
- MOEMS ; pour l'optique.
- MEMS (CAPTEURS ET ACTIONNEURS).
- BIOMEMS ; pour les applications biologiques.

I.3.5.1. Microsystèmes radio fréquence (MEMS-RF)

Grâce aux progrès de la microélectronique, on assiste à une révolution dans les systèmes d'émission/réception ; ce qui a donné la naissance des MEMS-RF tel que : micro-interrupteurs, téléphones portables, microresonnateurs, les microsystèmes pour liaisons satellitaires, [14].

La figure I.2 présente un micro-commutateur capacitif parallèle à activation électrostatique utilisé pour hautes fréquences micro-ondes (f>10GHz). Le principe de fonctionnement de ce type de composant est comme suit :

Une membrane mobile, appelée pont, est ancrée sur les plans de masse d'une ligne coplanaire. En l'absence de polarisation sur la ligne centrale, le pont est en position haute ce qui permet de laisser transiter le signal micro-onde sur la ligne. Lorsqu'une polarisation est appliquée, le pont se baisse par attraction électrostatique et vient en contact avec le diélectrique déposé sur la ligne centrale. Le diélectrique permet d'éviter un court-circuit DC et crée une forte capacité qui coupe le signal micro-onde.

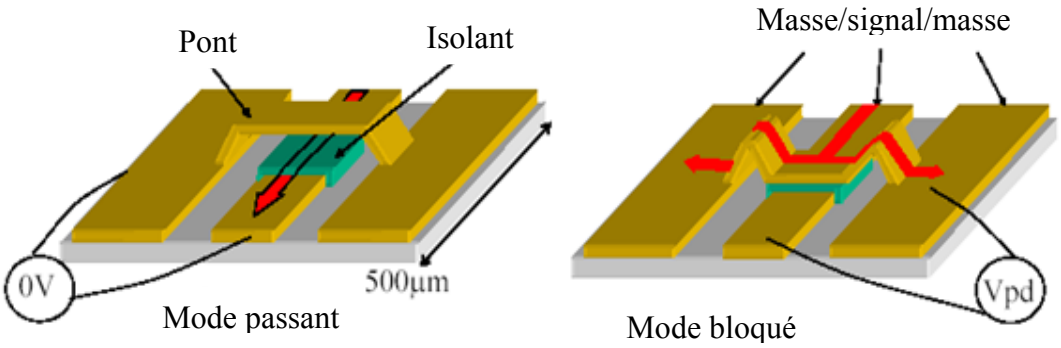


Figure I.2: Micro commutateur capacitif parallèle, [54].

I.3.5.2. Microsystèmes pour l'optique (MOEMS)

Les applications des MOEMS sont nombreuses et appartiennent à des domaines assez divers. Une des premières applications a été le système de projection à base de micro-miroirs électromécaniques proposé par Texas Instrument. Ce dispositif sert à projeter une image sur un écran,à partir de la réflexion d'une source de lumière sur un réseau de micro miroirs, [40].

Une autre application importante des MOEMS est le spectromètre. Ce dispositif est largement utilisé en chimie comme méthode d'analyse des procédés de combustion, pour le contrôle de qualité dans l'industrie textile, pour l'analyse d'échantillons dans l'industrie biochimique, et pourrait même être utilisé pour le démultiplexage des signaux dans les réseaux optiques.

Une application très prometteuse des MOEMS pointe dans le domaine de l'optique adaptative. Une matrice de micromiroirs électromécaniques (figure I.3), [41], est utilisée pour la correction des aberrations d'une image dans les systèmes où le trajet optique rencontre des milieux perturbés, comme en astronomie. L'optique adaptative permet de corriger ainsi le front d'onde perturbé directement sur le domaine optique, avant que l'image n'arrive au capteur optoélectronique pour son traitement numérique ultérieur.

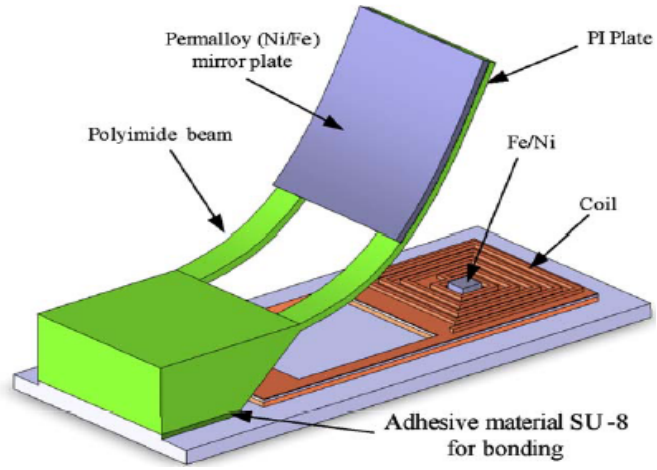


Figure I.3 : Micro-actionneur électromagnétique intégré dans un micromirroir, [41].

I.3.5.3. Microsystèmes biologiques (BIO-MEMS)

Les microsystèmes jouissent d'une bonne place en médecine, où l'on développe des actes chirurgicaux robotisés,microchirurgie, micro pompes implantées,et des diagnostics in vivo(notamment cardiaque) et par prélèvement biologique (laboratoires sur puces pour effectuer des tests et analyses à moindre coût), puce à ADN(figure I.4); Administration médicamenteuse

(Relargage de médicament, vérification de séquence génétique, diagnostique et autres), capteurs de pression sanguine et intracorporelle, stimulateurs musculaires et cardiaques, systèmes de diffusion intra sanguine, prothèses, instruments d'analyses, les organes artificiels, les thérapies anti-cancéreuses exactement ciblées, les délivrances localisées in vivo de médicaments en fonction des réactions de l'organisme, la surveillance des personnes âgées ou handicapées.

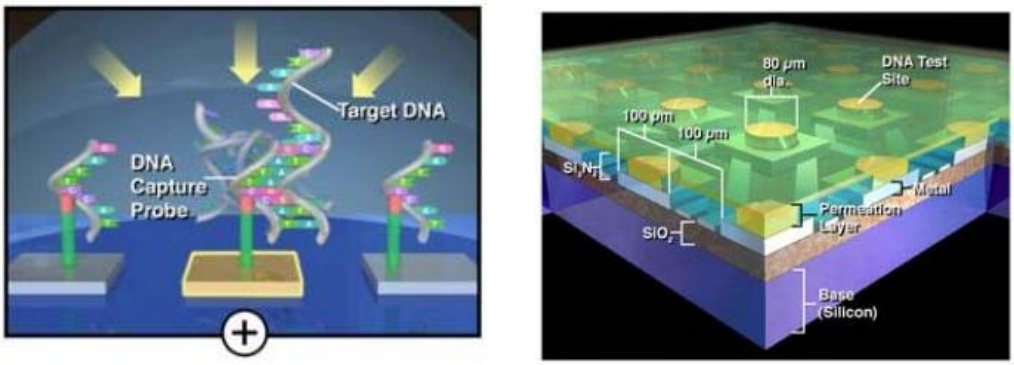


Figure I.4 : Application des microsystèmes en médecine
''DNA chip'' : biomolécules sur une puce, [www.esiee.fr].

Plus récemment, des systèmes ont été commercialisés pour détecter le niveau de glucose dans le sang et contrôler le diabète. La société Abbott Point of Care Inc. commercialise son dispositif FreeStyle Lite (figure I.5) qui prélève une très faible quantité de sang de 0,3µl (une goutte comparable à la taille de la tête d'une épingle) et fait l'analyse en 5secondes environ. Le système fait (7,6×4×2cm) soit un volume d'environ 63cm^3.

Figure I.5 : Glucomètre, [53].

La même société commercialise aussi le système i-STAT. Il s'agit d'un système d'analyse du sang à partir de faibles volumes prélevés, de 17µl jusqu'à 95µl. Les résultats des analyses sont donnés avec seulement 10 minutes d'analyse ce qui est extrêmement performant par rapport à des analyses classiques dans les laboratoires spécialisées qui peuvent prendre facilement une dizaine d'heures.

La mise en œuvre des nano systèmes biocompatibles, comme le montre la figure (I.6) permet à un nano robot (nanosysteme) de se déplacer dans le corps humain pour sélectionner, analyser et traiter directement des cellules malades. Ces nanorobots devront être capables de se propulser pour se déplacer dans notre organisme.

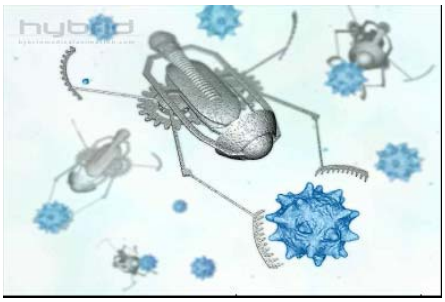


Figure I.6 : Vue schématique d'un nanorobot pour le traitement cellulaire, [www.esiee.fr].

I.3.5.4. Capteurs et actionneurs

Un actionneur électrique convertit une grandeur électrique en une grandeur physique (non électrique) tel que: Quartz (charge/déplacement) ; Résistance (courant/chaleur) ; LED (courant/lumière) ; moteur (courant/rotation) ;……

On définit un capteur comme un dispositif qui sert à traduire une grandeur physique, chimique ou biologique (le mesurande) en une autre grandeur. Le plus souvent, on cherche à générer un signal électrique (signal de sortie) représentatif de la grandeur à mesurer. Les micro capteurs traduisent le phénomène physique de l'environnement (optique, mécanique, Chimique, électromagnétique,…) en signaux électriques.

Ces dernières années, nous sommes les témoins d'une révolution en microsystèmes : différents micro capteurs sont de plus en plus présents dans nos vies (dans les voitures : accélération, pression, température… dans les bâtiments : température, mouvement, lumière, cameras…).

Dans les microsystèmes, les microcapteurs sont les outils habituels de la mesure et du contrôle automatique. Ils prélèvent l'information qu'une fois filtrée et traitée sert à la définition d'une action de commande. Ils doivent être précis, fidèles et fiables. Ils sont utilisés « depuis toujours » à des fins de surveillance de procédés de fabrication industriels, par le biais de paramètres d'environnement comme la température, la pression, la vitesse, le couple.

La fabrication des microcapteurs a bénéficié du développement de la technologie des circuits intégrés. Le secteur de l'automobile a pris une grande part des microcapteurs: (accéléromètres pour airbag, capteurs de pression d'admission, ABS), détection de crevaison, système anticollision, antipatinage, climatisation, antivols …capteurs de pression des pneus, des gaz de moteur, ou de l'huile, capteurs de flux d'air ou d'oxygène, capteurs de vitesse permettant de régler l'injection du véhicule, capteurs d'autocollision, microgyroscopes de contrôle dynamique du véhicule pour des applications de suspension active ou d'ABS des systèmes permettant de rectifier les dysfonctionnements détectés ou de déclencher des alarmes dans le cas d'une surveillance d'hypovigilance du conducteur comme s'est illustré sur la figure I.7.

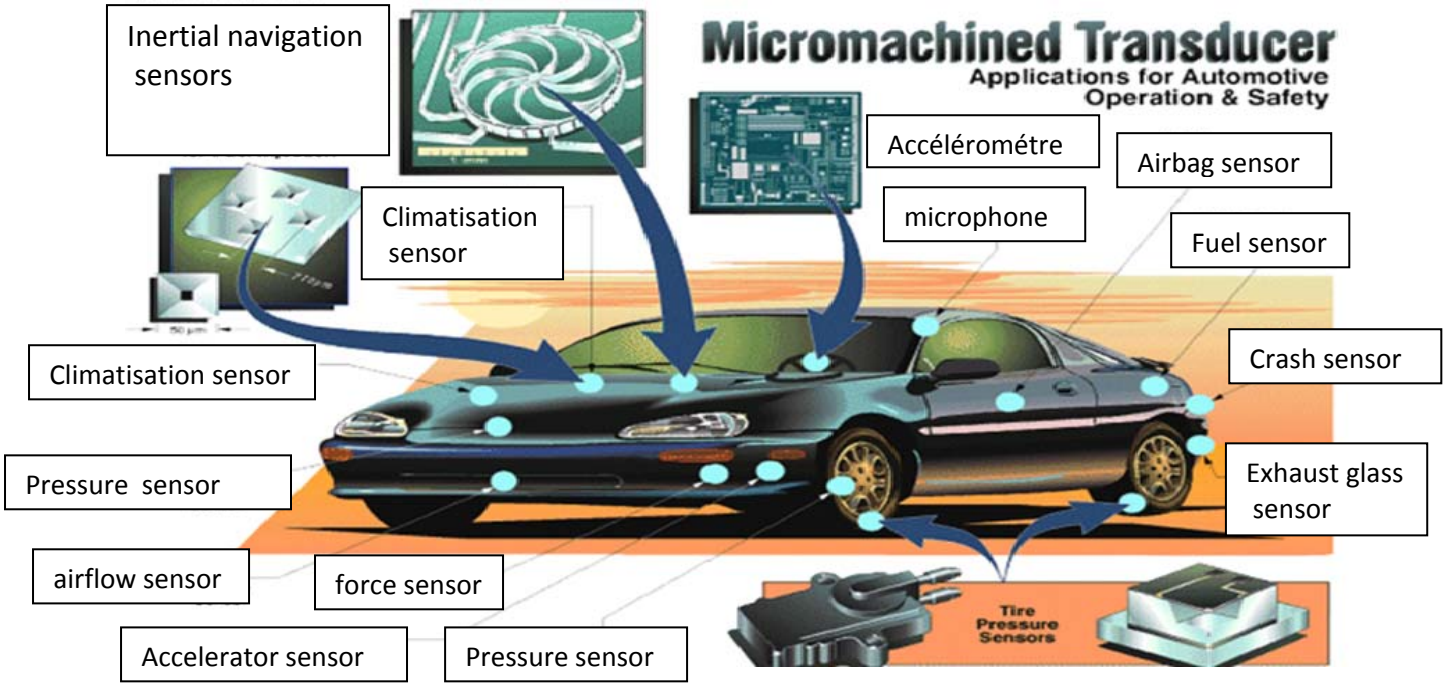


Figure I.7 : Microsystèmes en automobile, [www.esiee.fr].

En plus, les micros transducteurs trouvent leurs applications dans tous les domaines comme ;

- L'espace, où des microsystèmes embarqués participeront au guidage de microsatellites par des microsystèmes de propulsion (technique de micropyrotechnie), les divers capteurs dans le spatial (gyromètres laser), capteurs de navigation, [42].
- L'industrie agroalimentaire, avec le suivi du mûrissement des fruits grâce à des microcapteurs chimiques, la gestion de l'eau, la prévention de dérives climatiques, la surveillance de l'hygrométrie.
- La défense : guidage des armes, surveillance, minutions, stockage de données
- Electrodomotique : sécurité intrusion, fuite de gaz, capteur d'ambiances….

- Environnement : capteurs physico-chimiques, contrôle de pollution, des eaux ; les microsystèmes sont capables de capter le degré de pollution de l'eau et de mettre en oeuvre des dispositifs d'alerte sur ce point. Ils sont aussi capables de proposer des dispositifs dans les pots d'échappement des automobiles assurant une meilleure régulation des moteurs thermiques et, par voie de conséquence, une amélioration des rejets gazeux…les écosystèmes.
- Instrumentation : mesures des grandeurs physiques : PH ; humidité
- Les domaines de la sécurité : le domaine des textiles intelligents est actuellement très exploré (vêtements délivrant du parfum grâce à des micro encapsulation, vêtements incorporant des capteurs pour les usages sportifs – surveillance cardiaque, tensiomètre -, vêtements incluant des systèmes d'information sur le textile permettant par exemple d'autogérer les machines à laver, vêtements avec système de localisation du type GPS pour, par exemple, donner l'alarme quand un enfant s'éloigne d'un certain périmètre).La surveillance de personnes âgées dans le cas de situations à risques (chute, malaise...), basée sur des capteurs disposant de fonctions intelligentes avec une capacité minimale propre de traitement et de communication
- En génie civile : contrôle des fissures, des ponts, détection et mesure des effets de fatigue sur une construction.
- Micro moteurs (robotique) et périphériques (ex. : stockage de données, têtes d'impression).

I.3.6 Technologies des microsystèmes

Les technologies microsystèmes ne sont pas aussi standardisées que les technologies de circuits intégrés. De ce fait elles sont très différentes les unes des autres. Cependant il y'a une similitude entre certaines technologies MEMS et les technologies de circuits intégrés. C'est pourquoi nous allons nous intéresser aux deux technologies les plus courantes à savoir le micro usinage en volume et le micro usinage en surface.

La classification des micros usinages se fait selon le tableau suivant :

Tableau I.1 : Classification des micro usinages, [55].

	volume	surface
Taille de l'objet	5mm	<1mm
Taille particulière	~1µm	~1µm
Épaisseur	~100µm	~1 à 3 µm
	Réalisation de trou, tranchée,	Dépôt de couches minces

I.3.6.1. Micro usinage en volume ('bulk micromachining')

C'est un procédé inspiré directement de la technologie microélectronique.Le micro usinage en volume est une technique qui permet l'obtention de microstructures suspendues par gravure chimique du substrat qui forme une cavité dans le volume du substrat sous les couches déposées d'où son appellation « volume ». Les structures suspendues étant obtenues après le post process spécifique. Le post process est une gravure anisotropique du matériau du substrat réalisée avec des solutions de gravure du type KOH [hydroxyde de potassium] ou TMAH [hydroxyde de tétra méthyle ammonium].

La gravure des zones se fait en empilant les ouvertures dans les différents oxydes au niveau lay-out de manière à laisser une zone où le matériau du substrat est à découvert [16]. La figure suivante donne un exemple de cette technologie :

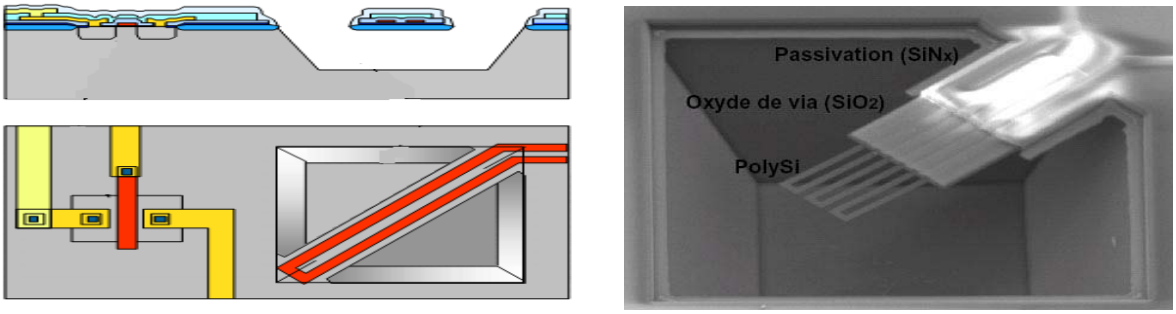


Fig I.8 : Schéma en coupe d'une technologie de micro usinage en volume, [39].

I.3.6.2. Micro usinage en surface

Ce procède vient par opposition au micro usinage en volume, car ici la gravure n'attaque pas le substrat (*bulk*). Le micro usinage en surface est basé sur l'emploi de couches sacrificielles et couches structurelles déposées les unes sur les autres et qui vont être gravées de manière à définir les zones d'ancrages des structures sur le substrat ou sur le niveau inférieur. La figure ci-après donne un exemple du microusinage en surface :

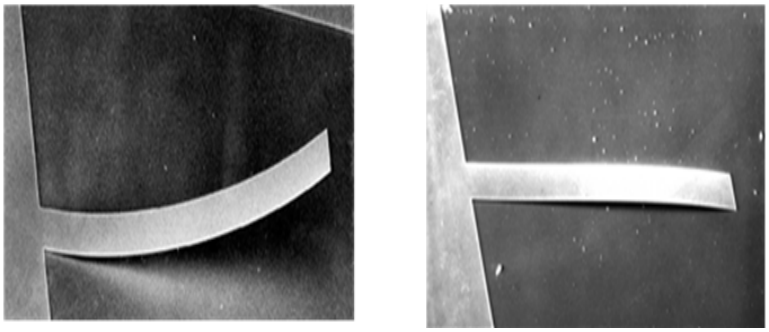


Figure I.9 : Microusinage en surface d'un cantilever,[55].

I.3.7. Différents types d'actionnement dans les microsystèmes

Dans le monde des MEMS, il existe plusieurs principes physiques qui permettent de réaliser des actions électromécaniques. Parmi ceux-ci, on peut citer :

I.3.7.1. Actionnement électrostatique :

Il s'agit d'actionner une pièce mobile grâce à l'application d'une différence de potentiel entre cette pièce et une électrode fixe. 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.

Ce type d'actionnement est utilisé dans les dispositifs MEMS tels qu'interrupteurs, résonateurs, miroirs, comme le montre la figure I.10:

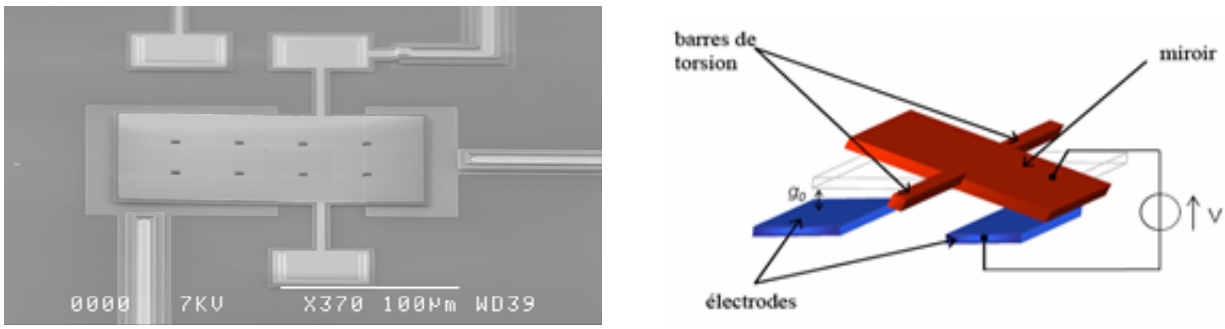


Figure I.10: Microactionneur électrostatique, [52].

L'actionnement électrostatique est très employé dans les microsystèmes. La gamme de force des actionneurs électrostatiques est généralement comprise entre 10^{-12} N et 10^{-16} N. Puis vint la découverte par T.Akiyama au début des années 90 d'un transducteur électromécanique appelé : Scratch Drive Actuator "SDA'' à convertir des forces électrostatiques en forces mécaniques de quelques dizaines de µN, [52].

I.3.7.2. Actionnement électrothermique

Il est basé sur la différence de dilatation thermique de deux matériaux ou d'un même matériau présentant une géométrie variable. Les déplacements peuvent, ici aussi, être verticaux ou horizontaux.

L'actionnement électrothermique a attiré tous les concepteurs de microsystèmes au fur et à mesure que les limitations des actionneurs électrostatiques ont été rencontrées. En effet, les actionneurs électrothermiques présentent l'intérêt de développer un déplacement et une force plus

importante que les actionneurs électrostatiques tout en prenant moins de place sur les wafers. De plus, les actionneurs électrothermiques peuvent fonctionner grâce à des régimes de courant ou tension faibles. Tous ces avantages permettent une utilisation des microactionneurs électrothermiques dans les micro-pinces ou les moteurs pas à pas, [18].

La figure I.11 montre un microactionneur thermique qui fonctionne selon deux principes : le chauffage d'un bistable mécanique, et le chauffage d'un bimorphe thermique.Ce dernier est une structure formée de deux couches minces dont les coefficients de dilatation thermique différent :

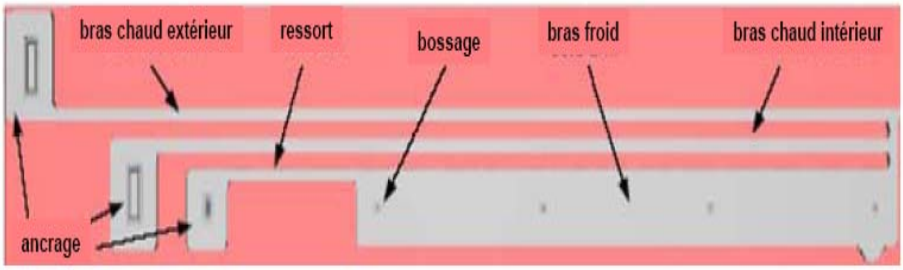


Figure I.11 : Microactionneur électrothermique, [52].

On peut combiner les deux principes précédents comme l'illustre la figure ci-dessous :

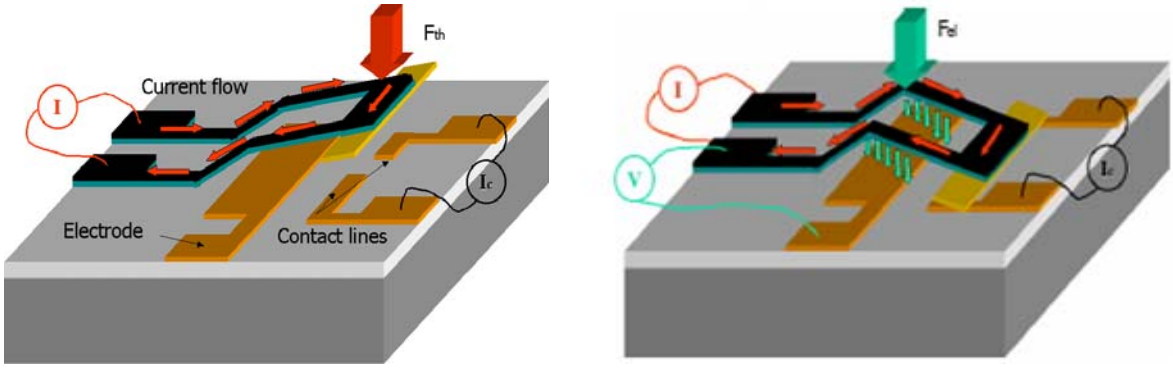


Figure I.12 : Actionnement combine thermique-electrostatique, [56].

I.3.7.3. Actionnement magnétostriction

Les matériaux magnétostrictifs se déforment sous l'action d'un champ magnétique extérieur. Le retour à la forme initiale se fait par l'application d'un effort extérieur, [43].

Ce mode d'actionnement est défini par le changement de dimension d'un matériau magnétique sous l'effet d'un champ magnétique.En effet, les matériaux magnétostrictifs possèdent des domaines magnétiques orientés aléatoirement. En appliquant un champ magnétique ces

domaines s'orientent perpendiculairement à la direction du champ ce qui provoque une élongation du matériau dans cette direction et la contraction dans l'autre . Le rapport d'aspect important et la faible épaisseur du film permettent de négliger l'influence de la contraction sur le comportement mécanique de la poutre.

I.3.7.4. Actionnement piézoélectrique

Il s'appuie sur les propriétés mécaniques et électroniques de certains matériaux qui, sous l'action d'un potentiel électrique, se déforment mécaniquement. Ici aussi, il fait appel à des matériaux spécifiques non présents dans les techniques de fabrication classiques [21]. Un matériau piézoélectrique en contact avec une membrane déforme cette dernière quand une tension électrique est appliquée.

La figure I.13 présente un micro relais piézoélectrique. L'actionnement s'effectue par le biais d'un cantilever. Un film piézoélectrique est mis en sandwich entre deux électrodes et placé sur une poutre micro usinée en silicium. Lorsqu'une différence de potentiel est appliquée, le film piézoélectrique se contracte ce qui produit un moment de flexion qui occasionne une déflexion du cantilever vers le substrat jusqu'au contact.

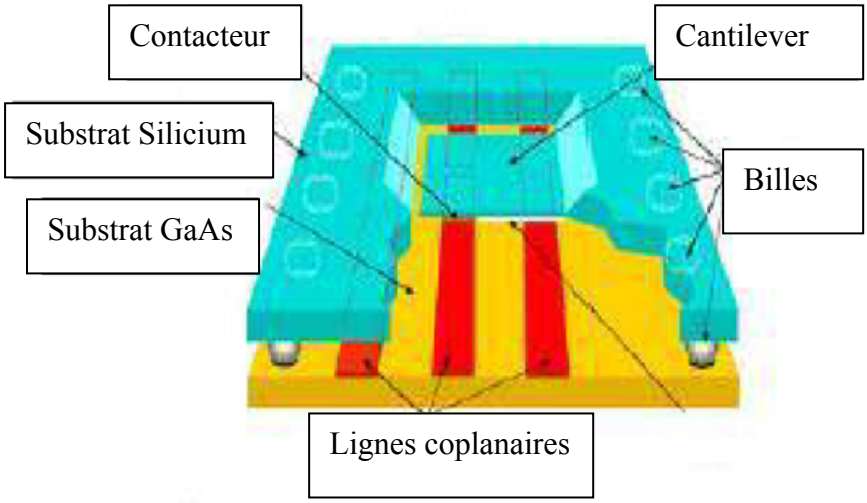


Figure I.13 : Micro relais piézoélectrique , [56].

I.3.7.5. Actionnement à alliage à mémoire de forme (AMF)

Le matériau à mémoire de forme, déformé par différents moyens à température ambiante, récupère sa forme initiale par chauffage à une température plus élevée entre 70 et 75 °C.

Des pompes, fonctionnant avec des alliages à mémoire de forme (typiquement TiNi) ont été réalisés qui sont compatibles avec les technologies microsystèmes, [22, 23] comme c'est montré dans la figure I.14.

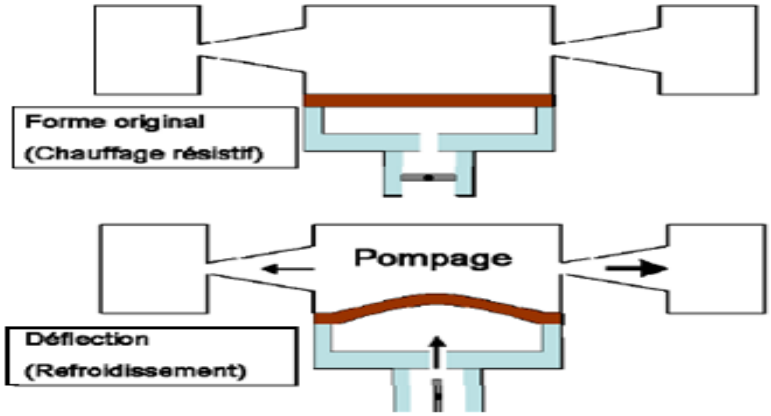


Figure I.14 : Microactionneurs AMF, [53].

I.3.7.6. Actionnement électromagnétique

a- Microsystèmes magnétiques (Mag-MEMS)

L'actionnement magnétique le plus courant utilise la force électromagnétique créée lors du passage d'un courant dans une bobine. En effet, lorsqu'un objet ferromagnétique est amené dans le champ, il y a attraction de l'objet par la bobine.Si on ajoute au système un aimant permanent,des forces d'attraction et de répulsion sont obtenues par le changement de sens du champ magnétique externe, [27, 20]. Le relais de la figure I.15 est composé d'une bobine pour la création du champ magnétique, et d'une poutre cantilever en matériau ferromagnétique (Fe-Ni). Le champ magnétique induit la création d'un moment de flexion au niveau du cantilever, ce qui provoque une déflexion suffisante pour effectuer un contact électrique :

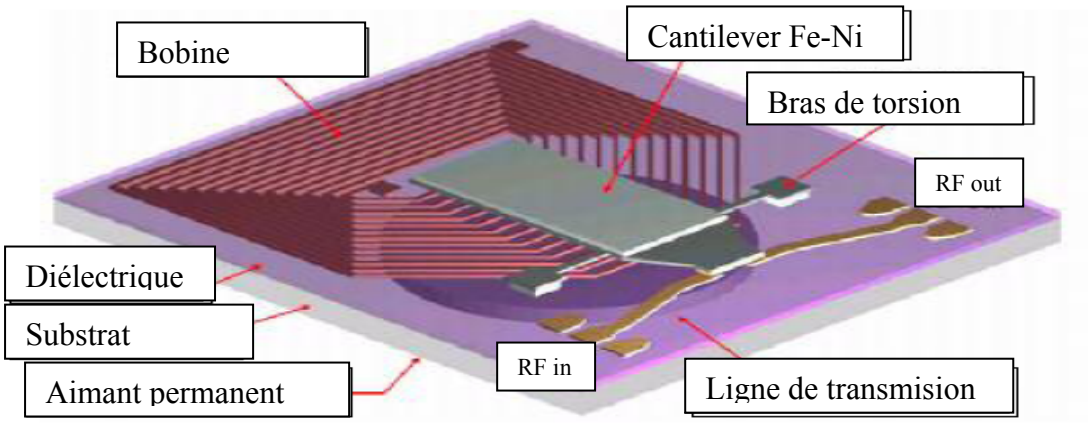


Figure I.15: Microactionneur électromagnétique, [57, 59].

Pour les MEMS magnétiques (Mag-MEMS), depuis les années 80 beaucoup de chercheurs pensent que le magnétisme n'a pas d'intérêt dans le monde de MEMS. En fait, ces auteurs n'ont pas tenu en compte l'influence des paramètres tels que les gradients de champ ou les densités de courant à faible échelle. Néanmoins, la pertinence des interactions magnétiques pour MEMS a été progressivement explorées et démontré.

b- Lois de similitude et réduction d'échelle

Les études sur les lois de similitude et la réduction d'échelle ont montré l'efficacité des interactions magnétiques dans les MEMS: Les MEMS magnétique (Mag-MEMS) présentent des performances exceptionnelles pour les applications de conversion d'énergie comme les micro actionneurs et les micro générateurs.

On définit le facteur d'échelle comme suit :

- Pour une longueur :

$$L^* = \frac{L'}{L} = k \qquad \text{I-1}$$

avec L : longueur de référence ,L' :longueur transformée

- Pour une surface :

$$S^* = \frac{S'}{S} = k^2 \qquad \text{I-2}$$

avec S : surface de référence ,S' :surface transformée

- Pour un volume :

$$V^* = \frac{V'}{V} = k^3 \qquad \text{I-3}$$

avec V : volume de référence ,V' :volume transformé

Ce concept permet d'établir les relations entre les grandeurs comme la force, le temps de réponse, et la puissance par unité de volume ,en fonction du facteur d'échelle k , comme l'illustre le tableau ci-dessous pour un facteur d'échelle en k^n (n=-1 à 4) :

Tableau I.2: Effet de la réduction d'échelle, le temps et la puissance pour une force en k^n, [50].

Force	k^{-1}	k^0	k^1	k^2	k^3	k^4
Temps	$k^{2.5}$	k^2	$k^{1.5}$	k^1	$k^{1.5}$	k^0
Puissance par unité de volume	$k^{-5.5}$	k^{-4}	$k^{-2.5}$	k^{-1}	$k^{0.5}$	k^2

Il est clair que dans les dispositifs de petite dimension, les interactions magnétiques les plus efficaces sont en relation avec les aimants permanents :

- Les principales interactions magnétiques s'améliorent; Toute structure électromagnétique avec des aimants permanents en interaction avec des courants, reste efficace après réduction.
- Les densités de courant admissibles augmentent et l'on peut donc produire des densités de forces de Laplace bien supérieures; les meilleures interactions mettent en jeu des aimants permanents;

Concrètement il en découle que les actionneurs magnétiques seront généralement tout autant éfficaces et puissants, voire meilleurs à petite échelle, [50].

Les difficultés dans la réalisation en masse des MEMS magnétiques sont en partie liées à l'intégration des matériaux magnétiques. Les processus de fabrication de ces nouveaux types de MEMS ont des perspectives de recherche très prometteuses, [11, 12, 10,13].

Cependant, il existe d'autres modes d'actionnement comme le magnétohydrodynamique (MHD), l'électohydrodynamique (EHD), pneumatique…etc. La figure ci-dessous résume les différents actionnements :

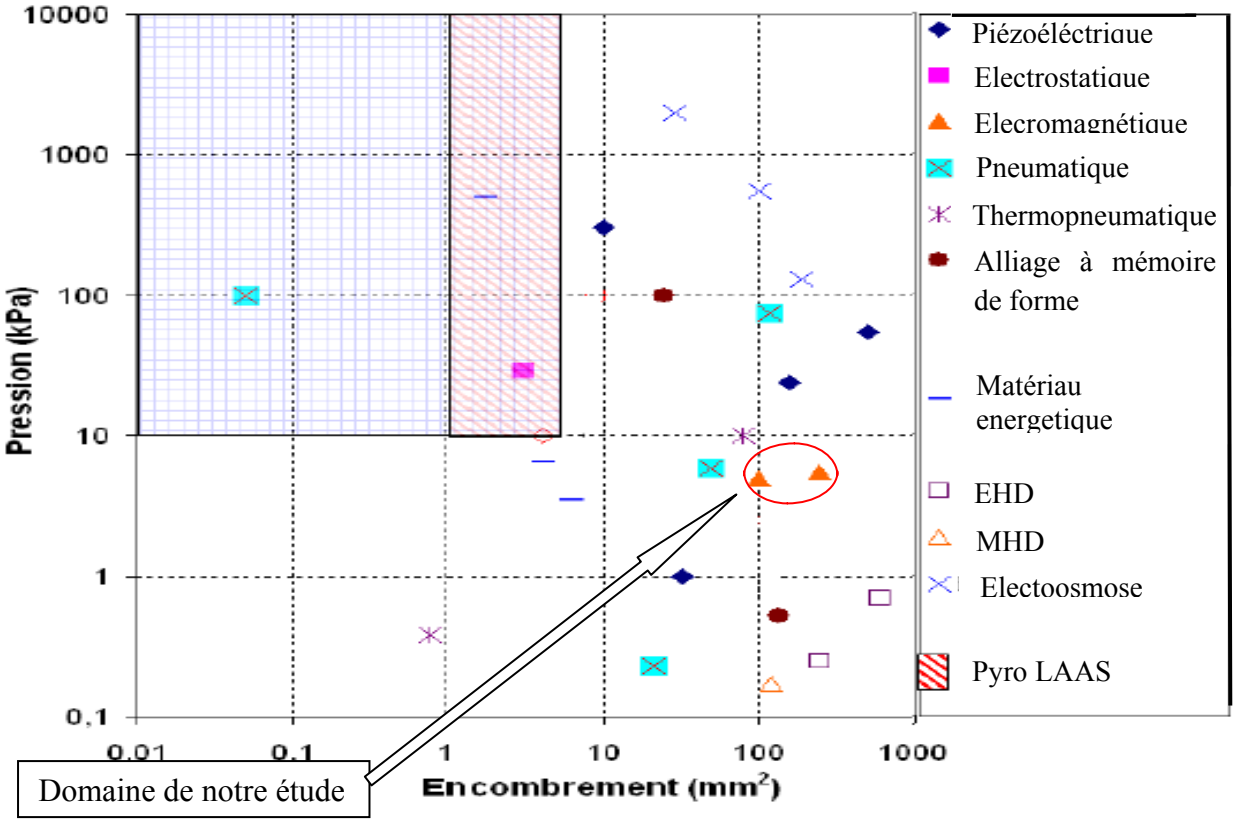


Figure I.16 : Résumé des différents modes du micro-actionnement, [53].

On remarque que notre étude est située dans le domaine(100 -500 mm^2) de surface, et (5-8) KPa de pression.

I.4. PROBLEMATIQUE ET OBJECTIF DE L'ETUDE

I.4.1. Description de l'actionneur et la structure à étudier

La structure proposée est constituée d'une membrane encastrée dans un bloc comme le montre la figure I.17 comme celle utilisée dans les micropompes:

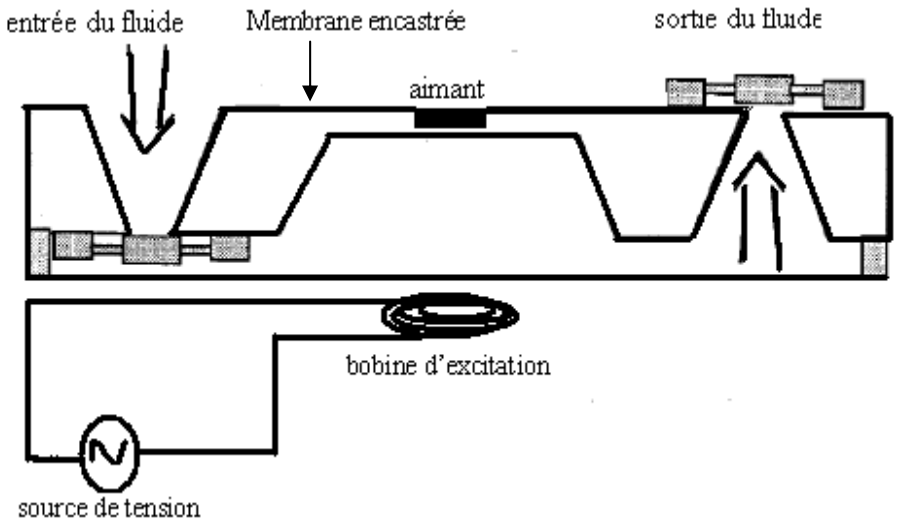


Figure I.17 : Structure proposée

La figure I.18 montre une vue en coupe du modèle proposé :

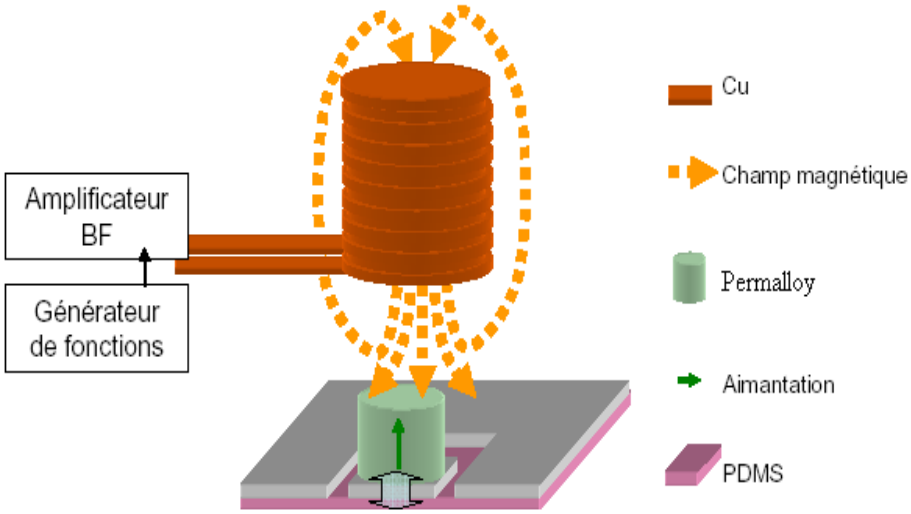


Figure I.18 : Vue en coupe de notre structure, [44].

Un exemple de micropompe à membrane est illustré sur la figure I.19 .Le fonctionnement de cette pompe se base sur le couplage entre un actionneur, une membrane et le fluide contenu dans une cavité. Sous l'effet d'une pression générée par l'actionneur, la membrane se déforme et fait varier le volume de la cavité. La déflexion de la membrane est assurée par un des actionnements présentés auparavant, [45].

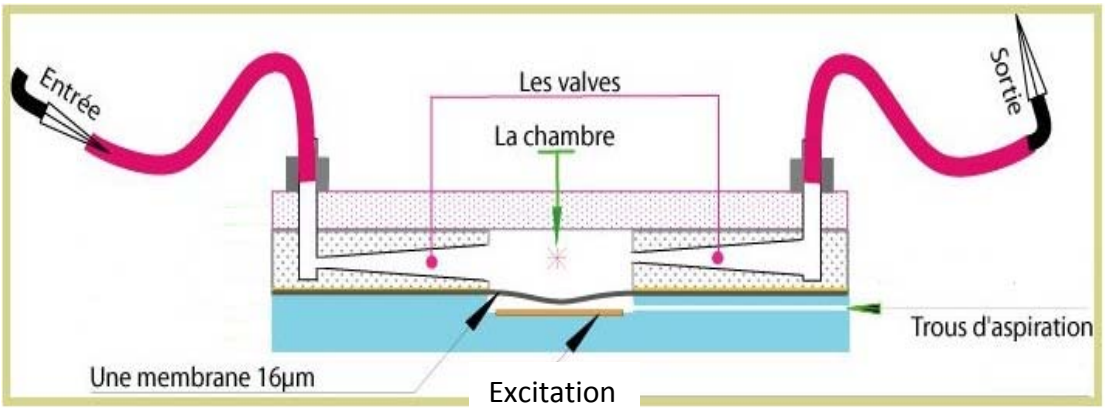


Figure I.19 : Pompe à membrane, [45].

I.4.2. Force magnétique

Soit le solénoïde fini dont la géométrie est décrite dans la Figure I.20. On note N le nombre de tours de la bobine, l sa longueur, a_1 et a_2 ses rayons respectivement intérieur et extérieur. On nomme h_a la hauteur de l'aimant et S_a sa surface [44].

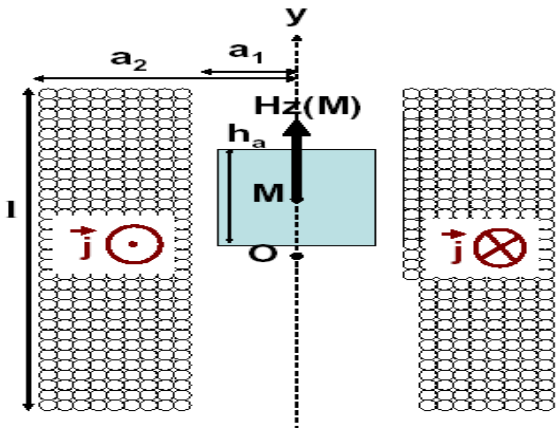


Figure I.20 :Calcul de la force magnétique, [44].

L'évaluation de la force motrice est donnée par l'équation :

$$dF_{mag} = \overrightarrow{M}.\overrightarrow{grad}(\overrightarrow{B(z)}) \qquad \text{I-4}$$

En supposant le champ magnétique homogène sur la surface de l'aimant permanent, on peut écrire la force magnétique F_{mag} s'appliquant sur cette partie mobile :

$$F_{mag} = \int_0^h M\,S_a \cdot \frac{dB}{dx}(z).dx \qquad \text{I-5}$$

On constate que la force électromagnétique est proportionnelle à l'aimantation M du matériau constituant l'aimant permanent.

Sur les figures I.21 et I.22, On retrouve le bloc en PDMS d'une épaisseur de 500µm avec une membrane de rayon a=2 mm et d'épaisseur e=50 µm. Sur cette membrane est réalisée une (ou des) encoche(s) pour loger l'aimant (ou les petits aimants):

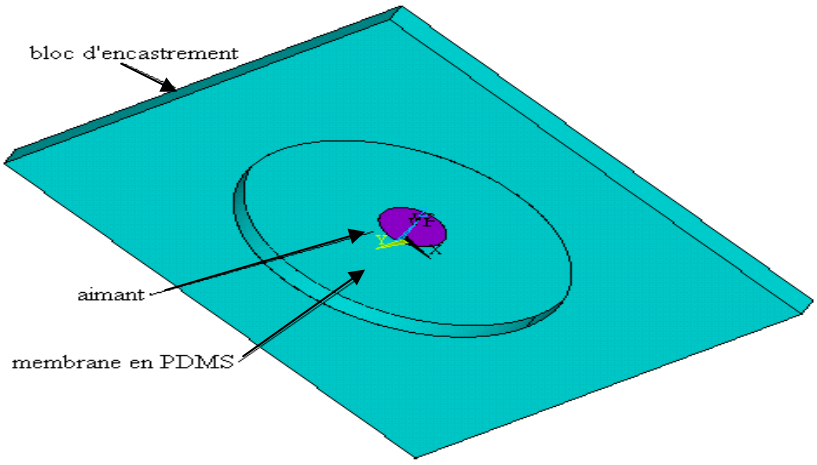


Figure 1.21 : 1^{ére} configuration du modèle à étudier

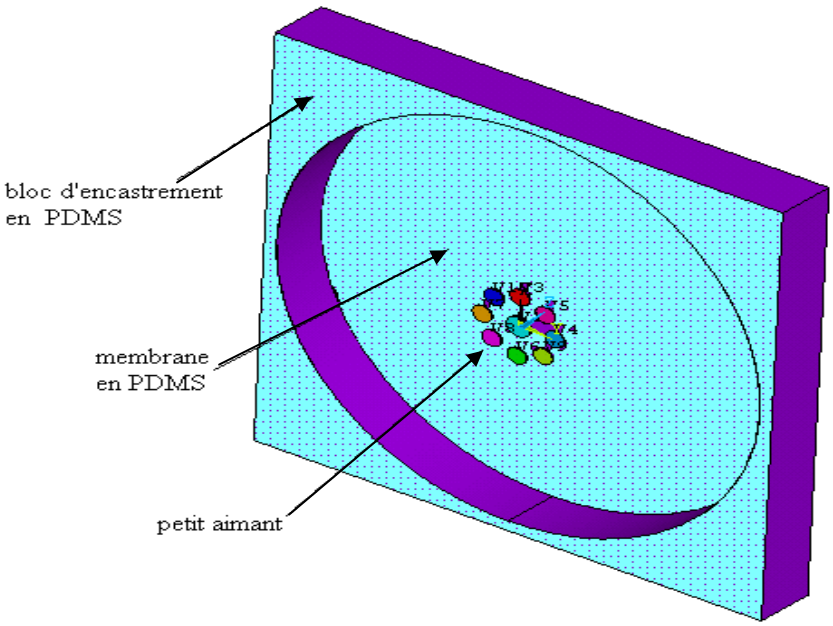


Figure I.22 : 2^{éme} configuration du modèle à étudier

CHAPITRE II
PROPRIETES MAGNETOMECANIQUES DES MATERIAUX ET ETUDE ANALYTIQUE D'UNE MEMBRANE CIRCULAIRE

II.1. INTRODUCTION

Nous avons montré, dans le chapitre I, l'intérêt des microsystèmes, leurs utilités dans notre vie, les différents concepts des microsystèmes, nous avons dressés un état de l'art, quelques microtechnologies, les microactionneurs, en passant par les divers modes d'actionnements, la loi d'échelle pour finir par présenter notre structure du microactionneur.

Ce chapitre a pour but la description de façon synthétique des matériaux polymères, et les matériaux magnétiques utilisés au sein des microsystèmes, et leurs caractéristiques en faisant le point sur la technologie en PDMS. On parlera des équations régissant la déformation de la membrane simple. Enfin, le chapitre se terminera par les résultats de la simulation d'une membrane simple en PDMS.

II.2. GENERALITES SUR LES MATERIAUX POLYMERES

II.2.1. Pourquoi les polymères ?

De nombreux microsystèmes fabriqués en laboratoire ont démontré des performances intéressantes. Néanmoins, ceux-ci gardent des coûts de fabrication à grande échelle trop élevés. De plus, certains procédés de fabrication de microsystèmes sont incompatibles avec les procédés conventionnels de fabrication de circuits intégrés, à cause par exemple des températures trop élevées ou de mise en contact avec des solutions affectant les propriétés des microsystèmes. Enfin, la conception de microsystèmes à base de Silicium est parfois limitée par certaines propriétés intrinsèques au silicium comme sa rigidité, sa fragilité au choc dans le cas des structures en suspension, sa conductivité thermique ….etc. La figure II.1 montre les domaines d'utilisation des polymères dans le monde en 2007 :

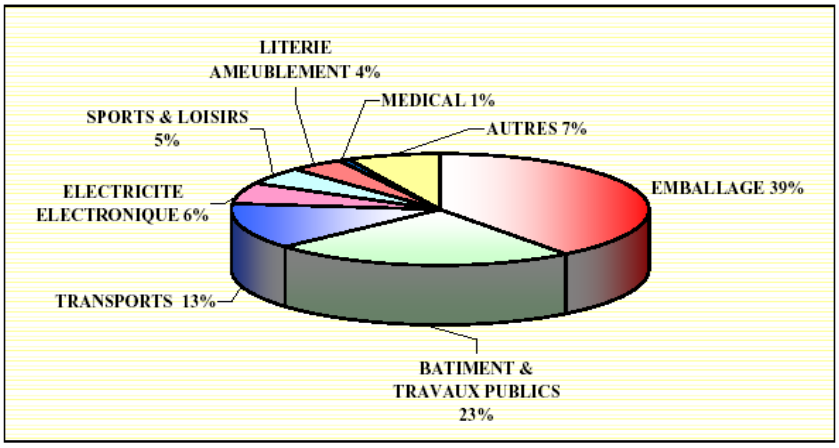


Figure II.1 : Principaux domaines d'utilisation mondiale des polymères en 2007, [24].

L'utilisation des polymères au sein de microsystèmes apporte une solution à certains de ces problèmes. Ils ont pour avantage leur moindre coût et leur facilité de mise en œuvre, en particulier au niveau de leur mise en forme ; celle-ci peut se faire par emboutissage, par moulage ou même par usinage direct (essentiellement pour du prototypage), pour des dimensions caractéristiques qui peuvent aller du centimètre jusqu'au micron, voire au-delà dans certains cas.

II.2.2. Monomère et Polymère

Le monomère (du grec monos: un seul ou une seule, et meros ; partie),
Monomère : molécule de base (pouvant être par exemple non saturée ou cyclique ou encore comportant des fonctions réactives à ses extrémités), qui réagit par des réactions dites de ***polymérisation*** pour conduire à un polymère.

Le mot polymère vient du grec « pollus » plusieurs, et « meros » partie. Un polymère est une macromolécule, organique ou inorganique, constituée de l'enchaînement répété d'un même motif ; les monomères reliés les uns aux autres par des liaisons covalentes, [24]. Le nombre de motifs monomères est appelé degré de polymérisation.

II.2.3. Classification des différents matériaux

Les matériaux organiques ou polymères constituent l'une des trois grandes classes des matériaux avec les matériaux métalliques et les céramiques et verres. Ces trois classes ont été établies selon la structure et les liaisons qui font la cohésion du matériau ainsi que son comportement et le domaine de son utilisation.

Pour les métaux nous avons des liaisons métalliques, dans les céramiques et les verres nous rencontrons des liaisons covalentes et ioniques tridimensionnelles, quant aux polymères qui peuvent être naturels (caoutchouc naturelle, cellulose, protéines…) ou synthétiques, avec l'enchaînement covalent nous pouvons avoir des interactions de Van der Waals, des liaisons hydrogène (polyamides) et parfois des interactions ioniques (ionomères). Un corps formé de polymères peut se présenter sous forme liquide ou solide à température ambiante.

II.2.4. Différentes structures des polymères

L'enchaînement des monomères peut se faire de façon linéaire (polymères linéaires), présenter des ramifications aléatoires (polymères branchés) ou systématiques et régulières (dendrimères).

Les polymères peuvent être fabriqués à partir d'un seul type de monomère (on parle alors d'homopolymère, comme par exemple le *polystyrène* polyéthylène) figure II.2;

Figure II.2 :Formation d'un homopolymére , [24].

Ou bien à partir de plusieurs types de monomères (on parle alors de copolymères, comme par exemple l'acrylonitrile butadiène styrène).Cela conduit à une très grande variété de structures dont on distingue principalement [24]:

a. **le copolymère alterné** : c'est un matériau très difficile à réaliser, comme le montre la figure ci-dessous, il représente des alternances entre séquences A et B, équivaut à un enchaînement homopolymère – (AB) n- le polystyrène-butadiène-acrylonitrile par exemple

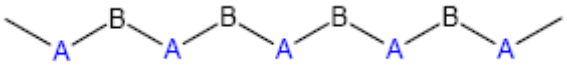


Figure II.3 : Copolymére alterné, [24].

b. **le copolymère à blocs ou séquencé**: c'est un matériau à structure hétérogène possédant une alliance de propriétés et comportant des séquences plus ou moins longues de A et de B comme dans la figure suivante :

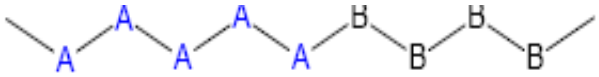


Figure II.4 : Copolymère à blocs ou séquencé, [24].

c. **le copolymère statistique (disposition au hasard)** : c'est un matériau hybride aux propriétés intermédiaires, dans lequel les séquences A et B sont aléatoires figure II.5:

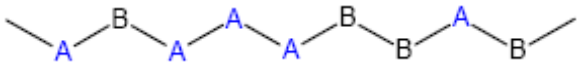


Figure II.5 : Copolymère statistique (disposition au hasard), [24].

d- le copolymère greffé : la figure II.6 montre qu'il s'agit d'une fixation latérale de blocs B sur une chaîne principale formée de chaînons A ou l'inverse

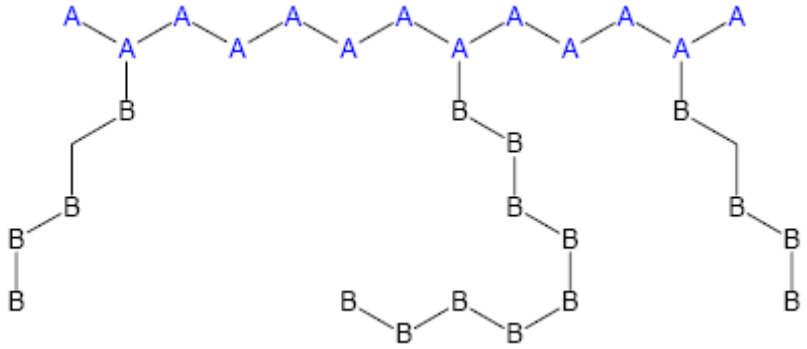


Figure II.6 : Copolymère greffé, [24].

II.2.5. Classification des polymères

Plusieurs types de classification peuvent être attribués aux polymères. Les plus utilisées sont celles qui font appel à leurs origines ou selon l'usage qu'on en fait.

II.2.5.1. Classification selon l'usage

On classe les polymères selon l'usage :

- Polymères techniques : polycarbonates, polyamides…
- Polymères spéciaux : usage restreint en médecine, pharmacie, industries spatiale et aéronautique, les membranes de séparation

II.2.5.2. Classification selon les propriétés thermomécaniques

Les polymères sont souvent classés d'après leurs propriétés thermomécaniques. Citons notamment :

a- **les thermoplastiques**, qui deviennent malléables quand ils sont chauffés ce qui permet leur mise en œuvre ;

b- **les thermodurcissables**, qui durcissent sous l'action de la chaleur ou par addition d'un additif ;

c- **les élastomères**, qui sont déformables de manière réversible.

Notons bien qu'il existe des polymères conducteurs, [voir annexe 3].

II.3. PROPRIETES DES MATERIAUX POLYMERES

II.3.1. La transition vitreuse

On définit la température de transition vitreuse (Tg) comme la température au-dessus de laquelle un polymère devient mou et souple, il présente un comportement de solide **plastique** (état viscoélastique), suite à l'affaiblissement de liaisons intermoléculaires (force de Van der

Waals, ou autres...).et au-dessous de laquelle il est dur et cassant. Le polymère est dit **vitreux** (état solide) et présente le comportement d'un corps solide **élastique.** Donc en règle générale, on peut dire, pour les polymères amorphes, que les élastomères ont une basse température de transition vitreuse, et que les thermoplastiques ont une haute température de transition vitreuse .

Ce changement d'état sous l'action de la température, s'accompagne toujours d'une variation importante des propriétés physiques notamment des propriétés mécaniques (chute du module d'élasticité par exemple).

Si un polymère amorphe a une température Tg inférieure à la température ambiante, il sera mou et souple à température ambiante. si cette température est au-dessus de la température ambiante, il sera dur et cassant à température ambiante [25].Pour cela, la température de transition vitreuse doit être nettement supérieure à la température d'utilisation. Elle dépend du polymère et dans une moindre mesure de sa formulation. La figure II.7 montre la dépendance du module d'élasticité d'un polymère avec la température :

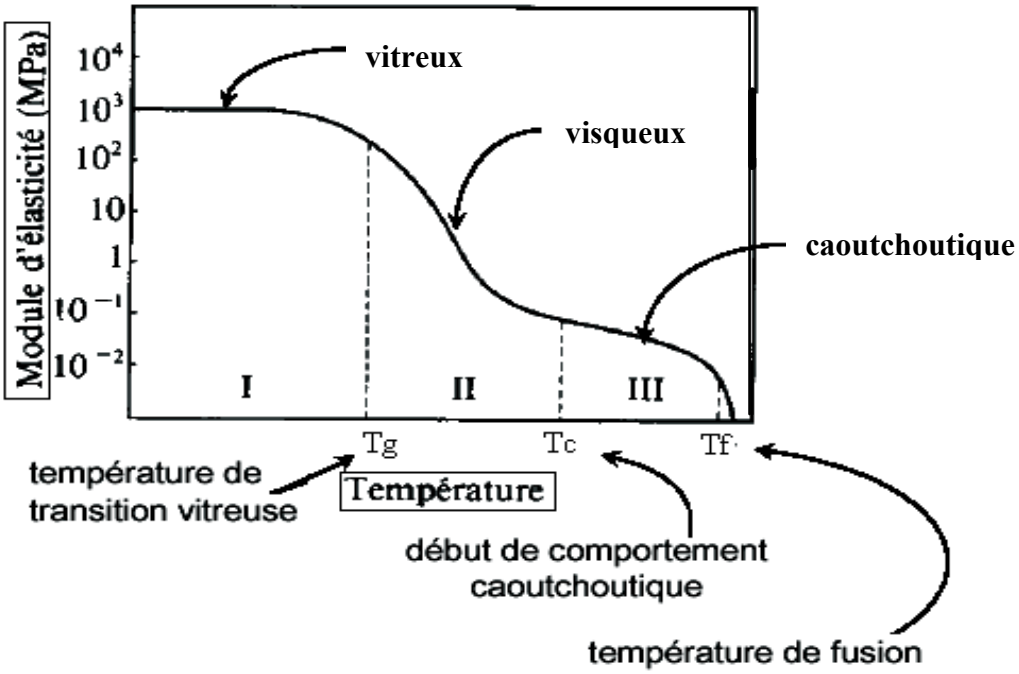


Figure II.7 : Évolution du module d'élasticité d'un polymère avec la température, [58].

La transition vitreuse est réversible et s'observe essentiellement sur les polymères thermoplastiques et ce d'autant plus qu'ils sont peu cristallisés et peu réticulés. Elle s'observe également sur certains polymères thermodurcissables (par exemple résines époxydes), dont la densité de réticulation n'est pas trop élevée.

II.3.2. Propriétés mécaniques et comportements élastiques

Le comportement mécanique des polymères est caractérisé par une très grande diversité apparente pour un même polymère, et dépend de certaines de ses caractéristiques, ou simplement ses conditions d'utilisation. De point de vue technologique, on peut trouver des polymères qui sont, soit rigides fragiles, soit ductiles, soit caoutchoutiques.

Ainsi, les polymères, possèdent un grand nombre de types de comportement : viscoélastique, viscoplastique, hyperélastique, durcissant, endommageable selon les paramètres contrôlant son comportement et les processus élémentaires, [44].

II.3.2.1. Comportement pseudo plastique

La pseudo plasticité est d'autant plus marquée que la masse molaire du polymère sera élevée. Il est habituel de rendre compte de la décroissance de la viscosité en fonction du taux de cisaillement à l'aide de la loi d'Ostwald donnée par l'équation II-1:

$$\eta = K\gamma^{m-1} \qquad \text{II -1}$$

K : la consistance du polymère.

Γ : taux de cisaillement

m : indice de pseudoplasticité, généralement compris entre 0,2 et 0,5.

La loi puissance rend compte correctement de la décroissance linéaire de la viscosité en fonction du taux de cisaillement. Le comportement pseudoplastique, ou rhéofluidifiant, a des implications très importantes dans les procédés : les pressions dans les outillages évolueront modérément en fonction du débit. Les machines de mise en œuvre des polymères auront ainsi une plage de fonctionnement étendue.

II.3.2.2. Comportement viscoélastique

Le comportement viscoélastique recouvre une large classe de phénomènes : tel que les phénomènes transitoires, comme le retard à l'établissement ou la relaxation de la contrainte en cisaillement simple dû à l'existence d'un ou de plusieurs temps caractéristiques pour le polymère. L'un des effets les plus spectaculaires est l'apparition d'une importante force d'écartement quand on cisaille un polymère entre un disque fixe et un disque en rotation .

Les différents phénomènes viscoélastiques ont une incidence très importante sur les procédés de mise en forme des polymères. Ils sont responsables du gonflement du polymère en sortie de filière qui rend par exemple délicate la mise au point de la fabrication de profilés. Ils sont à l'origine des « défauts d'extrusion » observés à haut débit. L'augmentation de la viscosité élongationnelle avec le taux d'élongation permet de stabiliser les étirages et autorise la fabrication de fibres et de films à taux d'étirage élevé.

II.3.2.3. Comportement plastique :

La déformation plastique, ou plus précisément la ductilité apparente, est accessible par l'amorçage local dans l'amorphe, de micro domaines déformés qui autorisent, suivant les matériaux, des processus élémentaires de type craquelures, bandes de cisaillement ou plus complexes de type cavitation.

La multiplicité des processus donne à la « plasticité » des polymères des caractéristiques que nous résumerons ici :

- Forte sensibilité à la température et à la vitesse de sollicitation ; C'est-à-dire que le seuil est d'autant plus élevé que la vitesse est grande ou la température est basse ;
- L'existence de transition « ductile / fragile », car tous les processus de plasticité locaux ne conduisent pas à une même ductilité apparente. Ainsi le polymère peut apparaître fragile en traction et ductile en compression ou cisaillement. Notons que généralement un chargement triaxial peut fragiliser les polymères.
- La dépendance des surfaces de charge avec le terme de pression hydrostatique ou, en d'autres termes, la dépendance du seuil de plasticité envers le mode de sollicitation (plus élevé en compression qu'en traction par exemple) ;
- L'existence de variations de volume en cours de déformation plastique, ce qui a une répercussion forte sur la modélisation du comportement des polymères.

Durant sa phase de déformation plastique le polymère peut, de plus, être le siège d'un durcissement structural, associé à l'orientation moléculaire et à la texturation du cristal (quand il existe) voire à la cristallisation induite par la déformation. Il peut aussi être le siège de processus d'endommagement.

En conclusion, dans la famille des polymères on peut trouver une multitude de comportements différents. On ne devrait pas parler d'un comportement des polymères mais de plusieurs comportements des polymères. Cette complexité explique certaines difficultés de dimensionnement de structures polymères.

II.3.3. Paramètres influents sur les propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des polymères sont liées aux conditions de mise en œuvre et aux conditions de sollicitation (sens, vitesse) ou d'environnement (température, pression, milieu environnant).pour étudier et gérer les polymères et leur comportement, on doit prendre compte de, [26] :

- L'architecture du polymère ;
- La formulation du polymère ;
- La mise en œuvre du matériau ;
- Les conditions d'utilisation.

Ceci dit, tous ces paramètres ne sont pas tous indépendants puisque, dans une certaine mesure, la nature des chaînes conditionne leur organisation et leur comportement.

II. 4. CONDITIONS D'UTILISATION

En général la réponse d'un polymère peut dépendre :

- du type de sollicitation : traction, compression ou cisaillement ;
- de la température qui est un paramètre primordial affectant les propriétés du polymère
- de la vitesse de sollicitation qui est d'importance équivalente à celle de la température,
- de la pression (du moins à haute pression) ;
- du taux de déformation, car la déformation se traduit par une évolution structurale et donc une évolution des propriétés ;
- du passé thermomécanique, c'est à dire d'une éventuelle dégradation pendant la mise en œuvre ;
- de l'environnement. Dans certains cas le taux d'humidité peut changer le comportement des polymères hydrophiles ; Des hydrocarbures peuvent gonfler le matériau.

Notons que tous les polymères ne sont pas sensibles de la même manière à chacun de ces paramètres. Il convient donc de les traiter au cas par cas.

II.5. AVANTAGES DES POLYMERES ET APPLICATIONS DANS LE DOMAINE DES MICROSYSTEMES

Les polymères ont les caractéristiques suivantes : plus légers, moins fragiles, souples, insensibles aux champs magnétiques, faible consommation énergétique, biocompatibles,

transparents. Parmi les applications, on peut citer les muscles artificiels, les enceintes audio, les pompes, les capteurs, et finalement les générateurs électriques.

Cette dernière application s'inscrit dans l'initiative de la Darpa «micro power génération» afin d'alimenter les équipements électroniques des soldats américains. L'idée fondamentale est d'utiliser l'énergie perdue lors de la marche (sans impliquer d'effort supplémentaire) et de la transformer en électricité via un module placé dans le talon de la chaussure (figure II.8). Le module est un cylindre rempli d'un gel et fermé supérieurement par le polymère. Sous l'effet du poids, le cylindre se compresse, exerçant une contrainte déformant le polymère, qui génère de l'électricité. Aujourd'hui, ce système pourrait produire 1 Joule par pas, soit une puissance de 1 W pour une cadence de 1Hz, [27].

Figure II.8 : Générateur électrique en polymère, [27].

Parmi les applications des polymères, la réparation des nerfs en utilisant les polymères vecteurs d'éléments bioactifs qui contiennent dans leur structure des molécules ayant une action sur un environnement biologique donné. Lorsqu'il est associé avec des molécules de sucre similaires à celles que l'on retrouve dans les vaisseaux sanguins, il peut stimuler la réparation de nerfs périphériques. Des tubes réalisés avec cette matière sont introduits dans le nerf abîmé et libèrent des produits issus de la dégradation du sucre, qui favorisent la croissance de nouveaux vaisseaux sanguins. Ces vaisseaux jouent ensuite un rôle bénéfique dans la « repousse » du nerf avec l'aide des tubes polymères qui se dégradent dans une période de deux à six mois figure II.9

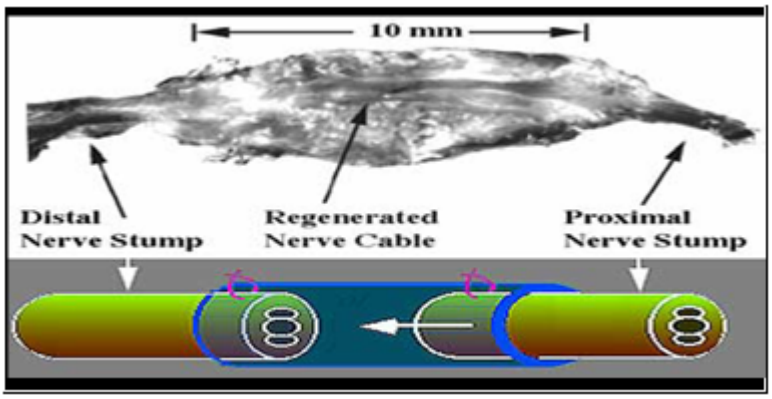


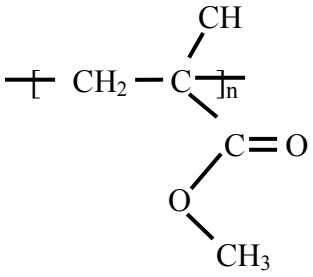
Figure II.9 : Réparation d'un nerf par l'intermédiaire d'un tube polymère, [www.sciam.com]

II.6. POLYMERES UTILISES AU SEIN DES MICROSYSTEMES

Parmi les polymères utilisés en microsystèmes on trouve le PMMA, PDMS,TOPACS,PE…etc.

II.6. 1. Polyméthylméthacrylate (PMMA) :

La structure chimique du PMMA est



Connu commercialement sous les noms :Diakon, Lucite, Oroglas, Perspex, Plexiglas,le PMMA est un thermoplastique amorphe, transparent et sans couleur qui est dur et rigide mais fragile et sensible à l'entaillage. Il a une bonne résistance à l'abrasion et aux UV, et une excellente transparence optique mais une résistance médiocre aux basses températures, à la fatigue et aux solvants. Bien que combustible, la quantité de fumée qu'il émet est faible.

Dans ses qualités courantes, il peut être extrudé et coulé par injection. On utilise également le douxlage monomère qui permet d'atteindre des masses moléculaires bien plus élevées avec des propriétés améliorées.

C'est un polymère thermoplastique utilisé dans plusieurs secteurs, il peut servir de matière de base pour la préparation de certaines résines utilisées en lithographie.

II.6.2 . Polydimethylsiloxane (PDMS):

Le polydiméthylsiloxane (PDMS) est un polymère siliconé utilisé pour la réalisation des microstructures et architectures microfluidiques pour des applications biologiques.

On appelle polysiloxane le polymère dont le squelette macromoléculaire est fondé sur l'enchaînement (–Si-O-Si-). Le Silicium étant tétravalent, il porte deux groupements supplémentaires comme par exemple deux groupements méthyle dans le polydiméthylsiloxane. On appelle « activation » le traitement consistant en une oxydation de la surface du polymère. Cette étape, réalisée par les radicaux libres ''O' hautement réactifs présents dans le plasma Oxygène, se traduit à l'échelle moléculaire par le remplacement des fonctions méthyl par des fonctions alcool au niveau très localisé de la surface du polymère. Le polymère, devenu

hydrophile en surface, adhère alors parfaitement sur lui-même ou sur des surfaces oxydées par liaison hydrogène ou par liaison covalente (Si-O-Si) (Figure II.10). Cette technique, très communément utilisée pour la fabrication de laboratoires sur puce, permet un assemblage aisé de canaux tout-PDMS réalisés par moulage.

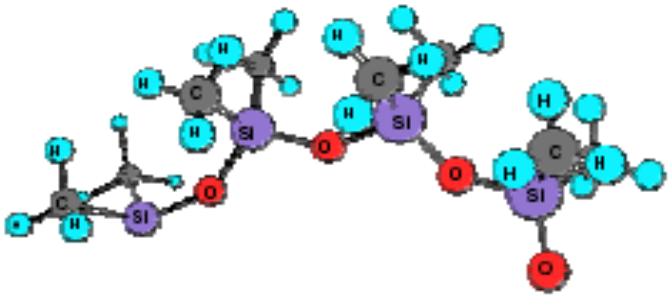


Figure II.10 : Structure en PDMS, [44].

Le PDMS se présente sous forme d'une résine et d'un durcisseur. Les deux constituants sont mélangés dans des proportions fixées à 10 pour 1 en masse, de manière à obtenir un polymère dont les propriétés mécaniques sont reproductibles.

Le polydimethylsiloxane ou PDMS constitue l'élastomère largement utilisé dans les microsystèmes. Transparent et peu fluorescent, il se moule avec une grande précision (≈100nm). Étape importante de la micro fabrication, le collage se réalise facilement de façon réversible ou non-reversible. Ses propriétés élastomeriques en font de plus un joint naturel qui facilite les connexions fluidiques avec l'extérieur.

Plusieurs facteurs expliquent le succès du moulage du PDMS notamment pour les activités de prototypage : le faible coût du matériau lui-même, sa non-toxicité, sa transparence optique dans le visible et l'ultraviolet, sa perméabilité aux gaz, la possibilité de le rendre hydrophile ainsi que sa capacité à établir un collage réversible ou irréversible. Sa déformabilité (E=360kPa-9MPa), suivant le dosage, et son grand domaine élastique (peu de déformation plastique avant la rupture). Il est aussi relativement simple à processer en salle blanche (peut être moulé au nanomètre): il est possible de l'épandre sur wafer en utilisant les procédés technologiques initialement développés pour les résines photosensibles, et il est biocompatible.

Parmi les PDMS les plus utilisés dans les microsystèmes :

- La Zipcone TR de chez Gelest, est caractérisé par une meilleure tenue en température (>300°C) par rapport au Sylgard 184 (200°C) et il est très flexible

- Le Sylgard 184 de chez Dow Corning : c'est le matériau PDMS standard pour les applications microfluidiques dont les caractéristiques mécaniques sont présentées dans le tableau II.1. [30, 31] :

Tableau II-1 : Caractéristiques mécaniques des matériaux PDMS

Materiau Sylgard184	Module de young [MPa]	Coefficient de poisson
Nano indentation	4	0.48
Bulge test	6.55	0.48

Il est difficile de calculer précisément les caractéristiques mécaniques (E, ν, σo) du PDMS car ces dernières dépendent fortement de leur degré de polymérisation et du rapport entre le polymère et l'agent de réticulation. On peut trouver, dans la littérature, des valeurs pour le module de Young compris entre 0,3 et 9MPa [32, 33, 34], et pour le coefficient de Poisson de 0,48 [34] ; ou 0,5 [32].

La contrainte résiduelle a été estimée par Yang et al à 15% du module de Young, [35]. L'étude expérimentale de l'élasticité du PDMS montre que la loi contrainte-déformation (σ_n-λ) des élastomères dans le domaine caoutchoutique peut être déterminée théoriquement par l'approche thermodynamique dans le cas des petites déformations par l'équation II-2:

$$\sigma_n = E\left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right) \qquad \text{II-2}$$

où : E : le module de young équivalent

et l'allongement relatif $\lambda = \frac{l}{l_0} = \frac{l_0 + \Delta l}{l_0}$ II-3

II.7. CHOIX DU MATERIAU :

Le choix des matériaux est une étape cruciale pour la construction d'un microsystème car c'est de cette étape que vont découler les performances mécaniques d'une part, et les problèmes de rupture d'autre part (fiabilité).

Le Silicium est le matériau privilégié en technologie microsystème car il présente les atouts suivants :

- il possède des propriétés mécaniques, physiques et chimiques très intéressantes outre celle de la semi conductivité explorée en microélectronique, [36].
- Les technologies microsystèmes Silicium appelées aussi technologies « dures » sont matures et bien maîtrisées, [36].

Cependant dans d'autres microsystèmes tel que la microfluidique, l'utilisation du Silicium présente des limites. Par exemple, le Silicium est cher pour des systèmes qui seraient jetables, opaques dans le spectre visible et ultraviolet [37], ce qui pose des problèmes pour certaines applications comme la chromatographie et l'électrophorèse.

Pour ces raisons, de nombreuses équipes ont développé de nouvelles filières technologiques plus simples, plus rapides à utiliser et moins coûteuses dites technologies « douces » ou « molles » [36] , pour le prototypage de microsystèmes fluidiques, dans lesquels la présence des polymères est en augmentation. Ils jouent le rôle de matériau structurel ou fonctionnel complémentaire et quelques fois alternatif aux matériaux traditionnellement utilisés pour des applications biologiques et biomédicales (verre, quartz ou silicium), [31].

Pour ces applications, le développement de techniques de mise en forme par réplication des matériaux polymères s'est surtout développé autour de techniques faciles à mettre en œuvre et de faible coût. La plus populaire est le moulage par coulage de matériaux élastomères comme le polydiméthylsiloxane (PDMS) à partir d'une empreinte (« replica casting »).

Le polydimethylsiloxane(PDMS) constitue l'élastomère de choix [38], (Tableau II-2)

Tableau II-2 : Propriétés des materiaux utilisés pour la réalisation des membranes

	PDMS	PES	PMMA	Silicium
Module d'young[GPa]	0.003-0.009	2.3-2.8	2.5-3.5	130-170

Dans notre cas où la membrane élastique est la partie principale de notre microactionneur la meilleure solution est d'utiliser le PDMS vu ses caractéristiques élastiques très intéressantes; il est disponible et son utilisation est bien maîtrisée. Par ailleurs il a des caractéristiques additionnelles très intéressantes : il est transparent, biocompatible et il possède une haute perméabilité au dioxygène et dioxyde de carbone.

II.8. FABRICATION DE MEMBRANE EN PDMS :

La fabrication d'un microsysteme en PDMS utilise une technique largement connue ; il s'agit de la lithographie molle ou « soft lithography » qui se déroule de la manière suivante :

- Le dessin de la membrane est imprimé sur une feuille de transparent à l'aide d'une imprimante à haute définition
- Grâce à ce masque, une résine photosensible, préalablement étalée sur une plaque de Silicium ou wafer, est mise en forme pour constituer le moule.
- Le PDMS liquide est étalé sur le moule et durci à 75°C pendant 2 heures.
- La membrane en PDMS est alors démoulée et collée sur un substrat.

II.9. MATERIAUX MAGNETIQUES

Les études sur les lois de la réduction d'échelle ont montré l'éfficacité des interactions magnétiques dans les MEMS magnétiques: Les Mag-MEMS présentent des performances exceptionnelles pour les applications de conversion d'énergie comme les micro-actionneurs et les micro-générateurs.

Les difficultés dans la réalisation en masse des MEMS magnétiques sont en partie liées à l'intégration des matériaux magnétiques. Dans cet ensemble, le potentiel prometteur des matériaux magnétiques était jusqu'à présent largement sous-exploité. Ce n'est que tout récemment que les microsystèmes magnétiques ont pris leur essor. On assiste actuellement à une percée des systèmes électromagnétiques et la tendance semble se confirmer. Des progrès importants ont récemment été accomplis au niveau des matériaux magnétiques actifs et passifs (aimants, magnétostriction, matériaux doux), au niveau des techniques d'élaboration de microbobines ou de micro-aimants dans les petites dimensions (dépôt de couches minces, technologie LIGA, micro-usinage), ainsi que des techniques de réalisation et d'assemblage de microsystèmes. Parmi les matériaux magnétiques, on trouve [46, 47] .

II.9.1. matériaux ferromagnétiques

Dans une substance dite ferromagnétique, les atomes orientent spontanément leur moment magnétique dans une direction commune à l'intérieur des domaines appelés domaines de Weiss. Dans ces domaines, l'aimantation résultante est très grande. D'un domaine à l'autre, la direction de l'aimantation varie.

II.9.2 matériaux antiferromagnétiques

L'antiferromagnétisme comme le ferromagnétisme est un type de magnétisme de la matière. Tous deux sont des états ordonnés des moments magnétiques des atomes. Comme le ferromagnétisme, les matériaux antiferromagnétiques peuvent avoir un état désordonné au dessus d'une certaine température dite point de Néel. La différence se situe dans le fait que l'antiferromagnétisme implique que les atomes s'organisent en deux sous réseaux ayant chacun des moments magnétiques opposés. La résultante de ces moments étant nulle, on ne peut pas l'utiliser pour détecter une aimantation.

II.9.3. matériaux ferrimagnétiques

Ce sont des matériaux comportant deux types d'atomes différents, produisant chacun des aimants élémentaires de force différente et orientés en tête-bêche.

II.9.4. ferrofluides

Un ferrofluide est une suspension de toutes petites particules magnétiques qui, lorsqu'un champ magnétique lui est appliqué, se comporte comme un liquide magnétique.Pour que ces particules ne décantent pas il faut qu'elles soient assez petites (de l'ordre du nanomètre) pour que l'énergie de l'agitation thermique compense la gravité.Aussi, pour empêcher l'agglomération des particules magnétiques lors de l'application d'un champ extérieur, il faut qu'elles se repoussent à courte distance. On obtient ce phénomène en chargeant les particules (on parlera d'un ferrofluide ionique).

II.10. AIMANTS PERMANENTS AU SEIN DES MICROSYSTEMES :

On distingue trois types d'aimants permanents :

- des aimants frittés micro usinés (dits massifs).
- des aimants en poudre, moulés par le biais d'un liant.
- et finalement des aimants déposés en couches grâce aux microtechnologies.

II.10.1 Aimants massifs :

Des aimants massifs, mécaniquement usinés, sont normalement utilisés en électrotechnique [39]. Puisqu'il s'agit ici des aimants frittés, leur aimantation ne se réalise

qu'après le processus de frittage. Ces aimants sont relativement faciles à fabriquer, ils ont les meilleures propriétés magnétiques et de très bonnes propriétés mécaniques, même s'ils restent assez sensibles aux hautes accélérations tangentielles propres aux systèmes tournants. Ils ont aussi été utilisés dans certains microsystèmes magnétiques ; ils y sont donc micro usinés en des cubes ou des cylindres submillimétriques.

Toutefois, ces aimants présentent certaines difficultés d'utilisation dans les microsystèmes, D'une part, leurs géométries restent difficiles à réaliser; la fabrication de ces aimants de taille millimétrique demeure fort coûteuse et reste hors du circuit de fabrication en parallèle propre aux microsystèmes. D'autre part, les forces générées avec ces aimants restaient importantes.

Finalement, les caractéristiques magnétiques à la surface de l'aimant peuvent être considérablement affectées par effet du micro-usinage, lorsqu'il s'agit de géométries très fines.

II.10.2. Aimants en poudre *:*

Une autre approche de fabrication de microaimants consiste à mélanger de la poudre d'aimant permanent dans une résine époxy. Lagorce et son équipe ont reporté l'obtention d'une poudre de ferrite céramique d'anisotropie élevée, noyée dans une résine époxy. La taille des grains variant entre 1,15 et 1,5 µm, la concentration volumique obtenue est de 80 %.
Une technique équivalente a été mise au point au Laboratoire Louis Néel .Cette méthode, très simple, d'élaboration des aimants moulus peut offrir de nouvelles applications aux microtechnologies magnétiques. Afin de conserver à tout moment la cœrcivité du matériau, il est nécessaire d'utiliser des poudres nanostructurées. Ces poudres sont généralement moulues à partir de rubans amorphes [40]. Les aimants moulus sont donc directement obtenus à partir d'un mélange entre la poudre d'aimant et la résine d'époxy, l'étape de frittage étant ainsi éliminée. Ces premiers aimants ont donc été réalisés à partir de NdFeB. La taille typique des grains de poudre est de quelques 30 µm et le coefficient de concentration du matériau magnétique dans la poudre est estimé à environ 60 %. L'aimantation rémanente du matériau est d'environ 0,4 T. Des travaux de recherche ont été entrepris afin d'obtenir, par le même procédé, des aimants en SmCo, dont la taille typique serait d'environ 5 µm, [42].

II.10.3. Aimants en couches minces :

Le dépôt des matériaux en couches constitue l'un des principaux axes qui ont permis le développement des microsystèmes. Des métaux purs d'abord, suivis des alliages complexes, ont

été déposés en couches par des techniques de lithographie (dépôt, gravure), permettant ainsi de créer des systèmes mécaniques à l'échelle microscopique. Des aimants permanents déposés en couches minces sont, eux aussi, actuellement développés ; le développement de ce type d'aimants constitue un défi et un atout potentiel majeur dans les microsystèmes magnétiques. Les propriétés de ces aimants demeurent toutefois fort restreintes, les épaisseurs déposées sont toujours limitées à quelques micromètres : à partir de 1,5 µm et jusqu'à 300 µm. Même si les propriétés magnétiques sont également limitées (souvent en dessous du Tesla), [41], on a pu obtenir des coercivités importantes qui permettraient de surmonter un champ extérieur opposé, tel que l'action démagnétisante ou la proximité d'un autre aimant à aimantation opposée. Le fonctionnement de l'aimant à aimantation quasiment constante est ainsi assuré. Malheureusement, ces dépositions d'aimant n'étant obtenues à l'heure actuelle que dans des laboratoires spécialisés.

En conclusion, parmi les matériaux utilisés au sein des microsystèmes : le Permalloy.

II.11. PERMALLOY : MATERIAU IDEAL

Le Permalloy est un alliage de nickel et de fer possédant des propriétés particulièrement interessantes.le nickel et le fer présentent des magnétostrictions non nulles et opposées. Si on mélange 20% de fer, les contributions magnétostrictives des deux éléments se compensent, en donnant un phénomène semblable à l'anisotropie magnetocristalline.
De point de vue de l'amortissement, le Permalloy présente deux avantages : l'addition de fer dans le nickel permet même en petite quantité de s'affranchir des diffusions interbandes qui donnent une relaxation importante.

Ces propriétés présentent un avantage pratique considérable : la distribution aléatoire des axes cristallins (auxquels sont liés les axes d'anisotropie et de magnétostriction) se traduit en général par des propriétés magnétiques assez complexes. Les joints de grains peuvent par exemple gêner la propagation des parois de domaine, ce qui se traduit par une coercivité élevée. ne présentant ni anisotropie ni magnétostriction (matériau dit « doux »), le Permalloy jouit des propriétés nettement idéales : une forte perméabilité initiale qui en a fait un matériau de choix, une faible magnétostriction et une faible coercivité, des pertes modérés et une petite anisotropie (champs d'anisotropie de l'ordre de $0.5e^{-1}$ mT). La figure II.11 présente le cycle d'hystérésis du Permalloy, [41] :

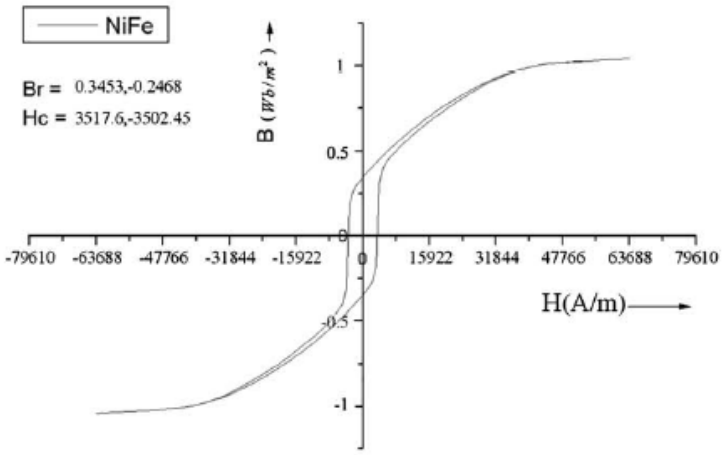


Figure II.11 : Cycle d'hystérésis du Permalloy, [41].

II.12. COMPOSITES MAGNETIQUES OU AIMANTS POLYMERES :

Les micros aimants sont largement utilisés dans microsystèmes. Ils sont composés de poudres de ferrite ou de terres rares. Ces microaimants sont rigides et fragiles, et ils ne peuvent être obtenus que dans des formes relativement simples. Des polymères magnétiques ont été développés afin de pouvoir réaliser des formes complexes. Ceux-ci sont composés d'une matrice polymère (PVC, Polyamide, PA, PPS, Polysulfure de phénylène, PPS, PMMA, PDMS, …) et de particules magnétiques (ferrite ou terres rares). Leurs propriétés magnétomecaniques dépendent notamment de la forme des particules et de leur nature chimique, avec une température d'utilisation pouvant être plus élevée.

Ces polymères magnétiques peuvent être mis en œuvre par les procédés traditionnels de la plasturgie. Ils apportent une augmentation de la résistance à l'impact par rapport aux aimants métalliques et permettent la réalisation de pièces flexibles. Les polymères magnétiques sont, en général, utilisés dans les microactionneurs et les microcapteurs.

Contrairement aux polymères conducteurs électroniques, les polymères présentant des propriétés magnétiques intrinsèques sont encore au stade d'expérience au laboratoire.

En 2004, des chercheurs anglais ont fabriqué le premier polymère magnétique à température ambiante. Jusqu'à cette date, les polymères développés ne présentaient des propriétés magnétiques qu'à très basse température (70 °C).

II.13. ETUDE ANALYTIQUE D'UNE MEMBRANE CIRCULAIRE

II.13.1. Introduction

L'intérêt principal de la déformation des membranes est d'obtenir les caractéristiques mécaniques des matériaux . Le bulging permet une grande plage de déformation avant la rupture par striction, et il est applicable sur les matériaux doux que durs.

Dans l'étude de la déformation des couches minces, deux cas se présentent :

-La flèche h est négligeable devant l'épaisseur e : ce cas correspond aux petites déformations, La flèche sera une fonction linéaire de la pression appliquée,

-La flèche h n'est pas négligeable devant l'épaisseur e : correspond aux grandes déformations, on se limite au couches encastrées sur leur pourtour et la relation fleche-pression n'est plus linéaire et son allure dépend des hypothèses. Dans ce cas on considère les contraintes issues des déformations dans le plan moyen engendrées par la flexion de la couche.

La figure II.12 montre une membrane circulaire en PDMS micro usinée et une autre en PDMS simple.

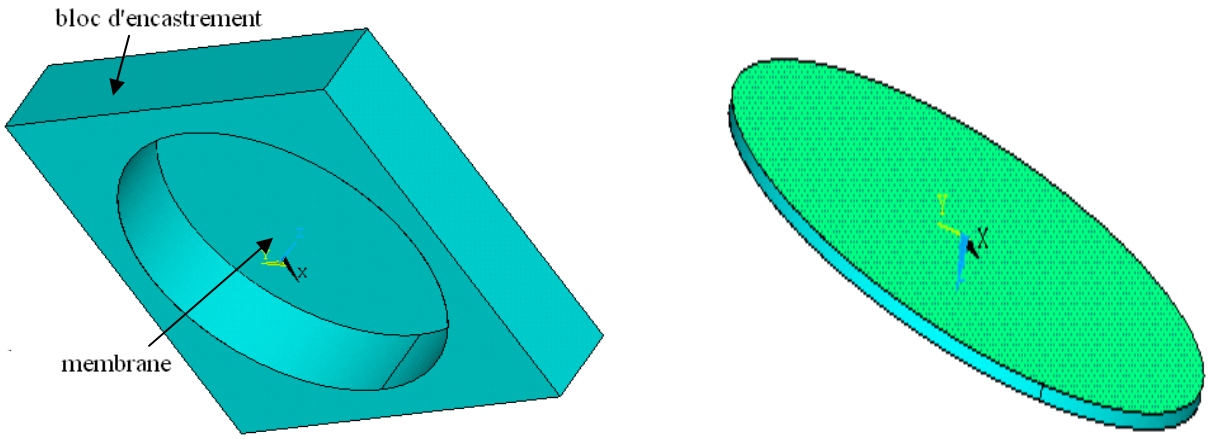


Figure II.12 : Membrane circulaire en PDMS bloc et une autre en PDMS simple

II.13.2. Analyse des contraintes

On considère une membrane circulaire isotrope d'épaisseur e petite devant le rayon a : on néglige les contraintes de flexion ou de cisaillement.

Comme le montre la figure II.13, on applique une pression hydrostatique P et on cherche à déterminer la flèche h au centre de celle-ci [Si nous admettons que nous connaissons la loi de la déformation], le mouvement de l'ensemble de la membrane pourra se décrire à l'aide

d'un seul paramètre qui sera par exemple le mouvement du centre de la membrane.La loi de la déformation ,connue, nous donnera le coefficient de réduction de l'amplitude pour tous les autres points de la membrane. On calculera alors sans peine une force vive et une énergie potentielle . En exprimant la conservation de l'énergie totale,on aura une équation pendulaire décrivant le mouvement,ce qui nous permettra le calcul de la fréquence propre fondamentale du système[46].

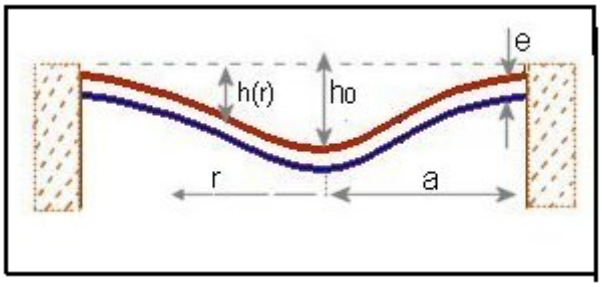


Figure II.13: Membrane circulaire simple encastrée.

II.13.3. Expression de la flèche

La relation ***Pression-flèche*** dans le cas général d'une membrane circulaire encastrée (petites flèches, grandes flèches et état de pré-tension), est donnée par la relation II-4 [voir annexe1]:

$$P = \frac{8}{3} \cdot \frac{E}{1-\nu} \cdot \frac{e^3 h_0}{a^4} \left[\frac{2}{1+\nu} + C_k \left(\frac{h_0}{e} \right)^2 \right] + 4 \frac{\sigma_0 e h_0}{a^2} \qquad \text{II-4}$$

Avec P : la pression appliquée sur la membrane — ν : le coefficient de poisson,

e : l'épaisseur de la membrane — h_0: la flèche de déplacement au centre

a : le rayon de la membrane — σ_0:les contraintes initiales.

E : le module de Young — c_k :coefficient de correction

II.13.3.1. Cas particuliers

- **petites déformations** : dans ce cas la flèche h est donnée par l'équation II-5 :

$$P = \frac{16}{3} \cdot \frac{E}{1-\nu^2} \cdot \frac{e^3 h_0}{a^4} \qquad \text{II-5}$$

et $$h(r) = h_0 \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right)^2 . \qquad \text{II-6}$$

- **grandes déformations** : dans ce cas, il existe plusieurs formules selon les hypothèses prises par les auteurs :

-Formulation de Beams : $C_k = C_{Beams} = C_{Sphérique} = 1 \quad avec : h_0 << a$

dans le cas où la calotte est sphérique.

-Formulation de Timoshenko : $C_k = C_{Timoshenko} = \frac{0.976}{1+\nu}$.

-Formulation de Lin : $C_k = C_{Lin} = \frac{7-\nu}{8}$.

-Formulation de Nadaï : $C_k = C_{Nadai} = 1.241\,(1-\nu)$

En ce qui concerne le troisième terme : Dans les formules précédentes [Beam, Timoshenko et Lin] nous avons supposé le matériau parfaitement plan et non contraint à l'origine. On aura l'expression suivante:

$$P = \frac{8}{3}\cdot\frac{E}{1-\nu}\cdot\frac{e^3 h_0}{a^4}\left[\frac{2}{1+\nu} + C_k\left(\frac{h_0}{e}\right)^2\right] \qquad \text{II-7}$$

- **S.P Baker et coll.** proposent dans le cas de membranes en tension, d'introduire dans l'expression de la déformation un terme fonction de la précontrainte σ_0 qui s'écrit :

$$P_3 = 4\sigma_0\frac{eh_0}{a^2}$$ dans le cas des films tendus.

On trouve la formule générale de la flèche exprimée par l'équation précédente II-4.

II.13.3.2. Expression de la flèche h_0 en fonction de la pression P : h_0=f (P)

A partir de l'équation générale de la flèche II-4 [voir annexe2]:

$$P = \frac{8}{3}\cdot\frac{E}{1-\nu}\cdot\frac{e^3 h_0}{a^4}\left[\frac{2}{1+\nu} + C_k\left(\frac{h_0}{e}\right)^2\right] + 4\frac{\sigma_0 e h_0}{a^2}$$

On trouve l'expression de la flèche en fonction de la pression donnée par l'équation II-8:

$$h_0 = 2\sqrt{\frac{1}{3C_k}\left[2\frac{e^2}{1+\nu} + \frac{3}{2}\frac{1-\nu}{E}a^2\sigma_0\right]}\cdot\sinh\left(\frac{1}{3}\operatorname{arcsinh}\left(\frac{\frac{3}{8}\frac{1-\nu}{E}\frac{a^4}{e}\frac{P}{C_k}}{2\sqrt{\frac{1}{3C_k}\left[2\frac{e^2}{1+\nu} + \frac{3}{2}\frac{1-\nu}{E}a^2\sigma_0\right]}^{\,3}}\right)\right) \qquad \text{II-8}$$

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

L'objectif de ce mémoire a été de modéliser un microactionneur électromagnétique à base de polymère (PDMS) et aimant permanent (Permalloy). Le dispositif étudié fait partie d'un microsystème dédié à des applications microfluidiques. Ce microactionneur actionné de manière électromagnétique, a nécessité de nombreuses simulations avec les propriétés des matériaux employés (module de Young, coefficient de Poisson, masse volumique), et pour divers géométries et configurations.

Dans ce travail, nous nous sommes focalisés sur quatre objectifs principaux :

- La validation des équations analytiques.
- Le second point a été l'élaboration d'un modèle vérifiant les équations précédentes.
- Le troisième objectif concernait le choix des matériaux adéquats.
- Le dernier objectif était le choix de la meilleure configuration répondant au besoin des microsystèmes microfluidiques.

Afin de mettre en œuvre ceci, nous avons choisi la modélisation et la simulation du microactionneur par ANSYS en utilisant la méthode des éléments finis. Ce choix a été motivé par l'évolution permanente de cet outil, les possibilités de modélisation offertes et ses avantages en termes de diversité d'outils d'analyse et de convivialité graphique.

Après un état de l'art des microsystèmes, et le rôle incontestable de ces derniers dans notre vie quotidienne à travers les différents domaines d'applications, nous avons introduits les divers modes d'actionnement des microactionneurs en donnant quelques exemples concrets de notre environnement, une étude qualitative du microactionneur a été élaborée.

Nous nous sommes ensuite orientés vers l'étude des matériaux au sein des microsystèmes, leurs classifications, leurs applications, leurs caractéristiques magnétomécaniques, pour aboutir au choix des matériaux qui conviennent à notre application. Nous avons terminés cette partie par la validation du modèle théorique.

Dans la dernière étape de ce mémoire, nous avons simulés notre microactionneur pour différentes géométries et diverses configurations. Une étude comparative a été faite dans le but de choisir le meilleur modèle.

Ainsi, nous avons validés notre modèle par ces simulations qui ont révélé que le microactionneur formé par les matériaux choisis est cohérent avec l'étude théorique, en plus de ses caractéristiques magnétoélastiques.

Perspectives

Il est clair que la modélisation d'un microactionneur électromagnétique à base de polymère et aimant permanent se compose de deux parties:

- étude et modélisation structurelle : consiste à l'étude de la structure du microactionneur
- étude et modélisation du mode d'actionnement électromagnétique : se charge de l'étude de la génération de la force magnétique et les différents paramètres influents.

Et ceci demandera beaucoup d'effort et surtout une coopération interdisciplinaire afin de pouvoir résoudre des défis concernant :

- la mécanique des structures, la résistance des matériaux aux contraintes.
- la génération de la force d'actionnement electromagnetique.

De façon complémentaire, un autre objectif serait de développer une base de données des modèles dans un premier temps, et d'introduire cette nouvelle branche de science au sein de notre département avec l'ouverture de la salle blanche au niveau du département d'électronique.

ANNEXE

ANNEXE 1 : MODELISATION ANALYTHIQUE DE LA MEMBRANE CIRCULAIRE

1.1. PRESENTATION DU PROBLEME :

On considère une membrane circulaire isotrope d'épaisseur (e) petite devant le rayon (a) : dans ce cas, en se basant sur les hypothèses ci-dessous, on néglige les contraintes de flexion ou de cisaillement.

On applique une pression P sur la membrane et on cherche à déterminer la flèche h au centre de celle-ci[si nous admettons que nous connaissons la loi de la déformation, le mouvement de l'ensemble de la membrane pourra se décrire à l'aide d'un seul paramètre qui sera par exemple le mouvement du centre de la membrane]. la loi de la déformation ,connue, nous donnera le coefficient de réduction de l'amplitude pour tous les autres points de la membrane. On calculera alors sans peine une force vive et une énergie potentielle ; en exprimant la conservation de l'énergie totale,on aura une équation pendulaire décrivant le mouvement,ce qui nous permettra le calcul de la fréquence propre fondamentale du système.

Pour une telle membrane figure 1.1. Les conditions aux limites sont :

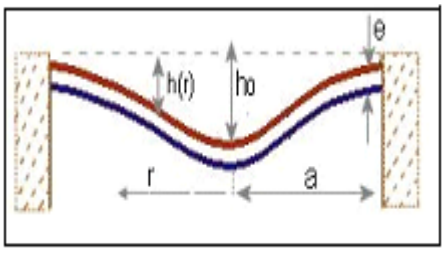


Figure 1.1 : Schéma simplifié de la membrane

h=0 et $\frac{dh}{dr} = 0$ pour r =a à cause de l'encastrement (conditions de Dirichlet).

On définit un repère sphérique R(r, θ, Φ), lie à la membrane en un point M. la projection de R dans le repère (X, Y, Z) s'écrit :

$$\begin{bmatrix} \vec{r} \\ \vec{\theta} \\ \vec{\Phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin\theta\cos\Phi & \cos\theta\cos\Phi & -\sin\Phi \\ \cos\theta\cos\Phi & \cos\theta\sin\Phi & \cos\Phi \\ -\sin\Phi & \cos\Phi & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix}$$

L'équilibre des forces est :

$$\sum d\overrightarrow{F_\theta} + \overrightarrow{F_P} = \vec{0} \qquad 1\text{-}1$$

Avec ; F_p est la force générée par la pression P

F_θ est la résultante des forces appliquées sur la coupure.

Soit dS l'élément de surface sur lequel dF_θ s'exerce. dS s'exprime par :

$$dS = e.(R\sin\theta).d\Phi$$

On suppose que la contrainte σ_θ est indépendante de l'épaisseur e (on travaille en valeur de contrainte moyenne).Sur le pourtour de la membrane dF_θ s'écrit :

$$d\overrightarrow{F_\theta} = \sigma_\theta dS\vec{\theta}$$

Par projection sur les axe(X, Y, Z)et en intégrant sur la surface de coupure complète:

$$\overrightarrow{F_\theta} = \int_{S_\theta} df.\vec{X} + \int_{S_\theta} df.\vec{Y} + \int_{S_\theta} df.\vec{Z}$$

Les deux premiers termes s'annulent pour des raisons de symétrie et reste seul le terme selon l'axe Z, soit:

$$-F_\theta = \int_0^{2\pi} \sigma_\theta eR\sin^2\theta d\Phi \qquad 1\text{-}2$$

Ce qui donne sur la calotte sphérique comprise entre $\left[-\theta_M, \theta_M\right]$:

$$-F_\theta = 2\pi\sigma_\theta eR\sin^2\theta_M$$

De la même manière, en écrivant la force appliqué par la pression P dans la direction r, on obtient :

$$\overrightarrow{F_p} = \int_S p.\vec{r}.dS_M \qquad 1\text{-}3$$

Avec dS_M l'élément de surface sur la portion de sphère défini par :

$$dS_M = (Rd\theta).(R\sin\theta d\Phi)$$

Comme précédemment, on projetant la relation (1.3) dans le repère(X, Y, Z) et en la symétrie de révolution, on obtient :

$$\overrightarrow{F_p}.\overrightarrow{Z} = \int_{S_M} (p\cos\theta)dS_M = \int_{S_M} p\cos\theta.R^2\sin\theta d\theta d\Phi$$

Soit en intégrant sur le bon domaine :

$$F_p = PR^2\int_0^{2\pi}\int_0^{\theta_M}\cos\theta.\sin\theta.d\theta.d\Phi$$

Et finalement en passant par l'arc double : $F_p = P\pi R^2\sin^2\theta_M$

En remplaçant dans l'équation (1-1) on obtient :

$$P\pi R^2\sin^2\theta_M - 2\pi\sigma_\theta eR\sin^2\theta_M = 0$$

Et on trouve :

$$\sigma_\theta = \frac{PR}{2e} \qquad 1\text{-}4$$

Les conditions aux limites correspondent à un contour circulaire, ce qui signifie qu'au voisinage du pôle, on considère la déformée comme une portion de sphère.

les rayons de courbure principale R_Φ et R_θ (dans le cas général d'un ellipsoïde de révolution) sont égaux à R (hypothèse du calcul précédent), soit :

$$\sigma_\theta = \sigma_\Phi$$

Ce qui donne un état de contrainte biaxial. La composante σ_r du tenseur des contraintes est majorée par la pression P, donc petite par rapport à $\sigma_\theta et \sigma_\Phi$

On peut alors écrire le tenseur des contraintes comme suit :

$$\overrightarrow{\sigma_{r,\theta,\Phi}} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_\theta & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_\Phi \end{bmatrix}$$

1.2. RELATION PRESSION/FLECHE AU CENTRE :

1.2.a. Équation différentielle de la déformée :

Nous reprenons dans ce paragraphe la mise en équation proposée par Timoshenko, [46] .

Soient M_r et M_θ les moments de flexion par unité de longueur agissant sur le contour de la membrane. dans le cas de la flexion pure d'une membrane , on peut écrire les relations 1-5 :

$$M_r = D\left(\frac{1}{R_r} + \nu\frac{1}{R_\theta}\right)$$
$$M_\theta = D\left(\frac{1}{R_\theta} + \nu\frac{1}{R_r}\right) \qquad 1\text{-}5$$

Dans lesquelles R_θ et R_r sont les rayons de courbure principale et s'expriment par :

$$\frac{1}{R_r} = -\frac{d^2h}{dr^2}$$
$$\frac{1}{R_\theta} = \frac{1}{r}\frac{d\ h}{dr} \qquad 1\text{-}6$$

Où h est la flèche d'un point A(r, θ, h) et D est la rigidité à la flexion de la membrane donnée par :

$$D = \frac{Ee^3}{12(1-\nu^2)}$$

En introduisant les valeurs de $\frac{1}{R_r} et \frac{1}{R_\theta}$ dans l'équation 1.5 puis en écrivant l'équilibre des moments flexion sur un élément de la membrane, on obtient une équation différentielle de la déformée :

$$\frac{d^2h}{dr^2} + \frac{1}{r}\frac{d^2h}{dr^2} - \frac{1}{r}\frac{d\ h}{dr} = \frac{Q}{D}$$

Avec Q l'effort de cisaillement par unité de longueur agissant sur une section cylindrique de rayon r. en écrivant Q comme une fonction de r et en observant que :

$$2\pi rQ = \int_0^r 2\pi rP\,dr$$

On obtient :

$$\frac{1}{r}\frac{d}{dr}\left\{r\frac{d}{dr}\left[\frac{1}{r}\frac{d}{dr}\left(r\frac{dh}{dr}\right)\right]\right\}=\frac{P}{D} \qquad 1\text{-}7$$

Où P : est la pression appliquée sur la membrane.

Pour résoudre cette équation, deux cas se présente :

1.2. a.1. Cas de faibles flèches :

Pour une membrane encastrée sur son pourtour et soumise à une pression P, ayant une flèche h négligeable par rapport à son épaisseur (cas de faibles flèches) la résolution de l'équation (7) ne pose pas de problème particulier. on détermine les constantes d'intégration en écrivant la nullité de la pente de la surface fléchie en r=0 et r=a ,soit $\sigma=\frac{Pa^2}{4he}$

$$\left(\frac{dh}{dr}=0\right)_{r=0} et \left(\frac{dh}{dr}=0\right)_{r=a} et \left(h=0\right)_{r=a}$$

Finalement, on obtient au centre de la membrane, la relation suivante :

$$h=\frac{Pa^4}{64D}$$

Qui s'écrit en remplaçant D par son expression et en tirant P en fonction de h :

$$P=\frac{16}{3}\frac{E}{1-\nu^2}\frac{he^3}{a^4} \qquad 1\text{-}8$$

Comme nous le verrons plus loin, cette relation est vérifiée.

1.2.a.2. Cas des grandes flèches :

C'est le cas où la flèche n'est plus petite devant l'épaisseur, mais reste faible vis-à-vis des autres dimensions de la membrane ; dans ce cas la déformation du plan moyen de la membrane n'est plus nulle et il apparaît des efforts perpendiculaires à ce plan. Donc il convient de reformuler le problème en introduisant dans le calcul ces déformations. Cette formulation est nettement compliquée, et on étudiera ci-après les relations proposées par différents auteurs.

-formulation de beams :

A partir de la relation 1.2, Beams ,en introduisant la flèche h au centre de la membrane propose l'équation suivante :

$$\sigma = \frac{P\ a^2}{4\ h\ e}$$

Dans laquelle a est le rayon initial de la membrane en supposant le matériau isotrope et en se plaçant dans le cas des faibles flèches (h<<a), il écrit la déformation comme étant la variation de longueur de la membrane déformée, ce qui donne :

$$\varepsilon = \frac{2h^2}{3a^4}$$

En utilisant la loi de Hooke $\sigma = Y\varepsilon$, il vient :

$$P = \frac{8Yeh^3}{3a^4} \qquad 1\text{-}9$$

Dans laquelle Y est le module biaxial défini comme:

$$Y = \frac{E}{1-\nu^2}$$ dans le cas d'un matériau isotrope

-relation de Timoshenko :

a) première méthode :

Considérant les déformations du plan moyen, on peut écrire u et h le déplacement radial et normal d'un point M de ce plan. Les déformations se mettent sous la forme :

$$\begin{cases} \varepsilon_r = \dfrac{du}{dr} + \dfrac{1}{2}\left(\dfrac{dh}{dr}\right)^2 \\ \varepsilon_t = \dfrac{u}{r} \end{cases}$$

Et $\sigma_r et \sigma_t$ sont les contraintes de traction correspondantes que l'on obtient en appliquant la loi de Hooke.

Par des considérations d'équilibre des forces agissant sur un élément de la membrane, on parvient à écrire deux équations différentielles non linéaires :

$$\begin{cases} \dfrac{d^2u}{dr^2} = -\dfrac{1}{r}\dfrac{du}{dr} + \dfrac{u}{r^2} - \dfrac{1-\nu}{2r}\left(\dfrac{dh}{dr}\right)^2 - \dfrac{dh}{dr}\dfrac{d^2h}{dr^2} \\ \dfrac{d^3h}{dr^3} = -\dfrac{1}{r}\dfrac{d^2h}{dr^2} + \dfrac{1}{r^2}\dfrac{dh}{dr} + \dfrac{12}{h^2}\dfrac{dh}{dr}\left[\dfrac{du}{dr} + \nu\dfrac{u}{r} + \dfrac{1}{2}\left(\dfrac{dh}{dr}\right)^2\right] \end{cases}$$

Qu'il faut intégrer numériquement. La difficulté majeure réside dans l'intégration ,différente pour chaque cas particulier de membranes. Pour contourner ces problèmes une seconde méthode de calcul des grandes flèches des membranes circulaires basée sur la minimisation de l'énergie de déformation a été proposée.

b) Méthode de l'énergie :

Timoshenko suppose que l'équation différentielle de la forme de la surface fléchie est la même que pour les petites flèches, et il écrit :

$$h = h_0 \left[1 - \frac{r^2}{a^2} \right]^2$$

Dans laquelle h est la flèche en M(r,θ) et h_0 la flèche maximale en O(0,0).

Les déplacements radicaux sont calculés par l'intermédiaire de la relation :

$$u = r(a - r) \sum_1^n C_i r^{i-1}$$

dont chaque terme satisfait aux conditions au contour u=0.

En ne considérant que les deux premières constantes C_1 et C_2 et en appliquant de l'énergie minimale , on obtient la relation flèche au centre-pression suivante :

$$P = \frac{16}{3} \frac{Y}{1+\nu} \frac{e^3 h}{a^4} \left[1 + 0.488 \left(\frac{h}{e} \right)^2 \right] \qquad 1\text{-}10$$

- relation de lin :

En supposant que la membrane déformée est une portion de sphère et que la flèche est petite part rapport au rayon a de l'échantillon, Lin propose la formulation suivante :

$$h = h_0 \left[1 - \left(\frac{r}{a} \right)^2 \right]$$

En appliquant une méthode identique à celle de Timoshenko, il obtient :

$$P = \left(\frac{7-\nu}{3} \right) \frac{Yeh^3}{a^4} \qquad 1\text{-}11$$

En fait, la solution générale regroupant les relations (1-8),(1-9),(1-10) et (1-11)s'écrit :

$$P = \frac{8}{3} \frac{Ye^3 h}{a^4} \left[\frac{2}{1-\nu} + C \left(\frac{h}{e} \right)^2 \right] \qquad 1\text{-}12$$

Donc :

$$P = \frac{8}{3} \frac{E}{1-\nu} \frac{e^3 h}{a^4} \left[\frac{2}{1+\nu} + C \left(\frac{h}{e} \right)^2 \right]$$

Dans laquelle le premier terme entre crochets représente les faibles flèches (relation linéaire entre P et h) et le second terme correspond aux grandes flèches. Les valeurs de la constante C varient selon les auteurs :

- formulation de Beams :C_k=C_{Beams} =$C_{spherique}$=1 avec h<<a dans le cas où la calotte est sphérique.
- formulation de Timoshenko : C_k=$C_{Timoshenko}$=$\frac{0.976}{1+\nu}$
- solution de Lin : C_k=C_{Lin}=$\frac{7-\nu}{8}$
- le calcul de Nadai : $C_k = 1.24(1-\nu)$

Remarque :

L'hypothèse selon laquelle la déformée de la membrane est une portion de sphère s'avère en réalité injustifiée .ceci se justifie pour deux principales raisons :

- cette formulation suppose un état de contrainte et de déformation biaxé partout dans la membrane, ce qui est faux notamment aux encastrements où la déformation circonférentielle est nulle.
- à l'origine, la pression n'est nulle, ce qui implique que le rayon de courbure de la membrane est infini. Cette condition signifie que la contrainte à l'origine est indéfinie et que le matériau ne présente aucune rigidité à la flexion : Les équations prédisent donc forcément un comportement faux dans le cas des très faibles flèches (R_θ très grand).

D'autre part, Hill a montré que l'hypothèse membrane sphérique est parfaitement vérifiée dans le cas où la relation contrainte-deformation prend la forme suivante :

$$\sigma = \sigma_0 \exp(\varepsilon) \qquad 1\text{-}13$$

Avec une contrainte initiale σ_0. Ceci conduit à une relation sur la pression du type :

$$P = \frac{4\sigma_0 e_0 h}{(a^2 + h^2)}$$

La relation 1-13 ne correspondant certainement pas à un matériau réel, on comprend que l'hypothèse « sphérique »soit injustifiée.

1.2. b. Équations différentielles de Tsalakos :

T.Tsalakos propose une mise en équation du bulging d'un film mince plus complexe que les auteurs précédents : il ne fait aucune hypothèse sur la forme membrane et sur la distribution des déformations en cours d'essai.

En supposant que le matériau obéit à la loi de Hooke ,et en écrivant l'équilibre des forces sur un élément de surface déformé,Tsalakos obtient un ensemble de deux équations différentielles 1-14 à résoudre numériquement,en fonction des conditions aux limites données.

Soit R(r,θ,z)un repère cylindrique passant par le centre de la membrane O. si $P_0(\rho, \theta,0)$ est un point de la surface de la membrane se transformant en $P_0(r, \theta,h)$ après déformation de celle-ci,l'auteur écrit :

$$\frac{dR_\theta}{dr} = \frac{1}{r}\left[\frac{1}{2\alpha}\left\{1-\left(\frac{\rho}{r}\right)^2\right\}-(1-\nu)R_\theta\right]$$

$$\frac{d\rho}{dr} = \left(1-\frac{r^2}{R_\theta}\right)^{-\frac{1}{2}}\left[1-2\alpha\left(1-\nu^2\right)R_\theta+\nu\left\{1-\left(\frac{\rho}{r}\right)^2\right\}\right]^{\frac{1}{2}} \qquad 1\text{-}14$$

Dans lesquelles ν est le coefficient de Poisson du matériau et α est une constante qui s'exprime par :

$$\alpha = \frac{P}{2Ee}$$

1.2.c. Conditions initiales sur la membrane :

Dans ce qui précède, nous avons supposé le matériau parfaitement plan et non contraint à l'origine. Beaucoup d'auteurs considèrent cet état comme un cas particulier peu propable dans le cas des membranes et généralisent la mise en équation en introduisant l'hypothèse selon laquelle la membrane est en état de contrainte non nulle, ce qui se traduit par une membrane soit plissée ,soit prétendu avant l'essai.

1.2. c.1 : membrane plissé :

Catlin et Walker ont pris en compte dans leurs calculs le fait que la membrane soit légèrement froissé en introduisant dans l'expression 1-7 une valeur h_0 correspondant à une flèche due à une pression P_0 infinitésimale permettant de « retendre »la membrane avant essai. On obtient alors :

$$\varepsilon = \frac{2(h^2 - h_0{}^2)}{3a^2}$$

En supposant que la loi de Hooke est toujours valable, on écrit la relation pression/flèche :

$$p = \frac{8Yhe(h^2 - h_0{}^2)}{3a^4} \qquad 1\text{-}15$$

Cependant, à l'aide des calculs par le méthode des éléments finis , M.K.Small précise qu'il est quasiment impossible de déterminer le comportement mécanique d'une membrane froissée

avant essai,l'évolution de la pression en fonction de la flèche varient plutôt comme un carré que comme une puissance de trois telle que l'équation 1-15 le laisse supposer. les essais montrent d'autres part que malgré l'application d'une pression , le plissement du matériau sur les bords de la membrane n'a aucune tendance à disparaître (la membrane est soumise à une contrainte de compression à l'encastrement).

1.2.c.2. Membrane tendue :

S.P.Baker et al proposent, dans le cas des membranes en tension, d'introduire dans l'expression de la déformation,un terme fonction de la précontrainte σ_0 ,l'expression 1-7 devient alors :

$$\varepsilon = \frac{2h^2}{3a^2} + \frac{\sigma_0}{Y}$$

En appliquant la loi de Hooke, on en déduit la relation flèche-pression :

$$p = \frac{8Yeh^3}{3a^4} + \frac{4\sigma_0 eh}{a^2}$$

ANNEXE 2 : RELATION FLECHE-PRESSION

2.1. CALCUL DE h_0 EN FONCTION DE LA PRESSION P :

A partir de l'équation suivante :

$$P = \frac{8}{3} \cdot \frac{E}{1-\nu} \cdot \frac{e^3 h_0}{a^4} \left[\frac{2}{1+\nu} + C_k \left(\frac{h_0}{e} \right)^2 \right] + 4 \frac{\sigma_0 e h_0}{a^2}$$

On peut l'écrire aussi sous la forme :

$$h_0^3 + \frac{1}{C_k} \left[2 \frac{e^2}{1+\nu} + \frac{3}{2} \frac{1-\nu}{E} a^2 \sigma_0 \right] h_0 - \frac{3}{8} \frac{1-\nu}{E} \frac{a^4}{e} \frac{P}{C_k} = 0 .$$

Une équation algébrique de troisième degré sous forme $x^3 + ax + b = 0$, la résolution de cette dernière dépend de D.

$$D = \left(\frac{a}{3} \right)^3 + \left(\frac{b}{2} \right)^2 \qquad \text{avec} \qquad a > 0$$

Dans notre cas :

$$D = \frac{1}{9C_k^3} \left[2 \frac{e^2}{1+\nu} + \frac{3}{2} \frac{1-\nu}{E} a^2 \sigma_0 \right]^3 + \frac{1}{4} \left[\frac{3}{8} \frac{1-\nu}{E} \frac{a^4}{e} \frac{P_{memb}}{C_k} \right]^2 > 0$$

Trois solutions ; une réelle et deux complexes.

La solution réelle de cette équation est donnée par :

$$h_0 = h_r = -2R \cdot \sinh\left(\varphi / 3 \right)$$

Avec :

$$R = sign(b) \sqrt{|a| / 3} \quad \text{et} \quad \sinh(\varphi) = b / 2R^3 .$$

soit :

$$\mathrm{R} = -\sqrt{\frac{1}{3\mathrm{C_k}} \left[2 \frac{\mathrm{e}^2}{1+\nu} + \frac{3}{2} \frac{1-\nu}{\mathrm{E}} \mathrm{a}^2 \sigma_0 \right]}$$

$$\sinh(\varphi) = \frac{\frac{3}{8}\frac{1-\nu}{E}\frac{a^4}{e}\frac{P_{memb}}{C_k}}{2\sqrt{\frac{1}{3C_k}\left[2\frac{e^2}{1+\nu}+\frac{3}{2}\frac{1-\nu}{E}a^2\sigma_0\right]}^3}$$

$$h_0 = 2\sqrt{\frac{1}{3C_k}\left[2\frac{e^2}{1+\nu}+\frac{3}{2}\frac{1-\nu}{E}a^2\sigma_0\right]}\cdot\sinh\left(\frac{1}{3}\arcsin h\left(\frac{\frac{3}{8}\frac{1-\nu}{E}\frac{a^4}{e}\frac{P_{memb}}{C_k}}{2\sqrt{\frac{1}{3C_k}\left[2\frac{e^2}{1+\nu}+\frac{3}{2}\frac{1-\nu}{E}a^2\sigma_0\right]}^3}\right)\right)$$

hypothèse : On peut calculer la valeur moyenne à partir de l'expression :

$$\hat{h} = \frac{1}{a}\int_0^a h_0\left(1-\frac{r^2}{a^2}\right)^2 dr = \frac{h_0}{a}\left(\frac{1}{5}\frac{r^5}{a^4}-\frac{2}{3}\frac{r^3}{a^2}+r\right)\Bigg|_0^a,$$

Ce qui donne :

$$\left(\hat{h} = \frac{8}{15}h_0 \approx \frac{h_0}{2}\right).$$

Cette dernière valeur est identique à la valeur moyenne d'une déformation de la forme d'un chapeau.

ANNEXE3 : LES POLYMERES CONDUCTEURS :

3.1. INTRODUCTION :

La grande majorité des matériaux polymères sont connus pour être de très bons isolants électriques (10^{-13} et 10^{-16} $(\Omega.m)^{-1}$) et sont notamment utilisés pour cette propriété dans diverses applications (isolation de câbles, tableaux et armoires électriques, …).

Lorsque le polymère ne possède pas les propriétés nécessaires pour permettre la conduction de l'électricité, celle-ci peut être obtenue **en incorporant des charges conductrices** dans une matrice isolante. On obtient alors **des polymères conducteurs extrinsèques**.
La conductivité est assurée par un phénomène de percolation des particules conductrices lorsque leur concentration atteint un certain seuil (voir figure 3.1) :

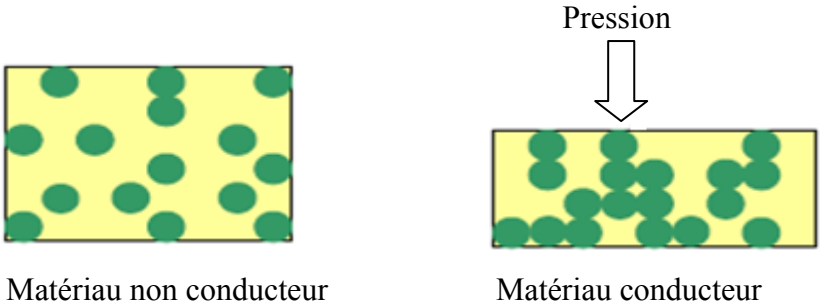


Figure 3.1 : Percolation sous l'effet de la pression, [28].

Les conductivités obtenues sont comprises entre 10^{-6} et 5 $S.cm^{-1}$ et le matériau est souple avec des déformations pouvant atteindre 600 %.

Cependant, Il existe deux grands types de polymères conducteurs : les conducteurs intrinsèques (qui, en réalité, ne le sont pas et doivent être dopés) et les conducteurs extrinsèques, encore dénommés composites conducteurs.

3.2. LES POLYMERES INTRINSÈQUEMENT CONDUCTEURS

Les polymères intrinsèquement conducteurs sont caractérises par une **conductivité maximale.** Ils sont aussi appelés métaux organiques et sont au nombre de quatre : polyaniline, polypyrrole, polyacètylène et polythiophène. Ils sont obtenus par modification de la structure moléculaire - c'est à dire par dopage et existent sous la forme de peintures, poudres, solvants, solutions…Ils sont associés à des polymères isolants tels que le PVC, le PE,…
Leurs inconvénients :
- instabilité, diminution de la conductivité dans le temps, mise en œuvre difficile, prix élevé

3.3. LES POLYMERES EXTRINSEQUEMENT CONDUCTEURS

Il s'agit de compound de polymères conventionnels (ABS, ABS/PC, PC & PP) avec des charges conductrices (fibres de carbone, fibres métalliques ou métallisés, paillettes ou poudres métalliques, nanotubes…).

Leurs avantages :

- moulage et protection réalisés en une seule étape, possibilité de recyclage des rebuts

Leurs inconvénients :

- prix élevé des matières premières, performance non homogène.

ANNEXE 4 : LA FREQUENCE PROPRE DE LA MEMBRANE CIRCULAIRE A FAIBLE FLECHE

4.1. FREQUENCE PROPRE DE LA MEMBRANE CIRCULAIRE A FAIBLE FLECHE

On calcule alors la masse efficace de la membrane circulaire. La force vive *T* est donnée par :

$$T = \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}\int_0^a \left(\frac{d}{dt}\left(h_0\left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2 \right)\right)^2 \rho 2\pi e \cdot rdr \qquad 4\text{-}1$$

Soit :

$$T = \frac{1}{2}\left(m/5\right)\cdot\left(\frac{dh_0}{dt}\right)^2, \qquad 4\text{-}2$$

Où la masse efficace $M = \frac{m}{5}$ et le facteur $\gamma = \frac{1}{5}$.

D'autre part l'évaluation de l'énergie potentielle permet de calculer la raideur de la membrane *K*, puisque le travail de la pression est proportionnel à chaque instant à h_0, l'énergie potentielle de toute la membrane est donnée par :

$$E_p = \int_0^{h_0}\int_0^a 2\pi rdr\ .P \cdot dx = \frac{16}{9}\pi \frac{E}{1-\upsilon^2}\frac{e^3}{a^2}\frac{h_0^2}{2} \qquad 4\text{-}3$$

L'équation de conservation de l'énergie générale $\frac{1}{2}Mv^2 + \frac{K}{2}y^2 = C^{st}$ peut s'écrire :

$$\frac{1}{2}\left(m/5\right)\cdot\left(\frac{dh_0}{dt}\right)^2 + \left(\frac{16}{9}\pi\frac{E}{1-\upsilon^2}\frac{e^3}{a^2}\right)\frac{h_0^2}{2} = C^{st} \qquad 4\text{-}4$$

Comparons l'équation 4-4 à l'expression générale du mouvement $m\frac{d^2y}{dt^2} + Ky = 0$, on trouve

$$K = \frac{16}{9}\pi\frac{E}{1-\upsilon^2}\frac{e^3}{a^2} \qquad \text{et} \qquad M = \frac{m}{5}.$$

On en déduit l'expression de la fréquence propre fondamentale :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi}\sqrt{\frac{K}{M}} = \frac{1.4907}{\pi}\frac{e}{a^2}\sqrt{\frac{E}{\left(1-\upsilon^2\right)\rho}} \qquad 4\text{-}5$$

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

[1] P.R. Feynman; "There's Plenty of Room at the Bottom", (transcription d'une allocution donnée par Richard P. Feynman à la reunion annuelle de l'American Physical Society au California of Institute of Technology). Journal MEMS, vol. 1, march1992.

[2] Le rapport de l'Académie des Sciences et de l'Académie des Technologies ; " un état des lieux, une vue prospective et des recommandations adressées aux pouvoirs publics". Revue : Nanosciences – Nanotechnologies n°18, avril 2004.

[3] D. Esteve, E. Campo; " Electronique des micro/nanosystèmes: évolutions et perspectives " , IUT de Toulouse; Revue : Signaux n° 99 décembre 2004.

[4] H. Curtis; "Structure and Objectives of MEMS and Microsystems in Europe", MCC/WTEC Workshop on MicroElectromechanical Systems in Europe, Maryland, USA, juin 1999.

[5] O. Coumar; "Les systèmes électro-micromécaniques : MEMS et NEMS" ; Revue : Électricité Électronique, septembre 2003.

[6] S. Takeuchi , I. Shimoyama; "A three dimensional SMA microelectrodes with clipping structure for insect neural recording" , Revue: J.Microelectromech.Syst 2000.

[7] M.C. Carrozza, A. Menciassi, G. Tiezzi and P. Dario; "The development of a LIGA-microfabricated gripper for micromanipulation task", Revue: J.micromech.MICROENG.

[8] E. Just, M. Kohl, W. Pfleging and S. Miyazaki; "SMA microgripper with integrated antagonism", Proc.Transducer'99. 1999.

[9] D.M. Tanner; "Reliability of Surface Micromachined MicroElectro-Mechanical Actuators", Proc. of 22nd International Conference on Microelectronics (MIEL-2000), Nis, Serbie 14-17 mai 2000.

[10] M. Brunet, T. O'Donnell, A. M.Connell, P. McCloskey and O. mathuna S.C; "Electromechanical Process for the Lamination of Magnetic Cores in Thin-Film Magnetic Components ", Journal of microelectromechanical systems , vol 15 February 2006.

[11] M. Föhse, T. Kohlmeier. and H.H. Gatzen; "Thin film technologies to fabricate a linear microactuator", Sensors and Actuators A, vol. 91, Issues 1-2, 5June 2001.

[12] G. Reyne, J. Delamare, O. Cugat; "Microactionneur électromagnétiques- MAGMAS", collection Hermès- Science / Lavoisier, 2002.

[13] A. Walter; "Développement d'un microswitch magnétique bistable", thèse de doctorat de l'INPG, Juillet 2007.

[14] S. Renard, B. Estibals; "L'émergence des microsystèmes optiques dans les réseaux de télécommunications Photoniques", Juin 2001.

[15] D. Estève, B. Jammes, A. Titli, M. Gonzalez-Mendoza et A.Santana-Diaz; "Hypovigilance diagnosis module: Developments and experiments, Contrat AWAKE", septembre 2002.

[16] O. Tabata, R.A sahi, H.Funabashi, K. Shimaoka, S. Sugiyama; "Anisotropic etching of Silicon in TMAH solutions", Sensors and actuators A(34), 1992.

[17] J.M. Paret; "étude et mise au point de la méthodologie de conception et de fabrication collective de microsystèmes sur silicium", thèse de doctorat, INPG, Grenoble, France, 1997.

[18] J.H. Comtois, V.M. Bright, M.W. Phipps; " Thermal microactuators for surface micromachining processes", The International Society for Optical Engineering, SPIE vol, 1995.

[19] C. Divoux; " Les capteurs ", cours dispensé à l' ESIEE. Paris 1999.

[20] V. Gorbounov; "A Nanoinjector for Microanalysis", Anal. Chem., Vol. 75, 2003.

[21] H.T.G.V. Lintel et al; "A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon", Sensors Actuators, Vol. 15, 1988.

[22] E. Makino et al; "Fabrication of TiNi shape memory micropump", Sensors and Actuators A, Vol. 88, No. 3, 5 January 2001.

[23] W.L. Benard et al; "Thin-film shape-memory alloy actuated micropumps", J.Microelectromech. Syst, Vol. 7, 1998.

[24] H. Ben Romdhane ; Cours optionnel pour les étudiants de deuxième année de maîtrise de Département de Chimie Faculté des Sciences de Tunis.

[25] J.M. Haudin, "Matériaux pour ingénieurs ", Editeurs: MINES ParisTech. 2003.

[26] J.L. Leblanc; "Propriétés mécaniques des polymères ".Cours du DEA « Chimie et Physico-chimie des Polymères, Option Chimie ». Université Pierre et Marie Curie (Paris VI). 2001

[27]Publications de l'ambassade de France aux États-unis, "Mission Scientifique et Technologique", Revue: "États-unis microélectronique" n°27, avril 2002.

[28] Dossier technique; "polymères à propriétés spécifiques", Revue: "mag'mat". n°18 avril-juin2006.

[29] F. Léonardi; " L'Entropie" , Revue : Café des Sciences , du 14 février 2007.

[30] G.M. Whitesides; "The origins and the future of microfluidics", Ed Nature, Vol. 442, 2006,

[31] N. T. Nguyen, Z. Wu; "Micromixers-a review", Revue: J. Micromech. Microeng, Vol.15, 2005,

[32] B. Larangot; "Conception, fabrication et caractérisation de matrices de micropropulseurs pyrotechniques sur silicium", thèse de doctorat . Université Paul Sabatier, Toulouse,2004.

[33] A. Chaalane et al; "The formulation and testing of new solid propellant mixture (DB+x%BP) for a new MEMS-based microthruster", Revue: "Sensors and Actuators", N°1, Juillet 2007,

[34] D. Esteve and C. Rossi; " Conception d'une "amorce intelligente" par couplage magnétique HF et compatible douille 9 mm" . Rapport LAAS No03309, Contrat SMART INIT, Juin 2003

[35] W. H. Ko; "Trends and frontiers of MEMS", Sensors and Actuators A, Vol.136, 2007,

[36] K. W. Oh and C. H Ahn; "TOPICAL REVIEW: A review of microvalves", J.Micromech. Microeng. Vol. 16, 2006.

[37] L.-S. Fan et al; "IC-processed electrostatic micro-motors", Electron Devices Meeting, IEDM '88, San Francisco, CA, USA, 1988.

[38] C. Khan Malek, G. Thuillier, R. Duffait, et P. Blind; "Development of a polymeric bi-material microvalve using two techniques of replication". La houille blanche /N° 4-2006

[39] C. Benoît; "Modélisation de fautes et conception en vue du test structurel des Microsystèmes" , thèse de doctorat de l'INPG Grenoble, Mars 2001.

[40] O. Cugat, S. Basrour, C. Divoux, P. Mounaix, G. Reyne; "Deformable magnetic mirror for adaptive optics: Technological aspects", Sensors and Actuators A 89 (2001),

[41] C.T. Pan, P.J. Cheng, C.K. Yen, C.C. Hsieh; "Application of polyimide to bending-mode microactuators with Ni/Fe and Fe/Pt magnet, Microelectronics Reliability", Science direct. 2006.

[42] S. Muratet, J.Y. Fourniols; "Microsystems and applications to space: Reliability modeling methodology", Revue: Advancing Microelectronics Magazine, Vol.31, N°2, Mars/Avril 2004.

[43] S. Masson; "Éléments actifs pour microsystèmes à base de nanostructures magnétostrictives au voisinage de la Transition de Réorientation de Spin", thèse de doctorat, Université de Valentiennes et du Haut Cambresis, 2003.

[44] O. Ducloux ; " Microsystèmes Magnéto mécaniques (MMMS) pour le contrôle actif d'écoulements aérauliques", thèse de doctorat. École centrale de Lille. 2006.

[45] S. Bendib, "contribution à l'étude de la fluidique dans les microsystèmes" , thèse de doctorat, ENS de Cachan. 2003.

[46] "Study of Mechanical Properties of Thin Films.Application to Single-Crystal Silicon", thése

[47] P. Brissonneau, "magnétisme et matériaux magnétiques pour l'électrotechnique", Éditions Hermès, 1997.

[48] E.T. Lacheisserie; "électromagnétisme 1et 2 : fondements et matériaux et applications" , collection Grenoble science EDP Sciences, 1999.

[49] J. Delamare, G. Reyne, O. Cugat : " Microsystèmes Magnétiques Mag-MEMS:µ-Actionneurs et µ-Sources", G2Elab, Laboratoire de Génie Electrique de Grenoble Institut Néel, CNRS.2003.

[50] P. Minotti, A. Ferreira ; "les micromachines", édition HERM2S, Paris, 1998.

[51] Z. Sbiaa ; "Étude et réalisation d'une micropompe et de microvalves intégrées tout Silicium", thèse de doctorat, Université Paul Sabatier de Toulouse, 1997.

[52] S. Muratet ; "Conception, caractérisation et modélisation : Fiabilité prédictive de MEMS à actionnement électrothermique", thèse de doctorat de l'Institut National des Sciences Appliquées de Toulouse, 2005.

[53] G. A.A. Rodriguez ; " Conception, simulation et réalisation d'un microactionneur à base de matériau énergétique pour l'actionnement microfluidique", thèse de doctorat. université toulouse III – Paul Sabatier. 21 Janvier 2008.

[54] S. Melle ; " Analyse et modélisation des phénomènes de chargement de dielectriques dans les mems RF: Application à la fiabilité prédictive de micro commutateurs électromécaniques micro-ondes", thèse de doctorat. Université Toulouse III – Paul Sabatier, 14 Décembre 2005.

[55] T. Bourouina, O. Français; "Introduction aux microtechnologies de type MEMS", cours à l'ESIEE, Paris 2004.

[56] F. Conseil ; " Simulation, conception et réalisation d'un commutateur en technologie microsysteme pour dispositifs logiques sécuritaires", thèse de doctorat. Université des sciences et technologies de Lille. juin 2004.

[57] H. L. Rakotoarison ; " Méthode et outil de génération automatique de modèle pour l'optimisation fortement contrainte des microsystèmes magnétiques", thèse de doctorat. université Joseph Fourier , Grenoble. 29 Novembre 2007.

[58] A. S. Miguel ; "La mécanique des matériaux " ; cours: Laboratoire de Physique de la Matière Condensée et Nanostructures, Université de Lyon-1 et CNRS 1999.