

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
جامعة سعد دحلب البليدة 1
UNIVERSITE SAAD DAHLEB DE BLIDA 1



كلية العلوم - دائرة الفيزياء
Faculté des Sciences
Département de Physique

MEMOIRE
POUR L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
MASTER EN PHYSIQUE

Option : Physique Appliquée aux Microsystèmes

Par :

M^{elle} Karima ERRIRI et M^{elle} Meriem MASKER

THEME

**Etude d'un capteur de viscosité sanguine basé sur un
résonateur BioMEMS à microcantilevers**

Devant le jury composé de :

Dr. Rafik SERHANE	MRB CDTA Baba hassene	President
Mr. Amine AMRANE	MAA Université Blida1	Examinateur
Dr. Abdelkader HASSEIN-BEY	MCB Université Blida 1	Promoteur
Mr. Nadir BELGROUNE	Université Blida 1	Co-Promoteur

BLIDA, juin 2016

RESUME

Les propriétés rhéologiques des fluides complexes, sont d'une importance capitale pour de nombreux domaines d'applications (agroalimentaire, médicale, pharmaceutique, biophysique, etc...). Il est donc important de concevoir et mettre au point des systèmes de mesures performants et fiables.

Nous proposons ici d'explorer aux moyens d'outils de simulation par la méthode des éléments finis (FEM) un capteur capable de mesurer les propriétés d'un fluide à travers la mesure de sa viscosité en utilisant une poutre sous excitation vibratoire et l'évolution de sa réponse. Les possibilités des dispositifs actuels pour la mesure de la viscosité sanguine sont très limitées. L'immersion de ces micropoutres en vibration dans le liquide à caractériser permet de remonter à ces propriétés. En partant d'un modèle préexistant d'une simple poutre en vibration dans un fluide, nous avons adapté ce modèle afin de concevoir et prévoir la réponse de notre capteur. Nous avons pu ainsi explorer les dimensions géométriques et différentes valeurs de viscosité du fluide. Des modélisations analytiques et théoriques des phénomènes dus à l'interaction fluide-structure (FSI) sont présentés dans ce travail. Les résultats obtenue par simulation FEM avec des solutions de viscosité différente sur le facteur de qualité de la micropoutre sont intéressantes et démontre ainsi la sensibilité du capteur qui ouvre la possibilité pour un cas d'étude impliquant du sang humain.

Ce présent travail permet de montrer une autre possibilité permettant de remonter aux propriétés du fluide à savoir la viscosité de façon efficace, ouvrant ainsi la possibilité de future intégration dans des systèmes microfluidiques et de leurs possible commercialisation.

Mots clés : *BioMEMS, Microfabrication, Rhéologie, viscosité, Méthode des Eléments Finis.*

ABSTRACT

The rheological proprieties of complex fluids are very important for many application domains (medical, pharmaceutical, biophysics...). It is therefore important to design and develop performing and reliable measurement systems.

We propose here to explore, by simulation tools using the Finite Element Method (FEM) a sensor capable of measuring the properties of a fluid by measuring its viscosity using a beam under vibrational excitation and the evolution of its response. The possibilities of the current devices for the measurement of blood viscosity are limited. The dumping of these micro beam vibrating in the fluid to characterize, can lead us to its properties. Starting with a pre-existing model of a simple beam vibrating in a fluid, we have adapted this model to design and predict the response of our sensor. We were able to explore the different geometric dimensions and fluid viscosity values. Analytical modelings of phenomena due to fluid-structure interaction (FSI) are presented in this work. The results obtained by FEM simulation with different viscosity solutions on the micro beam quality factor are interesting and thus demonstrates the sensitivity of the sensor, which opens the possibility for a case study involving human blood.

This present work show another possibility allowing to go back to the properties of the fluid, specifically the viscosity effectively, opening the possibility of future integration in microfluidic systems and their potential commercialization.

Keywords: *BioMEMS, Microfabrication, Rheology, Viscosity, finite element method.*

ملخص

للخصائص الانسيابية للسوائل المعقدة، أهمية كبيرة في كثير من مجالات التطبيق (الطبية و الصيدلانية، الفيزياء الحيوية... الخ). فمن المهم تصميم و تطوير أنظمة قياس فعالة و موثوق بها. نقترح بواسطة المحاكاة باستخدام طريقة العناصر المحدودة (FEM)، جهاز استشعار قادر على قياس خصائص السوائل عن طريق قياس اللزوجة باستخدام لوحة ذات أبعاد ميكرونية، تحت تأثير اهتزازي وتغير في نمط استجابتها. إمكانية الأجهزة الحالية لقياس لزوجة الدم محدودة جدا . يسمح انغمار اللوحات المهتزة ذات أبعاد ميكرونية داخل السائل، بإعادة تجهيز خصائصها. استنادا بالنموذج السابق لاهتزاز اللوحة البسيطة داخل السائل، قمنا بتكييف هذا النموذج للتنبؤ باستجابة جهاز الاستشعار لدينا، باستخدام أبعاد هندسية ميكرونية، و قيم مختلفة للزوجة السائل. و قد تم ذكر النماذج التحليلية للظواهر الناجمة عن تفاعل السائل مع الهيكل (FSI) في هذا العمل. النتائج المتحصل عليها عن طريق المحاكاة (FEM) مع عدة محاليل ذات لزوجة مختلفة على عامل الجودة للوحة، نتائج مفيدة و تثبت حساسية الجهاز، الذي يفتح إمكانية الدراسة المتعلقة بالدم البشري.

هذا العمل المقدم يسمح بعرض إمكانية أخرى تتيح إبراز خصائص السائل، وبالتحديد اللزوجة على نحو فعال، وفتح إمكانية التكامل المستقبلي في أنظمة الموائع الدقيقة و احتمال تسويقها.

الكلمات الرئيسية: اللزوجة، الريولوجيا، طريقة العناصر المحددة، التصنيع الدقيق، *BioMEMS*.

Dédicaces

Je dédie ce travail ...

*...à mes Chers Parents, que nulle dédicace ne puisse
exprimer mes sincères sentiments, pour leur patience
illimitée, leur encouragement continu et leur aide, en
témoignage de mon profond amour et respect pour leurs
grands sacrifices...*

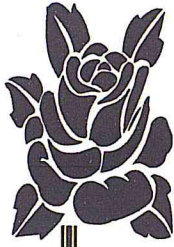
...mes sœurs : Amira, Sarah, Ikram et Nour-el-houda

...et mes amies : Khadidja, Asma et Hana.

*« Qu'importe la bordure du chemin emprunté, ça reste tout
de même un chemin »,*

Proverbe.

Meriem

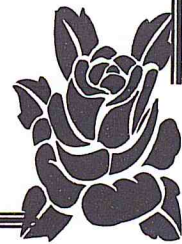


Dédicace

Je dédie ce modeste travail à tous ceux que j'aime, en particulier :

- Mes très chers Parents pour leur amour et leur bienveillance qui m'ont toujours encouragé pour arriver à ce jour.
- Mes sœurs : Amina et Djamila.
- Mon Cher frère : Mohamed.
- Mes chères grandes mères.
- Mes oncles et mes tantes.
- Mes cousins et mes cousines.
- Mes chères amies : Sabah, Meriem, Khadija, Imene, Zahra.
- A toute la première promotion de Physique appliquée aux microsystèmes 2015/2016.

KARIMA



Remerciement

Nous profitons par le biais de ce mémoire, pour exprimer nos vifs remerciements à toute personne ayant contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Nous tenons à remercier tout particulièrement le Dr. Abdelkader HASSEIN-BEY pour son aide, ses conseils, qui nous a encadrées et aidé tout au long de notre parcours, et aussi Mr. Nadir BELGROUNE pour le temps qu'il nous a consacré et les précieux conseils qu'il nous a donnés.

Nous tenons également à remercier l'équipe de Physique des MEMS & NEMS sous la responsabilité du Dr. Abdelkader Hassein-Bey au niveau du Laboratoire de Physique Fondamentale & Appliquée FUNDAPL qui ont su nous accueillir et nous prodiguer une ambiance studieuse ainsi qu'un cadre scientifique tout au long de ces six derniers mois de stage.

Et bien sûr, sans oublier ami(e)s et collègues de la promotion, qui nous ont accompagnés pendant ces deux années qu'a duré cette merveilleuse aventure.

Et pour finir, nous exprimons notre gratitude aux membres du jury qui ont pris le temps de juger notre humble travail.

Et aussi au lecteur qui lit ce manuscrit en lui souhaitant,

Une bonne lecture...

TABLE DES MATIERES

TABLE DES FIGURES.....	13
INTRODUCTION GENERALE	16
CHAPITRE I : LES DISPOSITIFS BIOMEMS DANS LE DOMAINE MEDICAL : ETAT DE L'ART	
I.1. Introduction	19
I.2. Les microsystèmes	19
I.2.1. Généralités.....	19
I.2.2. Microsystème électromécanique (MEMS)	19
I.2.3. Historique des microsystèmes	21
I.2.4. Avantage et limite des microsystèmes	23
I.2.5. Les différents secteurs des MEMS	25
I.3. Les BioMEMS	26
I.3.1. Avantages.....	28
I.4. Application médicale des BioMEMS.....	29
I.4.1 dispositifs médicaux implantables	30
I.4.2. L'auto-médication automatique « <i>Drug Delivery</i> »	30
I.5. Rhéologie et Viscosité	35
I.5.1. Historique.....	35
I.5.2. Définition	35
I.6. Enjeux et Problématique.....	36
I.6.1. Problématique	36
I.6.2. Contexte et Enjeux	36
I.7. Conclusion	37

CHAPITRE II : PROCÉDES ET TECHNIQUES DE MICROFABRICATION DES MICROPOUTRES

II.1. Introduction	39
II.2. Matériaux pour la micro-fabrication	39
II.3. L'environnement de la micro-fabrication	41
II.4. Techniques de micro-fabrication	41
II.4.1. La photolithographie et le masquage	42
II.4.2. Principe de la gravure	44
II.4.3 Les différents types de gravure	46
II.4.4. Gravure chimique « humide »	46
II.4.5. Gravure physique « sèche »	47
II.5. Techniques de fabrication pour la réalisation de la micro poutre en silicium.....	51
II.5.1. Nettoyage des plaques	51
II.5.2. Réalisation d'une micropoutre.....	51
II.6. Conclusion.....	52

CHAPITRE III : MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE D'UNE MICROPOUTRE MEMS VIBRANTE AMORTIE DANS UN FLUIDE VISQUEUX

III.1. Introduction.....	54
III.2. Structures vibrantes dans les MEMS.....	54
III.2.1. Micromembrane.....	54
III.2.2. Micropont	55
III.2.3. Micropoutre	55
III.3. Types d'actionnements « excitation » des structures vibrantes.....	57
III.3.1. Actionnement Electromagnétique	57

TABLE DES MATIERS

III.3.2. Actionnement Piézoélectrique	58
III.3.3. Actionnement Electrostatique.....	59
III.3.4. Actionnement Thermoélectrique	59
III.3.5. Actionnement Magnétostrictif.....	60
III.4. Modélisation analytique d'une micropoutre vibrante.....	60
III.4.1. Type de vibration.....	61
III.5. Description des micropoutres	62
III.5.1. Résonance propre dans le vide	63
III.5.2. Résonance forcée dans le fluide	64
III.5.2.1 Equation de base.....	67
III.6. Détermination de la force hydrodynamique.....	68
III.6.1. Distribution des forces dans un fluide	68
III.6.2. Equation de Navier-Stokes	69
III.6.3. Forme adimensionnelle de l'équation de Navier-Stokes	70
III.7. Conclusion.....	71

CHAPITRE IV : CONCEPTION ET SIMULATION

IV.1. Introduction	73
IV.2. Description du capteur.....	73
IV.3. Comsol Multiphysics	74
IV.4. Implémentation dans Comsol.....	74
IV.4.1. Le choix et le type d'analyse	74
IV.4.2. La géométrie.....	75
IV.4.3. Conditions aux limites « <i>boundary condition</i> »	76

TABLE DES MATIERS

IV.4.4. Le maillage	77
IV.5. Résultats de la simulation	79
IV.6. Mesure des variations du facteur de qualité.....	79
IV.7. Etude de cas	81
IV.8. L'influence de la géométrie sur le facteur de qualité.....	82
IV.8.1. Micropoutre d'une longueur de 350 μm	83
IV.8.1. Micropoutre d'une longueur de 300 μm	84
IV.8.3. Etude comparative de la géométrie	84
IV.9. Conclusion.....	87
CONCLUSION GENERALE	88
REFERENCES.....	90

TABLE DES FIGURES

<u>Figure I.1</u> : Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets.....	21
<u>Figure I.2</u> : Les quatre secteurs des MEMS.....	25
<u>Figure I.3</u> : Schéma basique d'un BioMEMS.....	27
<u>Figure I.4</u> : Applications BioMEMS	30
<u>Figure I.5</u> : a) Micropompe pour insuline; b) Pompe à injection d'insuline MiniMedParadigm®522, avec MiniLink™.....	32
<u>Figure I.6</u> : Prothèse rétinienne artificiel	32
<u>Figure I.7</u> : Un Pacemakers ou simulateur cardiaque de Medtronic™.....	33
<u>Figure I.8</u> : a)Outils chirurgicaux micro-usinés: une paire de MEMS métalliques pince à biopsie ; b) Outils chirurgicaux micro-usinés: une paire de pinces de MEMS de silicium.	34
<u>Figure I.9</u> : Schématique d'un nanorobot le traitement cellulaire	34
<u>Figure I.10</u> : a) Image d'une paire de micropoutres plastiques utilisée pour la mesure de la viscosité du Sang, b) Système commercial de mesure du capteur présenté sur l'image a)	35
<u>Figure II.1</u> : Création d'un cristal grâce au silicium liquide purifié.....	40
<u>Figure II.2</u> : Découpage des lingots de silicium en wafers.....	40
<u>Figure II.3</u> : Blanche de fabrication micro-électronique.....	41
<u>Figure II.4</u> : Illustration schématique des étapes de la microfabrication	42
<u>Figure II.5</u> : Principe de la photolithographie.....	43
<u>Figure II.6</u> : Procédé de photolithographie avec les deux types de résine.....	44
<u>Figure II.7</u> : Principe de la gravure d'un matériau pour la formation d'un motif.....	45
<u>Figure II.8</u> : Différence entre un motif isotrope et un motif anisotrope	45
<u>Figure II.9</u> : Profil de gravure de type "chimique humide". La gravure est profondément isotrope.....	47
<u>Figure II.10</u> : Schéma d'une chambre utilisée pour la gravure au plasma	47
<u>Figure II.11</u> : Profil de gravure type plasma.....	48
<u>Figure II.12</u> : Une illustration des étapes impliquées dans le processus LIGA pour fabriquer des dispositifs MEMS rapport d'aspect élevé	49
<u>Figure II.13</u> : Structure à haut rapport d'aspect réalisé en utilisant la technologie LIGA ...	50
<u>Figure II.14</u> : Principe d'un réacteur de pulvérisation par faisceau d'ions IBE et CAIBE .	51
<u>Figure III.1</u> : Schéma en coupe d'une membrane et son modèle simplifié	54
<u>Figure III.2</u> : Schéma simplifié d'un micropont	55
<u>Figure III.3</u> : Micropoutre d'un microscope à force atomique	56

TABLE DES FIGURES

<u>Figure III.4</u> : Micropoutre ultra-fine en silicium, de la forme d'un plongeur miniature .Longueur : 85µm, Epaisseur : 100nm. La barre d'échelle représente 10µm	56
<u>Figure III.5</u> : Micropoutre en silicium – Forme en T.....	56
<u>Figure III.6</u> : Actionnement électromagnétique d'une micropoutre.....	58
<u>Figure III.7</u> : Principe de l'actionnement piézoélectrique	58
<u>Figure III.8</u> : Micro actionneur électrostatique	59
<u>Figure III.9</u> : Micropoutre à effet Bilame	60
<u>Figure III.10</u> : Mouvements a) En torsion b) En flexion dans le plan c) En flexion hors plan d) En élongation dans le plan.....	61
<u>Figure III.11</u> : Géométrie d'une micropoutre rectangulaire, l'origine du repère est située à l'encastrement et au barycentre de la section transverse $b \times h$	62
<u>Figure III.12</u> : Flexion d'une micropoutre rectangulaire soumise à une force ponctuelle en bout de poutre, l'origine du repère est située à l'encastrement et au barycentre de la section transverse	63
<u>Figure III.13</u> : a) Micropoutre actionnée et immergée dans un fluide ; b) Système masse, ressort, amortisseur	65
<u>Figure III.14</u> : Schéma illustrant la localisation des contraintes et des forces à la surface d'un solide immergé dans un fluide.....	68
<u>Figure IV.1</u> : Schéma illustratif du capteur à étudier.....	73
<u>Figure IV.2</u> : La géométrie du dispositif.....	75
<u>Figure IV.3</u> : Géométrie du modèle simplifié en 2D	76
<u>Figure IV.4</u> : Figure montrant les régions PML	76
<u>Figure IV.5</u> : a) Représente l'encastrement de la micropoutre, b) Localisation de la force appliquée.....	77
<u>Figure IV.6</u> : Détail du maillage	77
<u>Figure IV.7</u> : Maillage du microcanal.....	78
<u>Figure IV.8</u> : Maillage de la micropoutre	78
<u>Figure IV.9</u> : La réponse en flexion de la micropoutre.....	79
<u>Figure IV.10</u> : L'allure du facteur de qualité en fonction de la viscosité dynamique de l'eau avec différents pourcentages de Glycérol.....	80
<u>Figure IV.11</u> : L'allure du facteur de qualité en fonction de la viscosité dynamique du sang	82
<u>Figure IV.12</u> : Réponse en flexion d'une micropoutre de longueur 350 µm.....	83
<u>Figure IV.13</u> : Réponse en flexion d'une micropoutre de longueur 300 µm.....	84

TABLE DES FIGURES

- Figure IV.14 : L'allure du facteur de qualité pour une géométrie de (400 μ mX40 μ m)..... 85
- Figure IV.15 : L'allure du facteur de qualité pour une géométrie de (350 μ mX40 μ m)..... 86
- Figure IV.16 : L'allure du facteur de qualité pour une géométrie de (300 μ mX40 μ m)..... 86

INTRODUCTION GENERALE

Les microsystèmes, dont le concept émerge à la fin des années 80, sont des composants qui concernent divers secteurs d'applications tels que les transports, la santé, l'environnement, etc... Leur développement s'appuie sur les avancées technologiques réalisées dans le domaine des microtechnologies.

Le besoin en capteurs intégrés, capables de mesurer *in-situ* les propriétés d'un fluide, devient un enjeu important dans les sciences du vivant, dans l'industrie de la chimie fine, ainsi que dans le domaine environnemental. Notre projet concerne plus particulièrement, un dispositif capable de mesurer les propriétés rhéologiques d'un fluide, c'est-à-dire de donner une réponse quantitative à la question suivante : Comment coule le fluide ? Il permettra notamment la mesure des propriétés viscoélastiques des fluides complexes sur une large gamme de fréquence en l'occurrence le sang.

L'exploration des procédés de mesure existant à base de microcantilever oscillant ou résonant, les capteurs à base de microcantilever sont connus pour avoir une grande sensibilité. Ils peuvent jouer le rôle d'une plate-forme technologique adaptable à diverses applications de biodétection.

Il existe deux modes dans lesquels les capteurs à microcantilevers sont utilisés. Le mode statique et le mode dynamique. La détection dans le mode statique repose sur le changement dans la déflexion de la poutre causé par les différentes contraintes de surface, d'autre part, la détection dans le mode dynamique (en résonance) repose sur les changements induits sur la fréquence de résonance du cantilever causée par le changement de masse tel que l'amortissement visqueux.

Nous limiterons notre discussion au mode dynamique. Notre travail se résume à partir d'un modèle préexistant et l'adapter pour la mesure de la viscosité en modélisant les phénomènes entrant en jeu selon la conception du capteur, qu'il faudra implémenter dans un simulateur Comsol par la méthode des éléments finis (FEM) afin de comprendre et d'améliorer le fonctionnement du capteur présenté dans ce mémoire, qui se divise en quatre chapitres :

1. Le premier chapitre détaille l'état de l'art des microsystèmes avec une vue d'ensemble sur les applications ainsi que des notions de rhéologie et viscosité issue de la littérature.

2. Le second chapitre présente une exploration des différentes méthodes et techniques de microfabrication mise au point pour la microélectronique et les microsystèmes.
3. Le troisième chapitre présente les fondamentaux des structures vibrantes plus particulièrement des micropoutres à savoir leurs modes de vibration ainsi qu'une approche théorique sur leur comportement mécanique dynamique, les systèmes de mise en vibration accompagné de quelque aspect de modélisation.
4. Le quatrième et dernier chapitre traite plus précisément de l'étude de cas à travers une modélisation numérique par éléments fini et l'exploration des résultats ainsi que le suivie du mouvement de la micropoutre en mode dynamique. Nous avons ensuite voulu faire apparaitre les paramètres influant ses caractéristiques telle que sa fréquence propre et plus particulièrement son facteur de qualité. Ainsi l'évolution de ces paramètres pourrons nous renseigner sur les propriétés du fluide étudié.

CHAPITRE I

LES DISPOSITIFS BIOMEMS
DANS LE DOMAINE MEDICAL :
ETAT DE L'ART

I.1. Introduction

Dans ce chapitre, on présente une vue large sur l'exploration des procédés de mesure existant à base de microcantilevers, pour la détermination des propriétés rhéologiques des fluides complexes. Et aussi sur les concepts principaux de rhéologie, plus précisément sur la mesure de la viscosité, avec quelques clés théoriques et différentes techniques expérimentales liées à cette thématique seront énumérées et qui vont être nécessaires à la compréhension des phénomènes entrants en jeu. Ainsi accompagné d'exemples issus de la littérature.

I.2. les microsystèmes

I.2.1. Généralités

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 fluide, 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... [1].

I.2.2. Microsystèmes électromécaniques (MEMS)

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

En Europe, un acronyme utilisé est *MST* (Micro Systems Technologies), au Japon il est question de *micromachines* ou *mechatronics* [32]. 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 quelque 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 données 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 [32].
- c. **System** : traduit pour certains, seulement un simple capteur ou actionneur ou autre composant élémentaire, alors que pour d'autres, le système est composé 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 nature de variables à mesurer ou contrôler) et une unité de traitement assurant les fonctions nécessaires à l'autonomie de fonctionnement, voire de communication [33].

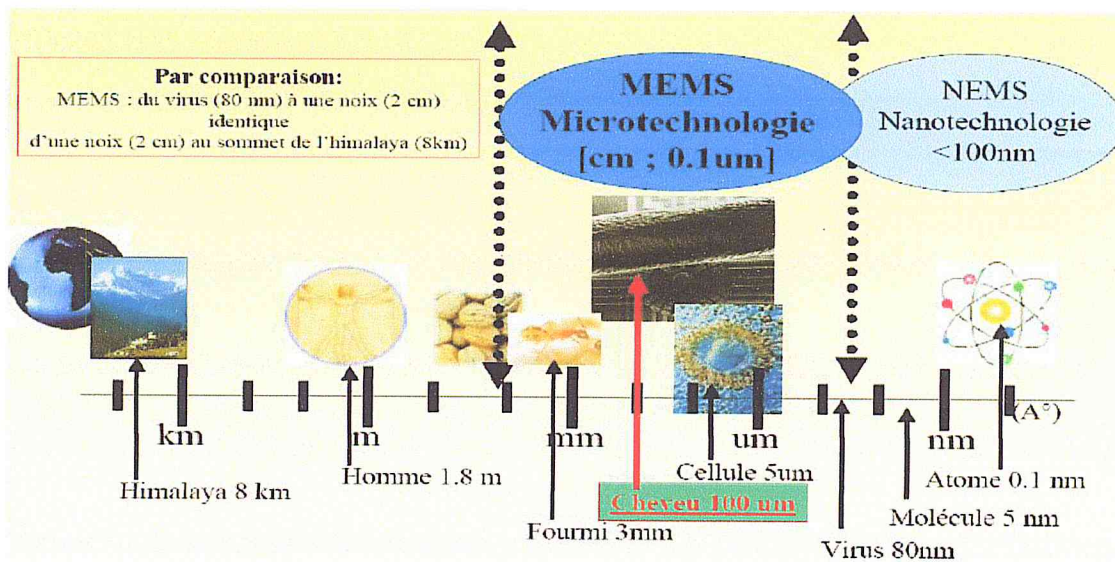


Figure I.1 : positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets [3].

I.2.3. 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.

L'histoire des microsystèmes a commencé le 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* », faisant allusion à une éventuelle possibilité de réduire les dimensions des systèmes et de découvrir un nouveau domaine de recherche à l'échelle microscopique [35].

Le développement de la fabrication des circuits intégrés par Fairchild a conduit 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) [4].

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.] le développement des microstructures.

Au début des années 1980, le développement et la maîtrise parfaite des techniques du micro usinage ont permis la fabrication massive (en série) des microsystèmes tels : les microcapteurs et les microactionneurs utilisés dans les têtes de lecteur des disques durs.

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.

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

En 1982, Petterssen et al (de IBM ResearchLab) décrivent dans leurs articles intitulés « *Silicon as a mechanical material* », les procédés technologiques de l'usinage de volume du Silicium en présentant ce dernier comme le matériau de prédilection de l'industrie microélectronique [4].

Feynman révisa en 1983 son premier discours de 1959 au Jet Propulsion Laboratory Pasadena CA.USA à travers un article qu'il a intitulé « *Infinitesimal Machinery* » [34]. Dans la même année, Angel et al proposent des dispositifs fabriqués en Silicium dans un papier « *Silicon micromechanical Devices* » [5].

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 portant sur les matériaux spécifiques et des technologies compatibles avec celle du silicium et les méthodes et outils de conception destinés aux microsystèmes. Ceci a mené à l'invention des microactionneurs électrostatiques [6].

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, Suède, 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 "*MIROSYSTEM 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 AnalogDvices lance le 1^{er} accéléromètre microusiné superficiellement avec son électronique intégré 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 meilleures 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, télécommunications, médicales, etc... [35].

I.2.4. Avantages et limites des microsystèmes

I.2.4.1. Avantages

- La miniaturisation :

Parmi les grandes réussites de la miniaturisation, c'est qu'elle permet une meilleure mobilité et une meilleur souplesse dans l'utilisation des appareils ; un volume ou un poids inférieur permet une réduction avec des moyens d'analyses 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 inférieurs au millionième de la gravitation terrestre), ou encore des non-linéarités de certains grandeurs physique (ex : écoulement d'air sur une aile d'avion), diminution de la consommation (énergie, matière première (solvant...) et des rejets (radioactivité, ondes parasites « portable dans les avions », déchets médicaux très coûteux à éliminer...), autonomie accrue, inertie beaucoup plus faible, temps de désorption, temps de réactivité des capteurs [35].

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) [33].

Enfin, la suppression des liaisons électriques considérées parmi les causes de défaillances 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 [35].

I.2.4.2. Limites

Malgré les avantages cités ci-dessus, les microsystemes 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 microsystemes représentant un avantage rend très difficile voire impossible l'accessibilité pour des vérifications ou des réparations, la fragilité physique à l'environnement (ex : chocs, vibrations). Elle rend aussi les microsystemes incapables d'agir sur un environnement macroscopique. Ainsi, des modes d'actionnement spécifiques aux microsystemes 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 microsystemes) qui troublent le bon fonctionnement des microsystemes, parfois ces perturbations sont très pénalisantes, voire critiques pour les microsystemes. 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 microsystemes [35].

Enfin, il ne faut pas oublier les problèmes énergétiques, liés à l'alimentation des microsystemes et ce quelque soit les progrès réalisés dans ce domaine [7].

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 [8].
- Au niveau sociétal, pour faire accepter au grand public l'utilisation massive des microsystemes dans la vie de tous les jours [35].

I.2.5. Les différents secteurs des MEMS

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, fluide, chimie, médecine, biologie... On trouve quatre familles associées à leurs cadres applicatifs (Figure. I.2).

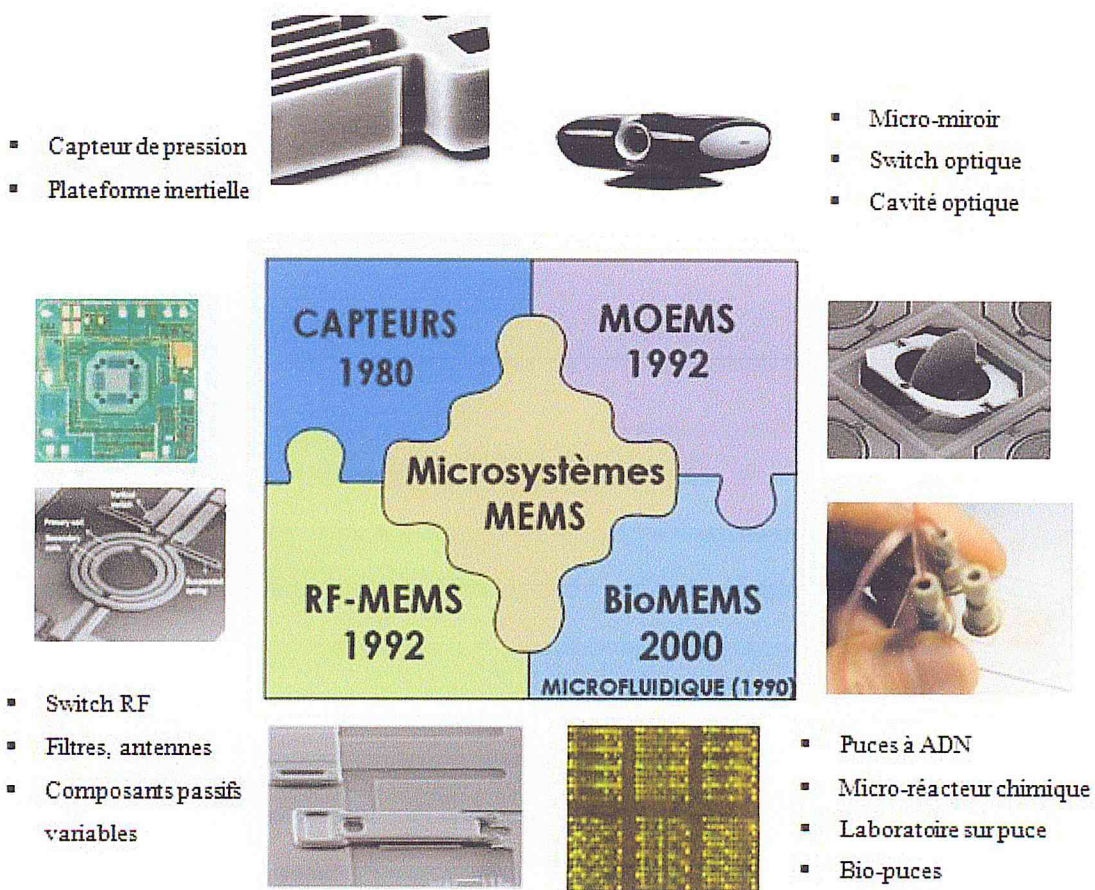


Figure I.2 : les quatre secteurs des MEMS [9].

La classification thématique des microsystèmes peut être aussi attribuée par son champ d'application, comme suit [9] :

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

La demande biologique et médicale des micro-électro-mécaniques-systèmes (MEMS) est actuellement considérée comme une zone de forte incidence potentielle. L'intégration de la biologie et de la microtechnologie a abouti à l'élaboration d'un certain nombre de plates-formes pour l'amélioration des technologies biomédicales et pharmaceutiques.

Au cours de la dernière décennie, les premiers développements de miniaturisation ont d'abord concerné des dispositifs électromécaniques ou MEMS (pour Micro Electro Mechanical Systems) tels que les accéléromètres et les capteurs de pression qui ont eu un large succès commercial. Cette technologie s'est rapidement étendue aux domaines biologique et médical pour donner naissance à ce qui est connu sous les noms de "BioMEMS", "biosensors", "lab on chips" ou " μ -TAS" (pour *Micro-Total Analysis Systems*).

I.3. Les BioMEMS

BioMEMS, ou les systèmes micro électromécaniques biomédicaux, a émergé en tant que sous-ensemble de dispositifs MEMS pour des applications dans la recherche biomédicale et des microdispositifs médicaux [10]. Une révolution en marche grâce aux biomicrotechnologies. Il s'agit d'une miniaturisation des systèmes de détection, d'analyse et de traitement au service de la biologie, de l'environnement et de la médecine.

Ces dispositifs (Figure I.3) sont généralement composés d'une partie microfluidique incluant des microcanaux, des microvalves, des micropompes, des micromixeurs, des microréacteurs pour la manipulation des différents liquides ou objets biologiques, d'une plateforme de détection plus au moins complexe contenant un ou plusieurs capteurs, et de la composante biologique qui peut être intégrée (biorécepteur) ou momentanément introduite pour les besoins d'analyse [1].

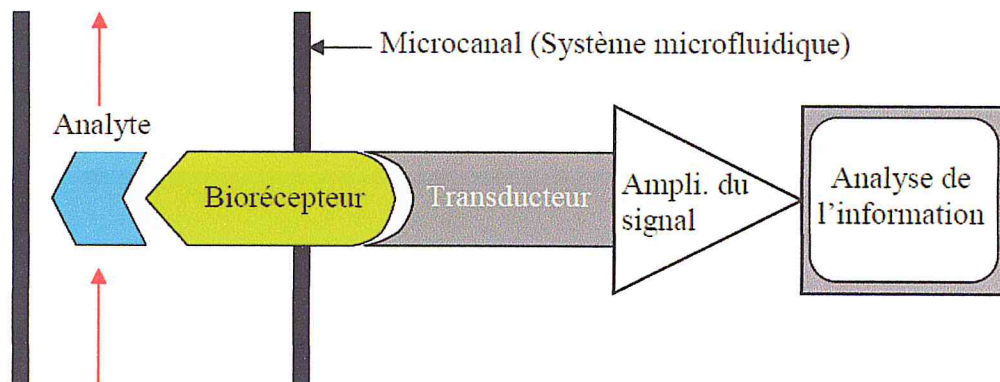


Figure I.3 : Schéma basique d'un BioMEMS [1].

L'explosion de la recherche et des applications dans ce domaine a entraîné une multiplication de la nomenclature et des concepts techniques. Nous tenterons donc tout d'abord d'établir une nomenclature précise basée sur les fonctionnalités et les degrés d'intégration des différents systèmes. Les termes de bioMEMS et bio-microsystèmes sont de plus en plus utilisés pour désigner, d'une manière générale, la grande panoplie des microdispositifs destinés aux sciences de la vie. Ces derniers peuvent être classés en 5 grandes catégories [1] :

- **Micropuces ou «Microarrays»** : Elles sont basées essentiellement sur l'hybridation (brins d'ADN) ou la reconnaissance moléculaire (ligand-récepteur) qui sont généralement détectées par fluorescence sans l'intervention d'un transducteur intégré. Actuellement, beaucoup de développements se font sur des puces à protéines, à lipides ou à saccharides, qui s'ajoutent aux puces à ADN déjà commercialisées.
- **Biocapteurs ou «Biosensors»** : Ils sont composés de biorécepteurs immobilisés sur un transducteur qui peut être optique ou plus généralement électromagnétique, électrochimique, piézoélectrique, calorimétrique ou acoustique. Le principe de base d'un biocapteur est de transformer une propriété biochimique d'un phénomène biologique en un signal électrique. Le premier biocapteur a été développé en 1950 par Leland Clarke pour mesurer la concentration en oxygène dissout dans le sang grâce à des électrodes fonctionnalisées.
- **Laboratoire sur puces ou «Lab on chips, μ TAS»** : Ce sont des microdispositifs multifonctionnels et plus élaborés qui permettent, selon leur degré d'intégration,

une fonction de transduction, mais surtout de préparation des échantillons, séparation, analyse, de culture cellulaire ou tissulaire. En plus du transducteur, ces composants contiennent un système microfluidique (microcanaux) pour gérer les fluides à analyser.

- **Dispositifs implantables ou «*implantable devices*»** : Ce sont des microsystèmes soit biohybrides, soit en contact direct avec un système vivant à l'exemple des organes artificiels, les interfaces cerveau-machine et les systèmes de libération médicamenteuse.
- **Les micro/nanomachines** : Ce sont des dispositifs qui peuvent être injectés dans les liquides corporels, qui n'ont pas forcément une composante biologique, mais dont la fonction est de cibler puis d'interagir avec le système vivant.

Cette classification n'est évidemment pas statique. Plusieurs dispositifs peuvent résulter de l'intégration de deux ou plusieurs des éléments cités ci-dessus, ou même faire l'objet d'une combinaison avec des systèmes nanométriques pour former ce qui est appelé les BioNEMS (pour *Bio-NanoElectroMechanical Systems*), à l'exemple des nanomachines destinées au ciblage médical [1].

I.3.1. Avantages

L'essor de ces microdispositifs et l'intérêt montré par les communautés scientifiques et industrielles est expliqué par les multiples avantages que procure le principe même de la miniaturisation, mais aussi par les phénomènes et les propriétés qui émergent à l'échelle du micromètre et du nanomètre. Les avantages les plus évidents sont [1] :

- Le travail sur des microvolumes d'échantillons biologiques ou médicaux, ce qui se révèle d'un grand secours pour le génie génétique, l'analyse paléontologique ou la médecine légale, où l'échantillon disponible n'est pas souvent suffisant pour une analyse classique.
- L'intégration plus importante des fonctions, ce qui réduit ainsi le besoin de l'intervention humaine dans la préparation et l'analyse des échantillons, et par conséquent, réduit les problèmes de contamination, de fiabilité et de risques sécuritaires.
- Une très grande sensibilité et une spécificité améliorée, étant donné que l'analyse pourrait potentiellement se faire sur une cellule ou molécule unique.

- Réactions plus rapides et plus maîtrisées grâce à la microfluidique et aux propriétés inhérentes à la miniaturisation (rapport surface/volume important, domination des forces interfaciales et de la diffusion moléculaire).
- Réduction du coût et du temps d'analyse grâce, entre autre, à la parallélisation des systèmes de mesure.

En deux décennies, tous ces avantages ont permis aux bioMEMS d'investir toutes les échelles de la structure du vivant, allant du génie génétique (séquençage, génotypage, pharmacogénomique), en passant par la protéomique (conformations, interactions) et les manipulations cellulaires, jusqu'à l'ingénierie tissulaire. De plus en plus d'applications sont également annoncées pour le diagnostic et le traitement médicaux, les organes artificiels, l'interface cerveau-machine et les sécurités agro-alimentaires et environnementales. Plusieurs revues de ces applications sont disponibles dans la littérature [11-15].

I.4. Application médicale des BioMEMS

Les BioMEMS sont recherchés pour de possibles applications dans le domaine médicale où l'on développe des actes chirurgicaux robotisés, microchirurgie, micro pompes implantées, capteur de pression sanguine, simulateurs musculaires et cardiaques, prothèses, instruments d'analyses [1]. Jetons un coup d'œil à quelques-uns des bioMEMS qui sont déjà utilisés et commercialisés, ainsi que quelques-unes encore dans la phase de recherche [17].

La figure I.4 montre de façon générale les différentes fonctions que peuvent intégrer les BioMEMS dans le milieu biologique, dans différentes partie du corps humain, allant de simples prothèses à des électrodes neurales en passant par des systèmes implantables de délivrance automatique de médicaments ,des implants auditifs et des implants de rétine artificiel.

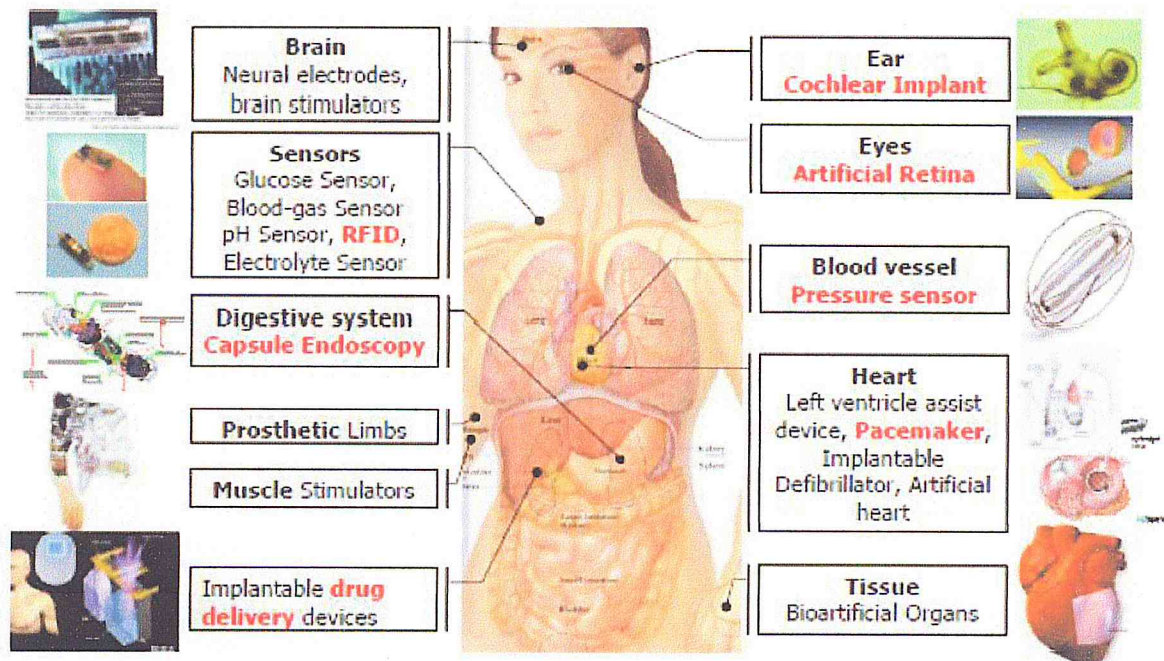


Figure I.4 : Applications BioMEMS [17].

I.4.1 : Dispositifs médicaux implantables

Chaque année des millions de patients ont amélioré leur qualité de vie grâce à la chirurgie ou des procédures qui impliquent des dispositifs médicaux implantés. L'implant à long terme est utilisé pour des dispositifs qui remplacent ou agissent comme une fraction ou l'ensemble de la structure biologique. Actuellement, les implants sont utilisés dans de nombreuses parties du corps, pour des applications diverses tels que l'orthopédie, les stimulateurs cardiaques, les défibrillateurs, prothèses neuronales ou un système de délivrance de médicament [69].

I.4.2 : L'auto-médication automatique ou « *Drug Delivery* »

L'un des domaines les plus dynamiques pour les applications d'implants est pour les appareils pour contrôler et la distribution des médicaments ciblés. Des combinaisons de médicaments et le dispositif sont fondés sur le principe de la livraison de drogue contrôlée locale à partir d'un dispositif prothétique implantée dont le but principal est de remplacement fonctionnelle ou structurelle du tissu hôte [71].

Beaucoup de nouvelles possibilités intéressantes existent dans l'application des dispositifs microfabriqués de délivrance de médicaments pour la médecine et la biologie.

Ces dispositifs sont prêts à révolutionner l'administration de médicaments. Ils offrent de nouvelles méthodes pour fournir des composés de manière ciblée.

Ainsi, à la vitesse désirée, ils sont compacts pour permettre de minimaliser le placement invasif [70]. Micro et nano systèmes électromécaniques (MEMS ou NEMS) à base de polymère et des dispositifs d'administration électromécanique créent totalement un nouveau prototype de livraison de médicaments. La technologie des MEMS a été utilisée pour construire des microréservoirs, micropompes, membranes nanoporeuses, des nanoparticules, des valves, capteurs et autres structures à l'aide de matériaux biocompatibles appropriés pour l'administration de médicaments [72].

On va citer quelques une de ces applications

- **BioMEMS pour diabétiques :**

La pompe à insuline MiniMedParadigm®522, avec un capteur, un transmetteur et une ligne de perfusion ; est l'un des quelques dispositifs sur le marché qui peuvent non seulement surveiller le niveau de glucose d'une personne, mais peut aussi fournir de l'insuline sur une base selon les besoins. Ses composantes sont :

- (A) une pompe externe et l'ordinateur,
- (B) une canule souple qui délivre de l'insuline,
- (C) un capteur de glucose interstitiel,
- (D) un dispositif radio sans fil qui communique avec l'ordinateur.

Comme représente dans la figure I.5 [17].

Le capteur (C) est placé sous la peau, il mesure en permanence les niveaux de glucose dans le liquide interstitiel (le liquide entre les tissus corporels). Les mesures du capteur sont reçues en temps réel par le dispositif radio sans fil (D). Ce dispositif envoi les données à l'ordinateur (A), qui détermine la quantité d'insuline nécessaire ; La pompe (A) applique cette quantité dans le patient via la canule (B) ; L'ordinateur de Mini-Med Paradigm ® stocke également toutes les données [17].

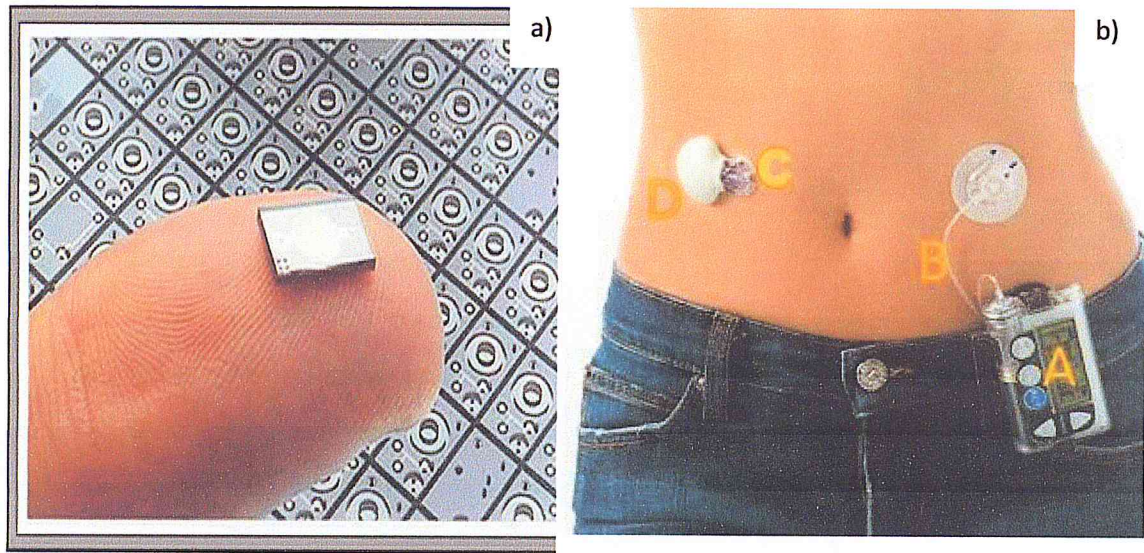


Figure I.5: a) Micropompe pour insuline [17]; b) Pompe à injection d'insuline *MiniMedParadigm®522*, avec *MiniLink™* [17].

- **Prothèse rétinienne artificiel :**

Un dispositif thérapeutique de bioMEMS actuellement testé est la prothèse rétinienne artificielle appelée *Argus™ Retinal Prosthesis System*. Le cœur du système est une rétine artificielle un réseau d'électrodes placé directement sur la rétine à l'arrière de l'œil. Ce réseau reproduit la tâche des cellules photoréceptrices de la rétine. Ces cellules sont détruites au cours des maladies rétiniennees telles que liée à l'âge, dégénérescence maculaire et la rétinite pigmentaire (RP). Un essai clinique de phase II est actuellement à l'essai sur 30 patients atteints de RP dans dix différents centres dans le monde entier avec la prothèse rétinienne Argus II (figure I.6) [17].

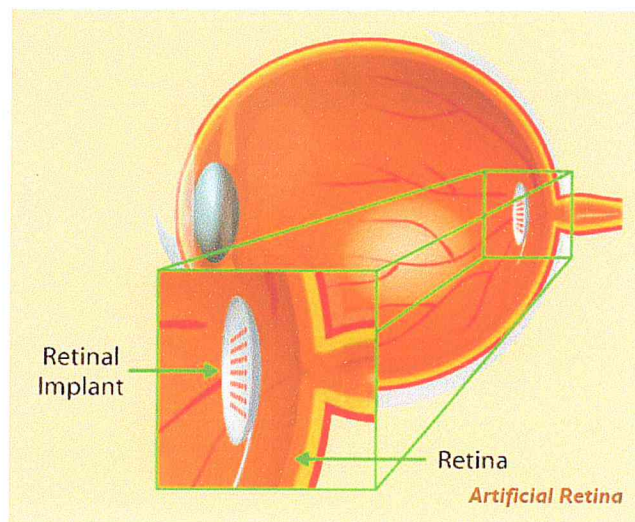


Figure I.6 : Prothèse rétinienne artificielle [17].

- **Simulateur cardiaque ou Pacemakers :**

Les accéléromètres MEMS sont utilisés dans les défibrillateurs et les stimulateurs cardiaques. Certains patients présentent des battements cardiaques anormalement rapides ou chaotiques et sont donc exposés à un risque élevé d'arrêt cardiaque ou une crise cardiaque. Un défibrillateur implantable rétablit un rythme cardiaque normal en fournissant des chocs électriques au cœur dans des conditions anormales. Le cœur de certaines personnes bat trop lentement, et cela peut être lié au processus de vieillissement naturel ou d'une maladie génétique. Un stimulateur maintient un bon battement de cœur en transmettant des impulsions électriques au cœur. Les Stimulateurs cardiaques modernes utilisent des accéléromètres MEMS et sont capables d'ajuster la fréquence cardiaque en fonction de l'activité physique du patient. Medtronic est un fabricant leader de défibrillateurs et de stimulateurs cardiaques. La figure I.7 montre une SureScan à base d'accéléromètre MEMS de Medtronic™ stimulateur cardiaque. Ce stimulateur est conçu pour être compatible avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM) [18].



Figure I.7 : un Pacemakers ou simulateur cardiaque de de Medtronic™ [18].

- **Des outils de microchirurgie :**

En chirurgie, la majorité de traumatisme pour le patient est provoqué par des incisions du chirurgien d'accéder au site chirurgical. *Minimally invasive surgical (MIS)*, chirurgie minimalement invasive à pour but de fournir un diagnostic, le suivi ou le traitement des maladies en effectuant des opérations avec de très petites incisions ou parfois par des orifices naturels (figure I.8). L'Avantages de MIS sur la chirurgie ouverte classique comprend moins de douleur, des blessures minimales aux tissus, des cicatrices minimales [18].

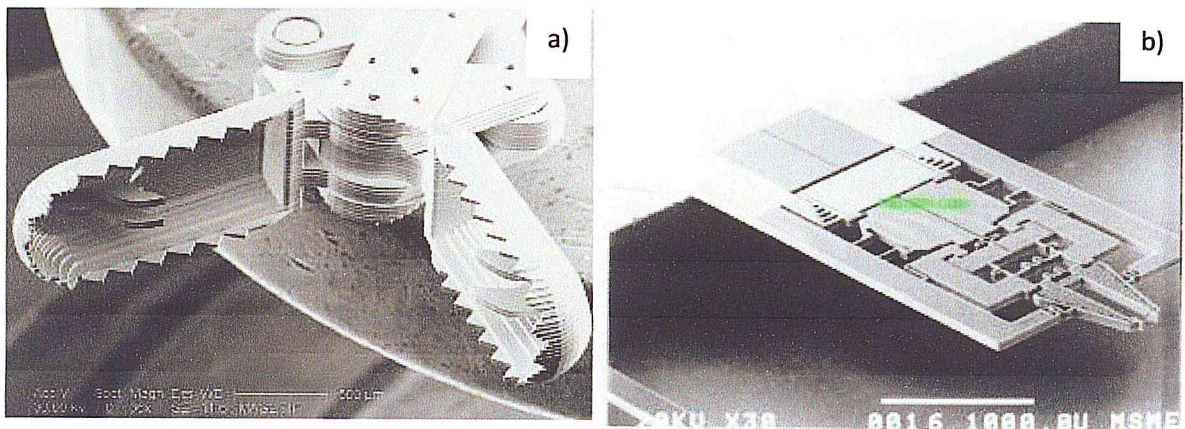


Figure I.8 : a) Outils chirurgicaux micro-usinés: une paire de MEMS métalliques pince à biopsie [19], b) Outils chirurgicaux micro-usinés: une paire de pinces de MEMS de silicium [20].

La mise en œuvre des nanosystèmes biocompatibles, comme le montre la figure I.9, permet à un nanorobot de se déplacer dans le corps humain pour sélectionner, analyser et traiter directement des cellules malades. Ces nanorobot devront être capables de se propulser pour se déplacer dans notre organisme [35].

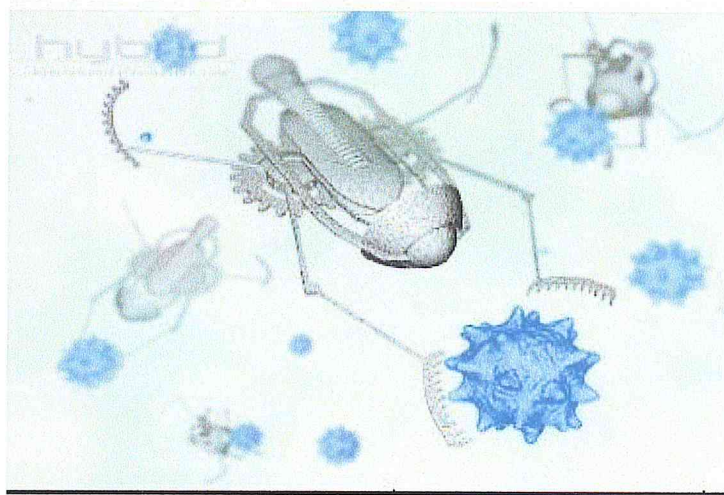


Figure I.9 : Vue schématique d'un nanorobot le traitement cellulaire [www.esiee.fr].

- **Microviscosimètre :**

Des Microviscosimètre peuvent aussi être utiles aux applications médicales, en particulier pour la mesure de la viscosité du sang. Pour cette application, un appareil de mesure utilisant des micropoutres en plastique est déjà commercialisé par la société

Microvisk [21] ; des images du microsystème et du boîtier de mesure sont montrées dans la figure I.10.

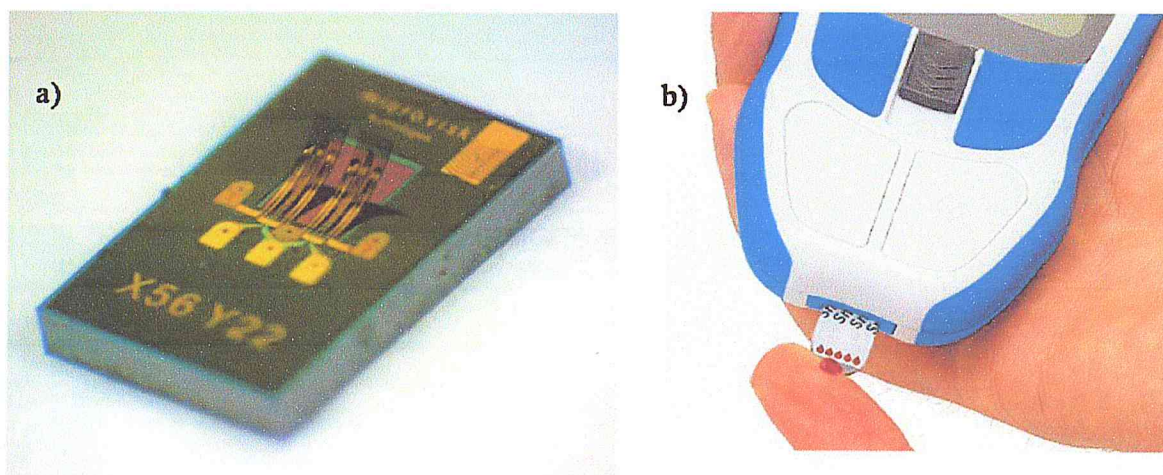


Figure I.10 : a) Image d'une paire de micropoutres plastiques utilisée pour la mesure de la viscosité du sang, b) Système commercial de mesure du capteur présenté sur l'image a) [21].

I.5. Rhéologie et Viscosité

I.5.1. Historique

Le mot « Rhéologie » a été créé aux États Unis en 1929 par Eugène Cook Bingham (1878-1945). L'émergence de la rhéologie est liée à l'épanouissement des polymères, et bien sûr la construction des premiers rhéomètres [22].

I.5.2. définition

Étymologiquement, la rhéologie est une science qui traite de l'écoulement, des déformations, et plus généralement de la viscosité des matériaux sous l'action des contraintes. La rhéologie est capable d'intégrer l'étude de l'ensemble des substances, qu'elles soient liquides ou solides. En effet, il faut être conscient du fait que la notion de liquide recouvre aussi bien des liquides très fluides comme l'eau, les solvants organiques, les solutions et les dispersions diluées mais aussi des substances beaucoup plus visqueuses et consistantes à l'aspect pâteux, semi solide voire même solide. Ces différences sont souvent dues à la très large gamme d'échelle de temps qui concerne le mécanisme d'écoulement. L'écoulement d'un fluide comme l'eau s'effectue instantanément sous l'effet de la pesanteur. Dans certains cas, il faudra attendre quelques heures, pour observer un

début d'écoulement significatif. C'est le cas extrême des verres des vitraux des cathédrales dont l'écoulement s'opère à l'échelle des siècles [22] !

La viscosité peut être définie comme la résistance à l'écoulement uniforme et sans turbulence se produisant dans la masse d'une matière. La viscosité dynamique correspond à la contrainte de cisaillement qui accompagne l'existence d'un gradient de vitesse d'écoulement dans la matière [23]. La viscosité n'est pas la seule grandeur à observer, la plupart des matériaux possèdent également des propriétés élastiques d'autant plus marquées qu'ils possèdent une organisation moléculaire complexe. La viscoélasticité étudie les propriétés visqueuses et élastiques des matériaux. Le comportement rhéologique du sang, ainsi que la viscosité sanguine dépendent de l'hématocrite. Lorsque le volume relatif occupé par les hématies augmente, la viscosité croît rapidement [24].

I.6. Enjeux et problématiques

I.6.1. Problématique

On se propose d'améliorer les connaissances des propriétés rhéologiques des fluides complexes utilisés dans les micros et nano systèmes. En effet il est nécessaire de connaître et de comprendre les propriétés mécaniques des fluides étudiés. Afin de répondre au questionnement de « comment le fluide se comporte ? », nous allons donc explorer les différents dispositifs expérimentaux capables d'apporter des réponses. Tous les dispositifs utilisés sont basés sur la mesure de vibration des micropoutres appelées aussi microleviers (*microcantilevers*) en silicium dans des fluides complexes au repos. Des modélisations analytiques et théoriques des phénomènes physiques due à l'interaction fluides / structure mis en jeu seront développées au cours de cette étude. Afin de comprendre et pouvoir analyser les mesures qui sont faites avec différentes configurations. Et ceci a pour but de développer des dispositifs capables de mesurer *in situ* les propriétés rhéologiques des fluides complexes, qui sont d'une importance capitale pour de nombreux domaines d'applications (agroalimentaire, médicale, pharmaceutique, biophysique etc.). Il est donc important d'apporter des systèmes de mesures performants et fiables.

I.6.2. Contexte et enjeux

La mesure des propriétés rhéologiques de fluide complexe est un enjeu scientifique et industriels qui trouve son application au quotidien, notamment dans les domaines de l'agroalimentaire et de la cosmétique. Mais plus particulièrement le domaine médical sur le

quel on va focaliser notre recherche en prenant le sang comme objet d'étude, puisqu'il est un fluide complexe et non-newtonien. Il suscite l'intérêt puisqu'il touche l'individu au premier degré, et il est important de connaître ces propriétés plus précisément la viscosité du plasma sanguin. Qui peut être utilisée pour le diagnostic de plusieurs maladies telles que les troubles cardiovasculaires, l'arthrite rhumatoïde, certaines maladies auto-immunes [25-27]. La viscosité du plasma augmente en parallèle avec la vitesse de sédimentation (ESR), cependant, il n'est pas influencé par l'hématocrite (anémie, polycytemia). Par conséquent, pour les syndromes d'hyperviscosité la mesure de la viscosité du plasma peut être plus utile. La plage de viscosité du plasma sanguin pour les personnes en bonne santé est comprise entre 1.1 cP et 1.3 cP. Elle peut être élevée jusqu'à 3 cP en cas de symptômes d'hyperviscosité [28-30]. Les dispositifs actuels pour la mesure de la viscosité du plasma sanguin sont très limités. Des micropoutres en silicium ont été les premiers capteurs utilisés. L'immersion de ces micropoutres en vibration dans le liquide à caractériser (en occurrence le sang) a permis le calcul des propriétés viscoélastiques de ce dernier en mesurant le spectre de résonance de la microstructure.

Nous proposons ici d'explorer aux moyens d'outils de simulations qui seront capable de sonder les propriétés des fluides en fonction de la fréquence de la sollicitation appliquée sur la microstructure.

I.7. conclusion

Dans ce chapitre, une large présentation des microsystèmes a été faite et plus spécifiquement les BioMEMS ainsi une exploration des différentes applications, des exemples ont mis en avant l'utilisation de micropoutres notamment pour étudier les propriétés du sang mise à ce jours. Des notions de viscosité et de rhéologie ont été abordée afin de cerner les objectifs de ce travail. Dans ce cadre là on va explorer dans le prochain chapitre les différents procédés de fabrication des microsystèmes et plus particulièrement les micropoutres qui font l'objet de notre étude.

CHAPITRE II

PROCEDES ET TECHNIQUES DE MICROFABRICATION DES MICROPOUTRES

II.1.Introduction

Les techniques de microfabrication ont beaucoup évolué depuis l'introduction des techniques de photolithographie pour la réalisation de microstructures mécaniques. Ces technologies étaient auparavant très utilisées dans le domaine de la microélectronique pour réaliser des circuits intégrés. ce chapitre introductif présente les principales techniques de microfabrication, en insistant particulièrement sur les nouvelles possibilités offertes par les technologies héritées de la microélectronique, et utilisées pour réaliser des microsystèmes comportant aussi des fonctions mécaniques, optiques fluidiques, etc.

Les structures réalisées sont alors des empilements de couches planes extrêmement minces (les épaisseurs restent de l'ordre du micron), déposées sur un substrat plan, et dont le contour extérieur est défini par une série de « masques » conçus par ordinateur. Ce concept a été transposé massivement depuis une quinzaine d'années à la réalisation d'objets micromécaniques [36].

II.2. Matériaux utilisés dans la microfabrication

Le silicium monocristallin est le matériau le plus répandu dans la micro-fabrication pour un certain nombre de raisons. Tout commence par le sable, composé à 25 % de silicium, l'élément le plus répandu dans la croûte terrestre après l'oxygène. Le sable, et plus particulièrement le quartz, contient un fort taux de silice sous forme de dioxyde de silicium (SiO_2) qui se trouve être l'ingrédient de base pour fabriquer des semi-conducteurs. Cette matière première a donc le mérite d'être naturellement abondante sur la croûte terrestre et représente un matériau particulièrement intéressant pour les utilisations chimiques ou biologiques mais aussi [37] :

- Très grande pureté ;
- Facilement micro usiné ;
- Fortement piézorésistif ;
- Semi-conducteur (l'intégration des fonctions capteurs et actionneurs avec l'électronique associée) ;
- Très bonnes propriétés physiques : Limite d'élasticité : 7 GPa, Module d'Young : 160 GPa. Et ses propriétés varient avec la température ;
- Bon conducteur thermique ;
- Matériau stable.

Après avoir séparé le silicium du sable brut, celui-ci est purifié à de nombreuses reprises pour arriver au standard de fabrication des semi-conducteurs, l'EGS (*Electronic Grade Silicon*). La pureté est telle que l'EGS peut ne contenir qu'un atome étranger par milliard d'atomes de silicium. A l'issue de ce traitement, le silicium est liquéfié à très haute température (plus de 1700 °C) (figure II.1). On voit ici la création d'un cristal grâce au silicium liquide purifié : ce monocristal est qualifié de lingot.



Figure II.1 : Création d'un cristal grâce au silicium liquide purifié [37].

Ce lingot obtenu à partir de l'EGS pèse environ 100 Kilos, la pureté du silicium est de l'ordre de 99,9999 %. La phase suivante consiste à débiter le lingot en disques fins (figure II.2), que nous connaissons mieux sous le nom de wafers. Certains lingots dépassent 1,50 mètre de longueur et leur diamètre varie en fonction des wafers désirés.

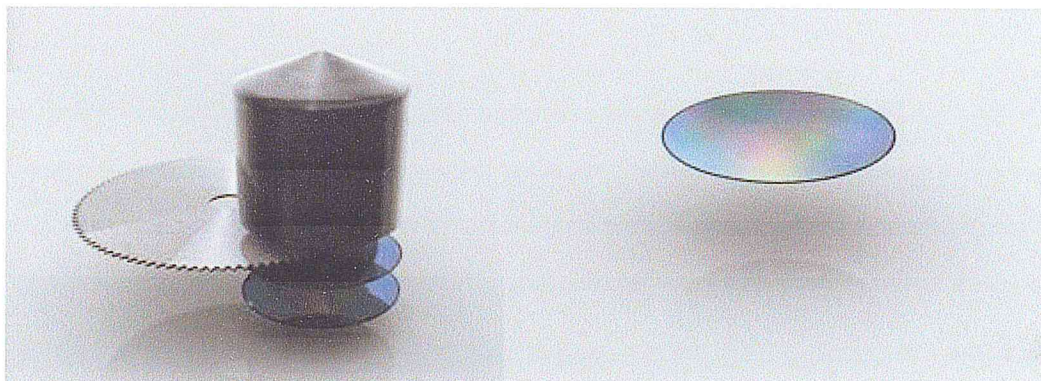


Figure II.2 : Découpage des lingots de silicium en wafers [37].

Une fois coupés, les wafers sont polis jusqu'à l'obtention d'une finition miroir sans la moindre aspérité, prêts à être traités.

II.3. L'environnement de la microfabrication

Le choix d'une salle adaptée sera décisif sur la qualité du résultat. Nous travaillons donc dans une salle adaptée pour la microfabrication : la salle blanche (figure II.3).

Pour fabriquer des dispositifs microélectroniques et microsystèmes, l'environnement doit être très propre. Les salles blanches sont utilisées dans les domaines sensibles aux contaminations environnementales. En effet, l'air ambiant est filtré et recyclé de façon à éliminer le plus de particules possibles, et garder le même volume d'air dans la salle. La température et l'humidité sont contrôlées. Le travail est fait en pression positive par rapport à l'extérieur pour éviter que divers polluants (poussières, bactéries...) ne puissent entrer. De la même manière, l'entrée et la sortie se font par l'intermédiaire d'un sas. Pour limiter l'apport de particules par les usagers il faut obligatoirement porter une combinaison.

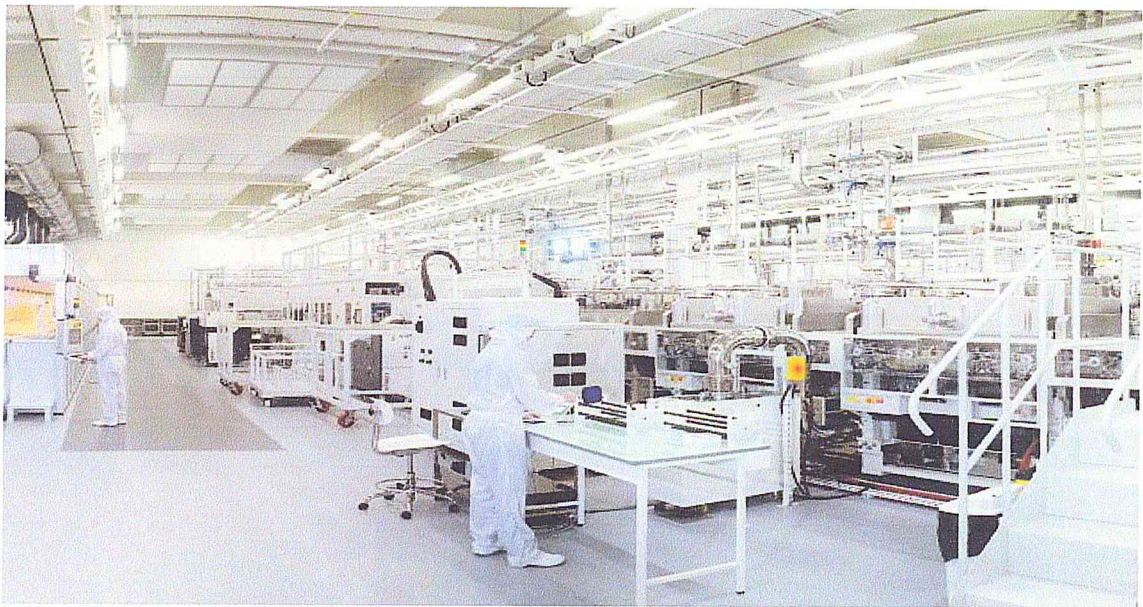


Figure II.3 : Salle blanche de fabrication micro-électronique [63].

II.4. Les techniques de microfabrication

Dans le domaine de la microélectronique, la réalisation des dispositifs sur substrat silicium fait appel à de nombreuses techniques de microfabrication. La microfabrication peut être appliquée à la fois à la surface mais aussi dans le volume du substrat [66]. La figure II.4 montre une vue d'ensemble sur les différentes étapes de la microfabrication.

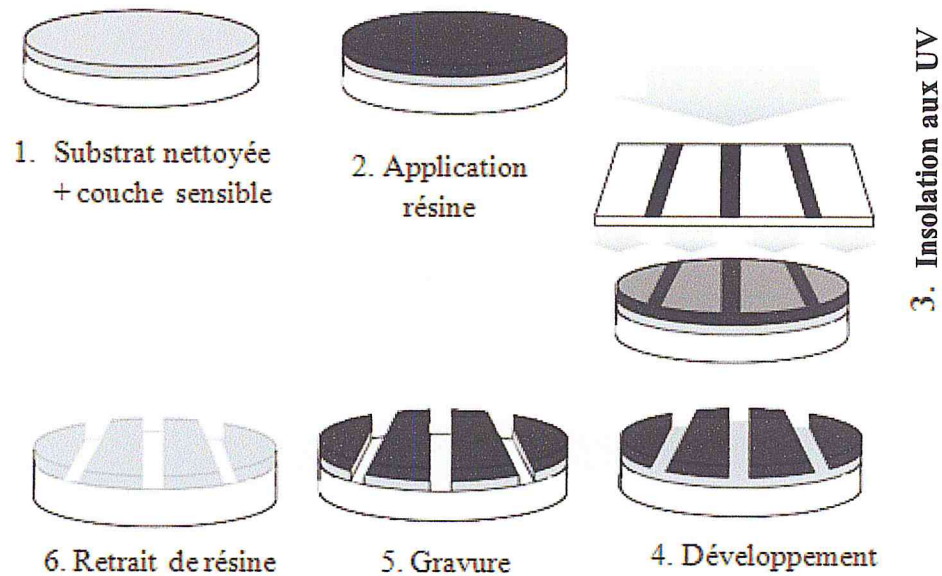


Figure II.4 : Illustration schématique des étapes de la microfabrication [66].

II.4.1. La photolithographie et le masquage

Cette technique consiste à dupliquer une forme donnée par un masque sur un substrat. Chaque matériau nécessite un procédé particulier mais le principe général reste le même dans chaque cas.

Les masques utilisés sont en général des plaques de quartz sur lesquelles un dépôt de chrome formant le motif a été réalisé, dans la plupart des cas, à l'aide d'un faisceau d'électrons avec une précision de l'ordre de la fraction de micron [41].

Les principales étapes sont montrées dans la Figure II.5.

- Etape n°1 : préparation du wafer, il s'agit d'une phase essentielle de nettoyage pour éliminer poussières et impuretés à la surface ;
- Etape n°2 : dépôt d'un film mince de résine (typiquement $2 \mu\text{m}$) par une méthode de centrifugation (tournette) ;
- Etape n°3 : insolation au travers d'un masque, cette étape nécessite l'utilisation d'un aligneur de masque ;
- Etape n°4 : développement de la résine insolée avec un solvant ;
- Etape n°5 : polymérisation finale de la résine en portant le système environ 10 mn à une température supérieure à la transition vitreuse.

- Etape n°6 : retrait de la résine après gravure du substrat.

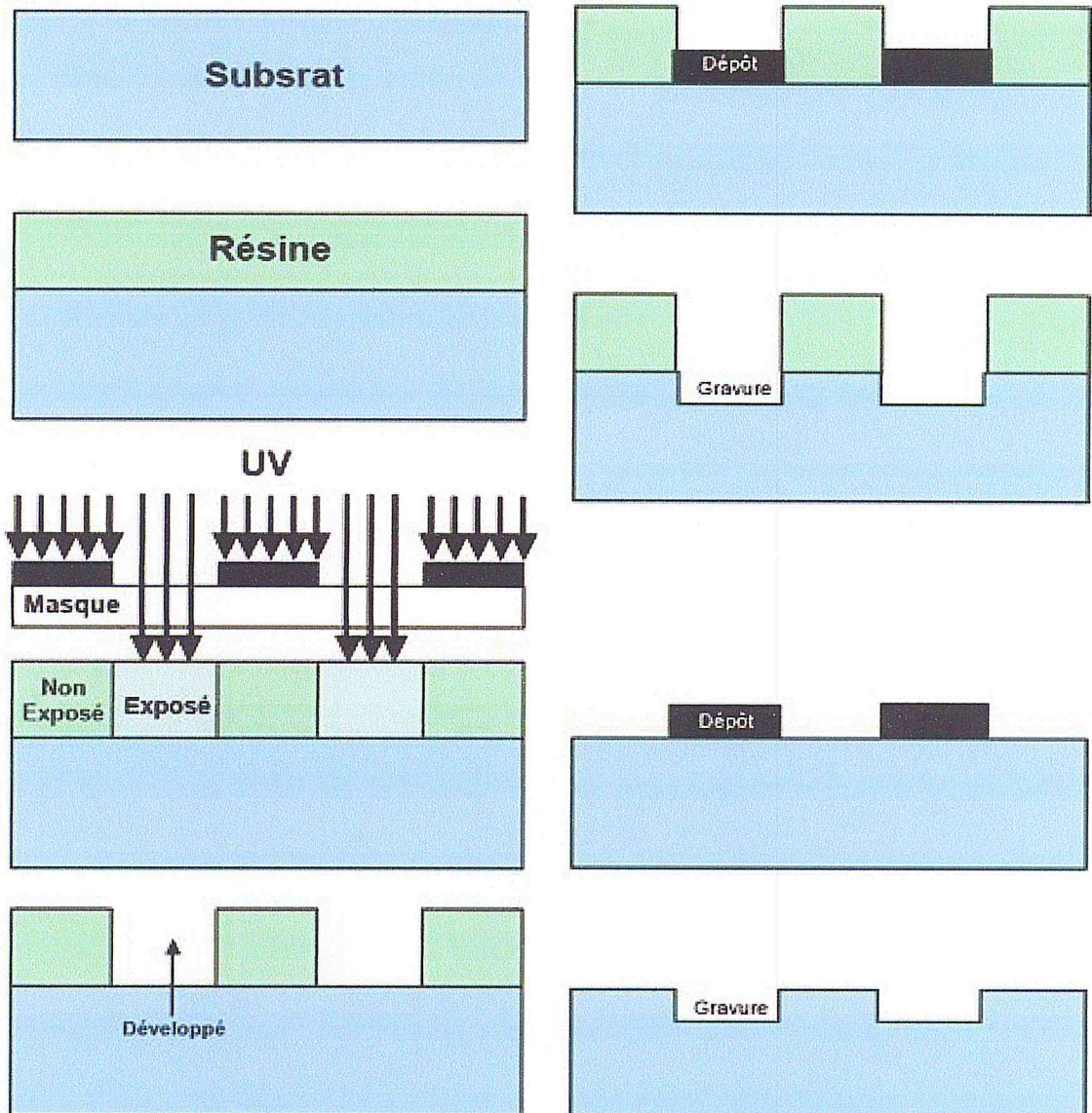


Figure II.5 : Principe de la photolithographie [41].

Deux types de résines existant :

- Les résines positives : elles sont dégradées par l'insolation ; ainsi les structures obtenues sont celles qui ont été protégées par le masque ;
- Les résines négatives : l'insolation provoque la réticulation de ce type de résine. Les parties qui resteront après le développement seront celles complémentaires au masque [39].

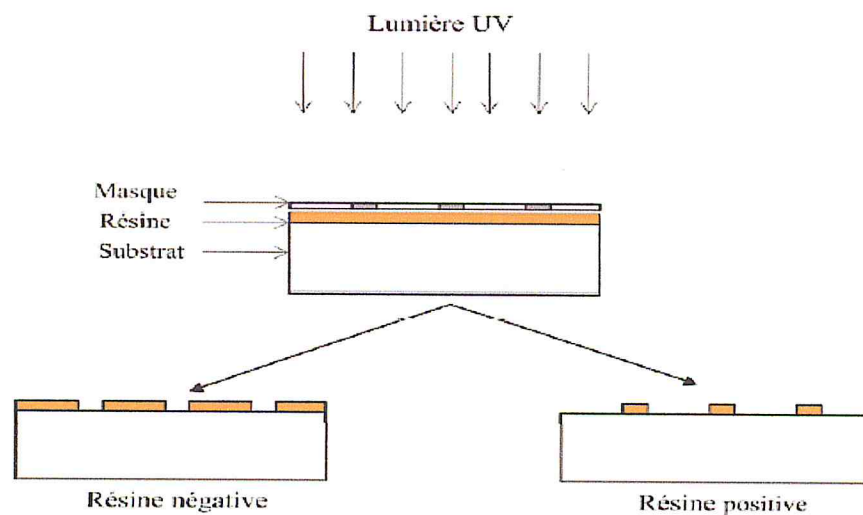


Figure II.6 : Procédé de photolithographie avec les deux types de résine [40].

Les résines doivent posséder les caractéristiques suivantes [41] :

- Fort contraste de solubilité entre les zones insolées et non-insolées ;
- Forte photosensibilité pour absorber le rayonnement ;
- Bonne résistance à certaines classes d'agents chimiques.

Exemples de résines :

- Résines « positives » : PMMA (polyméthylmétacrylate), PDMS, ..., ces résines sont solubles dans des solutions fortement alcalines comme le KOH ou les acétates ;
- Résines « négatives » : KTRF ou SU8, ce dernier est autorisé des structures de fort rapport d'aspect pour des dépôts en couches épaisses et une haute photosensibilité [42].

II.4.2. Principe de la gravure

La gravure d'un matériau est le procédé qui permet d'enlever de la matière (figure I.7). Pour effectuer une gravure, un agent de gravure réagit avec le matériau pour donner un produit de gravure. Pour créer un motif dans un matériau donné, on protège le matériau par un masque (figure II.7). Le masque est choisi pour qu'il réagisse moins vite avec l'agent de gravure que le matériau à graver : on parle alors de sélectivité. Le motif se forme alors de façon soustractive sur les zones non protégées par le masque. Après avoir gravé sur une profondeur voulue, on enlève le masque [38].

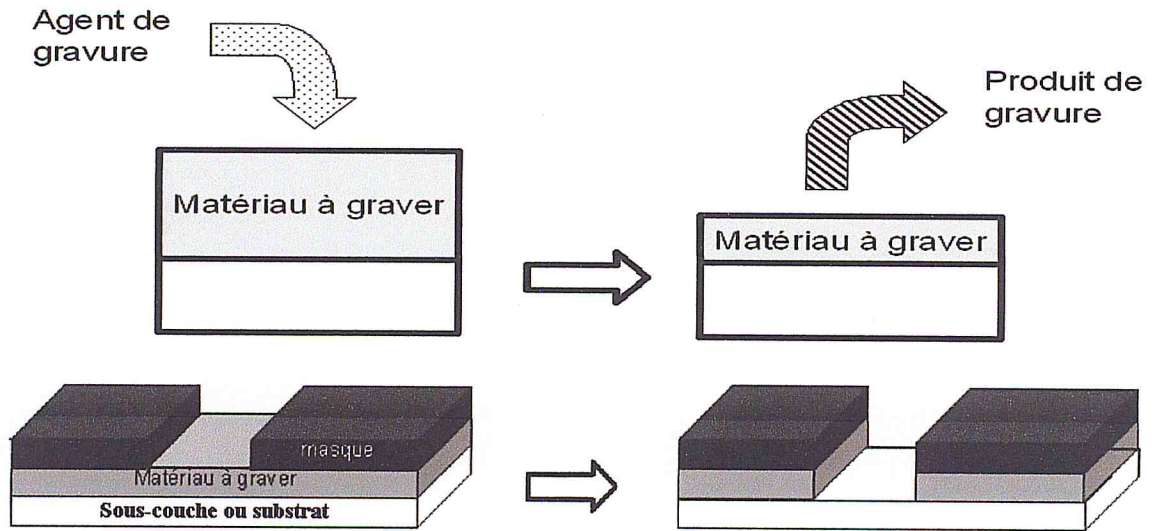


Figure II.7 : Principe de la gravure d'un matériau pour la formation d'un motif [38].

La gravure peut avoir un caractère isotrope ou anisotrope. Le degré d'anisotropie est calculé par la formule suivante :

$$A = 1 - \frac{v_l}{v_g} \quad (\text{II.1})$$

Le degré d'anisotropie A représente la tendance du procédé de gravure à graver selon la direction verticale :

- Si le matériau a sa vitesse de gravure latérale v_l qui est équivalente à sa vitesse de gravure verticale v_g , alors le degré d'anisotropie sera égal à 0. C'est généralement le cas pour les attaques chimiques en milieu liquide (figure II.8 avec $A = 0$) ;
- Si la vitesse de gravure latérale est nulle, le degré d'anisotropie sera alors égal à 1. Nous obtenons dans ce cas une tranchée anisotrope (figure II.8 avec $A=1$). Les gravures par plasmas permettent de contrôler le degré d'anisotropie A .

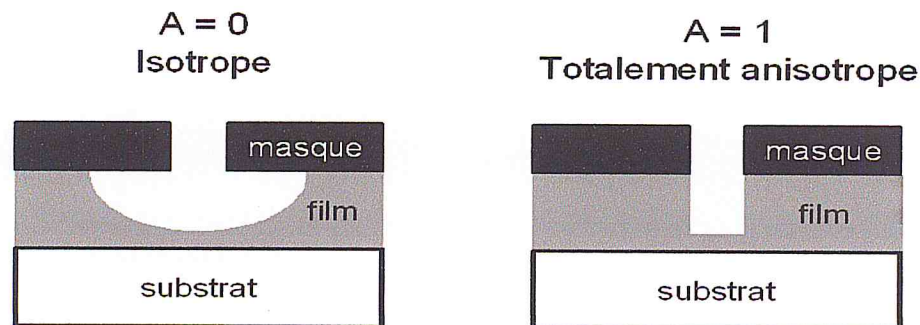


Figure II.8 : Différence entre un motif isotrope et un motif anisotrope [38].

II.4.3 Les différents types de gravure

Il existe plusieurs types de gravure, chacun ayant ses propriétés « avantages et inconvénients » spécifiques. Les différents types de gravures peuvent être classés en deux grandes familles: les gravures « chimique », et les gravures « physiques » [43].

II.4.4. Gravure chimique « humide »

La principale technique de gravure chimique est la technique dite de « gravure chimique humide » (*chemical wet etching*). Le substrat (en partie protégé) est plongé dans une solution qui va attaquer chimiquement la surface du wafer non-protégée. Il s'agit en général d'un acide : acide fluorhydrique pour un substrat en silicium le seul capable de réagir avec la couche de dioxyde de silicium qui se forme naturellement à la surface du silicium [43].

Cette technique présente plusieurs avantages:

- Elle est relativement facile à mettre en œuvre, et peut être facilement industrialisée;
- Le taux de gravure (*etch rate*) est particulièrement élevé, ce qui rend la gravure rapide, et permet ainsi d'éviter de détruire la couche protectrice, et donc de graver les zones que l'on ne souhaite pas graver;
- Elle présente une bonne sélectivité des matériaux: dans le cas des substrats composés de différentes couches, ce qui est souvent le cas, une gravure chimique aura tendance à ne réagir qu'avec certaines couches.

Elle présente par contre un inconvénient majeur, cette gravure est fortement isotrope (figure II.9), c'est-à-dire que l'acide va attaquer le substrat dans toutes les directions, donnant un profil de gravure presque semi-sphérique. Cette isotropie provoque des problèmes à très petite échelle (<50 nm) : si les zones à graver sont trop proches les unes des autres, il est courant que, non seulement ces zones soient gravées, mais aussi les espaces interstitiels qui ne le devraient pas [43].

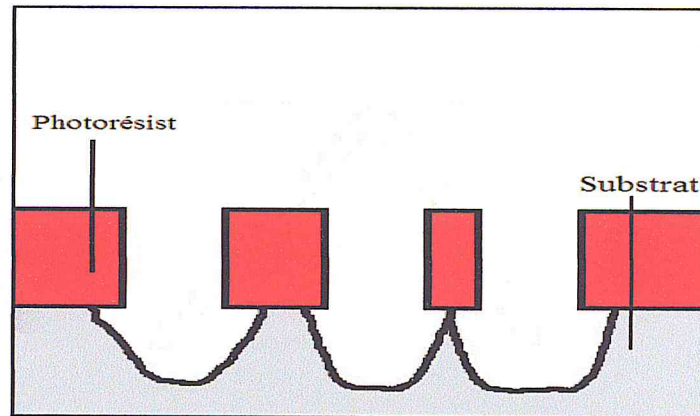


Figure II.9 : Profil de gravure de type "chimique humide". La gravure est profondément isotrope [43].

II.4.5. Gravures physiques « sèches »

Les gravures physiques (ou sèches) ont été développées pour pallier au problème qu'on rencontre lors de la gravure chimique humide. Elle repose pour l'essentiel sur le bombardement de la surface à graver par des ions, ces ions étant généralement issus d'un plasma [43].

- **La gravure par plasma :**

Le substrat (partiellement protégé) est placé dans une chambre (figure II.10), où l'on va faire le vide. Cette chambre est munie de deux électrodes horizontales et parallèles, l'électrode inférieure servant de plateau pour le substrat. Une fois que le vide dans la chambre a été fait, un gaz est introduit: dioxygène (O_2), Argon (Ar), puis un fort champ électrique (une centaine ou plus de volts par mètre) en radiofréquence est appliqué à l'électrode inférieure, générant dans la chambre un plasma, c'est-à-dire un gaz en partie ionisé (certains électrons des molécules de gaz ont été arrachés par le champ électrique, ionisant celles-ci). Le substrat subit alors un bombardement d'ions qui va désagréger celui-ci [43].

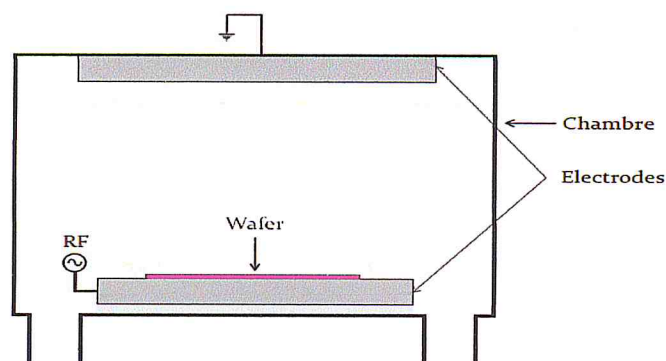


Figure II.10 : Schéma d'une chambre utilisée pour la gravure au plasma [43].

Cette technique présente l'avantage d'une forte anisotropie de la gravure: la frontière entre les zones gravées et non gravées sera la plupart du temps rectiligne et verticale (figure II.11).

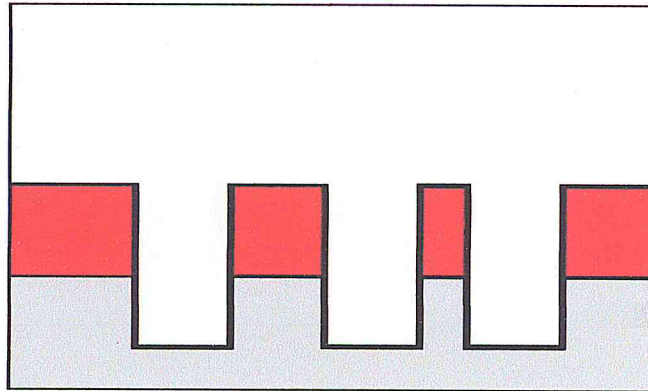


Figure II.11 : Profil de gravure type plasma [43].

Cependant cette technique présente de nombreux inconvénients :

- La mise en œuvre est bien plus complexe que pour une gravure chimique humide, et difficilement utilisable dans l'industrie ;
- Le taux de gravure est assez faible, ce qui allonge le processus de gravure. Ceci augmente les chances de détruire la couche protectrice ;
- Enfin, le bombardement d'ions endommage fortement la surface, réduisant ses caractéristiques électriques. Il est cependant envisageable, dans le cas du silicium, de faire «recuire» ce dernier reconstituant ainsi le réseau cristallin, mais il est impossible de le faire pour des semi-conducteurs composites, qui se dissocient aux températures élevée [43].

- **Le procédé LIGA :**

Une autre technologie très répandue a rapport d'aspect élevé de micro-usinage est appelé LIGA, qui est un acronyme allemand pour "Lithographie Galvanoformung Adformung." Ceci est principalement une technologie qui nécessite l'utilisation de d'un rayonnement X. Le processus de base est décrit dans la figure II.12, le motif en deux dimensions des microstructures est dupliqué par lithographie au rayons X sur une couche de polymides photosensibles (PMMA). On commence par la distribution d'un rayonnement X sur un substrat approprié (PMMA sensible). Un masque à rayons X spécial est utilisé pour l'exposition sélective de la couche de PMMA en utilisant des radiographies. Le

PMMA est ensuite développé et sera défini avec des parois latérales extrêmement lisses et presque parfaitement verticales (figure II.12).

La pénétration du rayonnement X dans la couche de PMMA est assez profonde et permet l'exposition au travers des couches de PMMA très épaies, jusqu'à plus de 1 mm.

Après le développement, le motif PMMA agit comme un moule de polymère et est placé dans un bain de dépôt électrolytique et du nickel est plaqué dans les zones ouvertes du PMMA. Le PMMA est ensuite retirée, laissant ainsi la microstructure métallique [67].

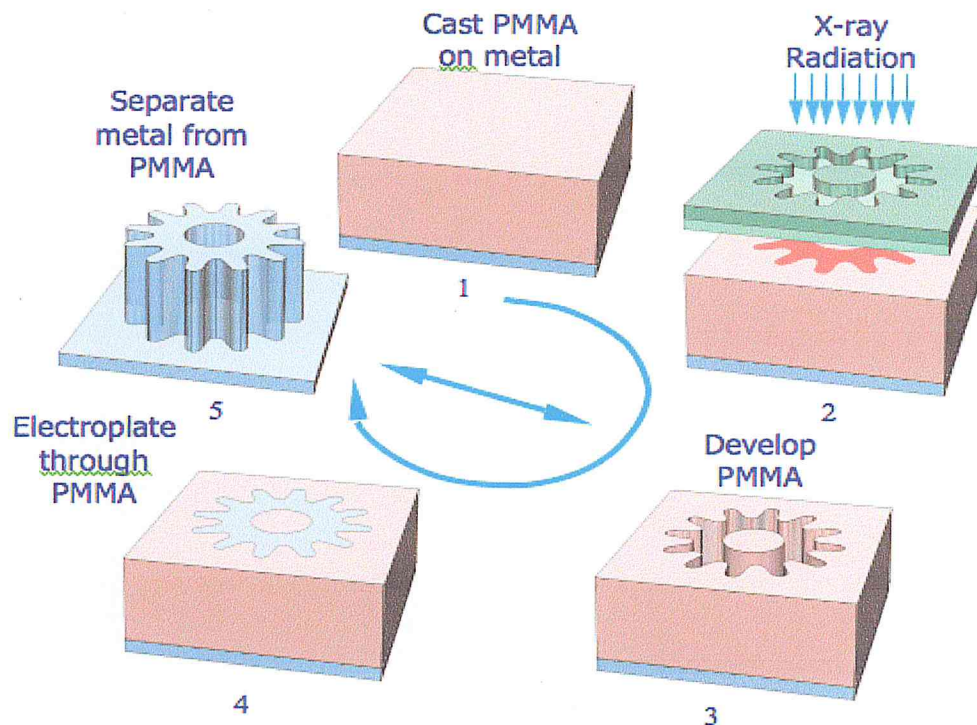


Figure II.12 : Une illustration des étapes impliquées dans le processus LIGA pour fabriquer des dispositifs MEMS à rapport d'aspect élevé [67].

Le procédé LIGA peut être exploité non seulement avec le silicium mais aussi et surtout avec de nombreux matériaux pour réaliser des microstructures 3D tels les céramiques, mais aussi les verres et les polymères ce qui élargit considérablement le champ d'application des MEMS [68].

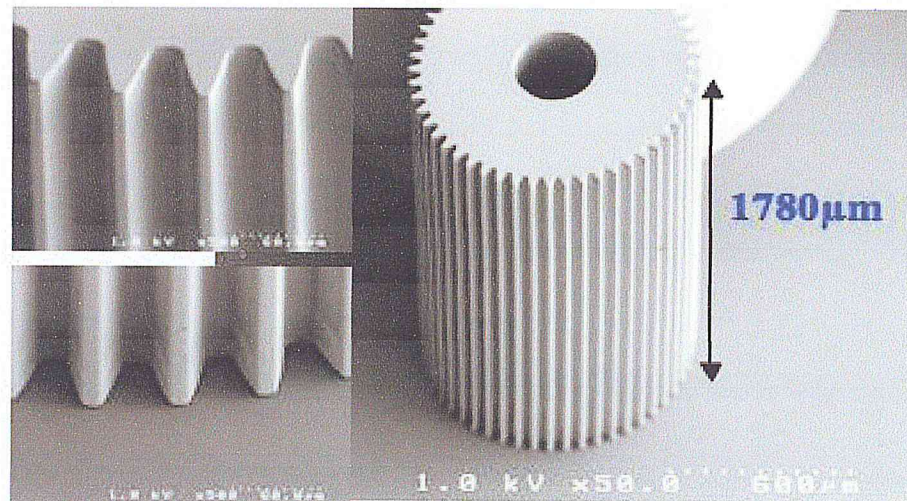


Figure II.13 : Structure à haut rapport d'aspect réalisée en utilisant la technologie LIGA [67].

- **La gravure par faisceau d'ions :**

Le principe de la gravure par faisceau d'ions est de pulvériser le matériau que l'on souhaite graver par des ions positifs fortement accélérés (figure II.14). L'énergie cinétique des ions est de l'ordre de 100-1000 eV. La gravure par faisceau d'ions permet d'obtenir une parfaite anisotropie par rapport à la gravure humide. Les principales techniques utilisées sont :

- **IBE (Ion Beam Etching)** : un faisceau d'ions (généralement de l'argon) grave le matériau par collision physique (*sputtering*) ;
- **RIBE (Reactive Ion Beam Etching)** : un faisceau d'ions réactifs créés au niveau du canon d'ions est utilisé pour graver le matériau;
- **CAIBE (Chemically Assisted Ion Beam Etching)** : le gaz réactif est amené au-dessus du matériau qui est soumis au faisceau d'ions. L'interaction entre le faisceau d'ions et le gaz réactif crée des espèces radicalaires réactives avec le matériau. On obtient ainsi une gravure chimique (formation de produits volatils) et une gravure physique.

Dans toutes ces techniques, le matériau a l'avantage d'être séparé du plasma. Cependant l'importante énergie amenée par les ions se transforme en effet Joule d'où la nécessité d'un refroidissement important du porte-substrat [38].

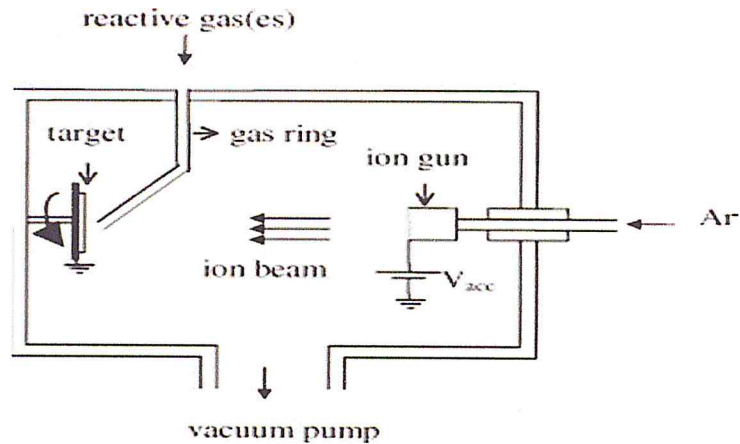


Figure II.12 : Principe d'un réacteur de pulvérisation par faisceau d'ions IBE et CAIBE [38].

II.5. Techniques de fabrication pour la réalisation de la micropoutre en silicium

II.5.1. Nettoyage des plaquettes

Avant de procéder à l'oxydation des plaquettes de silicium, l'étape préliminaire consiste en un nettoyage standard de surface. Le nettoyage standard consiste en la succession de deux bains chimiques : $H_2SO_4+H_2O_2$, puis HF dilué dont les rôles sont respectivement la croissance d'un oxyde chimique très mince et la gravure de cet oxyde en même temps que l'élimination des impuretés de diverses natures à la surface de la plaquette [44].

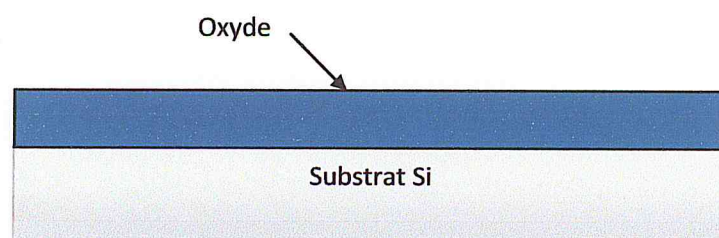
II.5.2 : Réalisation d'une micropoutre

Pour la création d'une micropoutre, peut se faire par deux méthodes différentes de micro-usinages : micro-usinage en surface ou bien micro-usinage en volume. Dans ce qui suit, nous allons montrer comment une micropoutre peut être réalisée avec la méthode de micro-usinage en surface.

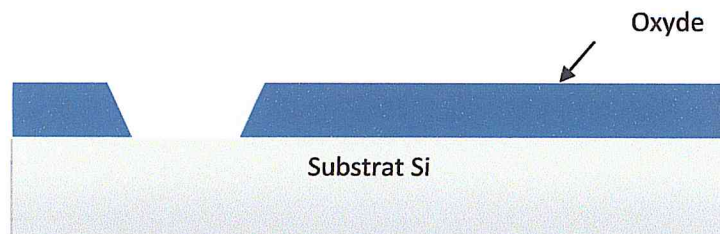
- La réalisation par micro-usinage en surface :

Après la préparation et le nettoyage de substrat, on passe aux étapes suivantes :

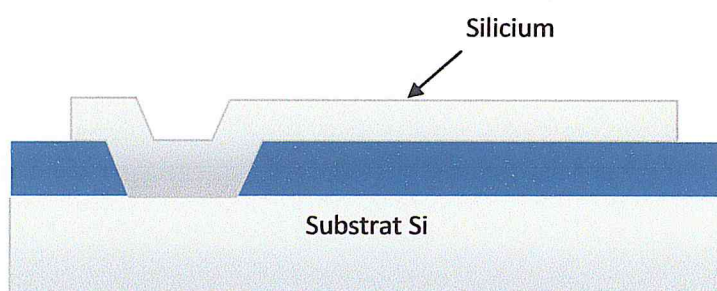
- L'oxydation de la face avant de la plaquette par un oxyde de champ.



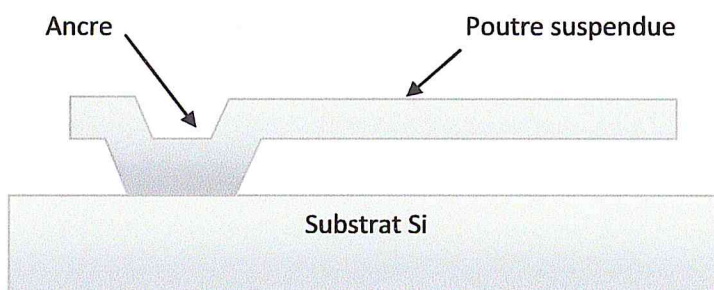
- Photolithographie de l'oxyde de champ.



- Dépôt, photolithographie et gravure du Silicium ;



- Gravure de la couche superficielle en SiO_2 .



II.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons vu les diverses techniques de microfabrication utilisées pour la fabrication des micropoutres. On a cité quelques étapes de microfabrication les plus courantes (la lithographie, le micro-usinage et la gravure). Aussi nous avons présenté les étapes de la réalisation de micropoutre à partir de la méthode de micro-usinage en surface. Dans la partie qui va suivre nous nous pencherons sur la modélisation analytique des microstructures, en particulier la micropoutre.

CHAPITRE III

MODELISATION DU COMPORTEMENT
MECANIQUE D'UNE MICROPOUTRE
MEMS VIBRANTE AMORTIE DANS UN
FLUIDE VISQUEUX

III.1. Introduction

Les capteurs MEMS possèdent une structure dont une partie est mobile en lien avec la grandeur physique à mesurer : la mesurande. Les éléments mécaniques des MEMS (micromembrane, micropoutre ou micropont) sont réalisés à l'échelle micrométrique sur silicium dont les propriétés électriques (semi conducteur) mais aussi mécaniques sont alors exploitées.

III.2. Structures vibrantes dans les MEMS

III.2.1. Micromembrane

Dans le domaine des microtechnologies (microsystèmes), une membrane est une portion de film ou de multicouche localement désolidarisée du substrat ou encore une portion amincie du substrat de forme carrée, rectangulaire, circulaire ou autre (Figure III.1). Son épaisseur est très faible devant son diamètre ou ses dimensions latérales qui sont typiquement de quelques centaines de μm à quelques mm voire de plusieurs cm. D'un point de vue de la mécanique, une telle structure mécanique est appelée une plaque ou une membrane, cette dernière appellation correspondant au cas d'une plaque mince soumise à des forces de tractions extérieures appliquées à ses bords. Une telle membrane est usuellement modélisée par une plaque ou une membrane mince encastrée à sa périphérie (Figure III.1) [45].

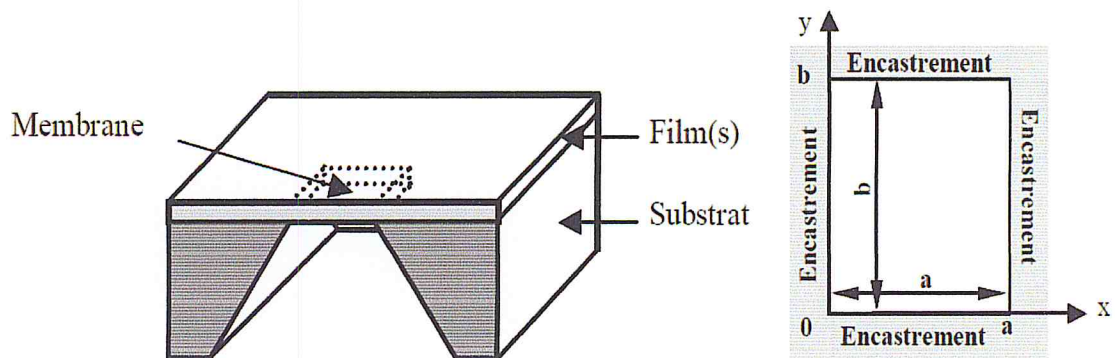


Figure III.1 : Schéma en coupe d'une membrane et son modèle simplifié [45].

III.2.2. Micropont

Les microponts sont des micropoutres encastées à leurs deux extrémités (figure III.2), la déflexion et la dérivée de la déflexion sont nulles aux 2 extrémités [45].

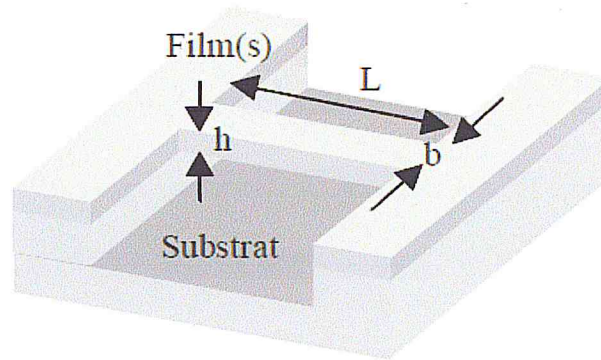


Figure III.2 : Schéma simplifié d'un micropont [45].

III.2.3. Micropoutre

L'étude et l'utilisation des poutres datent de la fin du 19^{ème} siècle. La structure « poutre » est présente dans la littérature depuis 1880 et a connue un essor à partir des années 1950. Le terme *micropoutre* est apparu dans les années 1980 grâce à l'arrivée des technologies et procédés de la microélectronique liée à la miniaturisation des transistors et les techniques de structuration de substrat (gravure sèche et humide).

La structure de base d'une micropoutre en silicium est constituée d'un parallélépipède en silicium, de longueur L , de largeur b et d'épaisseur h , encastée à une extrémité et libre à l'autre extrémité. L'extrémité encastée peut être désignée comme étant « la base », et l'extrémité libre, « le bout » de la poutre. Les géométries des micropoutres sont nombreuses et varient selon l'application visée et l'imagination du technologue [46].

Les figures suivantes montrent quelques variantes de géométrie de micropoutres rencontrées :

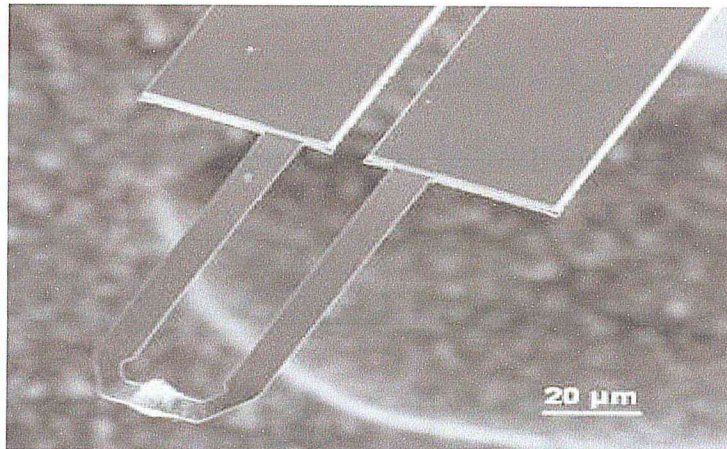


Figure III.3 : Micropoutre d'un microscope à force atomique [46].

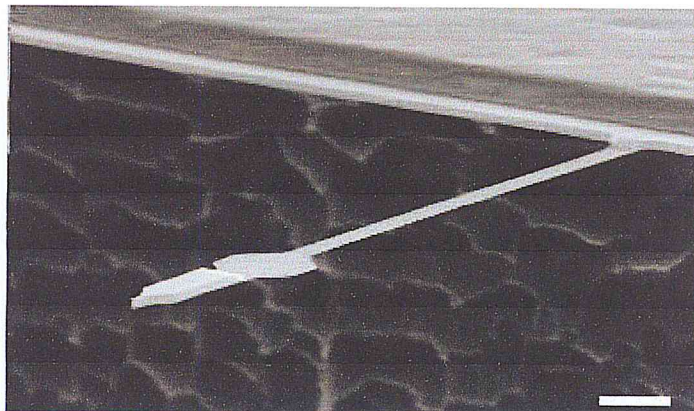


Figure III.4 : Micropoutre ultra-fine en silicium, de la forme d'un plongeur miniature [46]. Longueur : 85µm, Epaisseur : 100nm. La barre d'échelle représente 10µm.

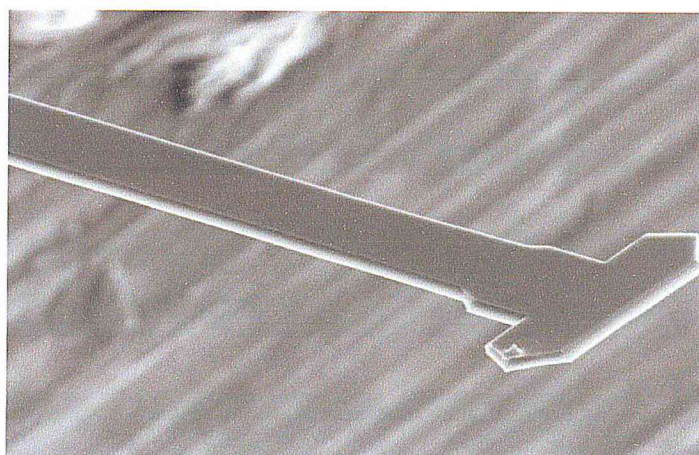


Figure III.5 : Micropoutre en silicium – Forme en T [46].

Les techniques les plus couramment utilisées pour réaliser des micropoutres (et microsystèmes en général) sont le micro-usinage de volume et le micro-usinage de surface qui ont déjà été abordées au cours du chapitre précédent.

Les micropoutres sont alors produites par une succession d'étapes de photolithographie, suivie de dopage, gravure et dépôts [48]. Les dimensions des micropoutres sont très variables et dépendent de la précision de fabrication du laboratoire de conception et des applications souhaitées.

III.3. Types d'actionnements «excitation» des structures vibrantes

Le principe d'un capteur résonant est la mise en oscillation (vibration) de la structure mécanique (micropont, micromembrane ou micropoutre) dont la fréquence vibratoire est dépendante du paramètre à quantifier [49].

De nombreuses méthodes existent pour mettre en vibration une micropoutre. Pour ne parler que des plus courantes, on peut citer :

III.3.1. Actionnement électromagnétique

Le principe de l'actionnement électromagnétique est basé sur la force de Lorentz. Cette force est générée en présence d'un courant électrique et d'un champ magnétique (figure III.6). Pour générer cette force, il est donc indispensable de disposer d'une source de champ magnétique en plus d'un courant électrique. Cette source de champ peut être soit un aimant permanent soit une bobine électromagnétique. L'avantage de la première solution c'est qu'elle ne consomme aucune énergie et permet de disposer d'un champ magnétique considérable (quelques centaines de milliTesla), tandis que la seconde solution consomme non seulement de l'énergie, mais génère généralement des champs électromagnétiques plus faibles. La figure III.6 montre un exemple d'actionnement électromagnétique d'une micropoutre. Lorsqu'un courant électrique alternatif $i(t)$ circule dans le conducteur passant en bordure de la poutre en présence d'un champ magnétique constant B dirigé selon l'axe x , une force de Lorentz alternative $F(t)$ est créée sur l'extrémité libre de la poutre [50].

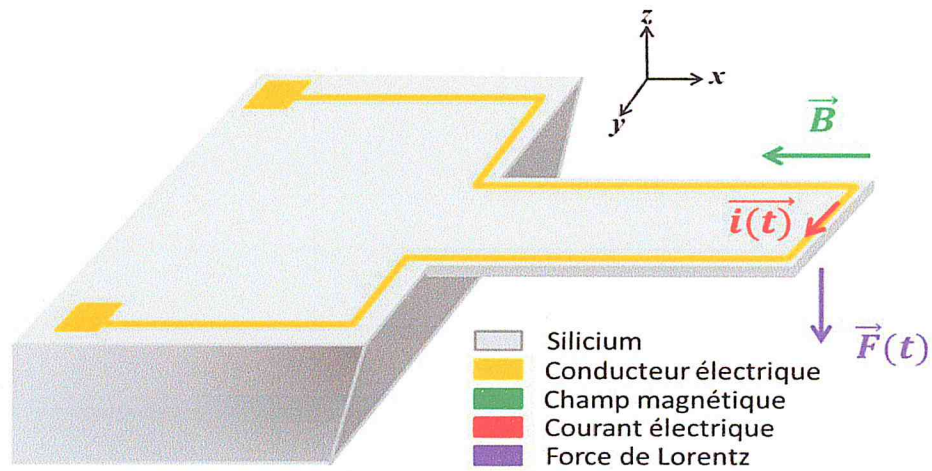


Figure III.6 : Actionnement électromagnétique d'une micropoutre [50].

III.3.2. Actionnement piézoélectrique

La piézoélectricité est la propriété que possèdent certains matériaux de se polariser électriquement de se déformer lorsqu'on leur applique un champ électrique.

Le principe de l'actionnement piézoélectrique repose sur l'effet « piézoélectrique inverse » Ainsi, lorsqu'un matériau piézoélectrique est soumis à un champ électrique sinusoïdal, le matériau se met à vibrer. En appliquant une tension aux bornes d'une couche piézoélectrique par exemple (PZT) déposée à la surface de la poutre, la contraction de la couche induit la flexion de la poutre (figure III.7). Des exemples d'actionnement piézoélectrique dans le cadre des capteurs chimiques ont été proposés soit en utilisant le matériau piézoélectrique seul comme structure mobile soit en utilisant l'effet bilame [51-52].

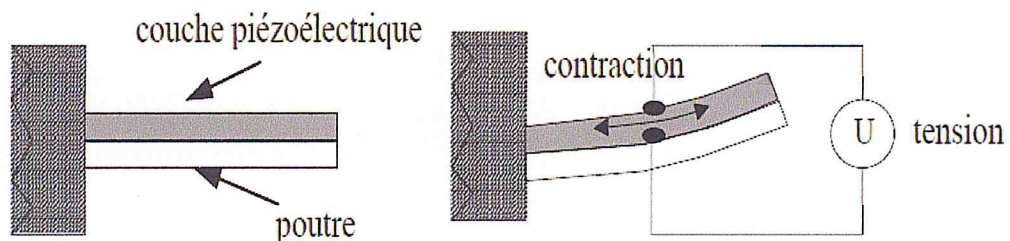
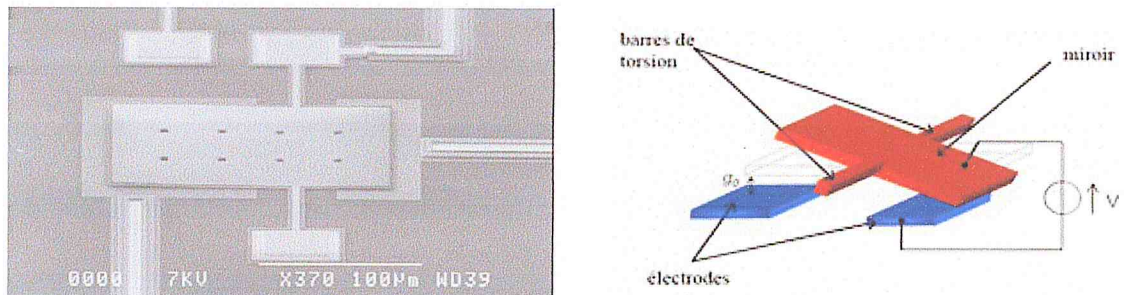


Figure III.7 : Principe de l'actionnement piézoélectrique [53].

III.3.3. 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 III.8 [35] :



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 [35].

III.3.4. Actionnement thermoélectrique

Ce mode d'actionnement consiste à faire passer un courant électrique dans une résistance placée à l'encastrement de la poutre : l'échauffement local de la micropoutre et donc l'augmentation de la température génère la flexion de la micropoutre due à la différence des coefficients d'expansion thermique des deux matériaux (effet bilame) (figure III.9) [54].

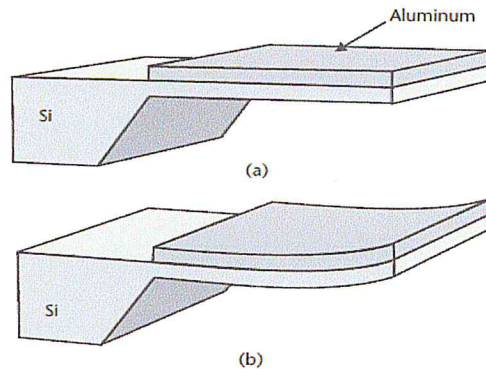


Figure III.9 : Micropoutre à effet Bilame [55].

III.3.5. Actionnement magnétostrictif

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 [56]. 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 orientés aléatoirement. En appliquant un champ magnétique, ces domaines s'orientent perpendiculairement à la direction du champ ce qui provoque une élévation 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 [35].

III.4. Modélisation analytique d'une micropoutre vibrante

Il existe deux grands principes de transduction dans les capteurs à micropoutre :

- La mesure en statique de la déformation induite par des contraintes ;
- La mesure des modifications de propriétés liées aux résonances mécaniques.

La mesure de la déformation induite par des contraintes en surface est souvent utilisée, mais n'est généralement adaptée qu'à des micropoutres de très faibles épaisseurs ou composées d'un matériau relativement souple. En effet, les contraintes apparaissant en surface vont plus facilement déformer la micropoutre lorsqu'un matériau souple est utilisé ou lorsque l'épaisseur est faible. A l'opposé, les micropoutres basées sur des matériaux rigides comme le silicium sont moins déformées par les contraintes. Il est donc souvent plus judicieux de préférer mesurer les variations de fréquence de résonance dans le cas de matériaux rigides [46].

Deux modes de fonctionnement peuvent être utilisés :

- **variation de la fréquence de résonance** : due essentiellement à la modification de la masse du système (régime dynamique) ;
- **variation de la courbure** : due à la modification des contraintes surfaciques à l'interface micropoutre/ couche sensible (régime statique).

Ici, seul le régime dynamique est présenté [46].

III.4.1. Type de vibration

Les micropoutres peuvent vibrer de différentes façons. Si on considère un plan formé par la face supérieure de la poutre, on distingue alors les vibrations hors plan, dans le plan ou en torsion. La figure III.10 présente les principaux types de vibrations possibles pour les structures de type rectangulaire [46].

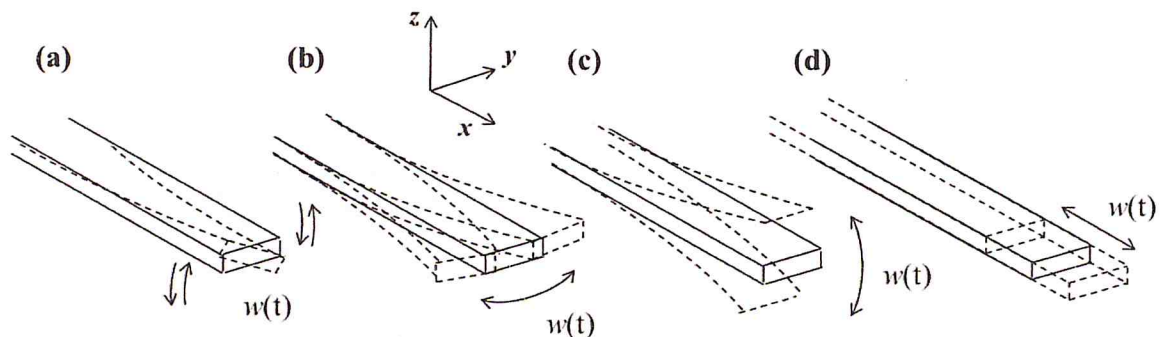


Figure III.10 : Mouvements a) en torsion b) en flexion dans le plan c) en flexion hors plan d) en élongation dans le plan [61].

La suite de ce mémoire s'intéressera uniquement au mode de vibration en flexion hors plan. Il est en effet le plus répandu pour des raisons de grande simplicité de mise en œuvre et de mesure [46].

Le comportement d'une micropoutre résonante dépend des propriétés physiques du fluide (gaz ou liquide) environnant, telles que sa viscosité et sa masse volumique. L'objet de cette partie est de mettre en équation le mouvement d'une micropoutre en mode dynamique, et de faire apparaître les paramètres influents sur sa fréquence propre et sur son facteur de qualité.

III.5. Description des micropoutres

On étudie la réponse d'une poutre soumise à une sollicitation donnée. On notera L la longueur, b la largeur et h l'épaisseur. Le matériau constituant la poutre présente des propriétés mécaniques isotropes. Ces poutres sont fabriquées en silicium de masse volumique $\rho_{Si}=2330\text{kg.m}^{-3}$ et de module de Young $E=158\text{GPa}$. La figure III.11 présente la géométrie des poutres utilisées [58].

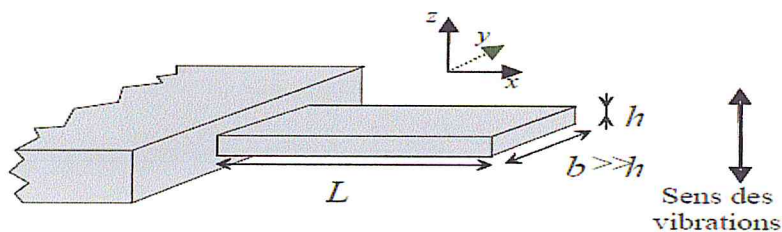


Figure III.11 : Géométrie d'une micropoutre rectangulaire, l'origine du repère est située à l'encastrement et au barycentre de la section transverse $b \times h$ [58].

La géométrie de la poutre est $L \gg b \gg h$, si bien que l'on peut la considérer comme une poutre infiniment mince de longueur infinie. La modélisation d'une micropoutre peut être faite grâce à un modèle à une dimension dans lequel les seules contraintes considérées sont celles ayant lieu le long de la poutre. De plus nous négligerons les modes de torsions et nous nous concentrerons uniquement sur les modes de flexions. Les vibrations se font selon l'axe z et sont assurées par une force ponctuelle $\vec{F} e^{j\omega t}$ localisées en bout de poutre comme cela est illustré dans la figure III.12. On notera $w(x,t)$ l'amplitude des vibrations [58].

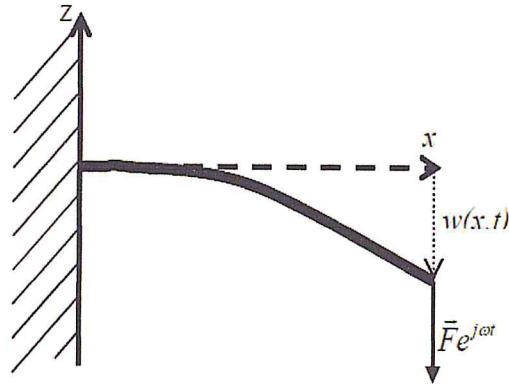


Figure III.12 : Flexion d'une micropoutre rectangulaire soumise à une force ponctuelle en bout de poutre, l'origine du repère est située à l'encastrement et au barycentre de la section transverse [58].

Les hypothèses faites pour cette étude sont les suivantes :

- Déformation de la poutre à l'effort tranchant négligeable ;
- Section transverse constante sur toute la longueur ;
- La poutre est un solide isotropiquement élastique ;
- Frictions internes négligeables ;
- Amplitude des vibrations petite devant n'importe quelle dimension de la poutre.

III.5.1. Résonance propre dans le vide

Compte tenu des hypothèses avancées sur les conditions de validité du modèle d'Euler-Bernoulli et dans le cas où la section est constante et homogène le long de la micropoutre (voir figure III.12), l'équation différentielle aux dérivées partielles, régissant le mouvement de flexion de la micropoutre en mode dynamique hors plan dans le vide et sans pertes internes s'écrit [61] :

$$EI \frac{\partial^4 w(x,t)}{\partial x^4} + m_l \frac{\partial^2 w(x,t)}{\partial t^2} = 0 \quad (\text{III.1})$$

Où $w(x, t)$ est la déflexion au point x selon l'axe y à l'instant t , I le moment quadratique de la section d'abscisse x par rapport à l'axe y , m_l la masse linéique et E le module de Young effectif.

Cette équation ne peut être appliquée que lorsque la micropoutre respecte les conditions d'Euler-Bernoulli, à savoir :

- Une section transversale uniforme et homogène ;
- Une longueur largement plus grande que la largeur ($l \gg b$) ;
- Une élasticité linéaire et isotrope ;
- Des amplitudes de vibration très faibles comparées à ses dimensions ($w \ll h \ll b \ll l$).

Une écriture plus judicieuse de cette équation (Eq.III.1) consiste à l'exprimer dans le domaine fréquentiel. Ceci permet de suivre l'évolution de la déflexion en fonction de la fréquence et de déterminer, soit analytiquement, soit numériquement (méthodes de simulations numériques) les fréquences de résonance dans le vide associées à chaque mode de résonance de la micropoutre. En effectuant la transformée de Fourier de l'Eq.III.1 on obtient :

$$EI \frac{\partial^4}{\partial x^4} w(x, \omega) - m_l \omega^2 w(x, \omega) = 0 \quad (\text{III.2})$$

Où $W(x, \omega)$ est la transformée de Fourier de $w(x, t)$ et ω la pulsation. Cette équation (Eq.III.2) a pour solution générale, [62]:

$$w(x, \omega) = A \sin\left(\lambda_n \frac{x}{L}\right) + B \cos\left(\lambda_n \frac{x}{L}\right) + C \sinh\left(\lambda_n \frac{x}{L}\right) + D \cosh\left(\lambda_n \frac{x}{L}\right) \quad (\text{III.3})$$

Où A, B, C et D sont des constantes. L' utilisation des conditions aux limites permet la détermination de ces constantes et donne :

$$w(x, \omega) = W_0 \left(\frac{\cosh \lambda_n + \cos \lambda_n}{\sinh \lambda_n + \sin \lambda_n} \left(\sinh \frac{\lambda_n x}{L} - \sin \frac{\lambda_n x}{L} \right) + \cos \frac{\lambda_n x}{L} - \cosh \frac{\lambda_n x}{L} \right) \quad (\text{III.4})$$

$$\text{Avec} \quad 1 + \cos \lambda_n \cosh \lambda_n = 0 \quad (\text{III.5})$$

Tel W_0 qui est une amplitude de vibration constante et λ_n est la constante relative au mode de résonance émanant des solutions de l'Eq.III.4 [61].

III.5.2. Résonance forcée dans le fluide

L'efficacité de l'actionnement, c'est-à-dire de la mise en mouvement d'un système mécanique dépend du milieu dans lequel il est actionné. L'étude de la réponse d'un système mécanique soumis à un actionnement permanent dans un milieu donné revient à le considérer comme un résonateur mécanique. Ainsi une micropoutre, comme de nombreux MEMS, actionnée dans un fluide, peut de manière simplifiée être modélisée par un système masse (m), ressort (de raideur k) et amortisseur (de coefficient d'amortissement c) comme montré sur la Figure [57].

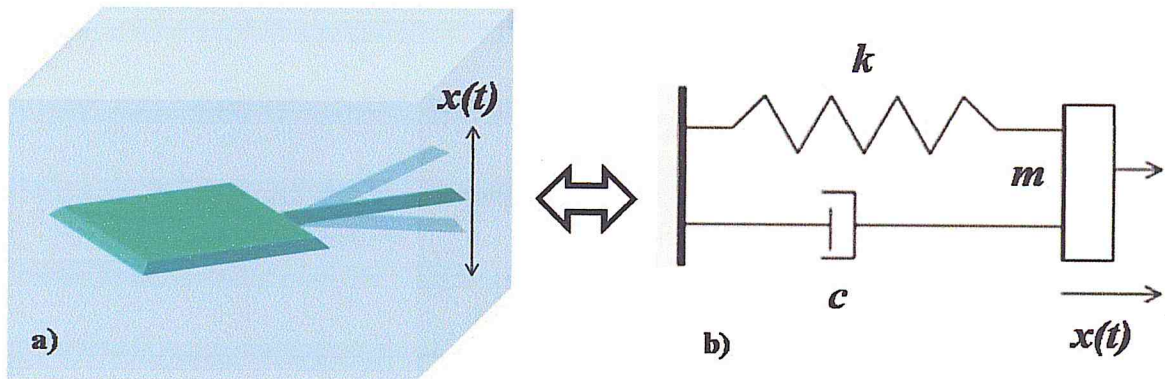


Figure III.13 : a) micropoutre actionnée et immergée dans un fluide ; b) système masse, ressort, amortisseur [57].

Dans ce cas, la masse m dépend de la masse de la poutre et en partie de la masse de la couche de liquide déplacée par la poutre, la raideur k correspond à la raideur équivalente de la poutre et le coefficient d'amortissement c correspond essentiellement à la résistance opposée par le fluide à la vitesse de déplacement de la poutre [57].

La fréquence propre d'un tel système est simplement donnée par :

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (\text{III.6})$$

Le taux d'amortissement d'un système masse-ressort-amortisseur est :

$$\xi = \frac{c}{2\sqrt{km}} \quad (\text{III.7})$$

Les propriétés du fluide dans lequel est immergée la micropoutre vont influencer le comportement dynamique de celle-ci. En effet, le facteur d'amortissement comme la fréquence propre dépendent en réalité tous les deux de la viscosité et de la masse volumique du fluide environnant. Ainsi, de manière simplifiée, plus le fluide sera visqueux plus il opposera une résistance au déplacement de la poutre, plus l'amortisseur mécanique équivalent sera grand, augmentant ainsi le facteur d'amortissement du système immergé. De la même manière, plus le liquide aura une masse volumique élevée, plus la masse équivalente m sera importante [76].

Il existe différentes méthodes pour mesurer la fréquence propre et le taux d'amortissement (appelé « amortissement » par abus de langage) du système : les méthodes d'analyses temporelles et les méthodes d'analyse fréquentielles.

Les méthodes d'analyses fréquentielles d'un résonateur mécanique mesurent en général la fréquence de résonance f_r et le facteur de qualité Q à la place de la fréquence propre f_0 et de l'amortissement ξ . En effet f_r et Q peuvent être obtenus directement à partir du module du spectre de vibration d'un système mécanique.

La fréquence de résonance est généralement mesurée dans un régime d'excitation permanent ; c'est la fréquence à laquelle l'amplitude du système est la plus grande pour une amplitude d'excitation donnée. Pour un système faiblement amorti ($\xi \ll 1$), on considère en général que $f_r = f_0$, mais de manière générale, du fait de l'amortissement, la fréquence propre est en fait différente de la fréquence de résonance :

$$f_r = f_0 \sqrt{1 - 2\xi^2} \quad (\text{III.8})$$

Le facteur de qualité Q a différentes définitions. Sa définition physique correspond à un taux d'énergie stockée par rapport à l'énergie perdue dans le résonateur durant un cycle :

$$Q = 2\pi \frac{\text{Energie Stockée}}{\text{Energie Dissipée par Cycle}} = 2\pi f_r \frac{\text{Energie Stockée}}{\text{Puissance de Perte}}$$

Connaissant Q et f_r , qui sont mesurables par exemple avec le spectre de l'amplitude de la déflexion, on peut en déduire f_0 et ξ :

$$f_0 = \frac{f_r}{\sqrt{1 - \frac{1}{2Q^2}}} \quad (\text{III.9})$$

$$\xi = \frac{1}{2Q} \quad (\text{III.10})$$

Etant donné ces relations, le facteur de qualité et la fréquence de résonance varient donc eux aussi en fonction des propriétés du fluide dans lequel est plongé le microsystème résonant. Dans la littérature de nombreuses études [73-75], mesurent la viscosité à fréquence fixe en utilisant ce principe. L'extrapolation du facteur de qualité en fonction de la viscosité peut alors avoir différentes expressions. Elle suit notamment une loi de puissance de la forme :

$$Q = \left(\frac{\eta_{fluid}}{c_1} \right)^{-C_2} \quad (\text{III.11})$$

Les constantes C_1 et C_2 dépendant de la géométrie de la poutre [76].

Nous étudierons l'interaction fluide/poutre et déterminerons les caractéristiques de la force exercée par le fluide sur la poutre.

III.5.2.1. Equations de base

Pour caractériser les vibrations de la poutre en chaque point de coordonnées x le long de celle-ci, il est préférable de travailler avec des forces F par unité de longueur et une masse $m_l = \frac{m}{l}$ par unité de longueur, m étant la masse totale de la poutre. La base du raisonnement repose sur la résolution de l'équation différentielle aux dérivées partielles d'ordre 4 obtenue en appliquant le principe fondamental de la dynamique au mouvement de la poutre :

$$EI \frac{\partial^4 w(x,t)}{\partial x^4} + m_l \frac{\partial^2 w(x,t)}{\partial t^2} = F_{exc}(x,t) + F_{fluid}(x,t) \quad (\text{III.12})$$

où E le module de Young, I le moment quadratique de la section d'abscisse x par rapport à l'axe y , $w(x,t)$ l'amplitude de vibration en x au temps t , F_{exc} la force linéique excitatrice assurant les vibrations et F_{fluid} la force linéique exercée par le fluide sur la poutre. La recherche de la force hydrodynamique exercée par le fluide sur la poutre est indispensable à la résolution de cette équation. Cette force linéique de *Stokes* (1851) est définie par [1-16].

$$F_{fluid} = -g_1(x,t) \frac{\partial w(x,t)}{\partial t} - g_2(x,t) \frac{\partial^2 w(x,t)}{\partial t^2} \quad (\text{III.13})$$

Elle est définie comme la résultante des contraintes normales et tangentielles (pression hydrodynamique et contraintes visqueuses) exercées sur toutes les surfaces immergées de la poutre. Le premier terme proportionnel à la vitesse et s'opposant à celle-ci témoigne de la dissipation de l'énergie cinétique de la poutre par frottement visqueux. Le second terme inertiel illustre l'alourdissement de la poutre par la couche de fluide qu'elle déplace. On voit dès lors que l'étude de cette force et du comportement du fluide entraîné par le mouvement de la poutre est fondamentale à la résolution du problème [58].

III.6. Détermination de la force hydrodynamique

III.6.1. Distribution des forces dans un fluide

Soit un élément de surface dS tracé sur une surface S et entourant un point M de S . Le système des forces de surface agissant sur dS est réductible à une force unique $d\vec{F}$ appliquée en M . On peut décomposer cette force en une composante normale à dS , $d\vec{F}_\perp$ et une composante tangentielle à dS , $d\vec{F}_\parallel$:

$$d\vec{F} = d\vec{F}_\perp + d\vec{F}_\parallel \quad (\text{III.14})$$

Lorsque dS tend vers zéro, le vecteur $\frac{d\vec{F}}{dS}$ tend vers un vecteur $\vec{\tau}$ qu'on appelle contrainte en

M sur l'élément dS (figure III.14). La notion de contrainte résulte de la considération des forces intérieures c'est-à-dire des forces surfaciques (parfois appelées efforts) qui naissent dans le fluide lorsqu'on le déforme.

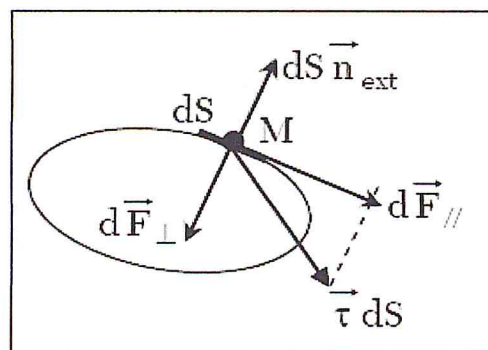


Figure III.14 : Schéma illustrant la localisation des contraintes et des forces à la surface d'un solide immergé dans un fluide [58].

Les particules de fluides sont soumises à la fois, à des forces de champ (actions à distance sur la matière) et à des forces de contact, dues aux autres particules de fluides. Pour analyser le comportement d'une particule de fluide mésoscopique de volume dV , il est plus commode d'utiliser la distribution volumique de force. La distribution volumique de la force subie par une particule de fluide est donc :

$$\vec{f} = -\vec{\nabla}P + \eta\vec{\Delta}(\vec{v}) \quad (\text{III.15})$$

Après avoir établi un bilan des forces sur une particule de fluide dans l'approximation des milieux continus, nous pouvons désormais écrire les équations de mouvement qui décrivent l'écoulement d'un fluide [58].

III.6.2. Equation de Navier Stokes

Le référentiel est fixe et supposé galiléen. Considérons une particule fluide de vitesse \vec{v} dans le référentiel d'étude, de volume dV , de masse ρdV centrée en un point M . On suppose le fluide newtonien et incompressible. La conservation de la masse au cours du temps permet d'écrire la relation d'incompressibilité pour un fluide :

$$\frac{d\rho}{dt} + \vec{\nabla} \cdot \rho \vec{v} = 0 \Leftrightarrow \vec{\nabla} \cdot \vec{v} = 0 \quad (\text{III.16})$$

On prend en compte les effets de pesanteur, les forces de viscosité et les forces de pression. En appliquant le principe fondamental de la dynamique à la mésoparticule fluide, on établit l'équation locale de la dynamique des fluides visqueux, appelée équation de Navier-Stokes :

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} = -\vec{\nabla}P + \rho \vec{g} + \eta \vec{\Delta}(\vec{v}) \quad (\text{III.17})$$

Où $\frac{D\vec{v}}{Dt} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \vec{v}$ est la dérivée particulière.

Pour un point matériel en déplacement, la dérivée particulière représente l'accélération mesurée par un observateur entraîné par l'écoulement. On peut écrire alors :

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \vec{v} \right) = -\vec{\nabla}P + \rho \vec{g} + \eta \vec{\Delta}(\vec{v}) \quad (\text{III.18})$$

Le terme d'inertie de convection $\rho (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \vec{v}$ est dû au transport de quantité de mouvement par l'écoulement et peut se réécrire :

$$\rho (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \cdot \vec{v} = \rho \vec{\nabla} \frac{v^2}{2} + 2\rho \vec{\Omega} \wedge \vec{v} \quad (\text{III.19})$$

$$\text{Où } \vec{\Omega} = \frac{1}{2} \vec{\nabla} \wedge \vec{v} \quad (\text{III.20})$$

Ainsi l'équation développée de Navier-Stokes s'écrit de la façon suivante :

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{\nabla} \frac{v^2}{2} + 2\vec{\Omega} \wedge \vec{v} \right) = -\vec{\nabla}P + \rho \vec{g} + \eta \vec{\Delta}(\vec{v}) \quad (\text{III.21})$$

Interprétation des termes :

$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt}$: Terme d'inertie instationnaire dû à la variation temporelle du champ de vitesse.

$\rho \vec{\nabla} \frac{v^2}{2}$: Terme de variation de l'énergie cinétique dans l'espace.

$\vec{\Omega} = \frac{1}{2} \vec{\nabla} \wedge \vec{v}$ Est le « vecteur tourbillon » qui témoigne de la vorticité des lignes du champ de vitesse et mesure la tendance du champ de vitesse à tourner.

$-\vec{\nabla}P$: Terme dû au champ de pression.

$\rho \vec{g}$: Terme dû au champ de pesanteur.

$\eta \vec{\Delta}(\vec{v})$: Terme dû à la viscosité dynamique.

Les principales difficultés sont la non-linéarité de l'équation aux d riv es partielles qui régit le mouvement du fluide et le nombre de grandeurs physiques en jeu. Pour faciliter sa résolution, nous comparerons entre elles les grandeurs qui régissent le phénomène afin de déterminer celles qui sont négligeables. Pour cela, nous allons étudier l'équation de Navier- Stokes adimensionn e [58].

III.6.3. Forme adimensionnelle de l'équation de Navier-Stokes

Nous allons écrire l'équation de Navier-Stokes à l'aide de coordonn es spatiales et temporelles sans dimension pour obtenir des facteurs d'échelle. Soient D, U, T les grandeurs caractéristiques de taille, de vitesse, et de temps de l'écoulement soumis à un champ de pesanteur uniforme $\vec{g} = -g\vec{e}_z$. Pour transposer à l'échelle réelle des résultats obtenus sur des modèles réduits, ces facteurs doivent respecter le théorème de Vaschy-Buckingham plus connue sous le nom de « théorème Π » ; l'équation de Navier-Stokes n'étant pas linéaire une simple règle de trois ne peut être appliqu e.

On construit un nouveau jeu de variables réduites :

$$x^* = \frac{x}{D} \quad (III.22)$$

$$v^* = \frac{v}{U} \quad (III.23)$$

$$t^* = \frac{t}{T} \quad (III.24)$$

$$p^* = \frac{p}{\rho U^2} \quad (\text{III.25})$$

On obtient l'équation de Navier-Stokes exprimée à l'aide d'opérateurs exprimés en fonction des variables réduites :

$$str \frac{\partial \vec{v}^*}{\partial t^*} + (\vec{v}^* \cdot \vec{\nabla}^*) \vec{v}^* = -\vec{\nabla}^* P^* - \frac{1}{Fr} \vec{e}_z + \frac{1}{Re} \vec{\Delta}^* (\vec{v}^*) \quad (\text{III.26})$$

Cette équation fait intervenir 3 nombres sans dimension :

- Le nombre de Strouhal, $Str = \frac{D}{UT}$: il compare l'effet d'instationnarité aux effets inertiels et décrit donc les mécanismes de circulation oscillante.
- Le nombre de Froude, $Fr = \frac{U^2}{gL}$: il compare les effets inertiels aux effets gravitaires.
- Le nombre de Reynolds, $Re = \frac{\rho UD}{\eta}$: il compare les effets inertiels aux effets visqueux.

Nous avons défini trois nombres hydrodynamiques sans unité. Ces outils d'évaluation de grandeurs physiques mises en jeu doivent être calculés afin de réaliser des hypothèses adéquates en vue de possibles simplifications [58].

III.7. Conclusion

Ce chapitre a fait l'objet du détail des modélisations analytiques d'abord générales, puis spécifiques en tant que capteur. La vibration hors plan d'une micropoutre est liée analytiquement aux propriétés rhéologiques du fluide dans lequel elle est immergée. Dans le dernier chapitre, on va modéliser numériquement à l'aide de la méthode des éléments fini qui nous donneront une vue plus objective sur la relation entre le facteur de qualité et la nature du fluide dans le quel est immergé le capteur.

CHAPITRE IV :

CONCEPTION ET

SIMULATION

IV.1. Introduction

Ce chapitre sera consacré à la modélisation numérique par la méthode des éléments fini d'un capteur à base de micropoutre en mode dynamique, ils sont souvent utiliser pour des applications de détection physique. La variation de la fréquence de résonance est le paramètre principal caractérisant les variations du mesurande. Par ailleurs, le facteur de qualité est aussi parfois un paramètre nécessaire à déterminer pour la mesure de la viscosité d'un fluide.

Dans ce chapitre, la détermination du facteur de qualité des capteurs résonants est présentée à l'aide de l'outil de simulation COMSOL Multiphysics.

IV.2. Description du capteur

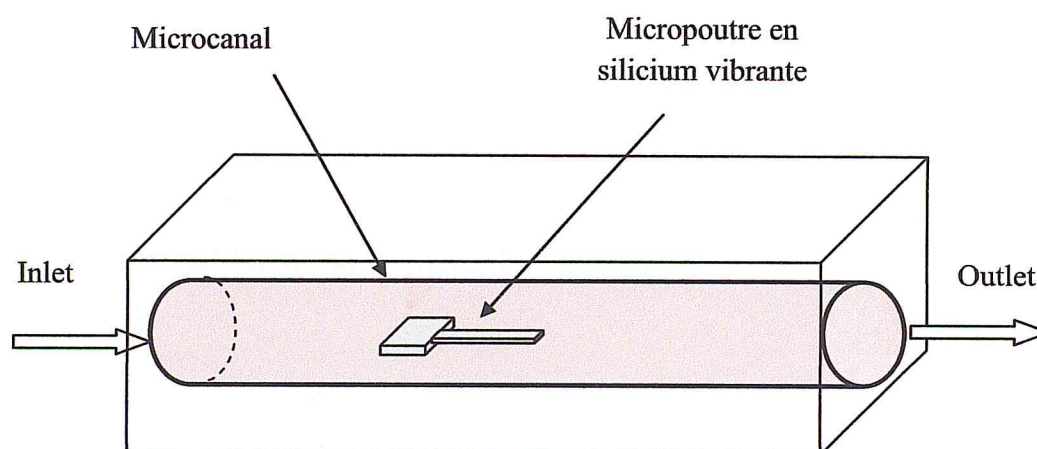


Figure IV.1 : Schéma illustratif du capteur étudié.

Les paramètres généralement étudiés dans le cas des capteurs résonants sont la fréquence de résonance et le facteur de qualité associé. Quand une micropoutre, est placée dans un liquide, le facteur de qualité n'est pas aussi élevé que celui obtenu dans le vide. La fréquence de résonance ainsi que le facteur de qualité sont réduits [64]. La réduction de la valeur du facteur de qualité est due à la dissipation d'énergie. Lors de l'immersion d'une micropoutre dans un liquide, les pertes énergétiques sont bien plus prononcées qu'en milieux gazeux [65].

Dans les milieux liquides, la réduction du facteur de qualité est liée à l'augmentation de l'amortissement due à la viscosité. On peut donc lier le facteur de qualité, ainsi que la fréquence de résonance à une valeur de densité et de viscosité.

IV.3. COMSOL Muliphysics

Les simulateurs par Méthode des Eléments Finis sont devenus indispensables pour la modélisation numérique dans le domaine de l'ingénierie. Ils nous permettent virtuellement, de modéliser des phénomènes réels sur des modèles expérimentaux, afin d'anticiper leurs réponses en vue de possible réalisation future.

IV.4. Implémentation dans COMSOL

IV.4.1. Le choix et le type d'analyse

Ce petit modèle de démonstration 2D que nous avons trouvé dans la bibliothèque de COMSOL [77]. Qui couple entre les interfaces physiques "*linearized Navier-Stokes Frequency Domain, the Solid Mechanics, and the Creeping Flow*" pour modéliser les vibrations d'une plaque située dans un flux visqueux 2D.

Ce type de modèle est utilisé pour modéliser l'interaction entre structures et fluide (FSI) dans le domaine des fréquences.

Pour simplifier, le débit est supposé être un « *creeping flow* » (pas d'inertie et de turbulence). Avec les dimensions du modèle et les propriétés des matériaux cela n'est bien sûr pas physique. L'objectif est de démontrer la mise en place du modèle et non pas pour résoudre un problème d'écoulement turbulent.

A l'entrée et à la sortie du canal, une couche parfaitement adaptatrice (PML) est ajoutée.

Nous voulons modéliser un système similaire en l'ajustant à notre cas (thème d'étude), qui part du même principe.

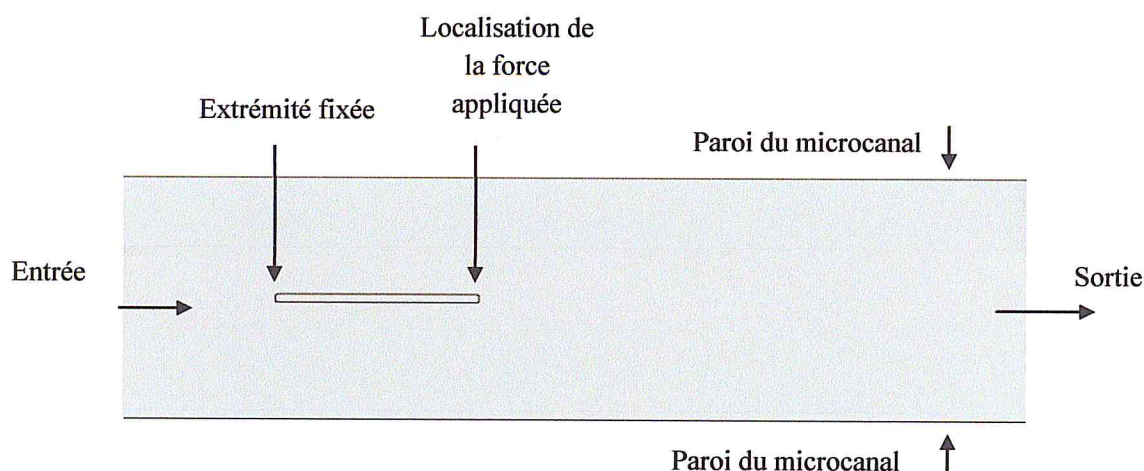


Figure IV.2 : la géométrie du dispositif [77].

Nous avons essayé de refaire la même étude présentée par O.CAKMAK et al [78], qui propose d'étudier des nouvelles méthodes pour mesurer la viscosité du plasma sanguin en utilisant des microcantilever par analyse fréquentielle.

Nous voulions apporter notre contribution à l'étude en proposant un autre cas d'étude avec une géométrie différente de celle proposée dans le papier, et beaucoup plus simple, mais aussi essayer de faire une étude suivant le facteur de qualité au lieu de la fréquence et voir à travers les résultats la comparaison entre les deux études et les deux méthodes.

IV.4.2. La Géométrie

Afin de faire des simulations qui prennent un temps raisonnable, il faut procéder à des simplifications concernant la géométrie implantée dans le simulateur FEM.

La géométrie du modèle qui a été proposée, qui est assimilé à un solide en silicium de forme rectangulaire et de dimension $400\mu\text{m} \times 40\mu\text{m}$.

Les propriétés de la plaque en silicium sont :

- Le Module d'Young est de 170.10^9 Pa.
- Le Coefficient de Poisson est de 0.28.
- Le Coefficient de dilatation thermique est de $2,6.10^{-6}$ K^{-1} .
- La Densité est de 2329 Kg/m^3 .

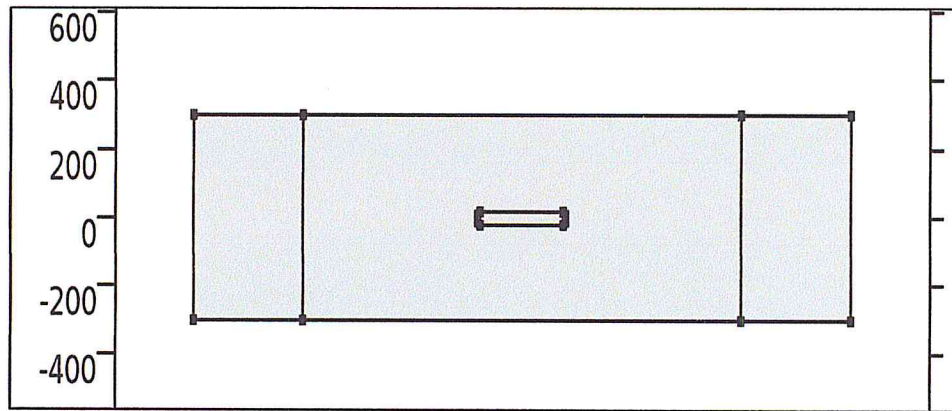


Figure IV.3 : Géométrie du modèle simplifié en 2D.

IV.4.3. condition aux limites “Boundary condition”

Les conditions aux limites implantées reproduisent dans le cas idéal, l’environnement dans le quel se trouve la micropoutre.

A l’entrée et à la sortie du canal, une couche parfaitement appariée (PML) est ajoutée. Des opérateurs d’extrusion sont utilisés pour coupler le flux au problème acoustique à l’intérieur de ces domaines.

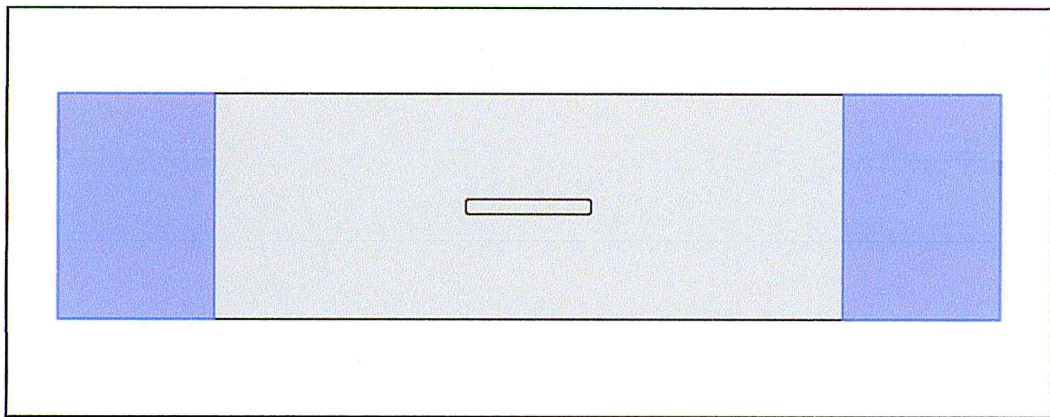


Figure IV.4 : Figure montrant les PML

Et aussi, on doit fixer l’extrémité de la micropoutre à l’aide de la commande “Fixed Constraints” qui se traduit par l’encastrement de la micropoutre.

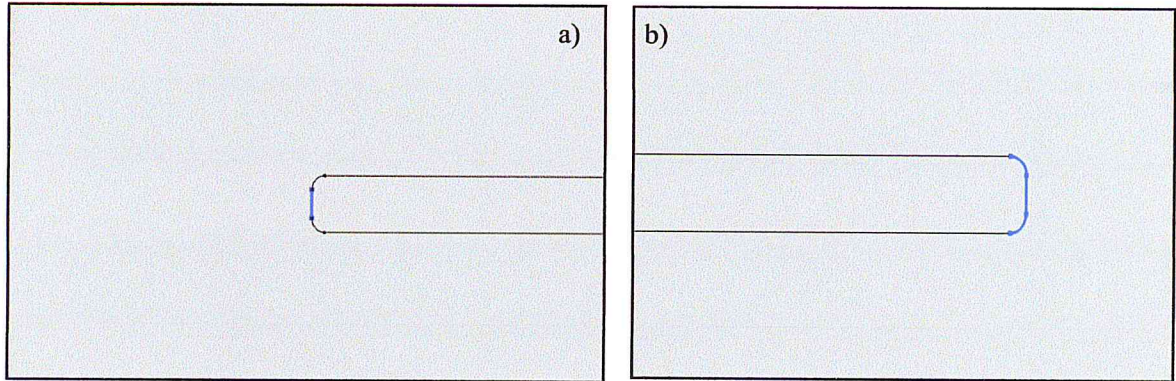


Figure IV.5 : a) Représente l'encastrement de la micropoutre, b) Localisation de la force appliquée.

IV.4.4. Le maillage

Le maillage est une étape importante dans le déroulement de l'étude. Nous devons choisir le maillage approprié, qui nous donne une simulation de l'étude qui converge vers une solution exacte.

Le maillage doit être adapté à la géométrie pour avoir une précision de calcul, et d'obtenir des résultats exploitables. Le maillage utilisé dans cette simulation et le maillage triangulaire extrêmement fin qui a généré 13178 éléments et 432 éléments de frontière.

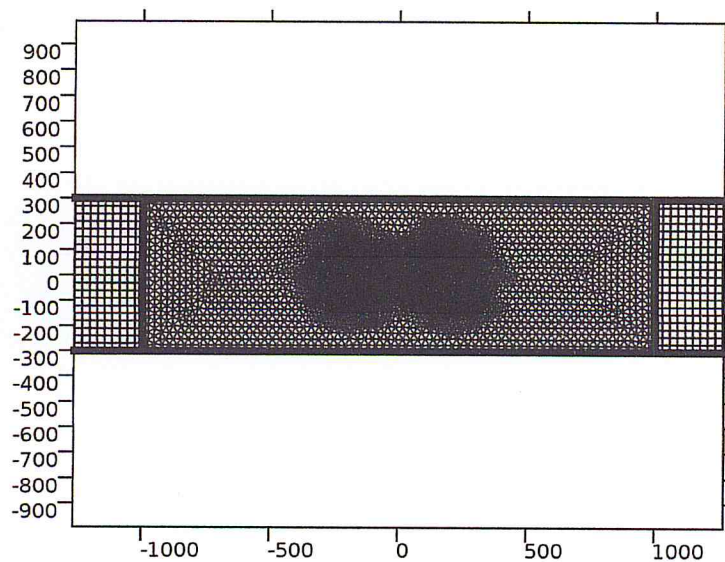


Figure IV.6 : détail du maillage.

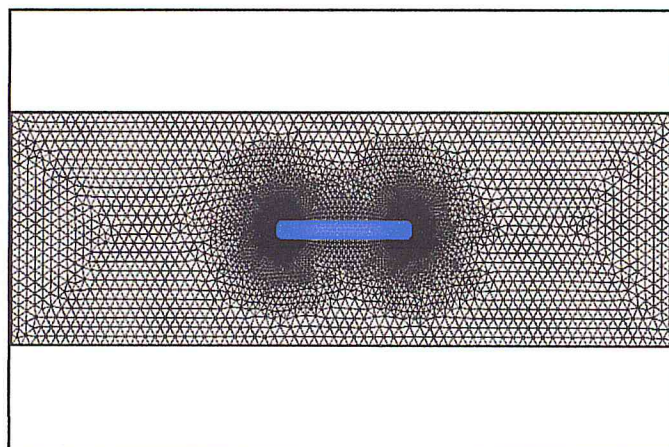


Figure IV.7 : Maillage du microcanal.

L'interaction fluide-structure s'opère au niveau de l'interface. En théorie, on suppose que l'on a une continuité des contraintes et des vitesses à l'interface entre le fluide et la structure et on doit prendre en compte la déformation de la structure causée par l'écoulement du fluide. La difficulté est de trouver une formulation adaptée pour la résolution des équations fluide-structure qui tient compte des parois mobiles et permet ainsi de simuler des écoulements.

La formulation Lagrangien-Eulerien Arbitraire (ALE) est une solution qui permet de générer des maillages mobiles avec les déplacements. La méthode ALE est généralement utilisée pour la résolution des équations aux dérivées partielles des domaines en déplacements, elle est bien adaptée à l'étude des problèmes présentant de grandes déformations.

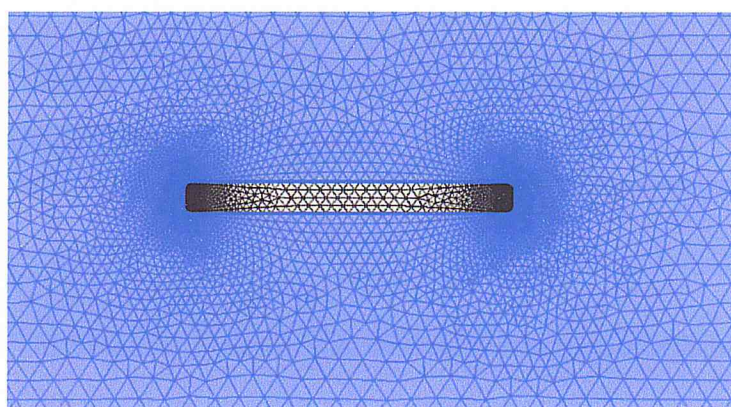


Figure IV.8 : Maillage de la micropoutre.

IV.5. Résultats de simulation

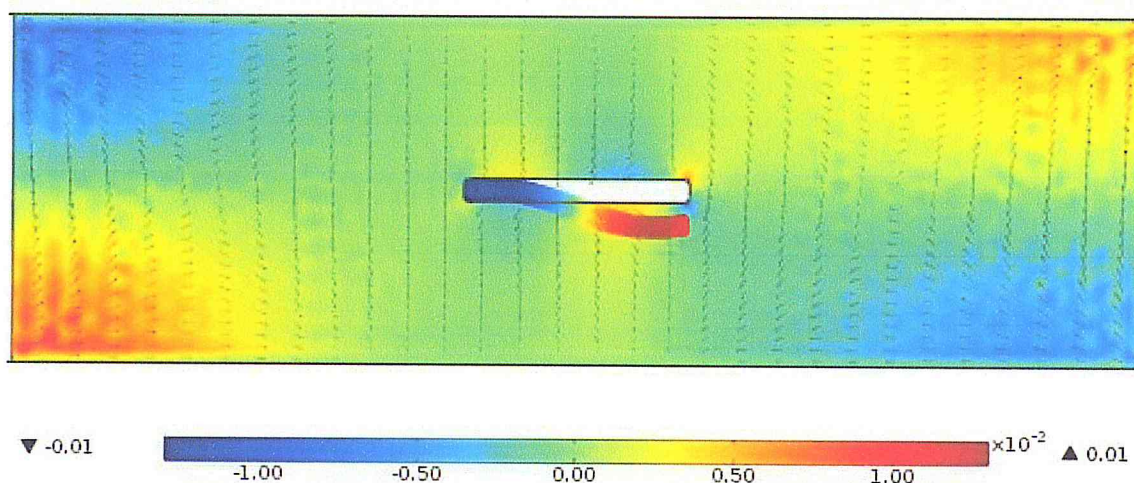


Figure IV.9 : la réponse en flexion de la micropoutre.

Cette figure illustre bien la réponse de la micropoutre à une fréquence de 1.5×10^6 Hz, et le flèches montre le champ de déplacement du fluide étudié.

IV.6. Mesures des variations du facteur de qualité

Pendant les expériences qui étaient menées par O.CAKMAK et al [78]. De l'eau à température ambiante est utilisée comme liquide de référence. Des solutions avec différentes concentrations en glycérol ont été utilisées pour calibrer le système et obtenir sa réponse aux changements de viscosité.

Des solutions de Glycérol allant de 5% à 40% dont la viscosité est représentée dans le tableau ci-dessous ont été mesurées grâce à un viscosimètre commercial [78].

Pourcentage du glycérol (%)	Viscosité $\times 10^{-3}$ (Pa.s)	Densité (Kg/m ³)
0	0.9532	0.9977
5	1.0642	1.0095
10	1.1698	1.0214
12	1.2323	1.0266
14	1.2685	1.0312
15	1.3040	1.0337
20	1.4838	1.0462
30	2.2843	1.0717
40	3.0221	1.0983

Tableau IV.1 : viscosité et densité de chaque solution de Glycérol utilisée dans la simulation [78].

Le tableau suivant (IV.2) représente les résultats de notre simulation qui s'est principalement basée sur le changement de facteur de qualité, bien que l'approche du changement de la fréquence de résonance qui est présenté dans le papier soit tout aussi bien intéressante.

Pourcentage de glycérol (%)	Viscosité $\times 10^{-3}$ (Pa.s)	Facteur de qualité
0	0.9532	3.8521
5	1.0642	3.7976
10	1.1698	3.7945
12	1.2323	3.7916
14	1.2685	3.7900
15	1.3040	3.7890
20	1.4838	3.7838
30	2.2843	3.7670
40	3.0221	3.7541

Tableau IV.2 : Valeur de facteur de qualité pour différents pourcentages.

Le graphe représenté dans la figure IV.9 permet de bien visualisé les changements dans la valeur du facteur de qualité en unité arbitraire.

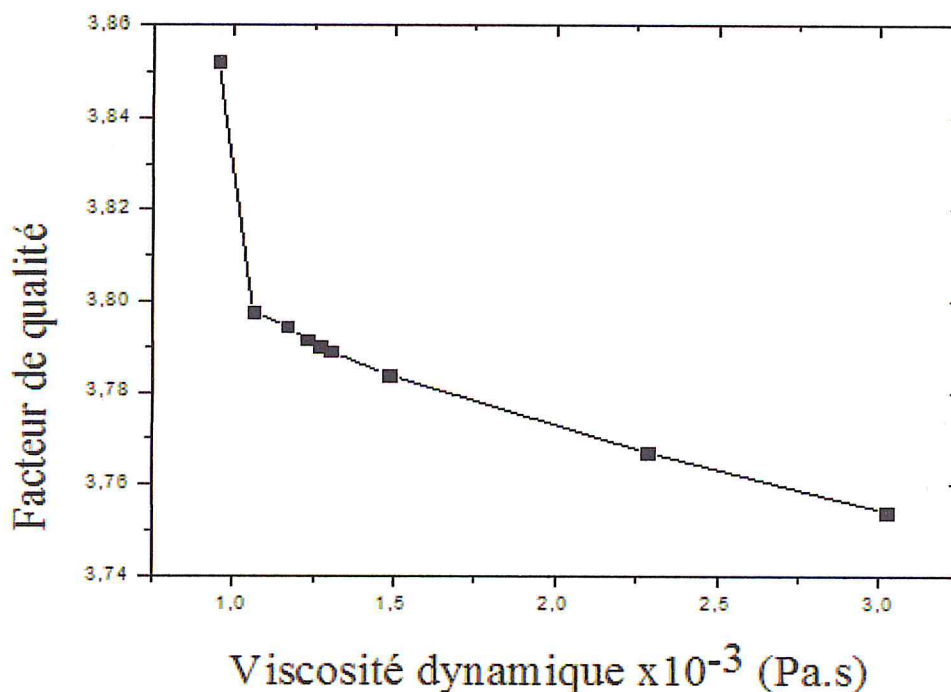


Figure IV.10 : l'allure du facteur de qualité en fonction de la viscosité dynamique de l'eau avec différents pourcentages de Glycérol.

La tendance à la baisse du facteur de qualité se traduit par la masse ajoutée suivant la concentration des solutions utilisées dans l'étude, autrement dit viscosité qui influe sur la réponse de la micropoutre. Par conséquent nous pouvons dire que le capteur est sensible aux changements de l'environnement dans le quel il se trouve (fluide).

IV.7. Etude de cas

Après avoir testé la sensibilité du capteur, nous pouvons désormais faire une étude de cas pour le sang. La viscosité de ce dernier, est entre 4×10^{-3} Pa.s et 25×10^{-3} Pa.s, mais généralement c'est 6×10^{-3} Pa.s à 37°C [23].

Les simulations avec différentes viscosités nous ont permis de dresser le tableau ci-dessous qui va être représenté par un graphe.

Viscosité du Sang $\times 10^{-3}$ (Pa.s)	Facteur de qualité
4	3.7394
6	3.7145
8	3.6936
10	3.6750
12	3.6579
14	3.6420
16	3.6270
18	3.6128
20	3.5995
22	3.5864
25	3.5680

Tableau IV.3 : les valeurs du facteur de qualité suivant différentes viscosités.

La figure IV.11, Représente l'allure ou l'évolution du facteur de qualité de la micropoutre pour les différentes valeurs de viscosité du sang. En effet les valeurs obtenues lors de la simulation seront représentées dans un graphe et interprétées ultérieurement.

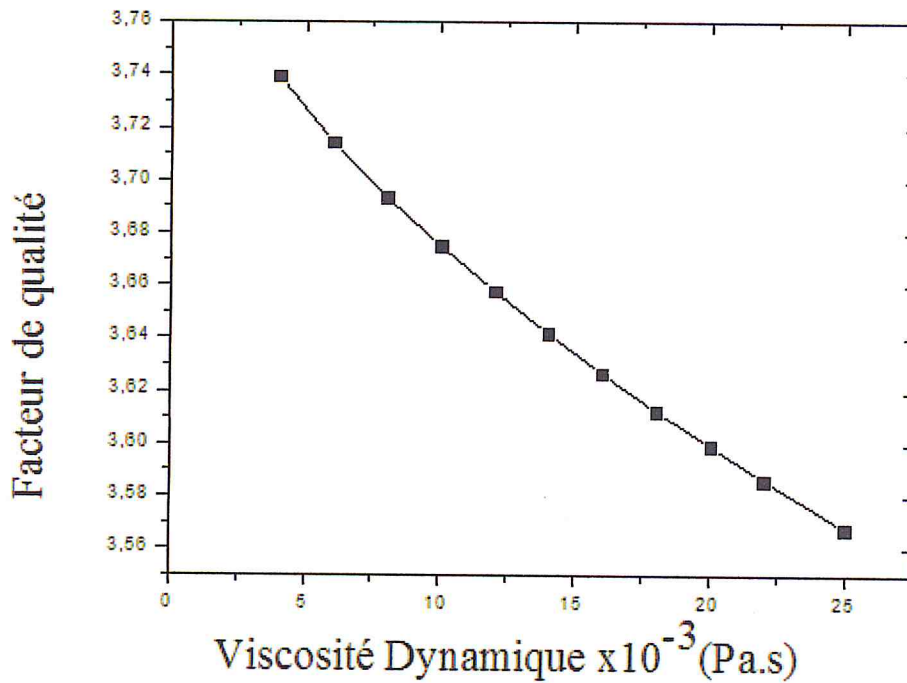


Figure IV.11 : L'allure du facteur de qualité en fonction de la viscosité dynamique du sang.

Plus la masse ajoutée est importante plus le facteur de qualité diminue puisque la viscosité du sang est importante. Vu la réponse obtenue nous pouvons dire qu'il y a eu détection.

IV.8. l'influence de la géométrie sur le facteur de qualité

A présent nous allons étudier l'influence de la géométrie, plus spécifiquement, la longueur de la micropoutre simulée. Ainsi nous pourrions voir les changements s'ils existent sur les valeurs du facteur de qualité. Nous allons en effet garder les mêmes paramètres d'étude présentés auparavant (le même maillage ainsi que la même fréquence d'excitation), dans la simulation qui suit, le sang est pris comme fluide de référence avec différentes viscosités (de 4×10^{-3} Pa.s à 25×10^{-3} Pa.s).

IV.8.1. avec une longueur de 350 μm

- Résultat de simulation :

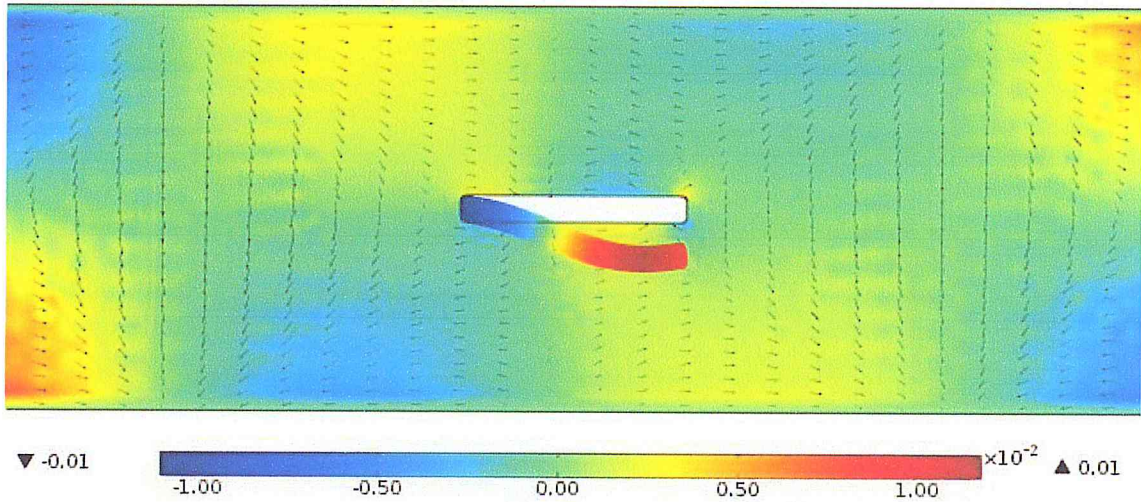


Figure IV.12 : Réponse en flexion d'une micropoutre de longueur 350 μm .

Le tableau suivant représente les résultats de la simulation de la micropoutre (350 μm X40 μm).

Viscosité du Sang $\times 10^{-3}$ (Pa.s)	Facteur de qualité
4	1.5056
6	1.5016
8	1.4984
10	1.4956
12	1.4932
14	1.4910
16	1.4889
18	1.4870
20	1.4852
22	1.4835
25	1.4812

Tableau IV.4 : Les valeurs du facteur de qualité à différentes viscosités pour une micropoutre (350 μm X40 μm).

On remarque d'après le tableau IV.4, que le facteur de qualité a considérablement chuté en changeant de géométrie (longueur) et ceci avec les même valeurs de viscosité proposé auparavant.

IV.8.2. avec une longueur de 300 μm

- Résultats de simulation :

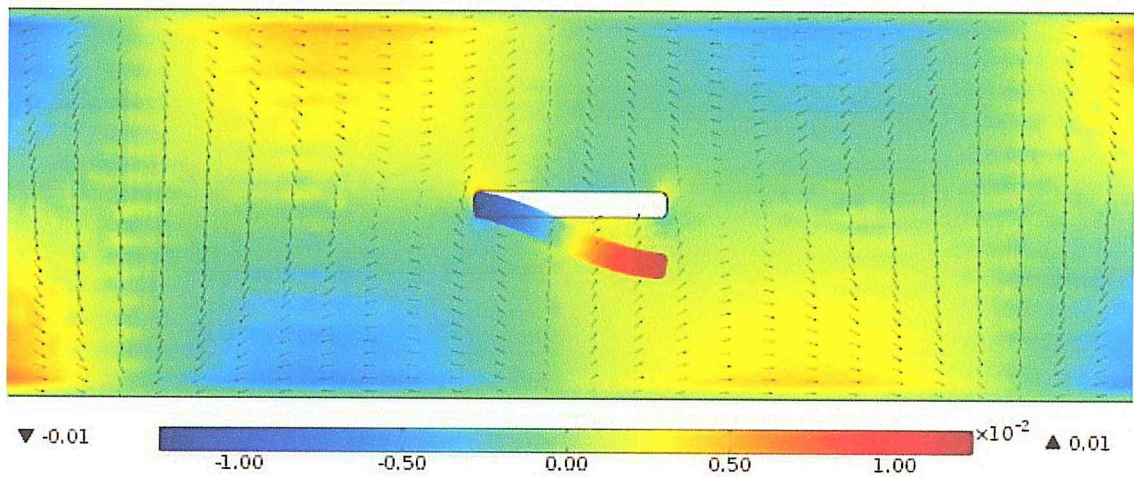


Figure IV.13 : Réponse en flexion d'une micropoutre de longueur 300 μm .

Le tableau qui suit représente les résultats de la simulation faite sur une micropoutre de 300 μm X40 μm .

Viscosité du Sang $\times 10^{-3}$ (Pa.s)	Facteur de qualité
4	1.0714
6	1.0668
8	1.0630
10	1.0597
12	1.0567
14	1.0540
16	1.0514
18	1.0490
20	1.0468
22	1.0446
25	1.0416

Tableau IV.5 : Les valeurs du facteur de qualité à différentes viscosités pour une micropoutre (300 μm X40 μm).

IV.8.3. Etude comparative de la géométrie

Pour visualiser l'influence de la géométrie sur les résultats (facteur de qualité) obtenus avec différentes longueur de la micropoutre, on les présente dans un tableau qui nous permettra mieux cerner la différence qu'il y'a entre les réponses obtenues pour les trois simulations précédentes.

Viscosité $\times 10^{-3}$ (Pa.s)	Facteur de qualité (400 μm)	Facteur de qualité (350 μm)	Facteur de qualité (300 μm)
4	3.7394	1.5056	1.0714
6	3.7145	1.5016	1.0668
8	3.6936	1.4984	1.0630
10	3.6750	1.4956	1.0597
12	3.6579	1.4932	1.0567
14	3.6420	1.4910	1.0540
16	3.6270	1.4889	1.0514
18	3.6128	1.4870	1.0490
20	3.5995	1.4852	1.0468
22	3.5864	1.4835	1.0446
25	3.5680	1.4812	1.0416

Tableau IV.6 : Comparaison des résultats avec différentes longueurs de la micropoutre.

D'après les résultats figurant dans le tableau ci-dessus le facteur de qualité est non seulement influencé par la viscosité changeante, mais aussi par la géométrie de la microstructure. Les graphes suivants vont nous permettre de visualiser son influence.

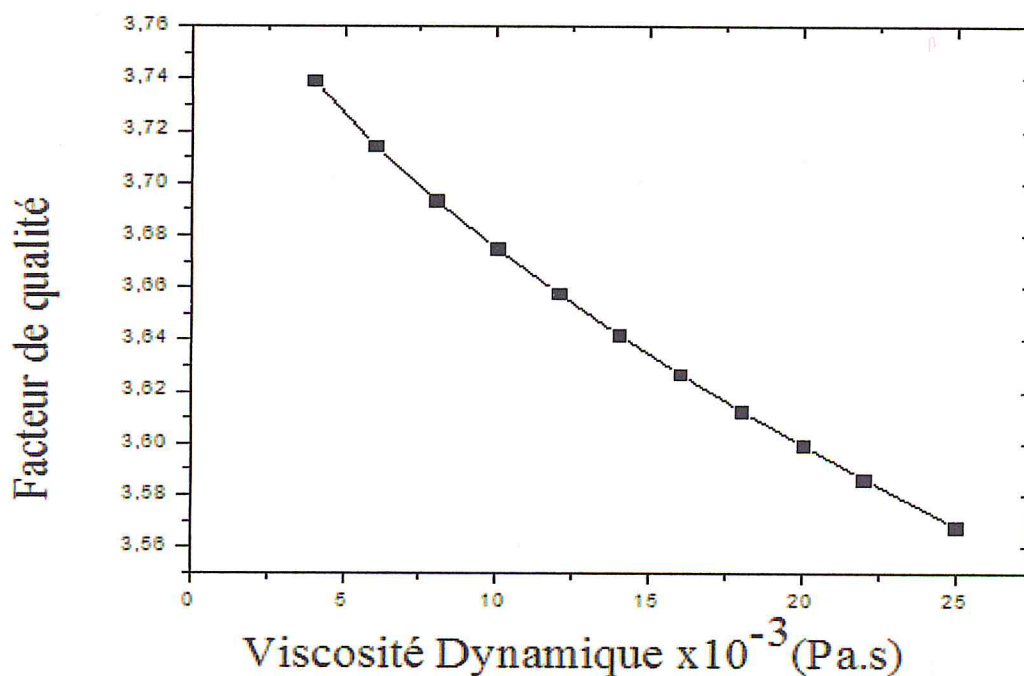


Figure IV.14 : Allure du facteur de qualité pour une géométrie de $(400\mu\text{m} \times 40\mu\text{m})$.

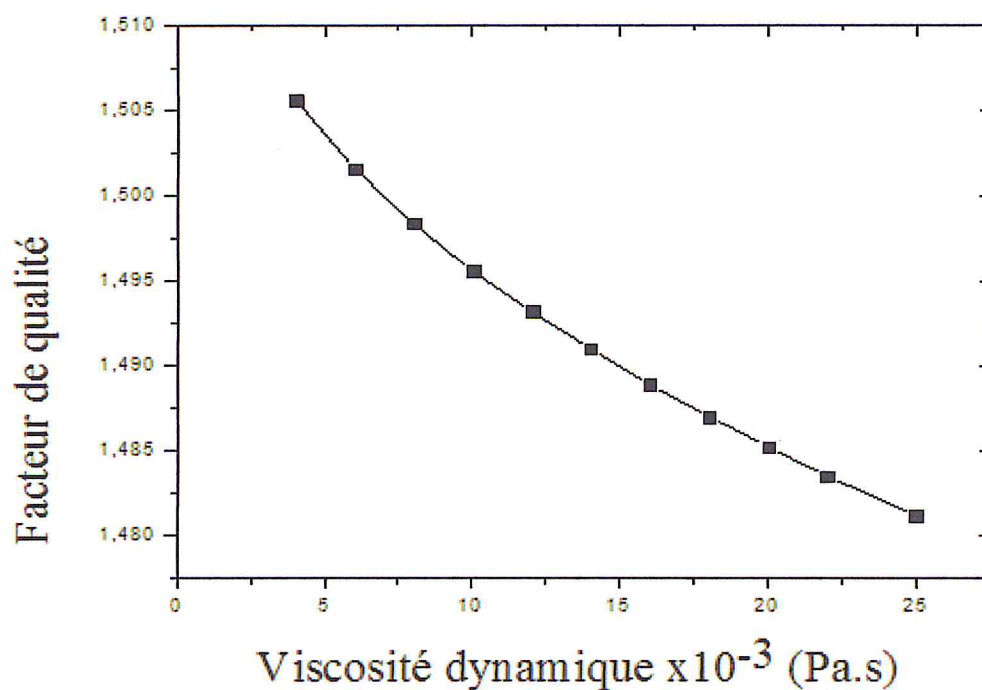


Figure IV.15 : Allure du facteur de qualité pour une géométrie de (350µmX40µm).

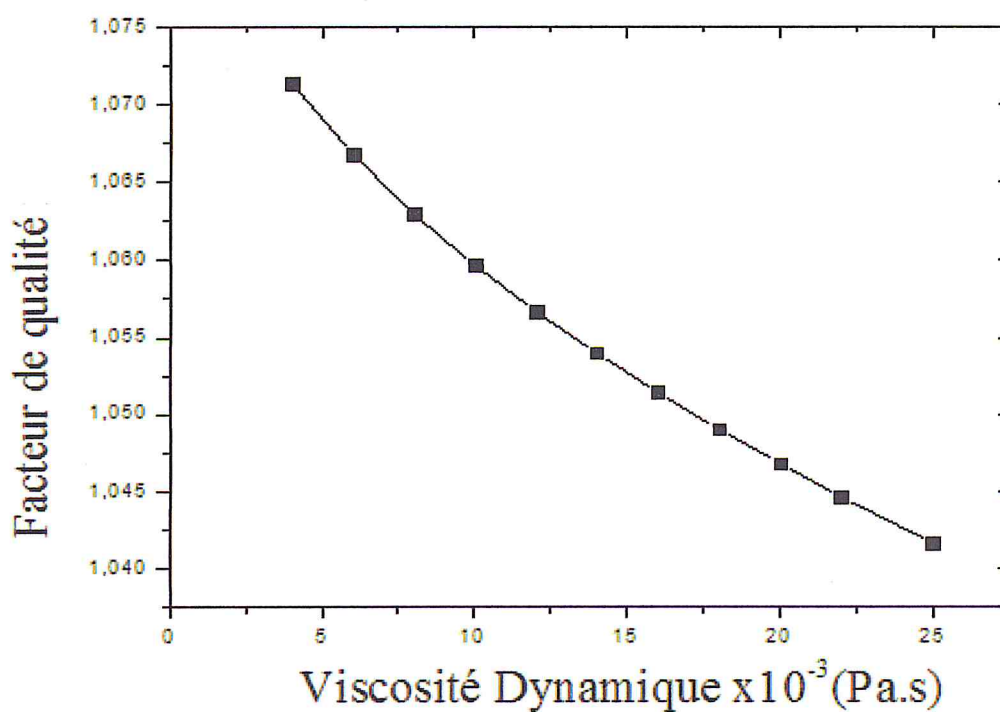


Figure IV.16 : Allure du facteur de qualité pour une géométrie de (300µmX40µm).

IV.8. Conclusion

Cette simulation a montré une nouvelle méthode de mesure de viscosité. Des mesures avec des solutions de glycérol avec des viscosités connues, une réponse du système se traduit par la diminution du facteur de qualité due au changement de viscosité est obtenue. Nous avons aussi joué sur la géométrie de la microstructure (micropoutre) et nous nous sommes aperçus qu'à chaque structure son propre facteur de qualité.

Ainsi, cette étude a montré les différents paramètres qui influencent le facteur de qualité, à savoir la viscosité et la géométrie.

Conclusion générale

Le besoin en capteurs intégrés, capables de mesurer *in-situ* les propriétés d'un fluide, devient un enjeu important dans les sciences du vivant, dans l'industrie de la chimie fine, ainsi que dans le domaine environnemental. Le travail présenté se propose en partant d'une étude préexistante traitant de la modélisation d'une simple poutre dans le fluide, d'adapter cette étude pour la conception d'un capteur de viscosité. En effet, ce dispositif est capable de mesurer les propriétés rhéologiques d'un fluide. Plus particulièrement la viscoélasticité qui est un enjeu scientifique, technologique, et industriel qui trouve son application au quotidien.

Cette étude montre les possibilités des microstructures vibrantes qui sont capables de sonder les propriétés mécaniques du fluide dans lequel elles sont immergées. Ainsi à travers le biais de la modélisation numérique par la méthode des éléments finis d'un capteur à base de micropoutre en mode dynamique, ils sont souvent utilisés pour des applications de détection physique. La variation de la fréquence de résonance est le paramètre principal caractérisant les variations du mesurande. Par ailleurs, le facteur de qualité est aussi parfois un paramètre nécessaire à mesurer pour la mesure de la viscosité d'un fluide.

La dynamique de la micropoutre en milieu liquide a été détaillée. Cela a permis de visualiser l'influence du fluide sur les caractéristiques mécaniques d'une micropoutre immergée en milieu liquide, l'étude a démontré qu'une micropoutre en silicium résonant en milieu liquide pouvait estimer correctement la viscosité des fluides. Nous avons pu ainsi explorer les dimensions géométriques de la micropoutre, mais aussi différentes valeurs de viscosité, ainsi le facteur de qualité est non seulement influencé par la viscosité changeante, mais aussi par la géométrie de la microstructure.

Cette première approche apparemment simple, permet d'obtenir des résultats intéressants et ouvre des pistes pour la mesure de la viscosité de fluide complexe. La modélisation et l'optimisation de ce modèle simplifié par la méthode des éléments finis donne tout de même des résultats satisfaisants à la fréquence de résonance, et ainsi simplifier l'extraction du facteur de qualité. Elle permet ainsi un calcul rapide, adaptable et peu complexe applicable à une grande gamme de microstructures résonantes.

Cette première étude permet de confirmer l'immense perspective des microcapteurs de viscosité utilisable dans les BioMEMS, par exemple en tant que capter de paramètre hémodynamique ou dans les processus industriels de chimie de transformation.

Références

- [1] fabrication et fonctionnalisation de BioMEMS par plasma froid pour l'analyse de la biocatalyse en spectroscopie TeraHertz, Abdenour ABBAS, 2009.
- [2] H.Curtis; « structure and objectives of MEMS and Microsystems in Europe », MCC/WTEC Workshop on MicroElectromechanical systems in Europe, Maryland, USA, Juin 1999
- [3] 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.
- [4] S.Tkeuchi, I.Shimoyama; "A three dimensional SMA microelectrodes with clipping structure for insect neural recording", Revue: J.Microelectromech.Syst2000.
- [5] E.Just, M.Kohl, W.Pfleging and S.Miyazaki; "SMA Microgripper with integrated antagonism", Proc.Transducer'99.1999.
- [6] Z.Sbiaa; "Etude et réalisation d'une micropompe et de microvalves intégrées tout Silicium", thèse de doctorat, université Paul Sabatier de Toulouse, 1997.
- [7] C.Benoit; « Modélisation de fautes et conception en vue du teste structurel des Microsystèmes » thèse de doctorat de l'INPG Grenoble, Mars 2001.
- [8] 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.
- [9] S.Bendib, « contribution à l'étude de la fluidique dans les microsystèmes » thèse de doctorat ENS de Cachan.2003.
- [10] "chapitre I introduction to BioMEMS "; thèse.
- [11] Laman N., Sree Harsha S., Grischkowsky D., Melinger J. S., "High-Resolution Waveguide THz Spectroscopy of Biological Molecules", *Biophys. J.*, 94, 2008; 1010-1020.
- [12] George P. A., Hui W., Rana F., Hawkins B. G., Smith A. E., Kirby B. J., "Microfluidic Devices for terahertz spectroscopy of biomolecules", *Optics Express*, 16, 2008, 1577- 1582.
- [13] Treizebré, A., Bocquet, B., "Nanometric metal wire as a guide for THz investigation of living cells", *Int. J. Nanotechnol.*, 5, 2008, 784-795.

REFERENCES

- [14] Yoneyama H., Yamashita M., Kasai S., Kawase K., Ito H., Ouchi T., “Membrane device for holding biomolecule samples for terahertz spectroscopy”, *Optics communications*, 281, 2008, 1909-1913.
- [15] Nagel M., Först M., Kurz H., “THz biosensing devices: fundamentals and technology”, *J. Phys.: Condens. Matter*, 18, 2006, S601-S618.
- [16] Wen Li, “MEMS for BioMedical Application”, microtechnology laboratory, Michigan university. 2012.
- [17] Mary Lane (MJ) Willis, “What are BioMEMS”, micro.nanotech conferece. 2011.
- [18] <http://electroiq.com/blog/2013/10/mems-devices-for-biomedical-applications/>
- [19] <http://www.microfabrica.com/>
- [20] <http://www.memspi.com/>
- [21] <http://www.microvisk.com/>
- [22] http://patrick.kohl.pagesperso-orange.fr/rheologie/rheo_1.htm
- [23] <http://fr.wikipedia.org/wiki/Viscosite>
- [24] Encyclop.Sc.Techn.t,61971,P.590
- [25] D.H. Lee, J.M. Jung, S.Y. Kim, K.T. Kim, Y.I. Cho, *Int. Communi. Heat Mass Transfer* 39 (10) (2012) 1474–1477.
- [26] G. Késmárky, P. Kenyeres, M. Rábai, K. Tóth, *Clin. Hemorheol. Microcir.* 39 (1) (2008) 243–246.
- [27] H.C. Weng, Y.K. Kao, *Apparatus and Method for Measuring Viscosity*, Google Patents In., 2011.
- [28] V. Raimbault, D. Rebière, C. Dejous, *Mat. Sci. Eng.: C* 28 (5) (2008) 759–764.
- [29] M. Heinisch, E.K. Reichel, I. Dufour, B. Jakoby, *Sens. Actuat. A-Phys.* 172 (1) (2011) 3582–87.
- [30] P.D. Smith, R.C.D. Young, C.R. Chatwin, *Measurement* 43 (1) (2010) 144–151.
- [31] P.R.Feynman ; « there’s Plenty of room at the bottom », (transcription d’une allocation donnée par Richard P.Feynman à la reunion annuelle de l’American Physical Society au California of Institute of Technology). *journal MEMS*, vol. 1, march 1992.
- [32] H.Curtis ; « structure and objectives of MEMS and Microsystems in Europe », MCC/WTEC Workshop on MicroElectromechanical systems in Europe, Maryland, USA, Juin, 1999.
- [33] O.Coumar; “les systems électro-micromécaniques: MEMS et NEMS” ; revue : *electricité électronique*, Septembre 2003.

REFERENCES

- [34] M.C. Carrozza, A. Menciassi, G. Tiezzi and P. Dario ; « the development of a LIGA-microfabricated gripper for micromanipulation task », revue: *J.micomech.MICROENG.*
- [35] M. Belkacem; « modélisation numérique d'un microactionneur composé d'un alliage de matériaux polymère et magnétique », mémoire de magistère, université de batna. 2009. chapitre II.
- [36] Chapitre 1 : Introduction : le panorama des techniques de micro-fabrication, rédigé par Michel DE LABACHELERIE.
- [37] <https://www.irif.univ-paris-diderot.fr/~carton/Enseignement/Architecture/Cours/Production/>
- [38] MELLHAOUI Xavier, « Mécanismes physico-chimiques dans le procédé de gravure plasma du silicium », thèse de doctorat, Université d'ORLEANS, mai, 2006.
- [39] Danel, J. S. and Camon, H. "Le micro-usinage du silicium." *L'onde électrique* 74(2): 21 – 27, (1994).
- [40] Conception Et Modélisation D'un Accéléromètre Microélectronique Triaxial / Benichou Abdelkader/ 26 Juin 2012
- [41] http://www.optique-ingenieur.org/fr/cours/OPI_fr_M09_C01/co/Contenu_05.html
- [42] Capteurs résonants en technologie MEMS : principes et procédés de réalisation /29/05/2015/ Olivier FRANÇAIS - Hélène HORSIN MOLINARO.
- [43] [https://fr.wikipedia.org/wiki/Gravure_\(micro-fabrication\)#cite_ref-Wolf_1-2](https://fr.wikipedia.org/wiki/Gravure_(micro-fabrication)#cite_ref-Wolf_1-2)
- [44] CHAPITRE IV Etapes technologiques de fabrication du micro-levier piézorésistive/Chapitre IV(CONCEPTION et MODILISATION.pdf
- [45] Réda YAHIAOUI ; « Etude par microvibrrométrie de films minces et de dispositifs micromécaniques » thèse de doctorat, UNIVERSITE DE PARIS-SUD U.F.R. SCIENTIFIQUE D'ORSAY, Mars 2002
- [46] CUISSET Vincent, « Utilisation de micropoutres sans couche sensible en vibration pour la détection d'espèces gazeuses – Réalisation d'un réseau gaz pilotable. » mémoire CONSERVATOIRE NATIONAL DES ARTS ET METIERS CENTRE REGIONAL ASSOCIE DE BORDEAUX; juillet, 2010.
- [47] Site internet Physorg.com : <http://www.physorg.com/news68736004.html> Section : *Growing Nanostructures on Micro Cantilever Provides New Platform for Materials Discovery - Olympus AFM cantilever.* Consulté en août 2009.
- [48] S.PAINEAU, P.ANDREUCCI et C.SCHAFFNIT. *Microsystèmes : applications et mise en oeuvre.* Techniques de l'ingénieur. Référence E3090 (Février 2005).

- [49] Hélène HORSIN MOLINARO – Olivier FRANÇAIS « Les MEMS Réalisation de capteurs résonants cachan 5.2015
- [50] Mohand-Tayeb BOUDJIET «MICROSYSTÈMES DURABLES DE MESURES DE CONCENTRATION D’HYDROGÈNE UTILISANT DES MICROPOUTRES SANS COUCHE SENSIBLE » thèse .Bordeaux, septembre, 2015.
- [51] J.W. Yi, W.Y. Shih, Effect of length, width, and mode on the mass detection sensitivity of piezoelectric unimorph cantilevers, *Journal of Applied Physics*, 91, pp. 1680-1686, (2002).
- [52] J. Zhou, P. Li, S. Zhang, Y. Huang, P. Yang, M. Bao, G. Ruan, Self-excited piezoelectric microcantilever for gas detection, *Microelectronic Engineering*, 69, pp. 37-46, (2003).
- [53] I. Dufour, O. Français, *Microsystèmes utilisant des fluides*, chapitre 8 du tome microfluidique du trait e "Electronique, G enie Electric et Microsystèmes" des  ditions Herm es, pp. 305-343, (2004).FADEL_LUDIVINE_2004).
- [54] C. Hagleitner, A. Hierlemann, D. Lange, A. Kummer, N. Kerness, O. Brand, H. Baltes, Smart single-chip gas sensor microsystem, *Nature*, vol. 414, pp. 293-296, (2001).
- [55] S. Beeby, G. Ensell, M. Kraft, N.White, *MEMS Mechanical Sensors*, 2004, Artech House. (LEMAIE_ETIENNE_2013).
- [56] S.Masson; « Elements actifs pour microsystèmes à base de nanostructures magnétostrictives au voisinage de la transition de Réorientation de spin »thèse de doctorat, université de valenciennes et du haut cambresis, 2003.
- [57] LEMAIRE Etienne, « Contribution au développement de microcapteurs int egr es de viscoélasticité de fluides », thèse de doctorat, octobre 2013.
- [58] BELMILOUD Naser, “MICRORHEOMETRE SUR SILICIUM POUR CHIMIE HAUT DEBIT », thèse de doctorat, octobre 2008.
- [59] I.G.G.Stokes, “On the effect of internal friction of fluids on the motion of pendulums”, *Trans.Cambridge Philos. Soc.*, 9, n o8, (1851).
- [60] R.E.Williams, R.G.Hussey, “Oscillating cylinders and the Stokes paradox”, *The Physics of Fluid*, 15, n o12, (1972).
- [61] Mohand-Tayeb BOUDJIET, « MICROSYSTÈMES DURABLES DE MESURES DE CONCENTRATION D’HYDROGÈNE UTILISANT DES MICROPOUTRES SANS COUCHE SENSIBLE », thèse de doctorat, Septembre, 2015.
- [62] R. D. Blevins, *Formulas for natural frequency and mode shape*, Van Nostrand Reinhold, 1979.

REFERENCES

- [63] <http://www.vepres-constructions.com/iso-14644/salle-blanche-realisation-laboratoire/>
- [64] E. Lemaire, M. Youssry, B. Caillard, I. Dufour, « Micropoutres pour la Microrhéologie », Université de Bordeaux, Laboratoire IMS – UMR 5318 CNRS.
- [65] C. Vančura, I. Dufour, S.M. Heinrich, F. Josse and A. Hierlemann, "Analysis of resonating microcantilevers operating in a viscous liquid environment", *Sensors and Actuators A* 141 (2008) pp 43–51.
- [66] Sami Oukassi. Développement de micro-sources d'énergie pour l'alimentation de micro systèmes radio-fréquence. Sciences de l'ingénieur [physics]. Université Paris-Est, 2008.
- [67] <https://www.mems-exchange.org/MEMS/fabrication.html>
- [68] https://fr.wikipedia.org/wiki/Proc%C3%A9d%C3%A9_LIGA
- [69] Regar E, Sianos G, Serruys PW (2001) Stent development and local drug delivery. *Br Med Bull* 59:227–248.
- [70] Tao SL, Desai TA (2003) Microfabricated drug delivery systems: from particles to pores. *Adv Drug Deliv Rev* 55:315–328.
- [71] W. Khan et al. « Chapter 2 Implantable Medical Devices », 34-59.
- [72] Grayson ACR, Shawgo RS, Johnson AM, Flynn NT, Li Y, Cima MJ et al (2004) A BioMEMS review: MEMS technology for physiologically integrated devices. *Proc IEEE* 92:6–21.
- [73] James W. M. Chon, Paul Mulvaney, John E. Sader, Experimental validation of theoretical models for the frequency response of atomic force microscope cantilever beams immersed in fluids, 2000, *Journal of Applied Physics*, Vol. 87, No. 8.
- [74] C. Vancura, I. Dufour, S.M. Heinrich, F. Josse, A. Hierlemann, Analysis of resonating microleviers operating in a viscous liquid environment, 2008, *Sensors and Actuators A*, 141, 43–51.
- [75] Po-Yau Ju, Chien-Hsiung Tsai, Lung-Ming Fu and Che-Hsin Lin, Microfluidic flow meter and viscometer utilizing flow-induced vibration on an optic fiber cantilever, 2011, *Transducers'11*, Beijing, China.
- [76] I. Etchart, H. Chen, P. Dryden, J. Jundt, C. Harrison, K. Hsu, F. Marty, B. Mercier, MEMS sensors for density–viscosity sensing in a low-flow microfluidic environment, 2008, *Sensors and Actuators, A* 141, 266–275.
- [77] <https://www.comsol.com/model/vibrating-plate-in-a-2d-viscous-parallel-plate-flow-18871>

REFERENCES

- [78] O.Cakmak, C.Elbuken, E.Ermek, A.Mostafazadeh, I.Baris, B. Erdem Alaca, I.Halil Kavakli, H.Urey, Microcantilever based disposable viscosity sensor for serum and blood plasma measurements, *Methods* 63 (2013) 225–232.