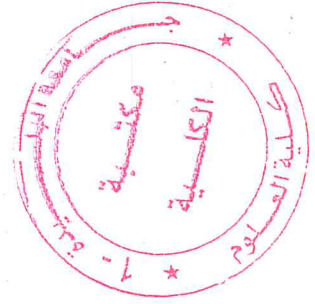


الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
UNIVERSITE SAAD DAHLEB DE BLIDA 1
جامعة سعد دحلب البليدة 1
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE



كلية العلوم – دائرة الفيزياء
Faculté des Sciences
Département de Physique



MEMOIRE
POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE
MASTER EN PHYSIQUE

Option : Physique Appliquée aux Microsystèmes

THÈME

MODELISATION, SIMULATION A ELEMENTS
FINIS ET CONCEPTION D'UN MICROCAPTEUR
DE PRESSION DANS LES CIRCUITS
MICROFLUIDIQUE A BASE DE PDMS
COMPOSITE C-PDMS

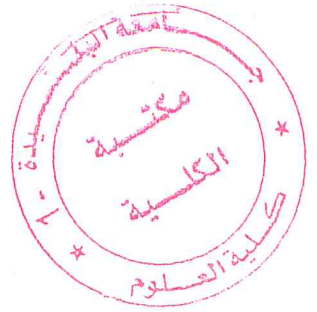
Par :

Mohamed BELBEY et Youcef HAMOUDI

Devant le jury composé de :

Dr. Y. Bakha	MRA	CDTA Baba Hassene	President
Dr. A. HASSEIN-BEY	MCB	Université Blida 1	Examineur
Mr. A. BENHAFFAF	MAA	Université Blida 1	Promoteur

Blida, JUIN 2017



RESUME

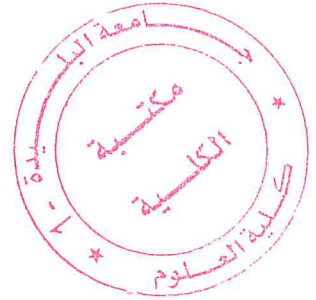
Dans ce travail, nous avons étudié divers aspect de la microfluidique touchant à la modélisation, la simulation par éléments finis (*FEM*) et la conception d'un microcapteur de pression intégrable directement dans un microcanal. Il s'agit de trouver une réponse à un besoin de miniaturisation, d'intégration avancée et de biocompatibilité nécessaire pour les systèmes microfluidiques axées autour des applications biologiques et médicales (*BioMEMS* et *LOC*). Nous avons utilisé un matériau innovant qui un polymère nanocomposite conducteur. De ce fait nous avons étudié et modélisé en plus les propriétés piézorésistives d'un polymère nanocomposite C-PDMS afin de pouvoir l'utiliser comme élément sensible dans la *conception du capteur de micropression* sous la forme d'un micropont. En partant de *modèle préexistant lors de travaux antérieurs, des simulations par la méthode des éléments finis* ont été effectuées pour valider la modélisation du comportement de deux types de capteur en condition de fonctionnement prenant en compte les phénomènes d'écoulement du fluide dans le microcanal et l'interaction fluide-structure avec le micropont pour la mesure de débit et une micromembrane pour la mesure de la pression. Nous nous sommes concentrés sur un fluide sanguin afin de pouvoir proposer un système de mesure innovant et original pour pouvoir mesurer la viscosité et la vitesse d'écoulement. Ces deux paramètres pourront être directement convertie en signal électrique afin d'être traiter par une intelligence embarqué. Cette application pourrait ouvrir un horizon très prometteur afin de soulager des malades en temps réel.

ملخص

في هذا العمل قمنا بدراسة جوانب مختلفة من الموانع الدقيقة متعلقة بالتصميم التحفيز بعناصر دقيقة وتصميم مستقبل دقيق للضغط مدمج مباشر في قناة دقيقة. يتعلق الامر بإيجاد اجابة للحاجة للتصغير للدمج المتقدم و التوافق حيوي ضروري لأنظمة الموانع الدقيقة التي تتمحور حول تطبيقات حيوية و طبية .

قمنا باستعمال مادة مبتكرة تتمثل في نانوبوليمار ناقل يتعلق الامر بدراسة و تصميم زيادة على الخصائص البيزو مقاومة للبوليمار. لاستعماله كعنصر حساس في تصميم مستقبل دقيق للضغط في شكل جسر دقيق. انطلاقا من التصميم الموجود سابقا. تحفيزات بطريقة العناصر الدقيقة تمت التحقق من تفاعل كلا من النوعين للمستقبل في حالة العمل بالأخذ بعين الاعتبار ظواهر التدفق في القناة الدقيقة و تفاعل المانع مع الهيكل و مع الجسر الدقيق . قمنا بالتركيز على مائع دموي للقدرة على عرض نظام للقياس اصلي مبتكر يسمح بقياس للزوجية و سرعة التدفق. هذين العاملين يستطيعان ان يتحولا الى اشارة الكترونية ليتم معالجتهما للاستعلام المدمج .

هذا التطبيق يفتح افاق للتخفيف عن المرضى في وقت حقيقي.



ABSTRACT

In this work we have studied various aspects of macrofluidic for modeling and for stimulation by finite element and the conception of microsensor of pressure wichita integrable directly into a microchannel .It acts to find an answer to need of miniaturization and advanced integration and biocompatibility required for microfluidic systems based on biological and medical applications (BioMEMS et LOC).We used an innovative material wichis a conductive nanocomposite polymer. In this way, we studied and modeled the piezoresistive properties of a C-PDMS nanocomposite polymer in order to be able to use it as sensitive element in the design of the micropressure sensor in the form of a microbridge. Starting from a pre-existing model during previous work, simulations using the finite element method were carried out to validate the modeling of the behavior of two types of sensor under operating conditions taking into account the phenomena of fluid flow in the microchannel and The fluid-structure interaction with the microbridge for the flow measurement and a micromembrane for the measurement of the pressure. We concentrated on a blood fluid so that we can offer an innovative and original measuring system to measure the viscosity and flow velocity. These Two Parameters Can Be Converted Directly Into an electrical signal in order to be processed by on-board intelligence. This application could open a very promising horizon in order to relieve patients in real time.

Remerciements

*Avant toute chose, nous remercions **ALLAH**, le tout puissant, de nous avoir donné la force et la patience pour achever ce travail qui soulagera des malades dans le monde.*

*Nous adressons nos remerciements à Monsieur Abderahmane **BENJAFFAF** de nous avoir encadrer dans ce travail avec une grande rigueur scientifique.*

*Nous adressons nos sincères remerciements au Dr. Abdelkader **HASSEIN-BEY** (Responsable du Master et groupe NanoPhysique) pour son aide, ses conseils, aide tout au long de notre parcours et qui accepte d'examiner ce travail.*

*Nous tenons à remercier Dr. Yamna **BAKHA** du CDTA Baba Hassen d'avoir accepté de présider le jury de notre soutenance.*

Nous tenons également à remercier l'équipe de Physique des MEMS & NEMS au sein du département de Physique 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 .

*Nous tenons à remercier M^{lle} **A.L.S.HASSEIN-BEY** pour nous avoir aider au cours de ce travail. Enfin, un remerciement spécial à nos ami(e)s et collègues de la promotion, qui nous ont accompagnées pendant ces deux années qu'a duré cette merveilleuse aventure.*

Dédicaces

*Ce travail est dédié à celles et ceux qui m'ont soutenu
tout au long de mon parcours.*

Ma mère

Mon père

Mes frères et mes seours

A mes ami(e)s.

YOUCEF

Dédicace

Toutes les lettres ne sauraient trouver les mots qu'il faut...

Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude,

L'amour, le respect, la reconnaissance...

Aussi, c'est tout simplement que

Je dédie ce modeste travail :

*A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, la flamme de
mon cœur, ma vie et mon bonheur ; maman que j'adore.*

A mon père.

A mes chères et adorables frères et sœurs ;

*En témoignage de mon affection fraternelle, de ma profonde
tendresse et reconnaissance, je vous souhaite une vie pleine de
bonheur et de succès et que Dieu, le tout puissant, vous protège et
vous garde.*

A mes amies et à tous ceux qui sont dans mon cœur....

Mohamed

L'outil de dernière technologie essentiel à l'innovation c'est surtout

Un crayon et une feuille de papier

Un peu de compréhension modestes des lois de l'univers

Des solutions les plus simples possibles !

Proverbe Malaisien

TABLE DES MATIERES

RESUME.....	2
<i>Remerciements</i>	5
TABLE DES MATIERES.....	9
LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX.....	13
INTRODUCTION GENERALE.....	17
CHAPITRE 1: ETAT DE L'ART DES MICROSYSTEMES.....	19
1.1 Introduction.....	19
1.2 MEMS (Systèmes Micro-électro-mécaniques).....	19
1.2.1. Historique.....	19
1.2.2. Définition.....	21
1.2.3. Domaine d'application des MEMS.....	22
1.2.5. Différents secteurs des MEMS.....	24
1.2.4. Matériaux pour la microfabrication.....	25
1.3. Capteurs MEMS.....	25
1.3.1. Définition.....	25
1.3.2. Classification des capteurs MEMS.....	26
1.4. BIOMEMS.....	27
1.4.1. Historique et Définition.....	27
1.4.2. Applications des BioMEMS.....	31
1.4.3. Matériaux utilisé dans les BIOMEMS.....	31
1.5. Biopuces.....	33
1.5.1. Laboratoires sur puce (<i>Lab-On-Chip</i>).....	33
1.5.2. Technique du μ -TAS.....	35
CHAPITRE 2: MICROFLUIDIQUE ET PIEZORESISTIVITE.....	37
2.1 Introduction.....	37
2.2 Définition.....	37
2.3 Origines de la microfluidique.....	38
2.4 Les microcanaux.....	39
2.4.1 Méthode de microfabrication des dispositifs microfluidique.....	40
2.5 La viscosité.....	43

2.5.1 Viscosité dynamique	43
2.5.2 Viscosité cinématique	43
2.6 PolyDyMethylSiloxane (PDMS).....	44
2.6.1 Différents type de nanoparticules de charges dans le PDMS	44
2.7 La piézorésistivité	45
2.8 Composites piézo-résistifs conducteur-isolant	45
2.8.1 Mécanisme de la conduction par percolation dans le C-PDMS	46
2.8.2 Mécanisme de la conduction par effet tunnel quantique dans le CPDMS	47
CHAPITRE 3: MODELISATION DES DISPOSITIFS MICROFLUIDIQUES	48
3.1 Introduction.....	48
3.2 La modélisation des écoulements dans les dispositifs microfluidiques.....	48
3.2.1 Les caractéristiques d'un microécoulement	49
3.3 Modélisation analytique des écoulements dans les microcanaux.....	51
3.3.1 Equations de Navier-Stokes	52
3.3.2 Ecoulement de Poiseuille dans un microcanal cylindrique	52
3.3.3 Modèle d'un microcanal à section rectangulaire.....	55
3.4 Modélisation de l'interaction fluide-structure.....	57
3.4.1 Modélisation du comportement dynamique de fluide dans un microcanal	59
3.4.2 Modélisation du comportement mécanique d'un obstacle sous l'effet de l'écoulement d'un fluide.....	60
3.5 Modélisation par éléments finis.....	61
3.5.1 Principe de la modélisation par la méthode des éléments finis	62
3.6 Simulation d'un écoulement de fluide dans un microcanal.....	67
3.6.1 Définition du model	68
Chapitre 4: Simulation d'un capteur de micropression de l'écoulement d'un fluide sanguin dans un microcanal et proposition d'une méthode de mesure de sa viscosité.....	71
4.1 introduction.....	71
4.2 Simulation du modèle d'un écoulement dans un microcanal à section rectangulaire :.....	71
4.2.1 Simulation de l'interaction fluide structure d'un micropont piézorésistif placé dans microcanal C-PDMS (microcapteur de débit).....	72
4.2.2 Principe de fonctionnement d'un capteur de débit.....	74
4.2.3 Réponse piezoresistive du microcapteur de débit.....	74
4.3 Conception et simulation d'un microcapteur de pression piézorésistive pour écoulement dans un microcanal :.....	75
4.3.1 Résultat de simulation de la pression dans un microcanal	77

4.4 Simulation d'un écoulement d'un fluide sanguin en fonction de sa viscosité dans un microcanal	78
4.4.1 Résultat de simulation d'un écoulement dans un microcanal à section rectangulaire :	78
4.4.2 Simulation d'un écoulement de Poiseuille dans un microcanal cylindrique.....	81
4.5.4 : Mesure du couple vitesse d'écoulement et viscosité pour un fluide sanguin	86
4.6 Proposition d'un dispositif microfluidique original pour la mesure la viscosité	90
4.7 Conclusion	91
Conclusion général	92

Liste des abréviations

μ-TAS : Micro-Total-Analysis-System

ADN: Acide DesoxyriboNucleique

BioMEMS: Biologic Micro-Electro-Mechanical Systems

CB: Carbon Black

CB-PDMS: Carbon Black PolyDiMethylSiloxane

CNT: Carbon Nanotube

CNT-PDMS: Carbon Nanotube PolyDiMethylSiloxane

C-PDMS: Conductive - PolyDiMethylSiloxane

FEM: Finite Element Method

FSI: Fluid-Structure Interaction

LOC: Lab-On-a-Chip

MEMS: Micro-Electro-Mechanical Systems

MOEMS: Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems

NPCR: Negative Pressure Coefficient Resistance

PPCR: Positive Pressure Coefficient Resistance

RF-MEMS: Radio frequency Micro-Electro-Mechanical Systems

PDMS : PolyDiMethySiloxane

SU8 : Résine photolithographique Négative

UV : Ultra Violet

LOC : Lab-On-a-Chip

LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX

Figure 1. 1 : Évolution des applications des microsystèmes [6].....	21
Figure 1. 2 : Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets [8].....	22
Figure 1. 3 : Les différents secteurs d'application des MEMS [16].	24
Figure 1. 4:Les quatre secteurs des MEMS [15].....	24
Figure 1. 5: Schéma de principe d'un capteur [17].	26
Figure 1. 6: Un diagramme de Venn décrivant et contrastant certains aspects des champs de bio-MEMS, Lab-On-Chip, Mtas [26].....	30
Figure 1. 7:Schéma basique d'un BioMEMS [27].	30
Figure 1. 8 :Différents champs d'applications résultant de l'interaction entre les micro et nano technologies et les sciences biomédicales [29].	31
Figure 1. 9: Microlaboratoires (a et b (puce à ADN)) et (c) réseau d'aiguilles.....	32
Figure 1. 10: Un exemple d'un dispositif LOC [38].	34
Figure 1. 11:Le système d'injection de microdébit d'ammoniac (MAFIAS) [43].	36
Figure 2. 1: Exemple de réseau micro fluide naturel [47].....	38
Figure 2. 2: Nombre de publications scientifiques comprenant le terme "microfluidique" selon la base de données Web of Sciences [48].....	39
Figure 2. 3: Un microréacteur chimique à base de microcanal [50].	39
Figure 2. 4: Les Microcanaux fabriqués en différents matériaux : (a) Microcanaux en PDMS, (b) microcanaux en silicium, (c) microcanaux en verre [52].....	40
Figure 2. 5: Représentation schématique des différentes étapes de la photolithographie et dumoulage de puces en PDMS : (a) déshydratation du substrat de silicium, (b) spincoating de la résine, (c) exposition UV,d) révélation, (e) moulage du PDMS, (f) découpage, (g) collage [53].....	41
Figure 2. 6: Photographie d'une puce microfluidique composée d'un substrat de verre et de PDMS [53].....	42
Figure 2. 7: Profil de la vitesse par la définition de la viscosité [54].	43
Figure 2. 8: Shéma représenté la structure chimique du polydiméthylesiloxane [55].	44
Figure 2. 9: Le schéma du mécanisme de conduction par percolation dans le C-PDMS sous pression uniaxial : (a) Création des chemins conducteurs. (b) Destruction des chemins conducteurs [61].....	46
Figure 2. 10: Le schéma du mécanisme de conduction à effet tunnel quantique dans le C-PDMS sous pression uniaxial [62].	47
Figure 3. 1 : Les lignes de courants des particules de fluide [64].....	50
Figure 3. 2 : Les profils de vitesse d'écoulements : (a) Profil de forme parabolique, (b) profil de forme uniforme, (c) profil de vitesse s'annule près des parois puis uniforme [65].....	51
Figure 3. 3 : L'écoulement dans d'un microcanal horizontal de section circulaire [62].....	53
Figure 3. 4 : Le profil de vitesse d'écoulement de Poiseuille dans un microcanal de section circulaire [62].	54
Figure 3. 5 : Le profil de vitesse d'écoulement d'un microcanal à section rectangulaire [62].	56

Figure 3. 6 : Une interaction fluide-structure sous l'effet d'un écoulement laminaire horizontale dans un microcanal [70].	58
Figure 3. 7 : La déflexion mécanique d'un micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide dans un microcanal [62].	60
Figure 3. 8 : La subdivision en 2D du domaine en éléments [74].	63
Figure 3. 9 : Les procédures et les étapes de la simulation par éléments finis.	64
Figure 3. 10 : Des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D [74].	66
Figure 3. 11 : Les différents types de maillage : (a) Maillage avec éléments cubiques, (b) maillage avec éléments tétraédrique uniforme, (c) maillage avec éléments tétraédrique adaptatif, (d) maillage avec éléments tétraédrique uniforme plus fin [74].	67
Figure 3. 12 : La géométrie de la structure du microcanal.	69
Figure 3. 13 Le maillage de la structure avec le logiciel Comsol.	70
Figure 4. 1 : (a) la distribution et le profil du champ (b) le profil de vitesse en fonction de la longueur du microcanal.	72
Figure 4. 2: Variation de la pression le long du microcanal.	72
Figure 4. 3 : Simulation de la déformation mécanique du micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide dans le microcanal.	73
Figure 4. 4: Le profil d'évolution de la pression du fluide le long du microcanal de l'entrée à la sortie à travers une ligne coupant le micropont [62].	73
Figure 4. 5 : Principe de fonctionnement d'un capteur de débit.	74
Figure 4. 6: Réponse piézorésistive d'un capteur en fonction du débit d'écoulement.	75
Figure 4. 7: (a) Diagramme schématique du capteur de micropression. (b) Principe de fonctionnement du capteur de micropression.	76
Figure 4. 8 : Capteur de pression microfluidique.	77
Figure 4. 9 : la pression on faction de la langueur du microcanal.	77
Figure 4. 10 : Réponse caractéristique du capteur de micropression.	78
Figure 4. 11: Le profil du champ de pression simulé le long du microcanal.	79
Figure 4. 12: Augmentation de la pression en milieu du microcanal en fonction de la viscosité pour un débit imposé à l'entrée constant.	80
Figure 4. 13: Le gradient de la pression constant simulée le long du canal pour différente viscosité du fluide sanguin.	81
Figure 4. 14: Géométrie du microcanal cylindrique pour la simulation d'un écoulement de Poiseuille.	82
Figure 4. 15: Résolution de l'équation de Poiseuille dans le cas d'une canalisation circulaire.	83
Figure 4. 16: Représentation graphique de la fonction $\Delta p=f(\mu, U_{moy})$.	84
Figure 4. 17: Profil de la pression simulée pour un écoulement de Poiseuille le long d'un microcanal pour un fluide sanguin pour plusieurs viscosité.	85
Figure 4. 18: Le gradient de la pression simulée pour un écoulement de Poiseuille le long du microcanal.	85
Figure 4. 19: Modèle géométrique afin de mesurer le gradient de pression Δp et la flèche δ du micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide sanguin dans le microcanal cylindrique.	86

Figure 4. 20:(a) le déplacement du micropont sur une surface cylindrique pour déférant viscosité et vitesse (b) sur une surface rectangulaire.....	87
Figure 4. 21: Représentation graphique de la fonction $\delta = g(\mu, U_{moy})$	88
Figure 4. 22: Résultat de simulation (a) de la valeur de la flèche du micropont δ du micropont et (b) du gradient de pression (dp/dx) pour plusieurs valeurs de la vitesse moyenne pour un microcanal cylindrique.	88
Figure 4. 23 : Résultat de simulation (a) de la valeur de la flèche du micropont δ du micropont et (b) du gradient de pression (dp/dx) pour plusieurs valeurs de la vitesse moyenne pour un microcanal rectangulaire.	89
Figure 4. 24: Représentation graphique des deux fonction : (a) $\Delta p = f(\mu, U_{moy})$ donnant le gradient de pression et (b) $\delta = g(\mu, U_{moy})$ donnant la flèche de la déformé du micropont sous l'effet de l'écoulement dans le microcanal.	89
Figure 4. 25: Méthode de détermination du bon couple de valeur cible mesuré ($\mu_{cible}, U_{moy_{cible}}$) à partir des mesures précédentes.	90
Figure 4. 26: Le dispositif microfluidique proposé pour la mesure de la viscosité et de la vitesse d'écoulement dans le microcanal.	90
Tableau 1. 1 : Effets utilisés pour les capteurs passifs [18].....	26
Tableau 1. 2 : Effets utilisés pour les capteurs actifs [18].	27
Tableau 4. 1 : Propriété importante du fluide sanguin utilisé dans nos simulations.....	79

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

L'introduction de nouvelles technologies d'intégration de dispositifs électriques et non électriques sur la même puce ainsi que la miniaturisation des systèmes, entraîne une croissance des besoins pour la communication entre différents environnements : mécanique, électrique, électrochimique, thermique, fluide ou optique. Ces dispositifs seront utilisés dans plusieurs domaines sensibles tel que le médical, l'automobile, la météorologie, les constructions antisismiques. Aux cours des 25 dernières années motivé par des objectifs de performances et de réduction des coûts et par des perspectives de productions de masse, un travail important a été effectué pour miniaturiser toute sorte de systèmes mécaniques, électromécaniques. La diffusion des techniques de conception et de fabrication de la microélectronique a permis le développement de nouveaux dispositifs miniaturisés plus complexes et de plus en plus intégrés, appelés microsystèmes ou MEMS (*Micro Electro Mecanical Systems*), composants électromécaniques fabriqués à l'échelle du micron par des procédés technologiques issus de la microélectronique [1]. Ils associent sur un même substrat des capteurs et des actionneurs avec des circuits analogiques et numériques d'interface [2, 3].

Ces microsystèmes permettaient l'intégration de la technologie mécanique (MEMS) à des microdispositifs issus de la microélectronique, qui ont été très rapidement développés et enrichis par de nouvelles technologies telles que l'optique (MOEMS), microfluidique (BioMEMS), etc ... Actuellement, ce dernier aspect fait l'objet d'un effort de développement intense vu ses retombés dans le domaine de l'analyse médicale et de la médication automatique implantée dans le vivant ou non, permettant une meilleure qualité de vie pour les personnes malades et une réduction considérable des coûts de leurs prise en charge.

Le cœur de ces nouvelles technologies est la microfluidique autrement dit, la manipulation contrôlée de microquantités de fluides dans des canalisations appelées microcanaux de dimensions comprises entre 10 et 500 μm . Par ailleurs, une nouvelle génération de microdispositifs appelés laboratoires sur puces ou LOC a été développée. Leur fonction essentielle est de pouvoir intégrer sur une même puce toutes les possibilités d'analyse et même de médication que l'on peut trouver dans

les laboratoires d'analyses biologiques et d'essais chimiques ou biochimiques. Plusieurs exemples peuvent être cités : puces à ADN, criblage de médicaments, synthèse de protéines, test de vaccin, etc... Les avantages les plus importants de ce type de microdispositifs sont leurs faibles coûts, la possibilité de faire plusieurs tests en même temps et des délais d'analyse très courts.

Notre travail se résume à la modélisation, simulation par éléments finis et à la conception d'un microcapteur de pression à base de PDMS composite C-PDMS.

Le premier chapitre a pour objectif de situer notre travail par des généralités sur l'état de l'art des microsystèmes. De part notre centre d'intérêt qui tourne autour de l'utilisation des MEMS dans les applications biologiques BioMEMS (*Biological MicroElectroMechanical System*), technologie de fabrication MEMS, nous allons introduire aussi l'activité des laboratoires-sur-puce LOC (*Lab-On-Chip*) et la technique de microanalyse μ -TAS (*Micro-Total-Analysis-System*).

Le second chapitre divisé en deux parties :

- La première partie va traiter les éléments de base les plus importants dans les Systèmes microfluidiques.
- La deuxième partie de ce chapitre survolera le concept des polymères nanocomposites généralement utilisé dans les systèmes microfluidiques. Après un bref aperçu sur les différents modes d'élaboration et les propriétés mécaniques du PDMS conducteur, nous présenterons les différents modèles de la conduction électrique.

Dans le troisième chapitre nous allons présenter les connaissances nécessaires à la modélisation des écoulements ou plus exactement le microécoulement dans les microcanaux. Aussi les hypothèses de base pour ce genre de microécoulement sont présentées par les équations de Navier-Stokes seront présentés. En effet, la modélisation des microécoulements par la méthode des éléments finis.

Le dernier chapitre concerne la présentation de l'étude d'un capteur de pression et les résultats de simulation par la méthode des éléments finis (FEM) implémentées dans le logiciel *Comsol Multiphysics*.

CHAPITRE 1

ETAT DE L'ART DES MICROSYSTEMES

CHAPITRE 1: ETAT DE L'ART DES MICROSYSTEMES

1.1 Introduction

1.2 MEMS (Systèmes Micro-électro-mécaniques)

Le développement des technologies permet actuellement la réalisation de dispositifs hautement miniaturisés. Au contraire de la microélectronique qui manipule des grandeurs typiquement électrique, les dispositifs actuels sont capables de manipuler plusieurs types de grandeurs. Ces grandeurs peuvent être de différentes natures telles que des grandeurs physique, chimique et même biologique. De plus, la réduction des dimensions de ces dispositifs peut modifier radicalement leurs comportements dus au changement de leurs propriétés physiques ou plus exactement leurs micropropriétés. A l'échelle millimétrique ou métrique, les approximations courantes deviennent complètement erronées. Les efforts poussés pour une meilleur maîtrise de la compréhension des lois de comportement de ces microdispositifs se classent tout naturellement dans un nouveau domaine dénommé microsystèmes (MST) ou systèmes micro-électro-mécaniques (MEMS : *MicroElectroMechanical System*)

1.2.1. Historique

Les premiers microsystèmes ont été développés vers 1970 avec la technologie MEMS qui associe des techniques de microusinage, de micromécanique et de microélectronique. Tout d'abord, la diminution de la taille de ces systèmes mécaniques a permis l'association avec la microélectronique. Ensuite, la miniaturisation de l'ensemble du dispositif a rendu possible l'intégration sur des circuits intégrés, également appelés puce, et le développement des microsystèmes dits intelligents [3]. Le concept de microsystème apparaît vraiment à la fin des années 1980, aux Etats-Unis, suite à des recherches réalisées à l'université de Berkeley, pour intégrer sur une même puce de silicium des capteurs, des modules de traitement du signal et des actionneurs [4]. Des travaux antérieurs avaient déjà conduit à l'intégration de certains types de capteurs avec leur unité de traitement (capteurs thermiques, de vision, magnétiques, etc.). La nouveauté réside dans l'introduction d'actionneurs électrostatiques, sous forme de mouvement rotatif ou

- Le Docteur Charles S. Smith découvre l'effet piézoélectrique en 1954.
- En 1958, des jauges de contraintes discrètes sont développées et commercialisées par Kulite Semiconductors Products, Honeywell and Microsystems.
- Fin 1960, des diaphragmes de silicium sont développés pour concevoir des capteurs de pression avec une grande sensibilité.
- Années 1970 : les micromachines se démocratisent, permettant ainsi le développement d'accéléromètres, de têtes d'imprimantes à jet d'encre, etc.
- Années 80-90 : développement de quelques micro-capteurs intégrant la mesure et l'électronique de traitement du signal [4].
- Fin des années 80 : réalisation d'un micromoteur rotatif sur puce de silicium, par l'équipe de R. S. Muller, à Berkeley [5]. Ce dispositif a montré la possibilité d'intégrer des actionneurs avec les procédés de la microélectronique.
- Années 90 : émergence des premiers microsystèmes dans l'industrie, sur des marchés tels que l'automobile ou l'informatique. Par exemple, l'airbag intégrant un capteur (accéléromètre), une unité de traitement de l'information, de l'électronique et un actionneur (résistance chauffante pour initier un matériau Énergétique).
- Années 2000 : démocratisation des dispositifs et applications de microsystèmes intégrant des fonctions multiples : mécaniques, fluidiques, optiques et biochimiques (Figure 1.1). Les microsystèmes sont de plus en plus multidisciplinaires. Ils sont parfois appelés MOEMS, Bio-MEMS ou RF-MEMS selon leurs fonctions principales (optiques, biologiques, chimiques ou radiofréquence) [6].

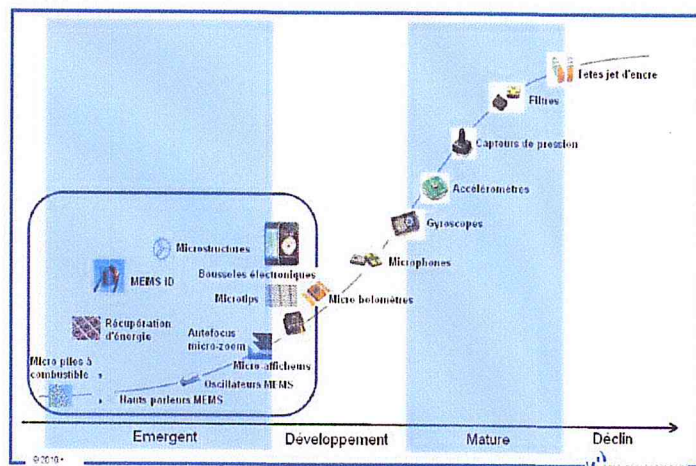
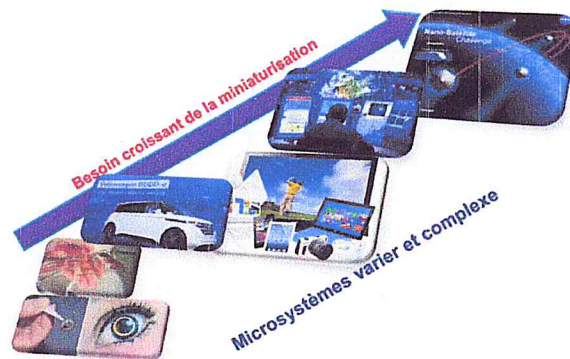


Figure 1. 1 : Évolution des applications des microsystèmes [6].

1.2.2. Définition

La dénomination « MEMS » provient de l'abréviation anglaise de « *Micro-Electro Mechanical Systems* » (Systèmes Micro-électro-mécaniques). Sous cette abréviation, il y a trois définitions relativement différentes [7].

➤ Définition américaine (MEMS)

Le terme MEMS (Micro Electro Mechanical System) est plus utilisé. Il s'agit d'un micro dispositif ou d'un système intégré qui combine des composants électriques ou mécaniques fabriqués avec les techniques de la micro-électronique conventionnelle (croissance d'oxyde, dépôt de matériaux, lithographie) et qui varient en taille du micromètre au millimètre. Ces systèmes réunissent le traitement de l'information avec la capture et l'action afin de pouvoir changer la façon avec laquelle on perçoit et on contrôle le monde physique [7].

➤ Définition européenne (MS)

Les microsystèmes, d'après la définition européenne, sont des systèmes miniaturisés intelligents qui combinent de manière monolithique ou non des capteurs et des actionneurs à des fonctions de traitement du signal et de l'information [7].

➤ Définition japonaise

Au Japon, l'accent est donné aux micromachines qui sont composées d'éléments fonctionnels de la taille de quelques millimètres et capables de réaliser des opérations microscopiques complexes [7].

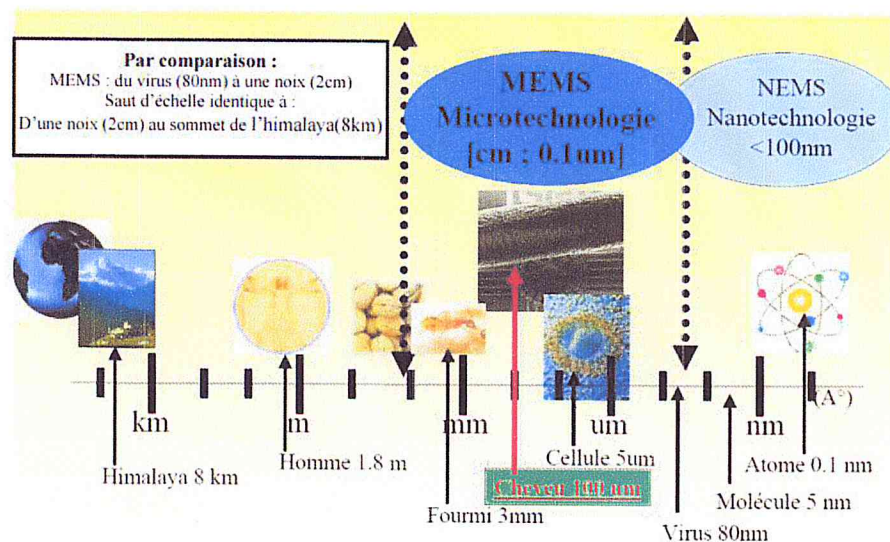


Figure 1. 2 : Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets [8].

1.2.3. Domaine d'application des MEMS

Les MEMS offrent un large domaine d'application dans différents secteurs, tel que l'électronique. On les rencontre également dans d'autres domaines tels que l'environnement, la télécommunication et l'électronique de puissance. Cette technologie s'est rapidement étendue aux domaines de la chimie, la biologie et le médical pour donner naissance à ce qu'on appelle BioMEMS, Lab-On-Chip ou μ -TAS.

➤ Domaine de l'aéronautique

L'aéronautique nécessite des applications MEMS capable de fonctionner dans des environnements difficiles. Elle s'intéresse notamment à l'utilisation de capteurs aérodynamique interne et externe sur les avions.

Porsin [9] présente un processus de fabrication issu des technologies de développement de MEMS pour réaliser des ailes de micro objets volants et détaille la séquence de gravure/lithographie/dépôts et montre une forme d'ailes empruntées à la chauve-souris.

➤ Domaine de l'automobile

Une des premières applications de MEMS ne consistait qu'en un simple capteur de pression qui permet de contrôler le rapport air/essence à l'admission et à la température.

La Sécurité : L'une des applications les plus marquante à avoir émergée dans le milieu industriel est les accéléromètres, capable de détecter les chocs et déclencher les systèmes gonflable de sécurité de voiture (airbag) [10].

➤ Domaine de la médecine

La technologie MEMS suscite un immense intérêt dans les domaines de la biologie et la médecine, du fait de leurs faibles tailles et de la bio compatibilité des matériaux utilisés dans la technologie MEMES. La principale application des microsystèmes dans le biomédical est la réalisation de systèmes d'injection de produits dans le corps humain, le dépistage de maladies par échantillonnage et le séquençage de l'ADN [11].

➤ Domaine de la chimie

Dans le domaine de la chimie, la micro fluidique constitue un moyen idéal dans la détection de polluants et le contrôle du PH, de la température dans le domaine de l'environnement. Des réactions chimiques exothermiques ou utilisant des produit toxiques peuvent être étudiées sur de petits volumes diminuant ainsi les risques pour l'expérimentateur. Des gouttes formées in situ peuvent être vues comme autant de microréacteurs indépendants permettant de cribler des conditions expérimentales très rapidement [12].

➤ Domaine de radio fréquence (MEMS RF)

MEMSRF, grâce à leurs performances accrues, ont ouvert de nombreuses perspectives pour les applications radiofréquences et dans le domaine du téléphone mobile.

➤ Domaine de l'optique

Les applications optique des MEMS sont très nombreuses au point d'avoir créés une dénomination spéciale MOMS [15]. Il peut s'agir par exemple, de

fabriquer des réseaux de microlentilles ou de micro miroirs mobiles qui sont l'une des premières applications MOMS à être passées en production, à l'instar des accéléromètres.



Figure 1. 3 : Les différents secteurs d'application des MEMS [16].

1.2.5. Différents secteurs des MEMS

Les avancées autour de la micro-technologie de réalisations des MEMS (basées sur le principe de la photolithographie) ont engendré une explosion des applications et une segmentation du domaine. On trouve quatre familles associées à leurs cadres applicatifs (figure 1.4).

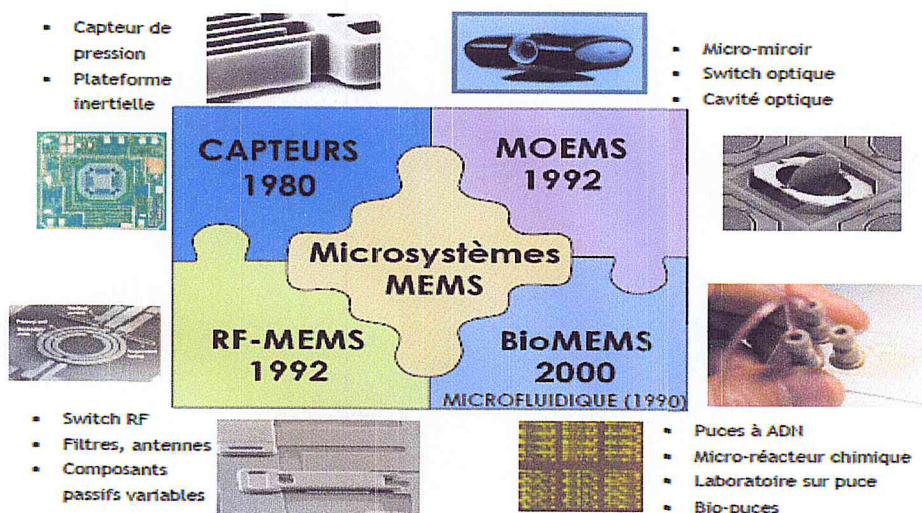


Figure 1. 4 :Les quatre secteurs des MEMS [15].

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

- MEMS-RF ; pour les applications radiofréquence.

- MOEMS ; pour l'optique.
- MEMS (Capteurs et Actionneurs).
- BIOMEMS ; pour les applications biologiques.

1.2.4. Matériaux pour la microfabrication

Le silicium est le matériau le plus utilisé pour la fabrication des microsystèmes. En effet, il est [16] ;

- Très répandu (fabrication de CI).
- Très grande pureté (99,9999999%).
- 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.
- Bon conducteur thermique.
- Propriétés optiques peu intéressantes.
- Ses propriétés varient avec la température.
- Il garde son intégrité jusqu'à 500°C.
- Matériau stable.

1.3. Capteurs MEMS

1.3.1. Définition

Un capteur est un dispositif qui transforme l'état d'une grandeur physique ou chimique observée (mesurande m) en une grandeur utilisable (signal s . le plus souvent électrique), tel que $s=f(m)$. la transformation f se fait grâce à un corps d'épreuve sensible au mesurande qui assure une première traduction en une grandeur physique non électrique (mesurande secondaire). Grâce à un transducteur, la mesurande secondaire est ensuite transformée en grandeur électrique [17]. Généralement, on obtient une grandeur de sortie du type électrique. Elle peut être soit :

- Une charge,
- Une tension,
- Un courant,
- Une impédance (R, L, C).

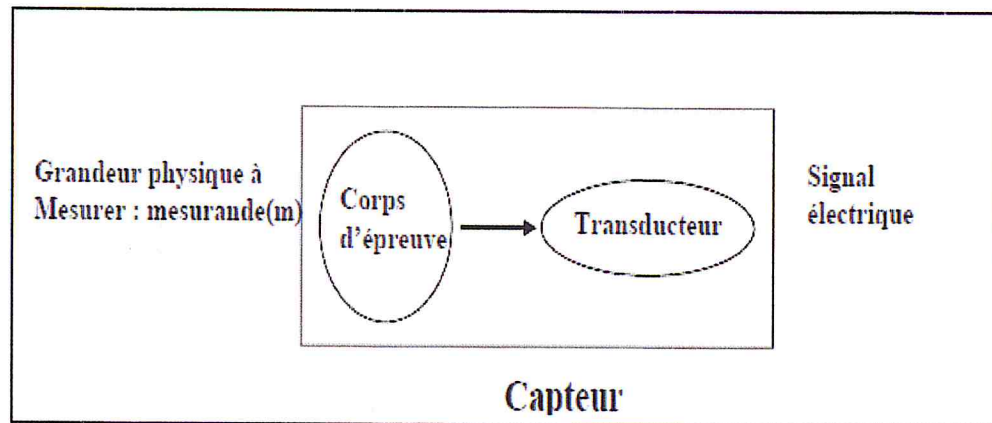


Figure 1. 5 : Schéma de principe d'un capteur [17].

1.3.2. Classification des capteurs MEMS

On peut classer les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de sortie. Cette classification influe sur le conditionneur qui lui est associé [18].

➤ Capteurs passifs

Le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif. Le tableau ci-dessous résume, en fonction du mesurande, les effets utilisés pour réaliser la mesure.

Tableau 1. 1 : Effets utilisés pour les capteurs passifs [18].

Mesurande	Effet utilisé	Matériaux
Température	Résistivité	Platine, nickel, cuivre,
Très basse	Constante diélectrique	semiconducteurs
Température		Verre
Flux optique	Résistivité	Semi-conducteurs

Déformation	Résistivité Perméabilité	Alliages nickel Alliages ferromagnétiques
Position	Résistivité	Magnétorésistances : Bismuth, antimoine d'indium
Humidité	Résistivité	Chlorure de lithium

➤ Capteurs actifs

Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge. Les principes physiques mis en jeu sont présentés sur le tableau 1.2.

Tableau 1. 2 : Effets utilisés pour les capteurs actifs [18].

Mesurande	Effet Utilisé	Grandeur de sortie
Température	Thermoélectricité (thermocouple)	Tension
Flux optique	Photoémission Pyroélectricité	Courant Charge
Force, pression, Accélération	Piézoélectricité	Charge
Position	Effet Hall	Tension
Vitesse	Induction	Tension

1.4. BIOMEMS

1.4.1. Historique et Définition

En 1967, S. B. Carter a signalé l'utilisation d'îlots de palladium évaporés par des ombres pour la fixation des cellules. Après cette première étude bio-MEMS, le développement ultérieur sur le terrain a été lent pendant environ 20 ans. En 1985, Unipath Inc. a commercialisé ClearBlue, un test de grossesse encore utilisé aujourd'hui qui peut être considéré comme le premier dispositif microfluidique

contenant du papier et le premier produit microfluidique sur le marché. [26] En 1990, Andreas Manz et H. Michael Widmer de Ciba-Geigy (aujourd'hui Novartis), la Suisse a d'abord inventé le terme système de micro-analyse totale (μ TAS) dans leur document proposant l'utilisation de systèmes d'analyse chimique totale miniaturisés pour la détection chimique [19]. Il y a eu trois principaux facteurs motivant le concept de μ TAS.

Tout d'abord, la découverte de médicaments au cours des dernières décennies qui ont précédé les années 1990 avait été limitée en raison du temps et du coût de l'exécution de nombreuses analyses chromatographiques en parallèle sur les équipements macroscopiques. Deuxièmement, le projet du génome humain (HGP), qui a débuté en octobre 1990, a créé une demande d'amélioration de la capacité de séquençage de l'ADN. L'électrophorèse capillaire est donc devenue une cible pour la séparation chimique et l'ADN [20]. Troisièmement, le DARPA du Département de la Défense des États-Unis a soutenu une série de programmes de recherche microfluidique dans les années 1990, après avoir constaté qu'il était nécessaire de développer des microsystèmes déployables sur le terrain pour la détection d'agents chimiques et biologiques potentiels et de menaces terroristes potentiels [21]. Les chercheurs ont commencé à utiliser des équipements de photolithographie pour la microfabrication de systèmes microélectromécaniques (MEMS) tels qu'ils ont été hérités de l'industrie de la microélectronique. À l'époque, l'application de MEMS à la biologie était limitée car cette technologie était optimisée pour les plaquettes de silicium ou de verre et utilisait des photorésistants à base de solvants qui n'étaient pas compatibles avec le matériel biologique.

En 1993, George M. Whitesides, un chimiste de Harvard, a introduit une microfabrication peu coûteuse à base de PDMS et ceci a révolutionné le champ bio-MEMS [6]. Depuis lors, le domaine du BioMEMS a explosé. Les principales réalisations techniques importantes au cours du développement des bio-MEMS des années 1990 comprennent:

- En 1991, la première puce d'oligonucléotide a été développée [22] ;
- En 1998, les premières micro-aiguilles ou *microneedles* solides ont été développées pour la délivrance de médicaments [23] ;

- En 1998, la première puce de réaction en chaîne à polymérase à flux continu a été développée (le rôle est la duplication de l'ADN) [24] ;
- En 1999, la première démonstration de flux lamellaires hétérogènes pour le traitement sélectif des cellules dans les microcanaux [25] ;
- Aujourd'hui, les hydrogels tels que l'agarose, les photorésistances biocompatibles et l'auto-assemblage sont des domaines clés de recherche pour améliorer les bio-MEMS en remplacement ou en complément au PDMS.

Par définition l'acronyme « BioMEMS » est une abréviation de systèmes microélectromécaniques biomédicaux (ou biologiques). Les BioMEMS ont un impact considérable et sont parfois considérés comme synonymes, avec des systèmes d'analyse de laboratoire sur puce (LOC) et micro total (μ TAS). BioMEMS est généralement plus axé sur les pièces mécaniques et les technologies de microfabrication adaptées aux applications biologiques. D'autre part, Lab-On-a-Chip s'intéresse à la miniaturisation et à l'intégration des processus de laboratoire et des expériences en puces uniques (souvent microfluidiques). Dans cette définition, les périphériques de laboratoire sur puce ne possèdent pas strictement des applications biologiques, bien que la plupart soient modifiables ou adaptables à des fins biologiques. De même, les systèmes de micro-analyse totale peuvent ne pas avoir des applications biologiques à l'esprit et sont généralement consacrés à l'analyse chimique. Une large définition pour les bioMEMS peut être utilisée pour désigner la science et la technologie d'exploitation à une micro échelles pour des applications biologiques et biomédicales, qui peuvent ou non comporté des fonctions électroniques ou mécaniques. La nature interdisciplinaire du bioMEMS combine les sciences des matériaux, les sciences cliniques, la médecine, la chirurgie, l'électrotechnique, l'ingénierie mécanique, l'ingénierie optique, l'ingénierie chimique et l'ingénierie biomédicale. Certaines de ses principales applications comprennent la génomique, la protéomique, le diagnostic moléculaire, le diagnostic de point de soins, l'ingénierie tissulaire et les micro-dispositifs implantables [26].

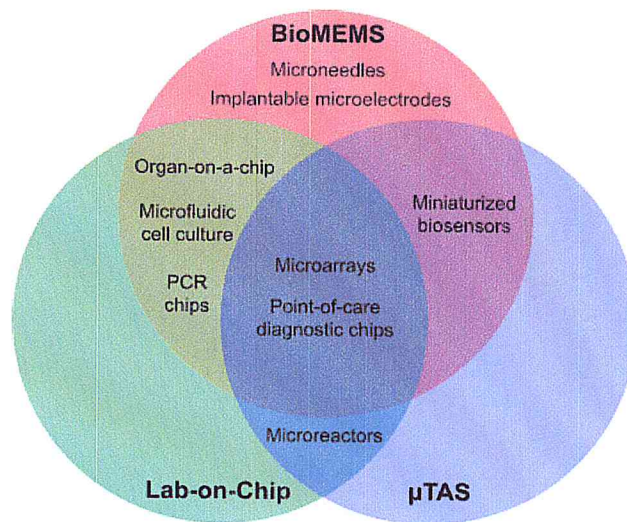


Figure 1. 6: Un diagramme de Venn décrivant et contrastant certains aspects des champs de bio-MEMS, Lab-On-Chip, Mtas [26].

Ces dispositifs (Figure 1.7) sont généralement composés d'une partie microfluidique incluant des microcanaux, des microvalves, des micropompes, des micromélangeurs, 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 [27].

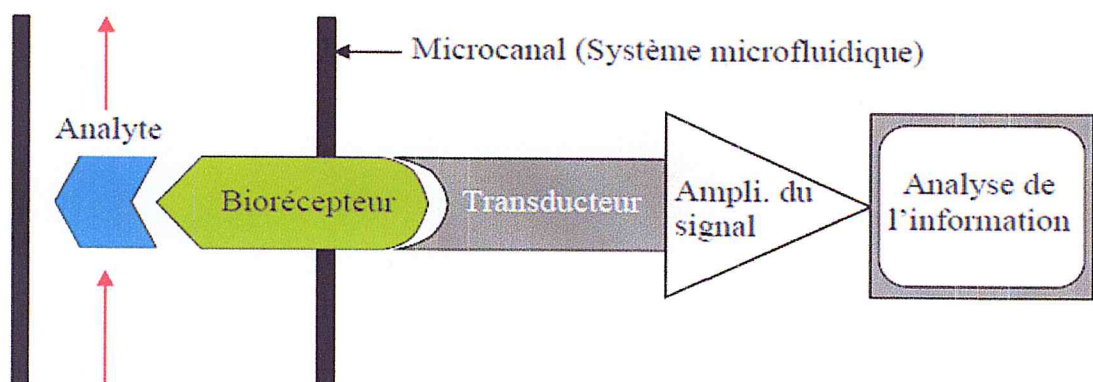


Figure 1. 7 :Schéma basique d'un BioMEMS [27].

Les BioMEMS peuvent être définis en tant que microdispositifs ou systèmes, construits en utilisant les techniques inspirées de la micro ou nanotechnologie. Ils sont employés pour le traitement thérapeutique, la livraison, la manipulation, le diagnostic, l'analyse ou la construction d'entités biologiques et chimiques.

1.4.2. Applications des BioMEMS

Les champs de recherches et d'applications des BioMEMS sont donc très vastes. La (Figure 1.8) résume ces domaines à fort potentiel parmi lesquels nous pouvons notamment citer [35] :

- Les applications diagnostiques avec les biocapteurs permettant de façon générale la détection et l'analyse cellulaire,
- Les applications thérapeutiques englobant les microsystèmes pour l'administration de médicaments ainsi que les micromoteurs,
- Les biosystèmes hybrides pour le développement entre autres d'organes artificiels en trois dimensions,
- Le développement de nouveaux matériaux pour la micro fluidique, l'auto assemblage ADN/protéines,
- Les matériaux dits « bio-inspirés » qui pourraient permettre par exemple, l'auto cicatrisation des tissus ou la réparation cellulaire.

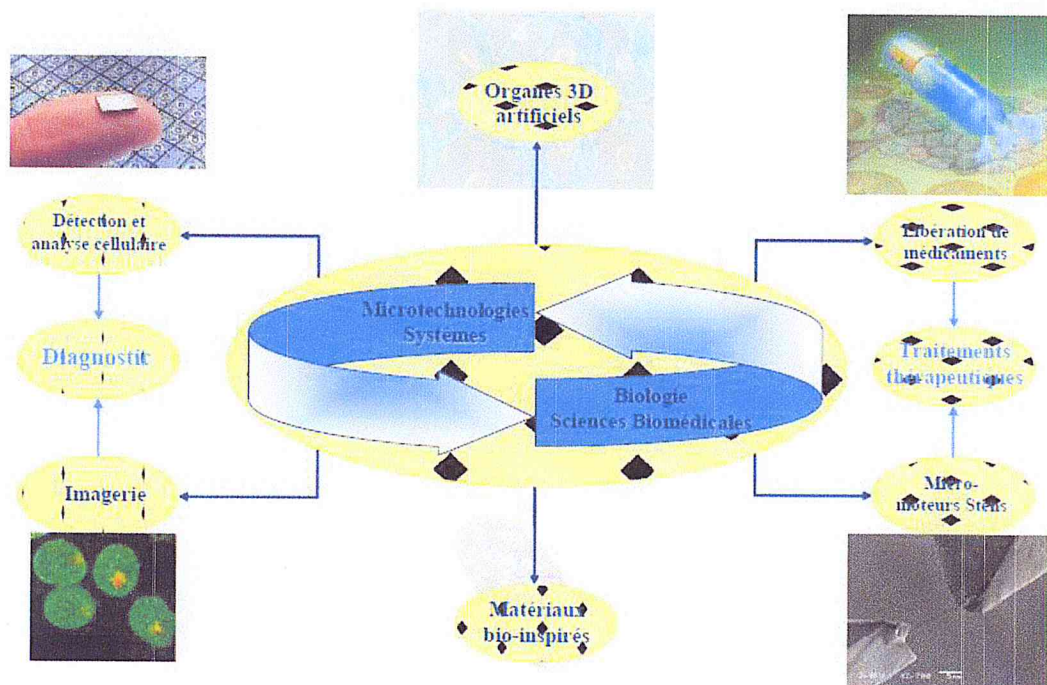


Figure 1. 8 :Différents champs d'applications résultant de l'interaction entre les micro et nano technologies et les sciences biomédicales [29].

1.4.3. Matériaux utilisé dans les BIOMEMS

Les matériaux composants les BioMEMS sont classés en trois catégories. La première regroupe les matériaux traditionnels de la technologie MEMS et de la

microélectronique fortement relates dans la littérature depuis plusieurs décennies (diélectriques, métaux, semi-conducteurs).

Les matériaux plastiques et polymères forment la seconde catégorie. La forte biocompatibilité, la capacité d'intégration de matériaux hydrogels et la simplicité de fabrication induite par les polymères [30], associées aux faibles couts et aux méthodes rapides de prototypage des matériaux plastiques, les rendent très attractifs. Enfin, l'utilisation, encore peu répandue, d'entités biologiques telles que les protéines, les cellules et les tissus, ouvre des perspectives nombreuses et excitantes. Elle autorise le développement d'outils pour comprendre leur fonctionnement biologique et permet une synthèse et une production dirigées de ces structures pour réaliser des organes artificiels [31].

Le domaine du diagnostic biologique et biomédical est le secteur de recherche le plus vaste de la famille des BioMEMS. De nombreux dispositifs se distinguent de manière significative à travers leur topologie, leur technologie et leurs applications. Ces micro dispositifs, nommes BioChips, sont utilises pour la détection et la quantification de cellules, de micro-organismes, de virus, de protéines, d'acides nucléiques, d'ADN et de petites molécules dans un environnement extérieur donne.

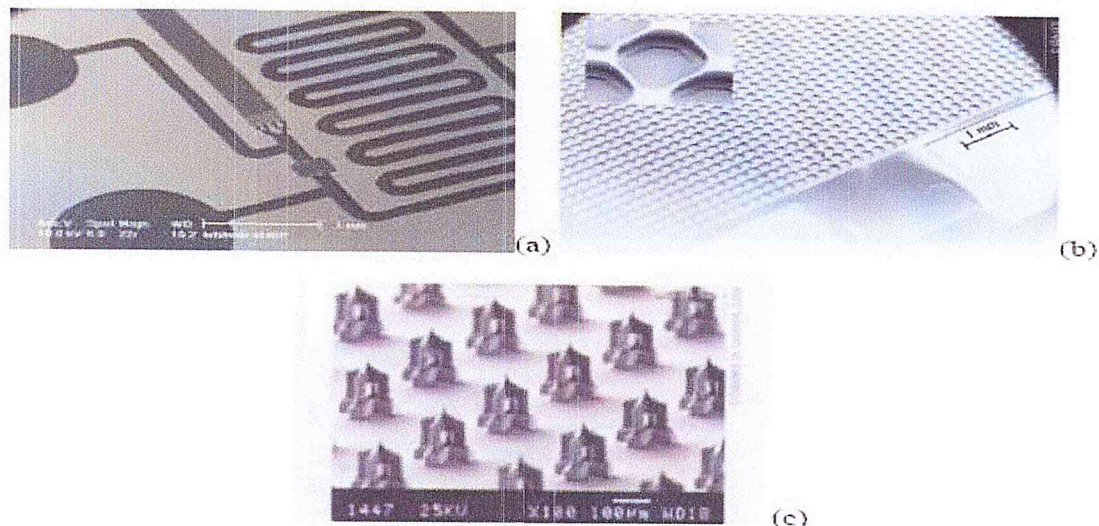


Figure 1. 9 : Microlaboratoires (a et b (puce à ADN)) et (c) réseau d'aiguilles micro-usinées [32].

1.5. Biopuces

Les biopuces sont des microsystèmes dédiés à l'analyse biologique, et ont pour objectif d'automatiser, miniaturiser et paralléliser les différentes étapes utilisées lors d'analyses en biologie, jusqu'à présent longues et coûteuses parfois. L'idée est de rétrécir le laboratoire d'analyse médicale à une puce de quelques centimètres carrés et de n'utiliser qu'une goutte de sang pour effectuer ces analyses. Ces biopuces sont nées de la fusion de compétences en biologie et également en microélectronique, microsystèmes et microfluidique [33].

Les biopuces peuvent se répartir en 3 catégories :

- **Les puces à ADN**, (DNA microarrays) qui sont des surfaces sur lesquelles sont fixées des sondes (molécules d'ADN), chacune étant spécifique d'une séquence cible d'ADN à identifier dans une solution biologique (hybridation d'ADN...).
- **Les laboratoires sur puce** (Lab-On-Chip), aussi appelés μ TAS (Micro total analysis systems), intègrent les différentes étapes d'analyse pour un échantillon. Ce sont des laboratoires miniaturisés comprenant le transport des fluides à fin de réaliser des analyses automatisées, sur de petits volumes et à faibles coûts.
- **Les puces à cellules** (*Cell-On-Chip*) : ces microsystèmes hébergent des cellules vivantes entières et sont destinés à analyser et manipuler des cellules vivantes de manière individuelle.

1.5.1. Laboratoires sur puce (*Lab-On-Chip*)

Le concept de laboratoire sur puce (*Lab-on-chip*) a émergé au début des années 1990. Il s'agit de miniaturiser et d'intégrer des systèmes d'analyse chimique ou biologique permettant des analyses rapides sur une même puce, tout en utilisant de faibles quantités d'échantillons et de réactifs. Un tel dispositif intègre à la fois des technologies chimiques, biologiques, microélectroniques, et des éléments microfluidiques assurant la préparation et le transfert de la solution à analyser. Au cours des dernières décennies, les technologies de la microélectronique ont commencé à être appliquées aux processus chimiques et biologiques [34].

La microfluidique aujourd'hui joue un rôle de plus en plus important en ce qui concerne le potentiel d'intégration des applications de diagnostic in vitro, permettant

important de noter que la facilité d'utilisation et la durée de vie du microdispositif ont fortement augmenté à travers une meilleure maîtrise de la technologie LOC. Généralement le mouvement fluide possède un écoulement continu mais les écoulements segmentés à base de microgouttelette sont également favorisés dans ce qu'on appelle communément la microfluidique digitale [39-40]. Ces microgouttelettes se trouvent habituellement dans les applications telles que les micro-bioréacteurs pour les dosages cellulaires et moléculaires pour des thérapies avancées [41].

En raison des faibles quantités volumiques de fluide que les microdispositifs LOC manipulent, ils peuvent réduire énormément, le temps de synthèse et le temps d'analyse des échantillons. Ils peuvent également, mesurer les échantillons avec plus de précision, mais le plus essentiel est leur capacité de contrôler les réactions chimiques grâce au contrôle efficace de la concentration des réactifs. Les opérations d'analyse peuvent être menées soit en cascade, soit en parallèle. L'avantage du traitement en parallèle est de pouvoir tester simultanément plusieurs échantillons avec différents réactifs [42].

1.5.2. Technique du μ -TAS

Micro-TAS ou μ -TAS est l'abréviation de l'appellation anglaise Micro-Total-Analysis-System ou système de microanalyse miniaturisé et intégré incluant des systèmes de préparation, de séparation et de détection des échantillons sur la même puce. A leur début les microdispositifs μ -TAS ont été utilisés pour les systèmes d'analyse chimique qui agissaient comme des capteurs pour la mesure automatisée des échantillons en général en utilisant le savoir-faire de la chimie analytique. Par la suite, ils ont été également utilisés pour la synthèse de substances chimiques afin de déterminer leurs propriétés.

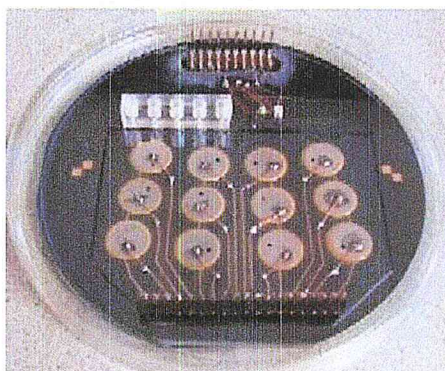


Figure 1. 11: Le système d'injection de microdébit d'ammoniac (MAFIAS) [43].

La figure (1.12) montre un bon exemple de μ -TAS, qui est le système d'injection microdébit d'ammoniac MAFIAS (Micro Ammonia Flow Injection System). Ce système est constitué d'une micropompe, d'un microcapteur de débit, des micromélangeurs, des microfiltres et des détecteurs optiques [43].

CHAPITRE 2

MICROFLUIDIQUE ET PIEZORESISTIVITE

cette science en plein essor s'est ramifiée en plusieurs branches touchant aussi bien la mécanique des fluides que la biologie ou la chimie [48].

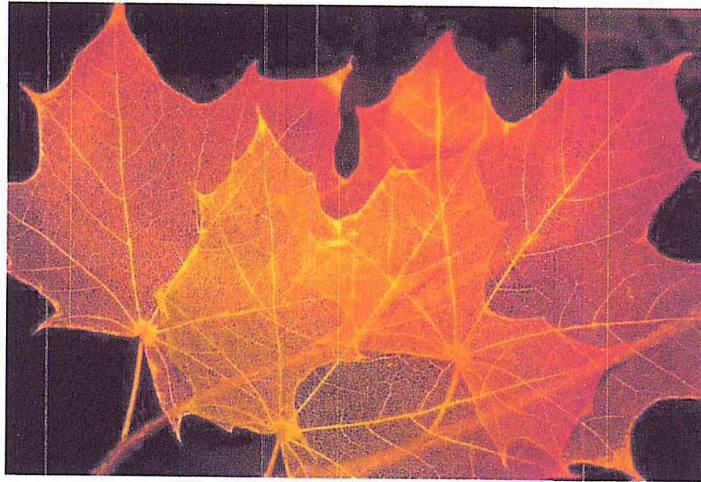


Figure 2. 1 : Exemple de réseau micro fluidique naturel [47].

2.3 Origines de la microfluidique

La microfluidique est un domaine de recherche en pleine expansion depuis une dizaine d'années et elle a connu un essor important dans les années 2000. La figure 2.2 illustre révolution du nombre annuel important de publications scientifiques éditées chaque année selon la base de données Web of Sciences.

La commercialisation des premiers microsystèmes microfluidiques a démarré dans les années 70. En 1978 Little [49], a développé un microsystème de réfrigération qui permet d'atteindre 80 K en quelques minutes avec un cycle de Joule-Thomson, les échanges thermiques étant grandement accrus grâce à la miniaturisation. En 1979, le premier système de Chromatographie miniaturisé a été réalisé pour séparer des hydrocarbures en phase gazeuse. Ce système possédait plusieurs fonctions connues : une vanne pneumatique et un capteur de débit, mais il a fallu attendre le début des années 2000 pour qu'émerge réellement le développement de la microfluidique [48].

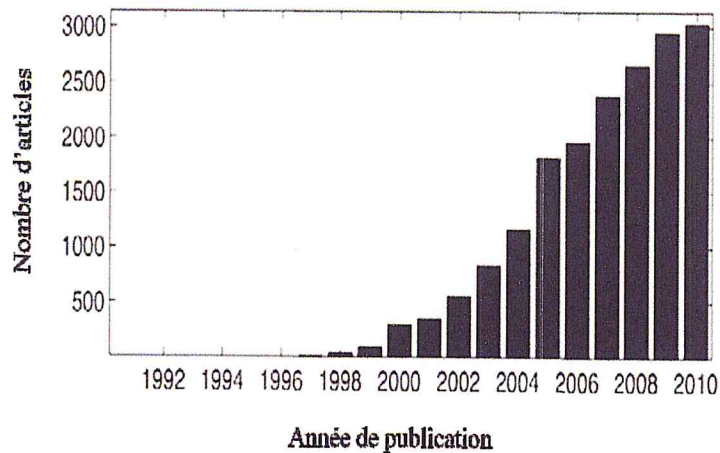


Figure 2. 2 : Nombre de publications scientifiques comprenant le terme "microfluidique" selon la base de données Web of Sciences [48].

2.4 Les microcanaux

Le microcanal est un élément fondamental pour la plupart des systèmes microfluidiques. Il joue un rôle important dans la réalisation des dispositifs microfluidiques (figure 2.3). Ces microcanaux sont en générale utilisés comme moyen d'acheminements des fluides mais ils jouent le rôle d'éléments constitutifs pour réaliser des microréacteurs, des micromélangeurs, des microséparateurs dans les BioMEMS [50]. La géométrie des microcanaux ainsi que leurs conception technologique sont indispensable pour le bon déplacement du liquide au sein du système microfluidique dans les conditions désirées pour les applications auxquelles elles sont dédiées [51].

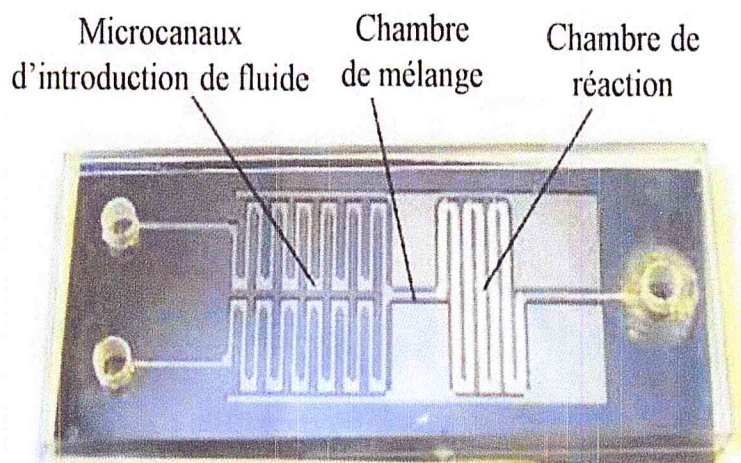


Figure 2. 3: Un microréacteur chimique à base de microcanal [50].

Les microcanaux peuvent être fabriqués par l'utilisation de différents matériaux tels que : des polymères, du verre, des métaux ainsi que silicium de classe microélectronique (figure 2.4). La section d'un microcanal peut aussi présenter différentes formes : circulaire, semi-circulaire, rectangulaire, triangulaire ou même trapézoïdale. Selon la forme et le matériau utilisé, ces microcanaux peuvent être fabriqués à l'aide de divers procédés technologique dont le microusinage en surface, le microusinage en volume, le moulage ainsi que l'usinage conventionnel avec des "micro-cutters" [51].

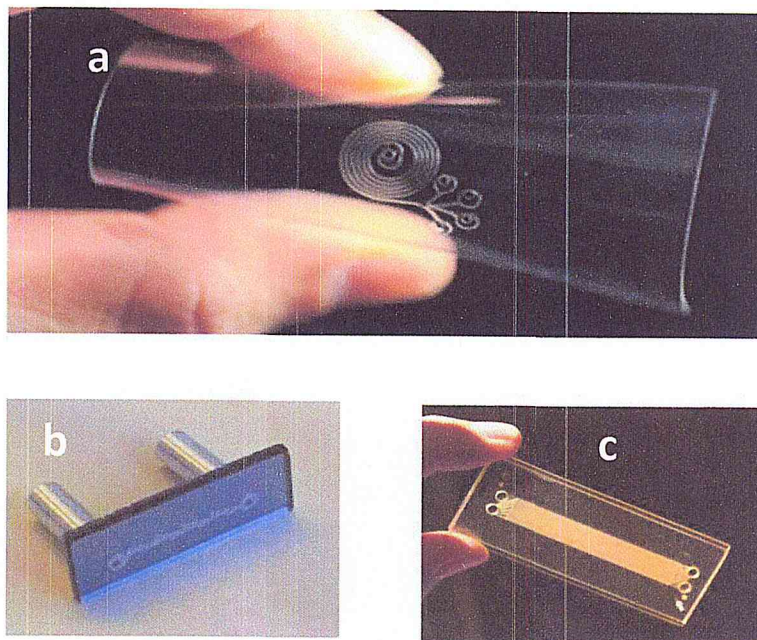


Figure 2. 4: Les Microcanaux fabriqués en différents matériaux : (a) Microcanaux en PDMS, (b) microcanaux en silicium, (c) microcanaux en verre [52].

2.4.1 Méthode de microfabrication des dispositifs microfluidique

La fabrication de puces en verre-PDMS ou silicium-PDMS s'opère en deux étapes :

la réalisation du moule par photolithographie et celle de la matrice contenant les canaux par la technologie PDMS. Les différentes étapes de microfabrication sont présentées en (figure 2.5) et détaillées par la suite.

La photolithographie douce permet de transférer les motifs d'un masque dans une résine déposée sur un substrat de silicium. La hauteur des canaux est déterminée par la viscosité de la résine utilisée ainsi que la vitesse de rotation lors de l'étalement de la résine par spincoating.

Les temps de cuisson et d'exposition dépendent de l'épaisseur de la couche de résine. Nous utilisons des résines *SU8* (résine photosensible positive, société Microchem). Le substrat de silicium est préalablement déshydraté à 200 °C pendant 30 minutes (figure 2.5 (a)) [53].

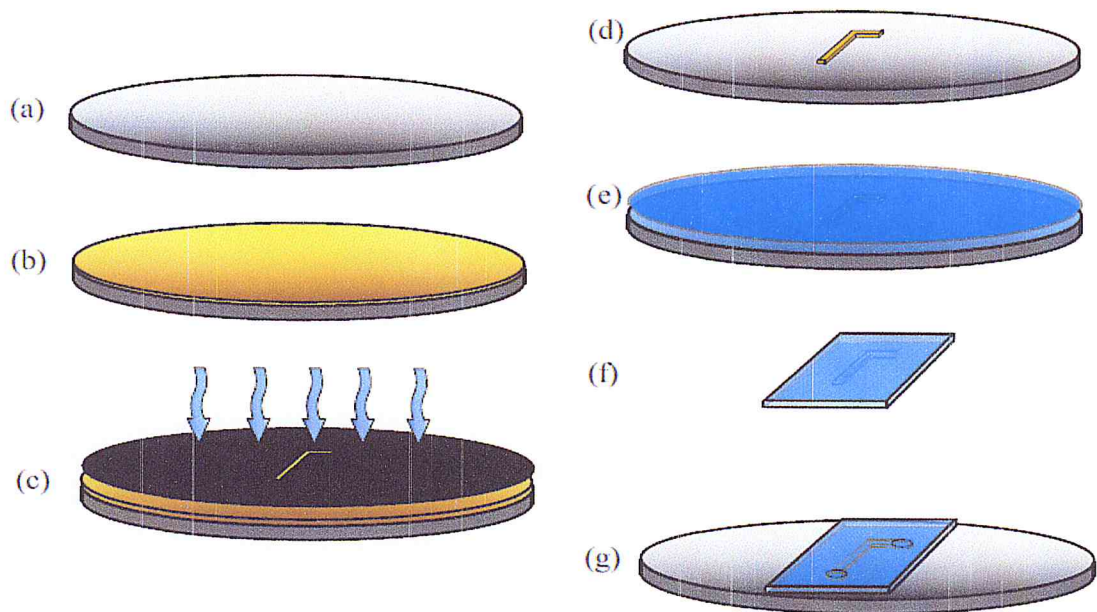


Figure 2. 5: Représentation schématique des différentes étapes de la photolithographie et démoulage de puces en PDMS : (a) déshydratation du substrat de silicium, (b) *spincoating* de la résine, (c) exposition UV, d) révélation, (e) moulage du PDMS, (f) découpage, (g) collage [53].

La résine est ensuite déposée sur ce substrat par *spincoating* (figure 2.5 (b)). Afin d'évaporer le solvant de la résine, une cuisson à 95 °C est effectuée. La résine est alors exposée à un rayonnement UV parfaitement rectiligne à travers un masque sur lequel est reproduit en négatif la géométrie des canaux (figure 2.5 (c)). Le substrat est alors recuit à 95 °C pour durcir la résine réticulée. Enfin, la résine non réticulée est dissoute via un bain révélateur de PGMEA (*Propylene Glycol Methyl Ether Acetate*) (figure 2.5 (d)).

Dés lors, les microcanaux peuvent être facilement réalisés par moulage dans le PDMS qui est un silicone (*polyorganosyloxanes*). Il s'agit de polymères comportant à la fois des liaisons Si-O et Si-C. La chaîne polysiloxane forme une colonne vertébrale extrêmement flexible, mobile et ouverte, supportant une substitution symétrique de groupements méthyles.

Ces groupements forment un arrangement régulier apolaire qui confère au PDMS un caractère hydrophobe. Sa faible énergie de surface diminue les phénomènes d'adhésions moléculaires et cellulaires. Il offre un contact conforme avec le substrat, un démoulage facile et une déformation facilement contrôlable.

Un mélange de silicone et de durcisseur, en général en proportions respectives 10/1, est déposé sur le moule en silicium. Il est ensuite réticulé dans une étuve à 65 °C pendant 45 minutes (figure 2.5 (e)), puis découpé et démoulé (figure 2.5 (f)). La plaque de PDMS microstructurée est alors percée avec un emporte-pièce aux extrémités des canaux afin de permettre l'insertion future des connectiques pour l'entrée et la sortie des fluides.

Les canaux ainsi obtenus sont fermés par une plaque de verre ou de silicium (figure 2.5 (g)). L'assemblage se fait par simple mise en contact après oxydation de surface dans une chambre plasma ou un ozoneur. Cette opération est réalisée au plasma ozone, pendant 20 minutes pour le verre ou le silicium et 1 minute pour le PDMS. Une fois collé, le dispositif est placé plusieurs heures à 65 °C en étuve (figure 2.6) [53].

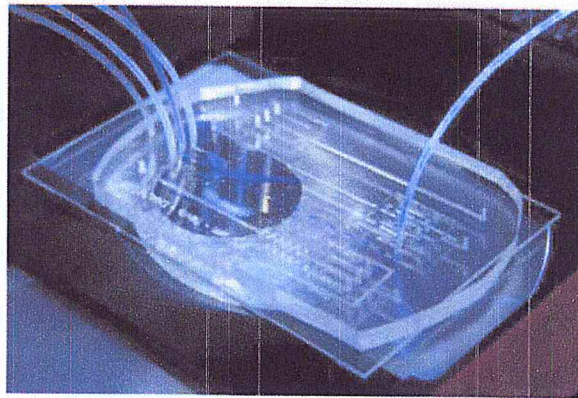


Figure 2. 6: Photographie d'une puce microfluidique composée d'un substrat de verre et de PDMS [53].

La technologie PDMS est peu onéreuse et facile à mettre en œuvre. Le PDMS offre de multiples possibilités d'intégration de composants qui permettent de contrôler les écoulements. Deux configurations simples de microréacteurs sont désignées dans la suite par : microréacteur monophasique et microréacteur diphasique.

$$V = \frac{\mu}{\rho} \quad (2.2)$$

2.6 PolyDyMethylSiloxane (PDMS)

Le polydiméthylsiloxane (PDMS) est un polymère organique siliconé de la famille des organosiloxanes dont la structure générale est représentée sur la (figure 2.8) Il est composé de liaisons Si-C et Si-O. Le PDMS est viscoélastique. On peut le trouver sous forme de liquide visqueux et quand le nombre de motifs $[\text{SiO}(\text{CH}_3)_2]$ est élevé on le trouve sous la forme d'un solide élastique.

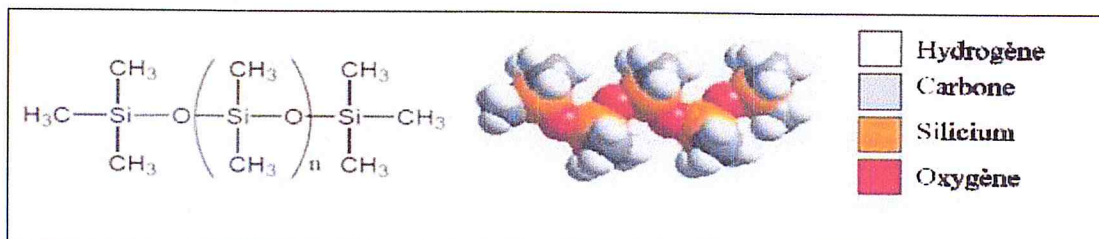


Figure 2. 8: Shéma représenté la structure chimique du *polydiméthylsiloxane* [55].

Le PDMS présente un nombre de propriétés physico-chimiques qui le rendent intéressant pour certaines applications.

- C'est un excellent matériau pour la fabrication de prototypes microfluidiques en raison de son faible coût et de sa mise en œuvre facile.
- Optiquement transparent jusqu'à 280 nm et peut donc être utilisé pour un grand nombre d'appareils de détection comme la spectroscopie UV ou encore la fluorescence.
- Biocompatibilité et flexibilité.
- Réversibilité déformable et isolant thermique et électrique.
- Possède de très bonnes résistances aux agressions chimiques ou mécaniques.

2.6.1 Différents type de nanoparticules de charges dans le PDMS

2.6.1.1 Le nanocomposite à base de nanoparticule de noire du carbone (CB-PDMS)

Les nanoparticules de noir de carbone CB ont été largement utilisées pour l'élaboration du PDMS conducteur. Les premiers travaux sur l'élaboration du C-PDMS à base nanoparticule de CB (CB-PDMS) ont été breveté par Colmer en 1952. A cette époque, le micromoulage n'a pas été encore étudié. Mais récemment, Quake

et al. ont utilisé la même technique présentée par Colmer pour élaborer le C-PDMS par le renforcement avec de nanoparticules du CB (Vulcan XC72; Cabot) à une concentration massique de 10% [56].

2.6.1.2 Le nanocomposite à base nanoparticule de nanotubes de carbone (CNT-PDMS)

Depuis la découverte des nanotubes de carbone CNT par Iijima en 1991 [57], de nombreuses applications potentielles ont été proposées afin d'exploiter leurs propriétés extraordinaires, dans différents domaines tels que la nanoélectronique, les nanocapteurs chimiques et physiques, les biocapteurs, les actionneurs et les sondes à balayage. En 2007, Yi Kuen Li *et al.* ont élaboré pour la première fois le CNT-PDMS nanocomposites.

2.7 La piézorésistivité

La piézorésistivité est la propriété d'un matériau de changer sa résistivité électrique, et donc la résistance, sous l'application d'une contrainte mécanique. Cet effet était découvert par William Thomson, plus connu sous le nom de Lord Kelvin, en 1856, mesurant à travers un pont de Wheatstone la résistivité de deux fils télégraphiques (respectivement en cuivre et en fer) soumis aux mêmes charges. Il a tout d'abord démontré que la variation de résistance n'était pas due à une variation géométrique, mais à une modification de la résistivité du matériau. La résistance électrique r est définie comme suit [58] :

$$R = \rho \frac{L}{S} \quad (2.3)$$

ρ est la résistivité du matériau, L la longueur et S la surface de l'échantillon respectivement.

2.8 Composites piézo-résistifs conducteur-isolant

Les composites piézorésistifs ont suscité un grand intérêt à la fois pour la communauté scientifique et la recherche industrielle en raison de leurs propriétés électriques et mécaniques uniques, par exemple : Capteurs de force et de déformation, capteurs de pression et capteurs tactiles.

Les matériaux nanocomposites polymères conducteurs peuvent ainsi montrer deux comportements opposés : les matériaux composites qui voient leur résistance électrique diminuer en augmentant la pression externe appliquée, ils sont appelés

matériaux à effet du coefficient de pression négative de la résistance (NPCR). D'autre part le comportement inverse, c'est à dire l'effet du coefficient de pression positive de la résistance (PPCR), où la résistance électrique s'augmente avec l'augmentation de la pression externe appliquée [59].

Donc, il existe trois types de changement dans les réseaux conducteurs des nanocomposites:

- (i) La variation de la résistance électrique entre les particules adjacentes du noir de carbone CB.
- (ii) la destruction des chemins conducteurs efficaces.
- (iii) L'augmentation des chemins conducteurs efficaces en récupérant les réseaux conducteurs [58].

2.8.1 Mécanisme de la conduction par percolation dans le C-PDMS

Le mécanisme de conduction électrique dans les polymères conducteurs peut s'expliquer par la théorie de percolation qui traite de la probabilité de former des chaînes d'éléments conducteurs contigus ou des chemins conducteurs [60], à travers un réseau d'éléments tel qu'il est schématisé dans la (figure 2.9) [61].

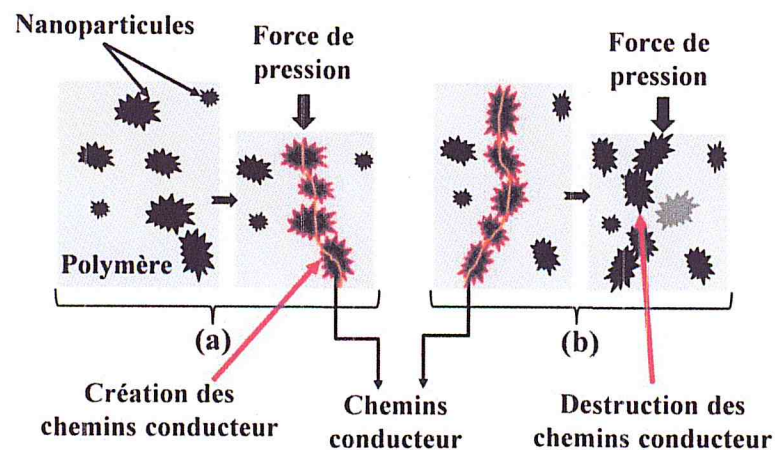


Figure 2. 9: Le schéma du mécanisme de conduction par percolation dans le C-PDMS sous pression uniaxial : (a) Création des chemins conducteurs. (b) Destruction des chemins conducteurs [61].

2.8.2 Mécanisme de la conduction par effet tunnel quantique dans le CPDMS

Contrairement aux nanocomposites à base de mécanisme de conduction par percolation, dans les nanocomposite à base de mécanisme de conduction à effet tunnel quantique, les nanoparticules de charge sont séparées l'une de l'autre par une couche mince de matrice isolante qui représente une barrière d'effet tunnel [65]. En l'absence de force mécanique externe, la valeur de résistance électrique du matériau est extrêmement large. Quand une déformation mécanique est induite, l'épaisseur de la couche isolante entre des particules conductrices diminue, par conséquent, les particules forment une séquence de chemin de tunnel, ce qui entraîne une augmentation importante de la conductivité électrique en volume, comme il est illustré dans la (figure 2.10) [62].

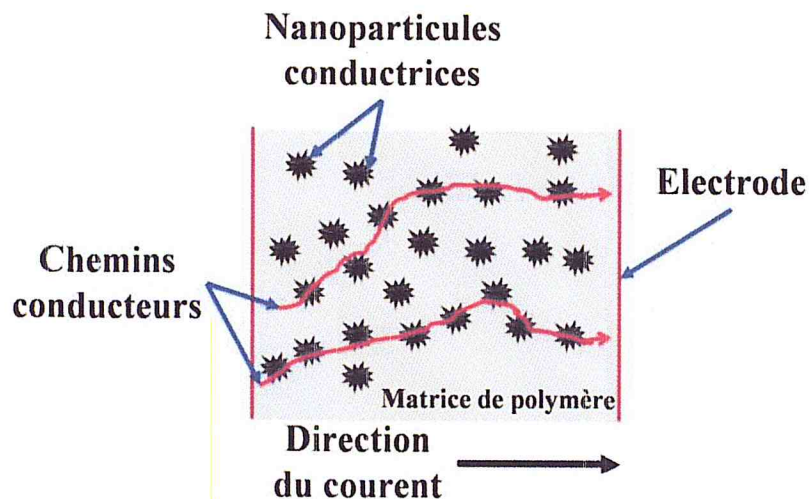


Figure 2. 10: Le schéma du mécanisme de conduction à effet tunnel quantique dans le C-PDMS sous pression uniaxial [62].

CHAPITRE 3
MODELISATION DES DISPOSITIFS
MICROFLUIDIQUES

CHAPITRE 3: MODELISATION DES DISPOSITIFS MICROFLUIDIQUES

3.1 Introduction

La microfluidique s'est développée rapidement depuis l'apparition de la notion de systèmes de micro analyse totale (μ TAS). Elle peut effectuer des opérations de laboratoire typique avec de très faibles consommations en réactifs et en temps de réaction extrêmement court. La microfluidique est un domaine en pleine expansion aussi bien au niveau académique qu'industriel. Elle s'intéresse à la compréhension, à la manipulation et à l'exploitation d'écoulements de fluides dans des canaux, capillaires ou milieux poreux, dont les dimensions varient de quelques centaines de nanomètres à quelques dizaines de micromètres. Une des promesses les plus attrayantes de la microfluidique concerne la réalisation de laboratoire sur puce, qui se propose de concentrer et d'intégrer sur un seul microdispositif l'ensemble des activités pratiquées habituellement dans un laboratoire de chimie ou de biologie médicale [76]. Dans ce chapitre, nous allons présenter les connaissances nécessaires à la modélisation des écoulements ou plus exactement le microécoulement dans les microcanaux. Les hypothèses de base pour ce genre de microécoulement sont présentées par les équations de Navier-Stokes. Vu la complexité des systèmes microfluidiques, l'utilisation de méthodes numérique est nécessaire. En effet, nous allons modéliser les microécoulements laminaires d'un fluide Newtonien par la méthode des éléments finis.

3.2 La modélisation des écoulements dans les dispositifs microfluidiques

Dans le cas de conduites avec des dimensions microscopiques, le comportement des écoulements de fluides est différent du cas étudié par la mécanique des fluides aux échelles macroscopiques. En effet, certains phénomènes comme la capillarité et les forces de viscosité deviennent prépondérants tandis que d'autres, comme la gravité, deviennent négligeables dans l'étude des écoulements de fluides [62].

3.2.1 Les caractéristiques d'un microécoulement

Les propriétés physique les plus importantes dans le cadre des microécoulements peuvent être résumées dans la nature laminaire de l'écoulement, le profil de vitesse de l'écoulement ainsi que le facteur de forme du microcanal autrement le rapport de la section du microcanal sur sa longueur. Un paramètre, appelé le nombre de Reynolds (Re), permet de résumer le comportement des écoulements, quelles que soient leurs échelles. Le nombre de Reynolds, comme nous allons voir, est un rapport entre les effets inertiels et les effets visqueux. Dans ce qui va suivre, nous présenterons un état des connaissances sur les divers phénomènes liés aux microécoulements [63].

3.2.1.1 Le nombre de Reynolds

Le nombre de Reynolds (Re) d'un fluide permet de décrire son régime d'écoulement (laminaire ou turbulent). Ainsi, en régime d'écoulement turbulent, les particules fluide décrivent un mouvement aléatoire irrégulier et des tourbillons instables apparaissent et interagissent les uns avec les autres. Contrairement, dans le cas de l'écoulement laminaire, les lignes de courant des particules fluide sont localement en parallèles. Le nombre de Reynolds caractérise le rapport relatif entre la force d'inertie et la force de viscosité. Il est sans dimension et peut être défini par la relation suivante [64] :

$$Re = \rho \frac{UL}{\mu} = \frac{UL}{\nu} \quad (3.1)$$

Où U (m/s) est la vitesse du fluide, L (m) la longueur caractéristique de canal, ρ (kg/m^3) la masse volumique du fluide, μ ($\text{kg}\cdot\text{s}/\text{m}$) la viscosité dynamique et ν (m^2/s) la viscosité cinématique du fluide. Selon la valeur de Re plusieurs régimes d'écoulements ont été identifiés. Pour Re inférieur à 1000 l'écoulement est typiquement laminaire. Dans ce régime laminaire, les forces visqueuses dominent ce qui nous conduit à négliger les forces d'inertie. A des valeurs plus élevées du nombre de Reynold, l'écoulement est turbulent. La transition entre l'écoulement laminaire et turbulent se produit autour d'une valeur seuil, $Re \approx 2000$ [64].

Dans notre cas, celui des microcanaux, le nombre de Reynolds reste généralement faible en raison des petites dimensions et de faibles valeurs du débit.

Par exemple, de l'eau qui s'écoule à une vitesse de 1 mm/s dans un microcanal circulaire de rayon 100 μ m, le nombre de Reynolds est égal à 0.1.

3.2.1.2 Les écoulements laminaire

L'écoulement d'un fluide dans un microcanal est généralement laminaire. Ainsi l'ensemble des lignes des courants des particules de fluide (ou couches) se déplacent dans une direction bien définie dans un microcanal (figure 3.1). Donc ces lignes de courant ne s'entremêlent pas. Ainsi, le long d'un microcanal l'écoulement est uniaxial et parallèle aux parois. Les écoulements sont alors laminaires sans aucune turbulence [62].

La nature laminaire des écoulements peut être avantageuse dans plusieurs applications microfluidiques. Par exemple, dans les systèmes de séparation électrophorétique basés sur les phénomènes de dispersion ou dans les dispositifs de séparation axés sur les phénomènes de diffusion comme les filtres en H. Il peut être aussi un inconvénient majeur comme dans les processus où le mélange est nécessaire. En effet, des réactions chimiques sont générées dans les microréacteurs, et afin d'augmenter la cinétique réactionnelle, un écoulement turbulent est nécessaire pour augmenter le mélange entre les espèces chimiques [62].

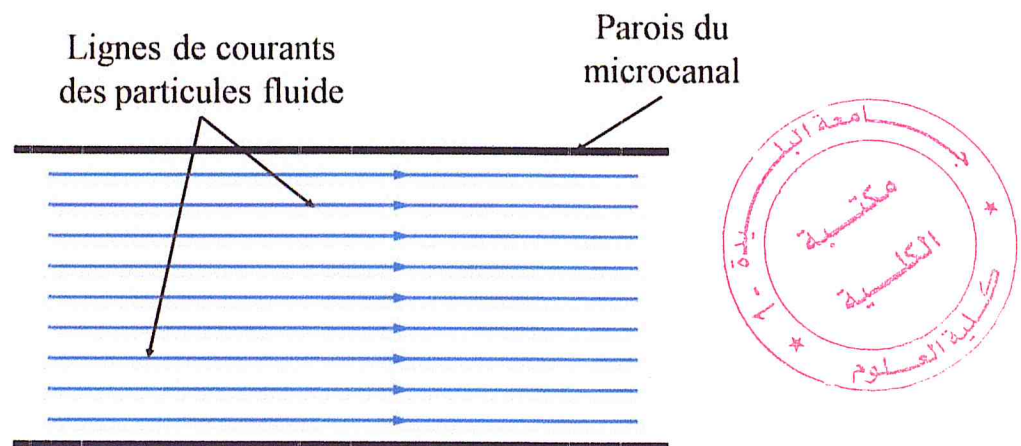


Figure 3. 1 : Les lignes de courants des particules de fluide [64].

3.2.1.3. Le profil de vitesse des écoulements dans les microcanaux

Les microcanaux à section transversale rectangulaire et circulaires sont couramment utilisés dans les applications microfluidiques. Etant donné que l'écoulement est laminaire, les équations régissant cet écoulement (équation de

Navier-Stokes, voir 2.3.2.1) peuvent être simplifiées et appliquées à chaque géométrie afin de déterminer le profil de vitesse dans la section du microcanal [65].

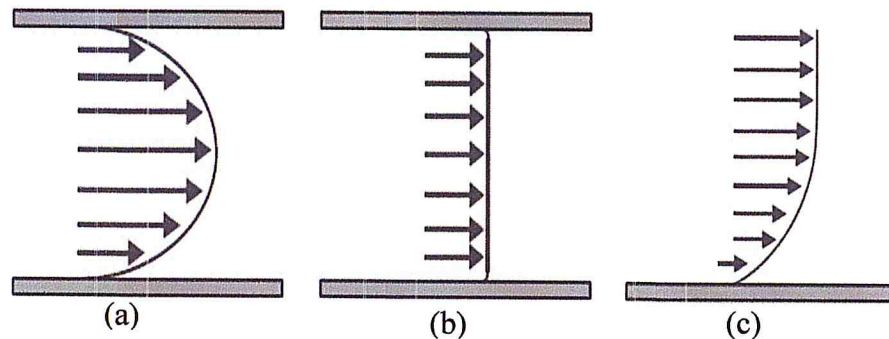


Figure 3. 2 : Les profils de vitesse d'écoulements : (a) Profil de forme parabolique, (b) profil de forme uniforme, (c) profil de vitesse s'annule près des parois puis uniforme [65].

Il existe essentiellement trois profils de vitesse pour les écoulements laminaires à l'intérieur des microcanaux. Les écoulements induits par un gradient de pression possèdent un profil de forme parabolique où la vitesse est maximale au milieu du canal pour s'annuler près des parois (figure 3.2.a). Tandis que pour les écoulements contrôlés par des pompes électroosmotique, le profil est presque uniforme (figure 3.2.b). Finalement, dans le cas des microcanaux ouverts avec un écoulement généré par une pression, les gradients de vitesse d'écoulement se produisent près des parois pour s'annuler (Figure 3.2.c) [65].

3.3 Modélisation analytique des écoulements dans les microcanaux

La modélisation des écoulements dans les microcanaux repose sur l'identification et la compréhension du comportement du fluide. La modélisation vise à obtenir une description mathématique du problème physique étudié sous forme d'un système d'équations aux dérivées partielles communément appelés équations de Navier-Stokes. Elles décrivent le comportement dynamique des fluides.

La résolution des équations de Navier-Stokes présente des modèles analytiques adaptées aux géométries qui nous intéressent. Ainsi, nous pouvons trouver les modèles adaptés aux écoulements dans les microcanaux de section circulaire ou bien rectangulaire.

3.3.1 Equations de Navier-Stokes

Les équations de Navier-Stokes sont des équations qui sont censées de décrire le mouvement des fluides "Newtoniens" dans l'approximation des milieux continus. Un fluide Newtonien possède par définition une loi de comportement contrainte-déformation linéaire. C'est notamment le cas pour la plupart des fluides usuelles sachant que les fluides non-Newtoniens sont presque tous colloïdes.

Le système d'équations de départ est basé sur le principe de conservation de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie. Dans le cas général d'un fluide Newtonien, le champ de vitesse \mathbf{u} est régi par l'équation de Navier-Stokes décrivant le comportement du fluide [66,67] :

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \eta \Delta \mathbf{u} + \mathbf{F} \quad (3.2)$$

Où p est le champ de pression, \mathbf{F} est une force extérieure exercée par unité de volume, ρ la masse volumique du fluide, et η sa viscosité dynamique. De plus, le champ de vitesse doit obéir à l'équation de conservation de la masse [67] :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (3.3)$$

Dans la plupart des écoulements, le fluide est incompressible, le champ de vitesse est donné par :

$$\text{div}(\mathbf{u}) = 0 \quad (3.4)$$

Pour résumer, dans les systèmes microfluidiques les écoulements sont supposés être laminaires, Newtoniens, visqueux et incompressible. Ainsi l'équation du mouvement du fluide est exprimée à travers l'équation de Navier-Stokes incompressible et l'équation de continuité:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} \right) - \nabla \cdot (-p\mathbf{I} + \eta(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)) + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = \mathbf{F} \quad (3.5)$$

$$-\nabla \mathbf{u} = 0 \quad (3.6)$$

Avec \mathbf{I} la matrice diagonale unité, $\mathbf{u} = (u, v, w)$ est le champ de vitesse, p est la pression du fluide et \mathbf{F} est la force par unité de volume exercée sur le fluide.

3.3.2 Ecoulement de Poiseuille dans un microcanal cylindrique

Il s'agit d'un écoulement qui s'intéresse à la dynamique de l'écoulement dans les microcanaux de section circulaire. Sachant que nous travaillons toujours avec des fluides newtoniens, incompressibles, non pesants et visqueux, la forme

analytique du profil de vitesse peut être décrite à travers une relation appelée la loi de Poiseuille. Cette dernière exprime ce profil en fonction du rayon du microcanal et de la viscosité du fluide.

Cet écoulement a été fortement étudié parce qu'il est rencontré très souvent dans la pratique : écoulements d'eau dans les conduites pour tous les approvisionnements en eau, écoulements d'huile et de pétrole dans les raffineries, écoulements du sang dans les artères, etc. [64]. De même, en microfluidique, on peut retrouver les propriétés d'un tel écoulement dans les dispositifs LOC.

La figure 2.17 montre un écoulement le long d'un microcanal cylindrique horizontal de section circulaire de rayon R et de longueur L . En régime stationnaire, c.à.d. indépendant du temps. De plus, le nombre de Reynolds (Re) est supposé inférieur au seuil de 2000 rendant l'hypothèse laminaire de l'écoulement valable le long de l'axe Oz [68].

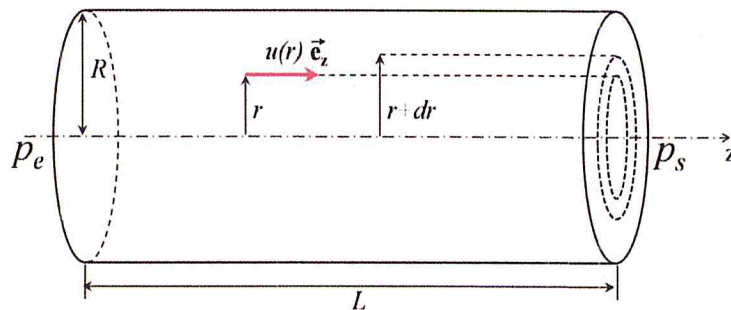


Figure 3. 3 : L'écoulement dans d'un microcanal horizontal de section circulaire [62].

Le vecteur de vitesse de l'écoulement du fluide \mathbf{u} à une distance r de l'axe Oz du microcanal peut s'écrire comme :

$$\mathbf{u} = u(r) \mathbf{e}_z \quad (3.7)$$

Avec \mathbf{e}_z vecteur unitaire selon l'axe Oz . Nous allons considérer la portion de fluide à l'intérieur du cylindre de rayon r et de longueur L . On note p_e et p_s respectivement les pressions de fluide appliquées à l'entrée et à la sortie du microcanal (figure 3.3).

On applique le théorème de la résultante cinétique au système de fluide ainsi constitué. En régime stationnaire la variation de la quantité de mouvement de ce système est nulle. Si on appelle \mathbf{F}_{ext} la résultante des forces extérieures appliquée sur notre système, on obtient alors la relation suivante :

$$\sum \mathbf{F}_{\text{ext}} = \vec{0} \quad (3.8)$$

Nous pouvons exprimer les forces de pression appliquées sur les deux bases circulaires de la portion du fluide cylindrique respectivement en amont et en aval par $\pi r^2 p_e$ et $-\pi r^2 p_s$ (pression p_s s'applique dans le sens opposé à Oz). De plus, nous avons une force de frottement visqueuse générée par le fluide à la vitesse $u(r)$ (ne variant donc qu'en fonction du rayon r) qui s'exerce sur la surface latérale du cylindre de rayon r parallèlement à Oz. Cette force de viscosité F_{visq} est donnée dans le cas d'un fluide Newtonien par [64] :

$$F_{visq} = \eta \frac{du(r)}{dr} 2\pi r L \quad (3.9)$$

Avec η la viscosité dynamique du fluide, r et L respectivement le rayon et la longueur de notre portion fluide. En exprimant la résultante des forces appliquées, nous avons la relation suivante :

$$\pi r^2 p_e - \pi r^2 p_s + \eta \frac{du(r)}{dr} 2\pi r L = 0 \quad (3.10)$$

En isolant la dérivée de vitesse on obtient :

$$\frac{du(r)}{dr} = -\frac{p_e - p_s}{2\eta L} r \quad (3.11)$$

Nous allons intégrer l'expression ci-dessus (12) entre le rayon r quelconque à l'intérieur du microcanal et le rayon maximal R au niveau des parois où la vitesse du fluide est supposée nulle, afin d'obtenir l'expression du champ de vitesse $u(r)$ suivant :

$$u(r) = \frac{p_e - p_s}{4\eta L} (R^2 - r^2) \quad (3.12)$$

Dans ces conditions, on peut représenter l'allure du profil du champ de vitesse qui est de forme parabolique comme schématisé dans la figure 2.18. Dans ce cas, la vitesse est nulle aux parois en raison des forces de frottement, et maximale au centre du cylindre [69].

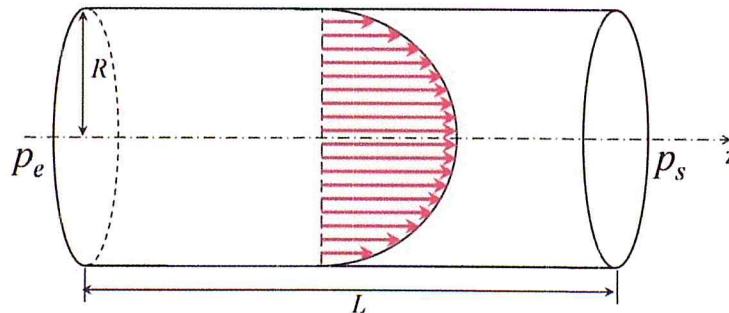


Figure 3. 4 : Le profil de vitesse d'écoulement de Poiseuille dans un microcanal de section circulaire [62].

Nous pouvons aussi exprimer le débit volumique D_v dans le canal en intégrant le flux du vecteur de vitesse à travers une couronne transversale élémentaire comprise entre r et $r+dr$:

$$D_v = \int_0^R u(r) 2\pi r dr = \int_0^R \frac{p_e - p_s}{4\eta L} (R^2 - r^2) 2\pi r dr \quad (3.13)$$

D'ou

$$D_v = \frac{\pi R^4}{8\eta L} (p_e - p_s) \quad (3.14)$$

La différence de pression $\Delta p = p_e - p_s$ est le moteur de l'écoulement. Elle est donc proportionnelle au débit volumique et est exprimée par la loi Hagen-Poiseuille :

$$\Delta p = \frac{8\eta L}{\pi R^4} D_v \quad (3.15)$$

Une situation physique très différente est le transport des électrons dans un conducteur électrique : la vitesse moyenne des électrons est la même dans toute la section du conducteur. La résistance du conducteur est inversement proportionnelle à sa section (πR^2) [68]. Par analogie avec la loi d'Ohm, une résistance hydraulique R_H est définie par :

$$R_H = \frac{8\eta L}{\pi R^4} \quad (3.16)$$

3.3.3 Modèle d'un microcanal à section rectangulaire

Un autre type de d'écoulement unidirectionnel couramment utilisé en microfluidique est l'écoulement entre deux plaques parallèles ou dans un microcanal à section rectangulaire. C'est un écoulement équivalent à l'écoulement de Poiseuille mais dans un microcanal de section rectangulaire. Dans ce cas précis, l'utilisation des coordonnées cartésiennes (avec l'axe Oz orienté dans le sens de l'écoulement du fluide) avec une composante de vitesse unique u toujours portée par cet axe Oz. Il est clair que le profil du champ de vitesse va varier avec les coordonnées transverse x et y respectivement portées par les axes Ox et Oy. La géométrie de ce microcanal à section rectangulaire possède un axe de symétrie en son milieu Oz comme indiqué dans la figure 3.5, une hauteur de canal h suivant l'axe Oy et une largeur w suivant l'axe Ox (figure 3.5). Afin de simplifier notre approche.

Tous les principes des écoulements de Poiseuille dans une conduite circulaire sont applicables. La loi de Hagen-Poiseuille a été établie pour une conduite cylindrique ou circulaire pleinement occupée par le fluide. Dans le cas de microcanaux de section rectangulaire, elle reste utilisable sous réserve de substituer le diamètre de la conduite D par le diamètre hydraulique D_H défini comme 4 fois le rapport de l'aire de la section de la conduite au périmètre mouillé (généralement dans un microcanal rectangulaire c'est directement le périmètre $2w+2h$). Pour déterminer la section de la conduite au périmètre mouillé, on peut utiliser alors l'expression suivante :

$$D_H = \frac{4 \times \text{section droite du canal}}{\text{périmètre mouillé}} \quad (3.22)$$

3.4 Modélisation de l'interaction fluide-structure

Dans le cadre de la conception de dispositifs microfluidique, la modélisation des écoulements ne suffit pas à elle-seule. Dans une grande variété de capteurs et d'actionneur microfluidique, les écoulements interagissent avec des éléments mécaniques. D'où, l'utilisation de microstructures mécanique fixes ou mobiles est une nécessité. Que ce soit des micropoutres, des microponts ou des micromembranes, ils sont tous appelés à subir les effets des écoulements du fluide ou même changer les conditions d'écoulement. On parle alors de couplage entre fluides et structures mécaniques.

L'analyse et la compréhension de ses interactions, couramment appelées interactions fluide-structure ou FSI (*Fluid-Structure Interaction*), est nécessaire pour la conception de systèmes microfluidiques. Ainsi, ce mécanisme de couplage multiphysique entre les lois qui décrivent la dynamique des fluides et la mécanique des structures, se caractérise par des interactions, qui peuvent être stable ou oscillatoire, entre une structure rigide, déformable ou mobile et un écoulement de fluide environnant ou interne [70].

Lors de l'interaction d'écoulement sur des structures, des contraintes mécaniques sont exercées à travers l'action du fluide visqueux sur l'objet solide. Ces forces de contrainte entraînent des déformations de la structure. Ces déformations peuvent être très grandes ou très petites, en fonction de la pression, de la vitesse de

l'écoulement, de la viscosité du fluide et des propriétés du matériau constituant la structure.

La (figure 3.6) illustre un exemple (obtenue par simulation) d'une interaction fluide-structure, sous l'effet d'un écoulement laminaire horizontale dans un microcanal avec un obstacle. Ce dernier est une poutre encastrée (fixée) sur le fond du microcanal et de largeur se rapprochant de la largeur du microcanal. Le fluide s'écoule de l'entrée à gauche vers la sortie à droite. Au niveau de l'obstacle les ligne de courant de l'écoulement se rapprochent dans un chemin étroit dans la partie supérieure du microcanal (étranglement) et imposent une force résultante des frottements visqueux et de la pression du fluide sur les parois de la structure de l'obstacle. L'obstacle étant, généralement, constituée d'un matériau élastique linéaire et isotrope, il subit, alors une flexion ou une déformation sous l'effet de la force résultante. De ce fait, la géométrie des voies d'écoulement change pour donner un nouveau chemin pour l'écoulement du fluide. Ainsi, l'écoulement change la géométrie qui à son tour change les conditions d'écoulement. Toute modélisation de ce problème, ne prenant pas en compte cet effet mutuel, conduira inéluctablement à des résultats erronés.

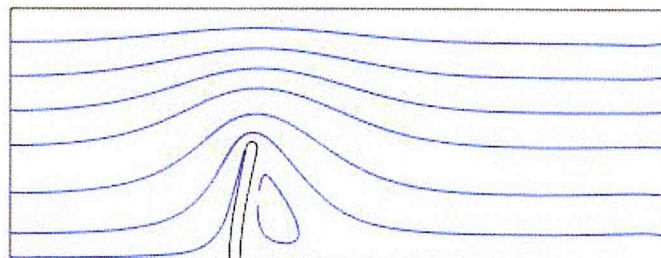


Figure 3. 6 : Une interaction fluide-structure sous l'effet d'un écoulement laminaire horizontale dans un microcanal [70].

Etant donnée, la complexité des géométries et des conditions d'écoulement, l'utilisation de méthodes numérique pour résoudre ce genre de problème FSI est systématique. La prédiction des phénomènes d'instabilité numérique provoqués par le couplage entre le fluide et la structure est donc d'une importance capitale. L'interaction fluide-structure d'un corps solide (rigide ou déformable) et d'un fluide (compressible ou incompressible), peut être modélisée mathématiquement par les équations de mouvement, et compléter par des conditions aux limites appropriées.

Ces conditions aux limites sont dans le cas du FSI des conditions limites humides [70]. Ceci est traduit par les deux conditions suivantes :

- I. A l'interface, les particules fluides et les particules solides ont le même mouvement vue que ce fluide adhère parfaitement au solide.
- II. Il faut veiller à ce qu'il y ait un équilibre dynamique à l'interface locale. cela implique que les champs de contrainte des particules de fluides et des particules solides sur l'interface sont égaux.

3.4.1 Modélisation du comportement dynamique de fluide dans un microcanal

La dynamique de fluide dans un microcanal décrit l'écoulement du fluide le long du microcanal suivant sa géométrie supposé en générale fixe. Ce microécoulement est uniaxial et parallèle aux parois. Les caractéristiques importantes de ce microécoulement sont la viscosité du fluide, la différence de pression amont-aval du microcanal et la distribution de vitesse $\mathbf{u}=\mathbf{u}(u(x,y,z);v(x,y,z);w(x,y,z))$. Nous partons sur l'hypothèse que le nombre de Reynolds du fluide (Re) est faible et qu'à ces micro-dimensions la force visqueuse domine [71].

Le microécoulement de fluide dans un microcanal de section rectangulaire présente un certain nombre de caractéristiques dont la plus importante est l'aspect laminaire. Ainsi cet écoulement sera supposé lisse, sans tourbillons et les particules de fluide se déplaçant dans des chemins précis. Du fait que le fluide soit Newtonien, visqueux et incompressible, son mouvement est régi par les équations de Navier-Stokes et les équations de continuité indiquées plus haut (3.5) et (3.6).

A l'entrée du microcanal, le microécoulement est donc supposé avoir des caractéristiques entièrement laminaires avec un profil de vitesse parabolique atteignant la vitesse maximale au milieu du canal.

A la sortie du microécoulement, la condition de pression nulle et la condition de non glissement ($u=0, v=0, w=0$) sur les parois intérieures (non déformable) sont nécessaires. Alors que sur l'interface de l'obstacle flexible émergé dans le fluide, les vitesses sont égales à la vitesse de la déformation de la surface de l'obstacle mobile [71].

3.4.2 Modélisation du comportement mécanique d'un obstacle sous l'effet de l'écoulement d'un fluide

La modélisation de la réponse mécanique de l'obstacle devra tenir compte du fait que les déformations de la structure sont dues aux contraintes d'écoulement s'appliquant aux niveaux de sa surface avec une réponse en générale supposée linéaire ou non linéaire selon le matériau qui peut lui-même être aussi isotrope ou anisotrope. Les forces de gravitation et d'autres forces de volume agissant sur le fluide seront négligées. Pour chaque débit, le profil de vitesse du fluide à l'entrée du microcanal est considéré comme une condition limite d'entrée. La pression à la sortie est réglée à la pression atmosphérique. Dans toutes les autres frontières obstacles compris, il n'y a pas de glissement en d'autre terme le vecteur vitesse \mathbf{u} est le vecteur nul. Par ailleurs, dans l'équation de Navier-Stokes (3.5), les termes $\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} \right)$ et $\rho(\mathbf{u} \cdot \nabla)\mathbf{u}$ seront nulles. L'équation (3.5) se transforme pour donner l'expression de la déformation de la structure de l'obstacle causée par l'écoulement du fluide :

$$\mathbf{F}_T = -\mathbf{n}(-p\mathbf{I} + \eta(\nabla\mathbf{u} + (\nabla\mathbf{u})^T)) \quad (3.23)$$

Où \mathbf{n} et \mathbf{F}_T sont respectivement le vecteur normal à la surface de l'obstacle et le vecteur de la force de contrainte mécanique du fluide.

Le premier terme dans le second membre de l'équation (3.23) représente l'effet de la pression isostatique tandis que le deuxième terme représente la composante visqueuse de la force et dépend de la vitesse ainsi que de la viscosité dynamique du fluide.

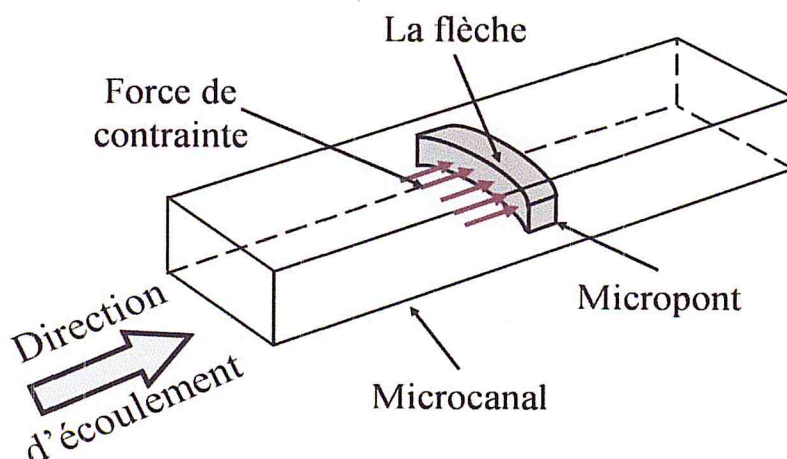


Figure 3. 7 : La déflexion mécanique d'un micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide dans un microcanal [62].

Plusieurs travaux ont été menés afin d'étudier le couplage entre les fluides et les structures ainsi que le comportement mécanique de la structure (poutre, pont, divers autres géométrie, etc.) sous l'effet de l'écoulement du fluide (figure 2.22). La déformation de la structure en fonction de la force de contrainte distribuée à sa surface peut être obtenue analytiquement. L'expression suivante donne ainsi la flèche δ d'un pont à section carré encasté à ses deux extrémités dans le cas d'un matériau isotrope, élastique et linéaire :

$$\delta = F_T L^3 (1 - \nu^2) / 3EI \quad (3.24)$$

Où E , ν et I sont respectivement le module de Young (coefficient d'élasticité), le coefficient de Poisson et le moment d'inertie. F_T représente le module de la force de contrainte distribuée sur une des surfaces latérales. La valeur de F_T peut être obtenue en résolvant numériquement les équations (3.23) et (3.23). Ainsi, la flexion du micropont peut être reliée à la variation de la vitesse d'écoulement du fluide ou de son débit.

3.5 Modélisation par éléments finis

Vu la complexité des structures et des écoulements utilisées dans les systèmes microfluidique dans une optique de conception, il est inconcevable d'utiliser une approche analytique. En effet, la prise en compte des détails géométrique et physique nous impose de résoudre, par des méthodes numériques, les équations décrivant les écoulements et l'interaction fluide-structure.

Il est important à travers cette modélisation de pouvoir simuler le fonctionnement des microdispositifs à partir de modèles physiques ou multiphysiques dans le cas de couplage de plusieurs modèles physique. Cette modélisation permet, à moindre frais, de prédire le comportement du microdispositif avant même de passer à l'expérience et à la réalisation du composant. Dans une approche de conception, la simulation permet de réaliser un gain considérable en temps et en coût, réduisant ainsi, le risque d'erreur et les surcoûts qui s'en engendrent [72].

En technologie microfluidique qui est relativement un domaine nouveau, la simulation numérique est un outil très utile en recherche et développement. En intégrant dans un modèle numérique divers complexités telles que la géométrie du microcanal et du microdispositif, les modèles d'écoulements du fluide ainsi que la mécanique des structures du microdispositif, le comportement du système peut être prédit avec une grande précision. La simulation numérique permet également de

faciliter la visualisation des phénomènes d'écoulement complexes. Ceci nous permet de nous concentrer sur l'analyse et la compréhension des phénomènes physiques des interactions fluide-structure, entre autre. Mission difficilement réalisable expérimentalement, vu les faibles dimensions des microsystèmes.

Ces simulations numériques reposent sur la mise en œuvre de modèles théoriques utilisant plusieurs méthodes numériques généralement adaptées aux types d'équations à résoudre. Dans notre cas, nous nous sommes intéressés à l'utilisation de la méthode des éléments finis (FEM, *Finite Element Method*), capable d'analyser et de résoudre une multitude de problèmes multiphysiques tels que l'interaction fluide-structure, la piézorésistivité, etc ... Cette méthode des éléments finis est implémentée dans plusieurs logiciels commerciaux d'éléments finis tel que Comsol Multiphysics, Ansys, Convetor, Intellisense, etc... La plus part de ces logiciels de simulation présentent des interfaces graphiques très conviviales et interactifs ainsi qu'une multitude d'exemples de modèle, permettant à toute utilisateur de commencer facilement. Dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons utilisé Comsol Multiphysics v4.3 a [73].

3.5.1 Principe de la modélisation par la méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis est un outil mathématique qui a été développé pour la résolution numérique d'équations différentielles applicable sur une diversité de problèmes physiques. Cette technique est très utilisée dans la conception et l'analyse des microdispositifs (dans notre cas, il s'agit des dispositifs microfluidiques). Elle est utilisée aussi dans la modélisation et résolution de nombreux problèmes pour les applications industrielles et académiques [72].

Le principe d'une telle méthode est relativement simple. Elle est basée sur la discrétisation géométriques du domaine ou sous-ensemble du domaine (sous-domaine) en petit élément continue. La structure est donc subdivisée en un nombre fini d'éléments, nommés "éléments" ou "mailles", possédant des formes géométriques fondamentales (2D ou 3D) (figure 3.8).

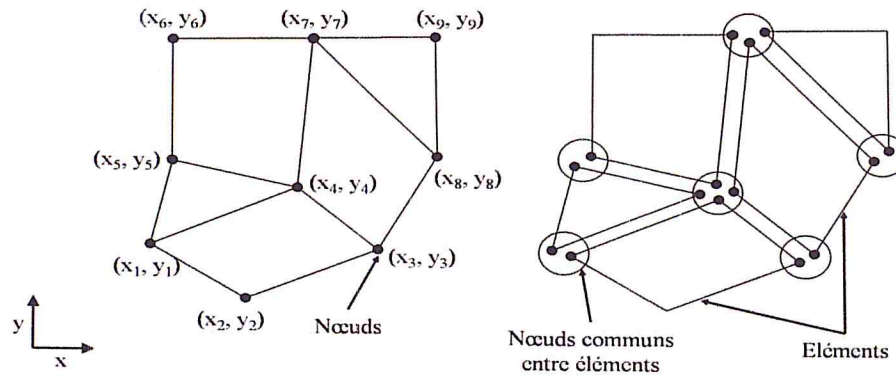


Figure 3. 8 : La subdivision en 2D du domaine en éléments [74].

Ces éléments sont raccordés entre eux par des points appelés "nœuds" ou "points nodaux" afin de former la structure dans son ensemble. Ces éléments finis, ainsi constitués, sont choisis de telle manière qu'ils aient les formes les plus simples possibles afin que l'étude de la structure soit facile à faire. Le problème initial concernant un milieu continu a été transposé en un nombre finis de problèmes discrets avec un certain nombre d'inconnues. Les inconnues, en chacun des nœuds, sont appelées variable nodales ou degrés de liberté (figure 3.8) [74].

3.5.1.1 Procédure d'introduction d'un modèle pour la méthode des éléments finis (FEM) sous Comsol Multiphysics

Une analyse complète d'un microdispositif par la méthode des éléments finis sous Comsol Multiphysics doit comporter une série d'étapes séparées. En effet, une interface interactive permet de guider l'utilisateur novice ou même l'utilisateur expérimenté afin de ne rien omettre le long de cette procédure pouvant causer des problèmes de convergence ou des erreurs lors du lancement de l'opération de calcul [71].

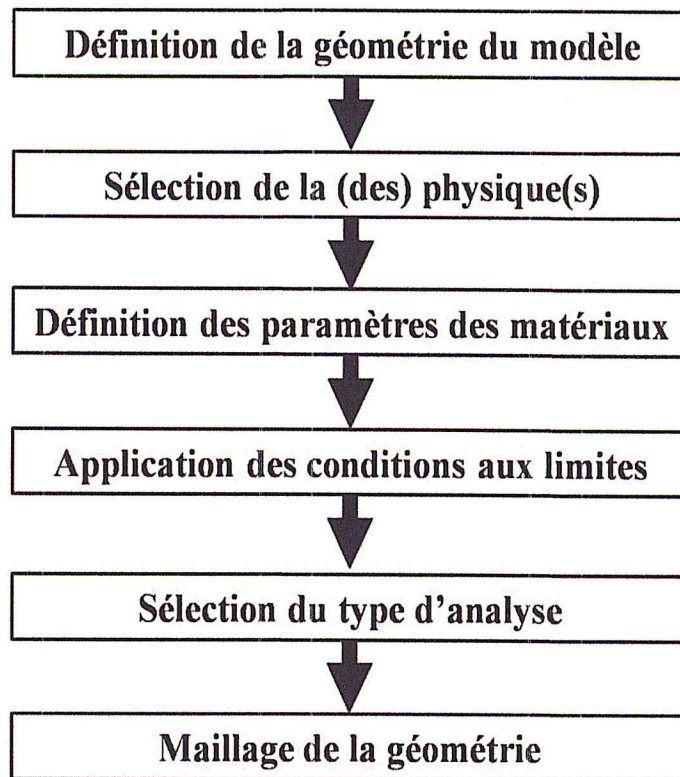


Figure 3. 9 : Les procédures et les étapes de la simulation par éléments finis.

La (figure 3.9) résume ces étapes qui sont comme suit :

- Définition de la géométrie du microdispositif : On définit, en premier lieu, les formes et grandeurs géométriques constituant le modèle. Nous pouvons même entrer des géométries paramétrées afin de faciliter le balayage d'une large gamme de dimensions possibles à notre géométrie.
- Définition de la physique : Dans cette étape, nous pouvons choisir une physique unique adaptée à notre problème tel que : dynamique des fluides, structures mécanique, électrostatique, électromagnétisme, etc. Mais d'un autre côté, nous pouvons se rapprocher encore plus de la réalité en introduisant plusieurs physiques en même temps. L'exemple typique est celui du FSI où un couplage est nécessaire entre les équations décrivant les écoulements de fluides et le comportement de la structure mécanique. Nous pouvons enrichir notre analyse par l'adjonction de plusieurs physique en même temps, nous permettons de prendre en compte tout les aspects du comportement de notre microdispositif : C'est l'approche multiphysique.
- Définition des paramètres des matériaux : Selon la ou les physiques sélectionnées auparavant, la liste des matériaux utilisés et leurs propriétés devront

être introduites. Les propriétés d'homogénéité, d'isotropie, d'anisotropie peuvent être introduites. Une base de données conséquente alimente le programme. Si d'autres valeurs sont désirées, elles peuvent être introduites manuellement en remplissant les tenseurs appropriés (tenseurs d'élasticité, de permittivités électriques, de piézoélectricité, etc.).

➤ Définition des conditions aux limites : Afin de permettre aux simulations d'être le plus près possible de la réalité expérimentale et de limiter le nombre de solutions éventuelles, il est impératif de fixer des conditions aux frontières. Ces conditions peuvent être la valeur d'une grandeur physique imposée sur des surfaces ou des lignes ou même des points tel que le module de la vitesse à l'entrée d'un microcanal, la valeur de la pression appliquée sur une surface, la valeur de la tension électrique sur une face d'un dispositif, etc. Par contre, ces conditions peuvent être un type de comportement imposé sur une frontière tel que le mode de fixation d'une poutre (encastrée, libre, ressort,...), périodicité sur une face pour la propagation d'une vibration (Bloch, continue, semi-infinie), etc.

➤ Sélection du type d'analyse : Afin de fixer la méthode numérique de résolution, il est important de définir le type d'analyse demandé. En premier, nous trouvons l'analyse stationnaire qui calcule les solutions indépendante du temps, autrement dit, les solutions en régime statique. Il y a ensuite le calcul des solutions dépendantes du temps. Finalement, il y a la résolution fréquentielle qui peut demander le calcul des valeurs propres à notre système ou bien le calcul en fonction de la fréquence.

➤ Maillage de la géométrie : Le maillage de la structure est l'étape la plus critique de la simulation car c'est du choix des dimensions et de la nature des éléments du maillage que peut dépendre la convergence ou pas vers une solution exacte, la mémoire vive nécessaire au sein de l'ordinateur pour calculer sans problème le dépassement, la vitesse de convergence et la précision de calcul.

➤ La phase du calcul et de l'exploitation des résultats : Une fois les étapes précédentes terminées, on pourra lancer l'étape de calcul qui peut être plus ou moins lente. Ceci dépend fortement de la complexité de la géométrie du système à étudier, de la puissance de calcul de l'ordinateur (carte mère unique ou plusieurs cartes mères multi-cœurs) et de la capacité de la mémoire vive (RAM). Une fois le calcul terminé, l'interface d'exploitation des résultats est très intéressante. En effet, les

résultats de simulations sont stockés en mémoire et n'importe quelle exploitation est possible.

Enfin, la solution est obtenue en résolvant le système discrétisé et les systèmes d'équations des variables du champ aux nœuds du maillage. Cette méthode à élément finis est très sollicitée dans l'utilisation pratique [75].

3.5.1.2 Les éléments

Afin de résoudre le problème multiphysique et, en tenant compte du principe de la méthode FEM, la géométrie du modèle est discrétisée en un nombre finis d'éléments. Ces éléments sont les éléments de base dont le maillage va représenter le système géométrique à simuler. Les éléments sont donc voisins formant un réseau et connectés les uns aux autres par des nœuds communs. La (figure 3.10) représente des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D [74].

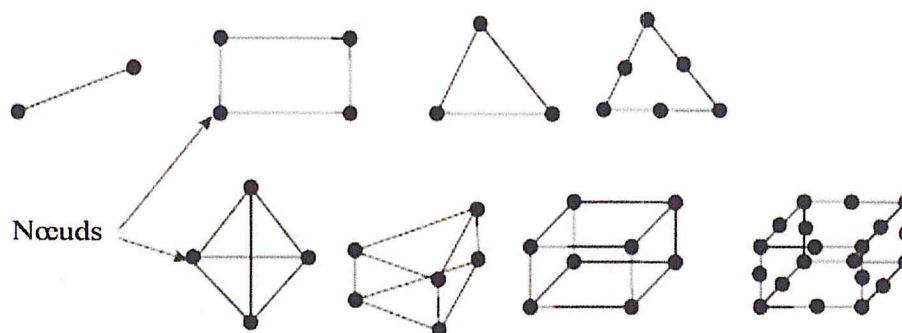


Figure 3. 10 : Des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D [74].

La géométrie du système à simuler dicte le choix des éléments de maillage. Le domaine peut être discrétisé en lignes, en aires dans le cas de simulations 2D ou en éléments de volume pour des simulations 3D. Chaque maille élémentaire est indexée par un numéro et identifiée par un nombre de nœuds. Pour notre structure 3D, les éléments de volume sont les plus appropriés pour la procédure de discrétisation.

3.5.1.3 Le maillage

Le maillage est l'opération de découpage de la géométrie globale en maille élémentaire. Le maillage de la structure consiste à discrétiser un domaine géométrique en un ensemble d'éléments géométriques primitifs adapté au domaine complet ou à des sous-domaines selon leurs spécificités. Il existe plusieurs méthodes de maillage, les éléments du maillage volumique peuvent être des

tétraèdres, des hexaèdres ou même un maillage mixte. La nature des éléments de maillages adéquats dépend de la nature de la structure et de l'étude. Par exemple, pour un sous-domaine représentant une micropoutre de longueur 100 μm , de largeur 20 μm et d'épaisseur 0.1 μm , le choix d'élément tétraédrique donnera un nombre de maille très important pouvant ralentir fortement le calcul ou même le bloquer. Il sera judicieux de prendre des maillages lamellaires ou en couche découpant ainsi la poutre en maille carrée fine [74].

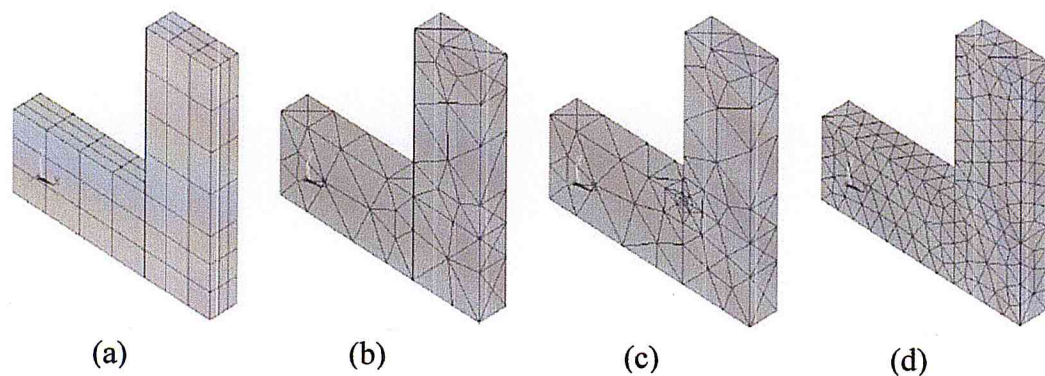


Figure 3. 11 : Les différents types de maillage : (a) Maillage avec éléments cubiques, (b) maillage avec éléments tétraédrique uniforme, (c) maillage avec éléments tétraédrique adaptatif, (d) maillage avec éléments tétraédrique uniforme plus fin [74].

La (figure 3.11) montre différentes solution possible de maillage appliquées à une structure 3D. Ainsi, la (figure 3.11.a) montre un maillage avec des éléments cubique alors que les (figure 3.11.b, c et d) montrent des maillages avec des éléments tétraédriques. On note qu'il est possible d'ajuster la densité d'éléments de manière uniforme (figure 3.11.b et d) et non uniforme (figure 3.11.c) de manière à augmenter la précision de calcule dans les zones à fort gradient [74].

3.6 Simulation d'un écoulement de fluide dans un microcanal

Les microcanaux, les canaux ayant un diamètre hydraulique moins de 1mm, sont les éléments de base qui peuvent constituer les systèmes microfluidique. L'étude des microécoulements de fluide dans ces microcanaux sont importants pour la recherche et le développement de ces microdispositifs. Les microcanaux de section rectangulaire sont largement utilisés afin d'améliorer le transfert de chaleur et l'efficacité du mélange de fluide et le contrôle de la direction de son écoulement, etc... Par conséquent, la compréhension fondamentale des caractéristiques telles que la distribution de vitesse et de la chute de pression d'écoulement sont

essentielles dans le processus de la conception et le contrôle des dispositifs microfluidiques [51].

Une simulation 3D par la méthode des éléments finis, en utilisant le logiciel Comsol Multiphysics, a été utilisée pour l'étude des effets des paramètres géométriques, des propriétés de fluides ainsi que l'influence de la différence de pression et le coefficient de frottement sur le comportement de fluide aux niveaux des parois [72].

3.6.1 Définition du model

Une bonne analyse réside dans la définition du modèle à étudier, sa géométrie, l'adaptation du maillage, et sur la définition des conditions aux frontières. Cette méthode est certainement la plus simple et la plus conviviale puisqu'elle conduit à une étude étape par étape (créer la géométrie, réaliser le maillage, poser les conditions aux limites, etc...) [73]. Pour l'analyse du comportement du microécoulement du fluide dans un microcanal de section rectangulaire, nous avons utilisé le logiciel Comsol Multiphysics version 4.3a [73]. Les différentes étapes que nous avons suivies pour effectuer la simulation 3D sont listées comme suit :

- La définition de la physique et le choix du type d'analyse : Dans cette étape, nous avons ajouté la physique de l'écoulement laminaire monophasique dans le domaine de l'écoulement de fluide. nous avons désigné aussi la nature de l'étude par la sélection de l'analyse temporelle.
- Géométrie du microcanal : La géométrie que nous proposons présente le bloc assimilé à un fluide de forme rectangulaire (figure 3.12). Ces dimensions sont : $240\mu\text{m} \times 840\mu\text{m} \times 40000\mu\text{m}$, correspondants aux dimensions de microcanal. De plus, pour la simplification des calculs, la modélisation de l'entrée de la sortie ont été simplifié.

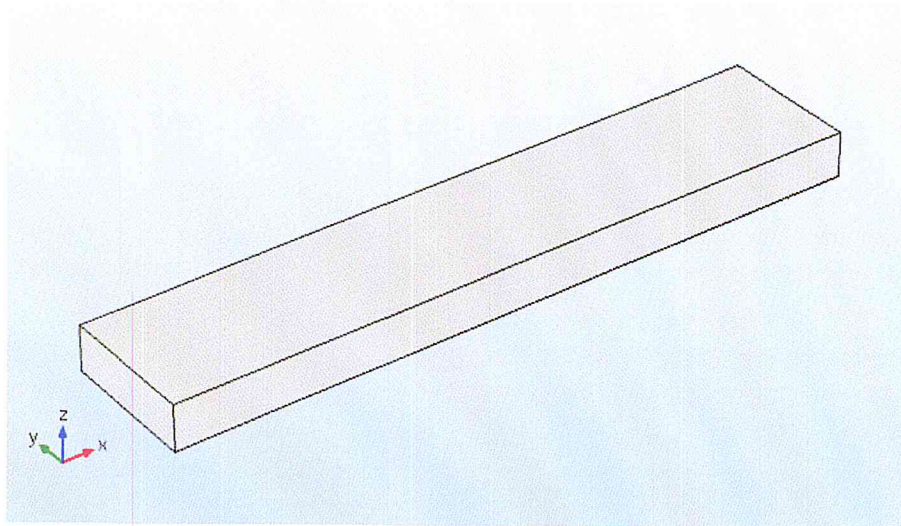


Figure 3. 12 : La géométrie de la structure du microcanal.

- Définition du matériau : Le fluide utilisé dans cette simulation est supposé l'eau, avec une masse volumique $\rho = 1000 \text{ kg.m}^{-3}$ et la viscosité dynamique $\eta = 0.001 \text{ Pa.s}$. Cette étape consiste à désigner à chaque volume géométrique constituant la structure, le matériau créé dans la section du matériau.
- Conditions aux limites : Afin de simuler le comportement réel de la structure, les conditions aux frontières imposées doivent reproduire l'environnement où se trouve la structure durant son fonctionnement. Nous supposons la condition de non glissement au niveau des parois. A l'entrée du microcanal, nous donnons une vitesse moyenne u_{moy} qui dépend de la vitesse d'entrée U , le temps t stationner

$$\text{➤ } U = \frac{D_v}{H_y H_z} \quad (3.25)$$

- Avec D_v est le débit volumique, H_y et H_z sont respectivement la largeur et l'épaisseur du microcanal. Nous supposons Ainsi que la pression est nulle au niveau de la sortie du microcanal.

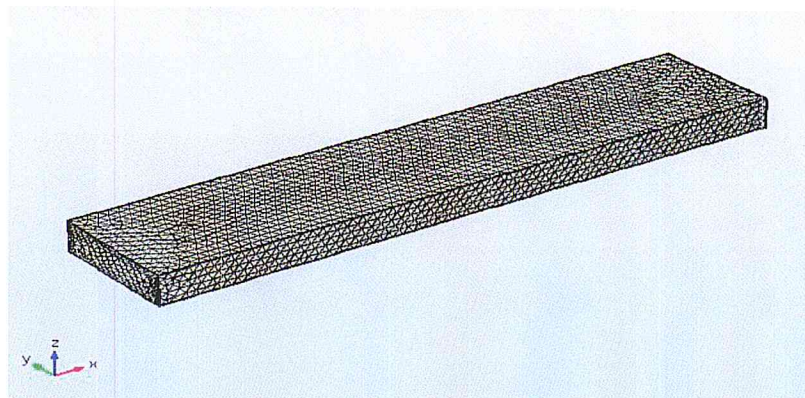


Figure 3. 13 Le maillage de la structure avec le logiciel Comsol.

- Le maillage : Concernant le maillage de la structure, le logiciel Comsol offre neuf possibilités de choix de maillage prédéfinies : extrêmement grossier, encore plus grossier, plus grossier, grossier, normal, fin, plus fin, encore plus fin. Mais offre la possibilité de choix d'un maillage personnalisé. Pour cette simulation, nous avons sélectionné un maillage prédéfini plus grossier pour la géométrie entière. La procédure de simulation a été calibrée à la dynamique du fluide (figure 3.13). Nous arrivons ainsi avec le choix du maillage moyen à 57540 éléments. A cet effet, Le nombre de degrés de liberté résolus est de 58580.

*CHAPITRE 4: SIMULATION D'UN CAPTEUR DE
MICROPRESSION DE L'ÉCOULEMENT D'UN
FLUIDE SANGUIN DANS UN MICROCANAL ET
PROPOSITION D'UNE MÉTHODE DE MESURE
DE SA VISCOSITÉ*

Chapitre 4: Simulation d'un capteur de micropression de l'écoulement d'un fluide sanguin dans un microcanal et proposition d'une méthode de mesure de sa viscosité.

4.1 introduction

La possibilité d'avoir une lecture en temps réel de la valeur du débit et de la pression dans un microcanal à travers un signal électrique est d'un apport crucial pour le développement de microcapteur bioMEMS et de dispositifs laboratoire sur puce (LOC).

L'utilisation d'un signal électrique ouvre les portes de l'interfaçage d'une intelligence de traitement à travers une électronique adaptée.

Nous allons présenter dans ce chapitre d'abord les résultats de simulation de l'écoulement laminaire d'un fluide Newtonien dans un microcanal à section rectangulaire suivi des résultats de simulation de l'interaction fluide-structure (FSI) d'un obstacle se trouvant dans un microcanal. Cet obstacle n'est autre qu'un micropont se fléchissant sous l'effet de l'écoulement et servant ainsi de capteur de débit. Par la suite, nous allons présenter les résultats de simulation d'un capteur de pression directement dans le microcanal qui est entièrement intégré dans le polydiméthylsiloxane (PDMS). Ceci nous permettra de finaliser notre étude sur l'écoulement d'un fluide sanguin pour différentes valeurs de la viscosité. Une analyse du comportement de ce fluide avec un capteur de débit et un capteur de pression, nous permet de proposer une méthode originale de mesure du couple viscosité et vitesse débitante moyenne.

4.2 Simulation du modèle d'un écoulement dans un microcanal à section rectangulaire :

Une simulation 3D par la méthode des éléments finis, en utilisant le logiciel Comsol Multiphysics. La figure 4.1 nous montre le profil de vitesse en fonction de la longueur du microcanal elle est nul sur les parois et elle est aux maximum au milieu du microcanal, la figure [4.2] montre que la pression diminue lorsqu'on se déplace dans le même sens que l'écoulement.

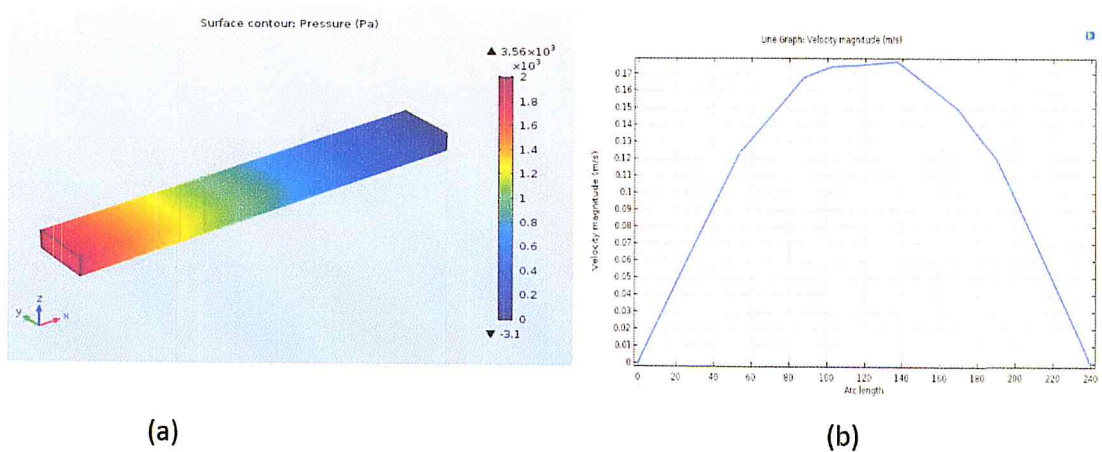


Figure 4. 1 : (a) La distribution et le profil du champ (b) le profil de vitesse en fonction de la longueur du microcanal.

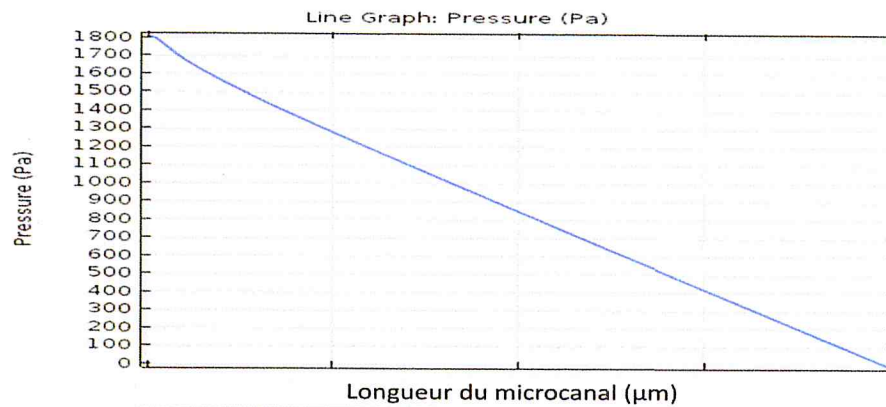


Figure 4. 2: Variation de la pression le long du microcanal.

4.2.1 Simulation de l'interaction fluide structure d'un micropont piézorésistif placé dans microcanal C-PDMS (microcapteur de débit).

La dynamique de fluide dans un microcanal décrit l'écoulement du fluide le long du microcanal suivant sa géométrie supposé en générale fixe.

Ce microécoulement est uniaxial et parallèle aux parois. Les caractéristiques importantes de ce microécoulement sont la viscosité du fluide, la figure 4.3 montre la déformation mécanique du micropont a cause de la force du contraint (la pression) nous vu que l'effet sera plus grand dans le centre.

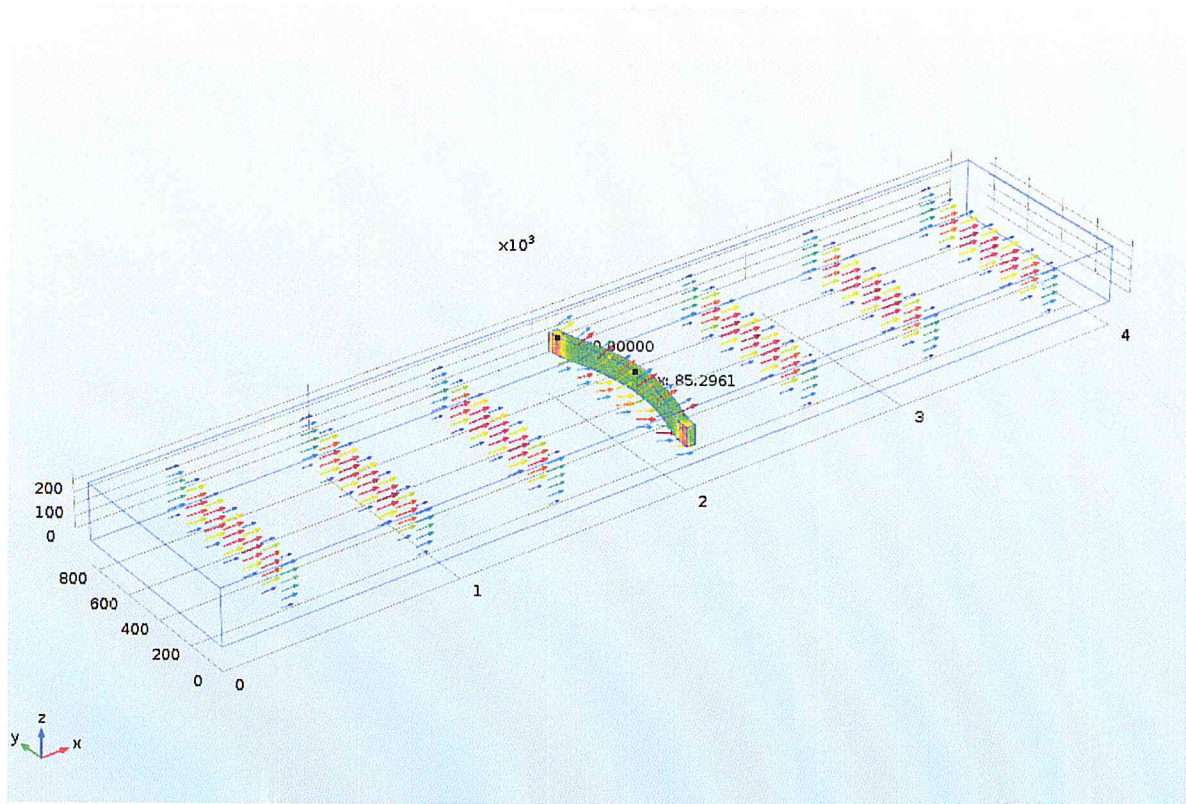


Figure 4. 3 : Simulation de la déformation mécanique du micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide dans le microcanal.

la figure 4.4 montre l'évolution de la pression du fluide on faction du la Langueur du microcanal de l'entrée à la sortie à travers une ligne coupant le micropont lui-même. Nous remarquons que la pression est maximale à l'entrée du microcanal et diminue progressivement en se rapprochant de la sortie de ce dernier à l'extrême gauche.

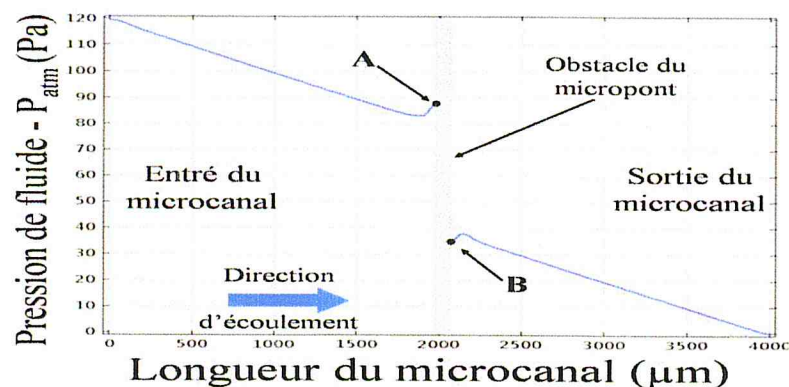


Figure 4. 4: Le profil d'évolution de la pression du fluide le long du microcanal de l'entrée à la sortie à travers une ligne coupant le micropont [62].

4.2.2 Principe de fonctionnement d'un capteur de débit

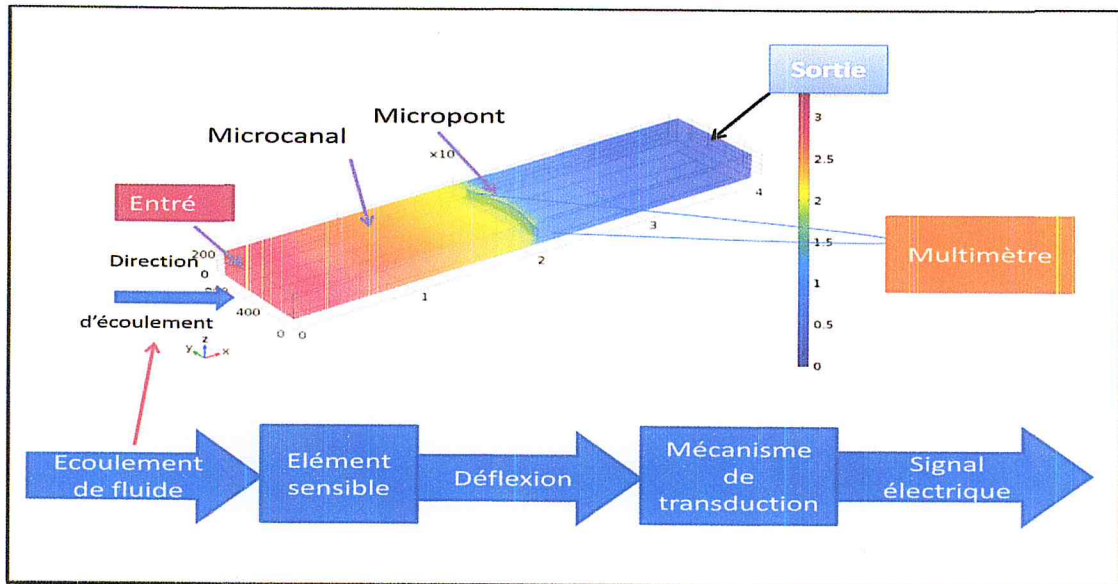


Figure 4. 5 : Principe de fonctionnement d'un capteur de débit.

Le principe de fonctionnement d'un microcapteur de microdébit est illustré dans la figure 4.5. Son fonctionnement est basé sur la mesure de la déformation du micropont en C-PDMS placé au milieu du microcanal. Lorsque le fluide entre dans le microcanal à travers l'entrée et sort par l'orifice de sortie, le micropont se déforme sous la pression d'écoulement du fluide [62].

Cette flexion mécanique fait varier la résistance électrique du micropont à travers la modification de sa valeur de résistivité électrique suite à sa propriété piézorésistive. En appliquant un courant électrique au niveau des extrémités de ce micropont, une tension électrique apparaît et varie avec la valeur de la résistance électrique comme indiqué dans la figure 4.6. Une tension électrique est ainsi obtenue en fonction de la valeur du débit dans le microcanal. Une opération d'étalonnage devra être réalisée par mesure volumétrique afin de corriger la réponse du capteur [62].

4.2.3 Réponse piezoresistive du microcapteur de débit

Les résultats de simulations de la variation relative de la résistance électrique $\Delta R/R_0$ en fonction de la variation de débits d'écoulement sont illustrés dans la figure 4.6 La valeur de la résistance électrique initial du micropont $R_0=35.45k\Omega$ lorsque il n'y a pas d'écoulement. La variation relative de la résistance électrique $\Delta R/R_0$ évolue

de 0.027% @ 0.2ml.min⁻¹ à 0.122% @ 1.0ml.min⁻¹ pour le CB-PDMS et $\Delta R/R_0$ varie[62].

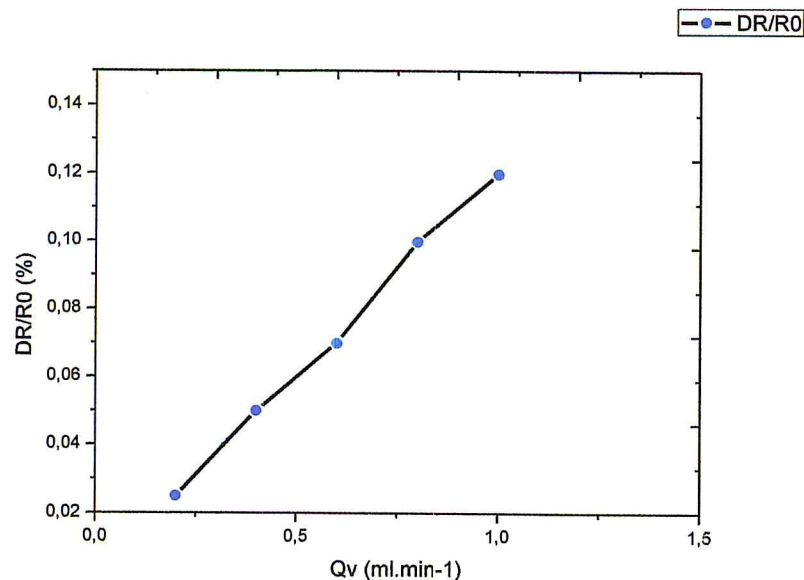


Figure 4. 6: Réponse piézorésistive d'un capteur en fonction du débit d'écoulement.

4.3 Conception et simulation d'un microcapteur de pression piézorésistive pour écoulement dans un microcanal :

Le capteur de pression microfluidique figure 4.8 qui peut être entièrement intégré dans le polydiméthylsiloxane (PDMS) a été proposée par Limu Wang et al. en 2009 de l'université de Hong Kong [76]. Le capteur produit directement des signaux électriques selon la pression s'exerçant sur une fine membrane d'une épaisseur de 30 μm sur la paroi supérieure du microcanal. Le diamètre de cette couche fine en PDMS est d'environ 200 μm . Elle est traversée par un micropont à base d'un polymère composite Ag-PDMS. Qui peut être en réalité remplacé par d'autre composite sur la base des nanoparticules conductrices tel que noir de carbone (*Carbone Black*), nanotube de carbone (CNT), etc. Ce micropont directement collé sur cette fine membrane a une largeur de 20 μm et une hauteur de 25 μm Fig 4.8 Afin de revalider le concept de transduction de ce microcapteur de pression, nous avons mené plusieurs simulation en partant du modèle de base montré dans la figure 4.8. Une série de valeur de la pression en amont du microcanal, de vitesse moyenne débitante imposée, de dimension du microcanal ainsi qu'une série de fluide de type sanguin avec différentes viscosité et densité ont été simulée. La Figure 4.7(a) est un diagramme schématique de la conception du capteur de micropression. Il comporte

trois couches de PDMS formant un microcanal d'écoulement de dimension en section de $200 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$. La figure 4.7(b) montre son principe de fonctionnement. Lorsque la pression débitante P_1 en amont du microcanal provoque une pression sous la membrane égale à la pression extérieure, en générale la pression atmosphérique, le capteur de pression reste statique avec une résistance constante. Lorsque cette pression débitante P_2 provoque une augmentation de pression sous la membrane fine. La différence de pression tend à faire gonfler cette dernière et déformé le micropont piézorésistif et donc changer la résistance électrique du capteur. Il est à noter que l'explication donnée par les auteurs du travail de de l'équipe de Limu Wang et al. en 2009 [76] possède une analyse qui semblerait être biaisée sur le principe de fonctionnement présenté ci-dessus.

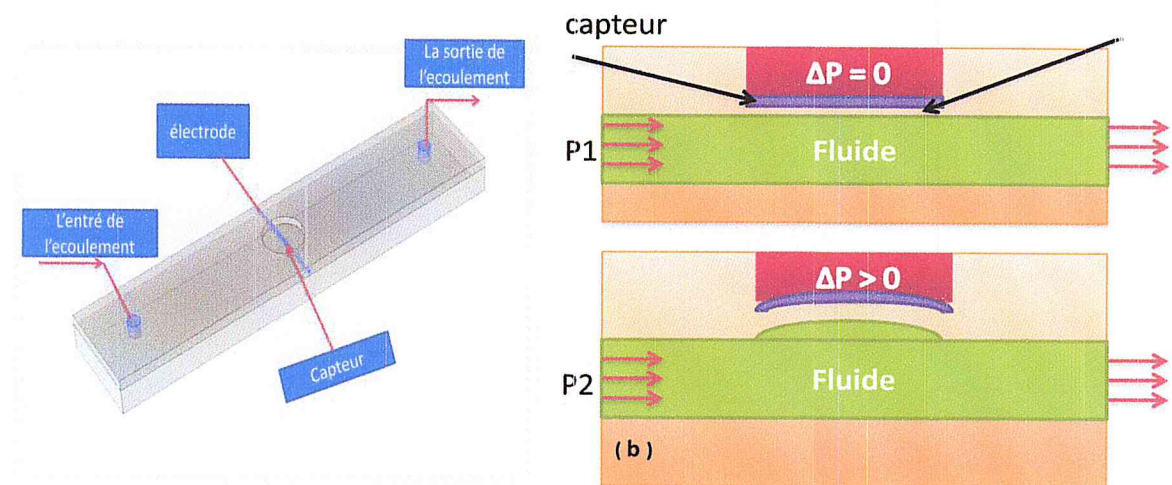


Figure 4. 7: (a) Diagramme schématique du capteur de micropression. (b) Principe de fonctionnement du capteur de micropression.

Il est important de noter que le composant clé du capteur de micropression est une bande flexible en polymère piézorésistive fabriquée en composite conducteur Ag-PDMS. Cette bande d'une largeur de $20 \mu\text{m}$ et d'une épaisseur de $25 \mu\text{m}$ traverse toute la largeur du microcanal et peut arriver à une longueur de $600 \mu\text{m}$.

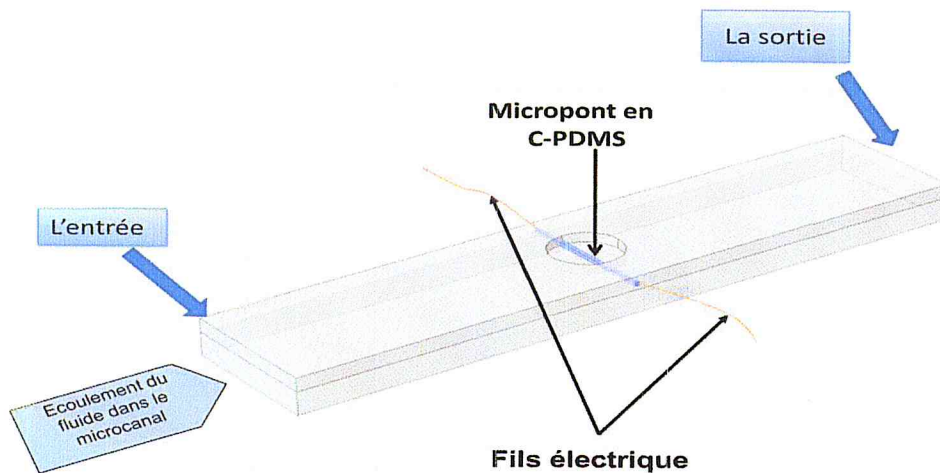


Figure 4. 8 : Capteur de pression microfluidique.

4.3.1 Résultat de simulation de la pression dans un microcanal

Comme on la déjà montré dans la figure 4.2 le profil de pression le long du microcanal suit une décroissance linéaire. Une petite déformation dans ce profil peut être causé par l'obstacle formé par le micropont placé dans son milieu. Cette obstacle cause un étranglement sur l'écoulement du fluide visible (Fig. 4.4) par une surpression en amont (bord d'attaque point A Fig. 4.4) par rapport à la décroissance linéaire ainsi qu'une dépression en aval du micropont (bord de fuite point B Fig. 4.4).

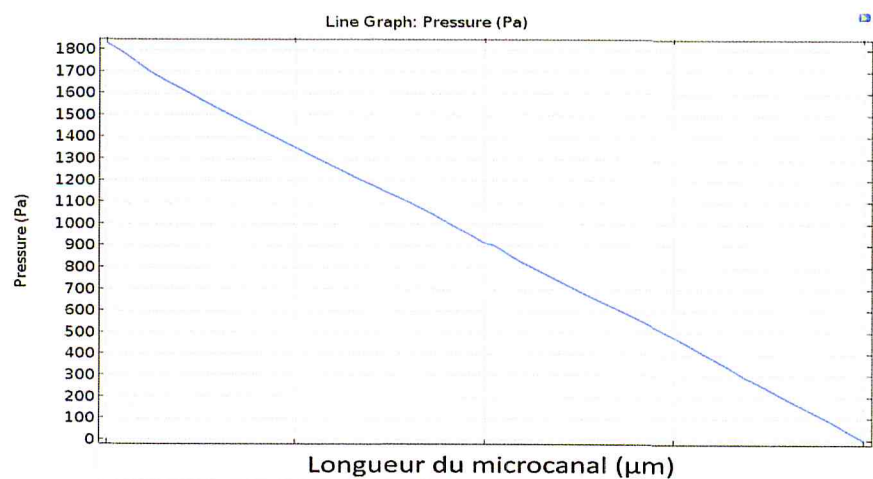


Figure 4. 9 : la pression on fonction de la longueur du microcanal.

Afin d'illustrer les simulations des différents capteurs de pression étudié selon la dimension et le type de fluide sanguin, nous montrons dans la figure 4.10 la

variation de la résistance électrique du capteur de micropression en fonction de la pression directement appliquée par le fluide côté microcanal.

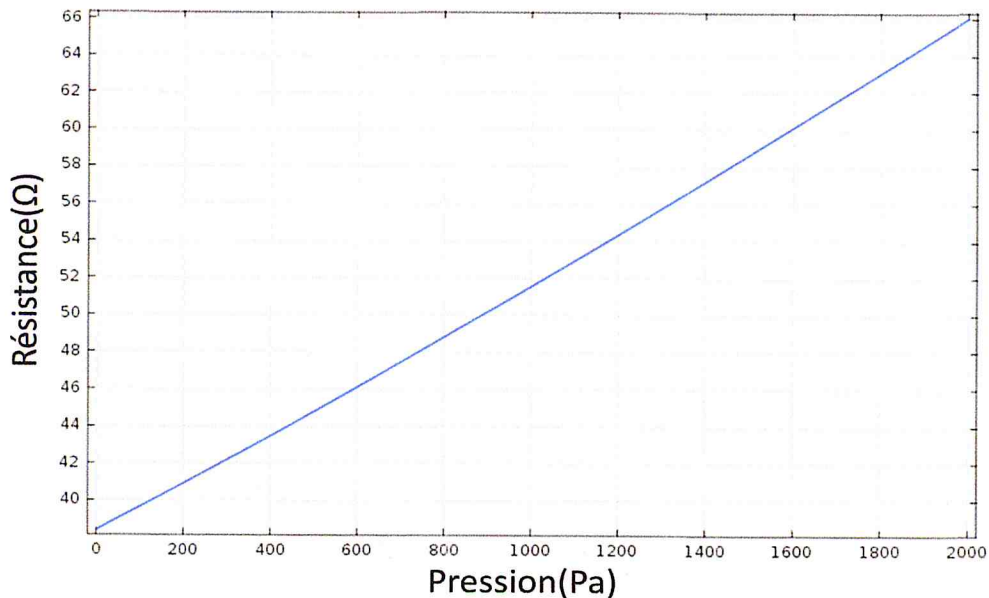


Figure 4. 10 : Réponse caractéristique du capteur de micropression.

La résistance électrique de l'élément de mesure augmente en fonction de la pression du fluide au milieu de la longueur de ce dernier.

Une dernière remarque devra être donnée concernant le temps de calcul. En effet, le temps de calcul est très grand; une simple simulation prends en générale jusqu'à 24 heures. Lorsque on fait des simulation en variant plusieurs paramètres, très rapidement le temps deviens très grand par rapport au temps de ce travail de master. Nous avons parfois due sacrifier sur l'aspect précision en abaissant le maillage pour gagner en temps de calcul. Nous avons utilisé de simple PC de bureau équipé de processeur *intel* I7 avec des RAM de 16 Go.

4.4 Simulation d'un écoulement d'un fluide sanguin en fonction de sa viscosité dans un microcanal

4.4.1 Résultat de simulation d'un écoulement dans un microcanal à section rectangulaire :

Avant de traiter des résultats de simulation, il est important que nous n'avons pas traiter du sang en tant que fluide biphase ou multiphasique. Nous

simulons un fluide monophasique ayant les mêmes propriétés de densité et de viscosité que du sang. C'est dans ce contexte, que nous avons utilisé la dénomination : fluide sanguin. Ceci afin de simplifier notre approche et alléger les procédures de simulation et de ce concentrer sur la validation des procédés de mesure de la viscosité et de la vitesse moyenne du fluide dans le microcanal.

Tableau 4. 1 : Propriété importante du fluide sanguin utilisé dans nos simulations.

Viscosity du sang μ (Pa*s)	La masse volumique ρ (kg/m ³)
0.004	1056
0.006	1058
0.012	1060
0.016	1062
0.025	1066

Le tableau 4.1: donne les différentes valeurs des principaux paramètres du fluide sanguin utilisé dans nos simulations. Ainsi la masse volumique ρ varie de 1056 kg/m³ à 1066 kg/m³ et la viscosité μ de 0.004 Pa.s à 0.025 Pa.s. Ces valeurs ont été trouvées dans la littérature [78] et caractérisent en générale la plage de variation des caractéristiques hémodynamiques du sang.

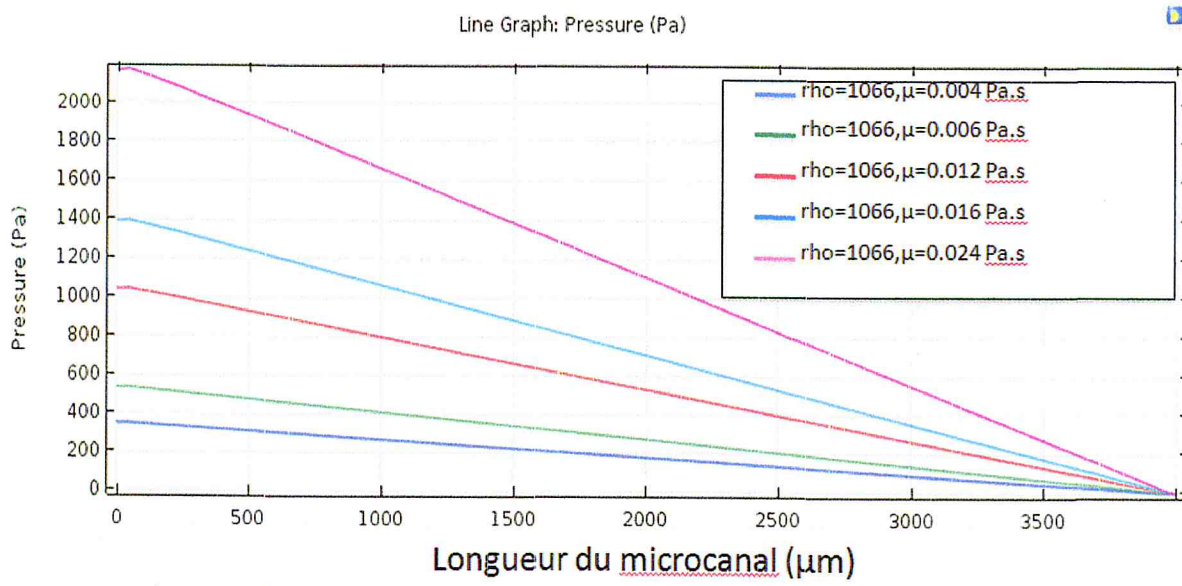


Figure 4. 11: Le profil du champ de pression simulé le long du microcanal.

La figure 4.11 montre la réduction de la pression le long du microcanal pour plusieurs valeurs de la viscosité. La masse volumique n'affecte pas la courbe du profil de pression le long du microcanal.

L'interprétation physique de ce résultat est simple : lorsqu'un liquide visqueux s'écoule dans un microcanal la pression diminue au fur et à mesure de son écoulement par l'effet de la perte de charge due à la viscosité. En sortie du microcanal la pression devient nulle car nous avons imposé une pression de sortie nulle. Etant donné que cette perte de charge est due à la viscosité, plus le fluide est visqueux plus sa pente augmente (Fig. 4.11).

Ceci est bien résumé dans la figure 4.12 calculée à partir de la figure 4.11 qui montre que la pression en milieu du microcanal augmente lorsque la viscosité augmente.

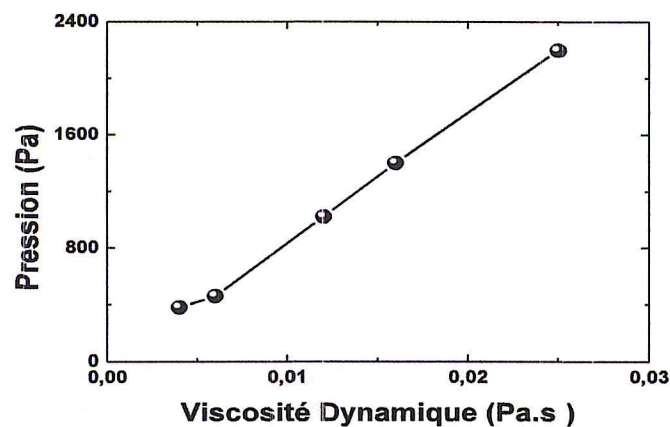


Figure 4. 12: Augmentation de la pression en milieu du microcanal en fonction de la viscosité pour un débit imposé à l'entrée constant.

La valeur de la dérivée dp/dx de ce profil de pression ou gradient de pression le long du microcanal représenté par l'axe Ox est constante et est négative comme montré clairement dans la figure 4.13. Les petite fluctuation de cette dérivée sont simplement due à un maillage pas très fin pour gagner en temps de calcul.

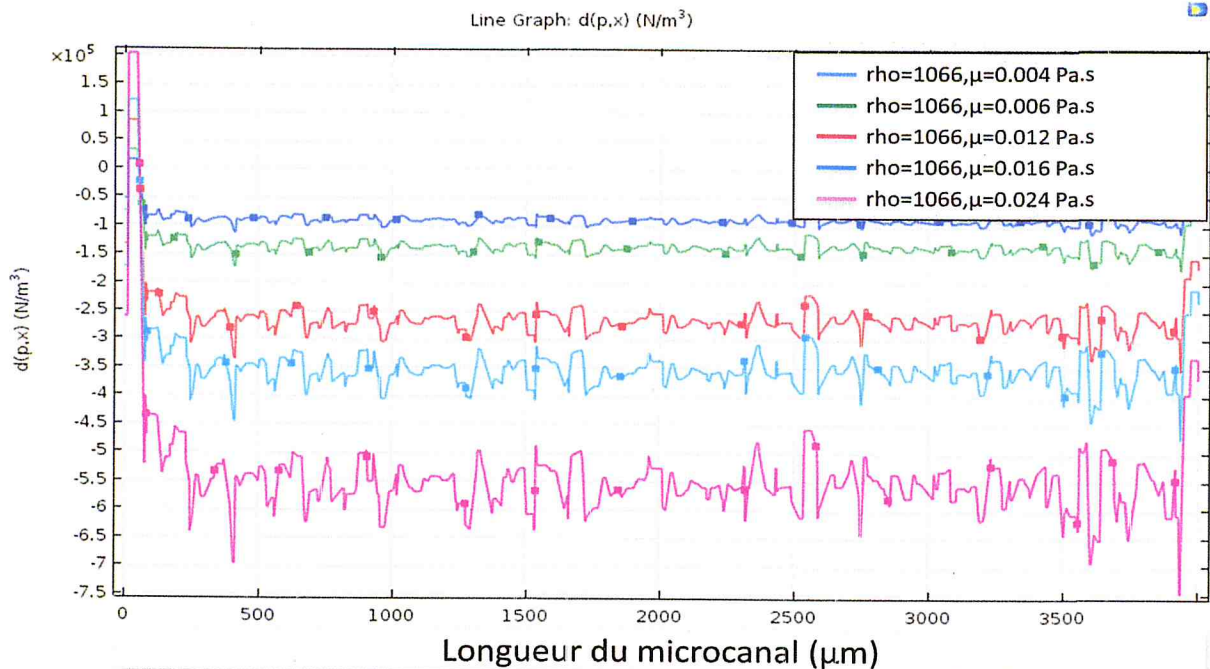


Figure 4. 13: Le gradient de la pression constant simulée le long du canal pour différente viscosité du fluide sanguin.

Plus le fluide sanguin est visqueux plus la valeur de ce gradient est plus négative (donc plus grande en valeur absolue). Ainsi il est clair que la viscosité affecte le gradient de pression le long du microcanal et on peut utiliser cette valeur du gradient afin d'essayer d'arriver à estimer notre valeur cible qui est la viscosité. Avant d'aller plus en avant, nous avons préféré assoir notre analyse sur un modèle simple et valide dans l'étude de la dynamique des fluide. Le modèle de Poiseuille bien qu'il concerne des canalisations de type cylindrique, difficilement adaptable technologiquement en microfluidique, apporte une approche analytique simple permettant de bien analyser notre approche.

4.4.2 Simulation d'un écoulement de Poiseuille dans un microcanal cylindrique

La structure but de notre simulation est montrée dans la figure 4.14. Donc c'est un microcanal de section circulaire appelé communément microcanal cylindrique. L'écoulement est imposé dans notre modèle à l'entrée circulaire à droite avec une vitesse débitante connue et une sortie dans la partie circulaire à gauche avec une pression de sortie nulle.

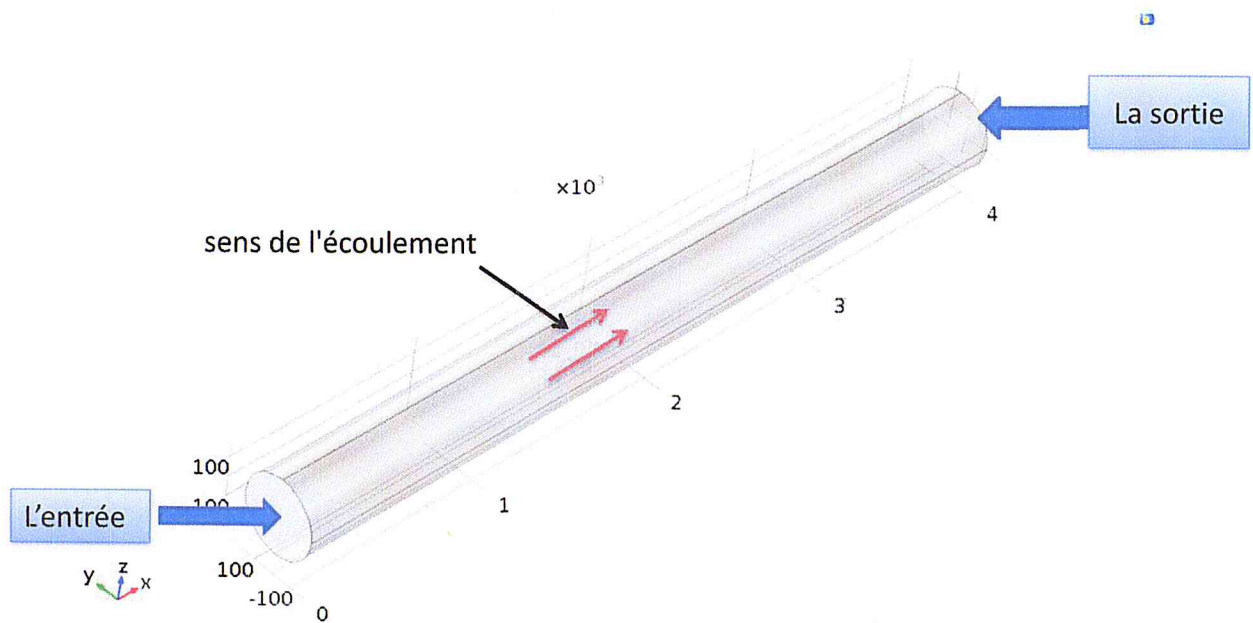


Figure 4. 14: Géométrie du microcanal cylindrique pour la simulation d'un écoulement de Poiseuille.

La loi de Hagen-Poiseuille a été établie pour une conduite cylindrique ou circulaire pleinement occupée par le fluide. Dans le cas de microcanaux de section rectangulaire, elle reste utilisable sous réserve de substituer le diamètre de la conduite D par le diamètre hydraulique D_H défini comme 4 fois le rapport de l'aire de la section de la conduite au périmètre mouillé (généralement dans un microcanal rectangulaire c'est directement le périmètre $2w+2h$). Pour déterminer la section de la conduite au périmètre mouillé, on peut utiliser alors l'expression suivante [68, 69] :

$$D_H = \frac{4 \times \text{section droite du canal}}{\text{périmètre mouillé}} \quad (4.1)$$

Ainsi en partant des dimensions de notre microcanal à section rectangulaire et en calculant la section de la conduite au périmètre mouillé, nous sommes arrivés à une valeur du rayon équivalent de la section circulaire ($D_H/2$) de $186.7 \mu\text{m}$. Nous avons pris une longueur de microcanal de $4000 \mu\text{m}$.

4.5.3 Modèle analytique de l'écoulement de Poiseuille dans un microcanal cylindrique

En appliquant l'équation constitutive d'un fluide newtonien incompressible qui est décrite par l'équation de Navier-Stokes donnée ainsi :

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} = -\rho \vec{u} \vec{\nabla} \vec{u} - \vec{\nabla} p + \mu \Delta \vec{u} \quad (4.2)$$

Notre modèle est stationnaire cela implique que la vitesse ne varie pas en fonction du temps. Ainsi la dérivée de la vitesse est nulle. Si nous ajoutons le fait que l'écoulement se fait dans la direction de l'axe Ox alors le gradient de pression est toujours nul sauf dans la direction de l'axe Ox. La relation (4.2) se simplifie et devient sous la forme suivante :

$$\frac{\partial^2 u}{\partial y^2} = \frac{1}{\mu} \frac{\partial p}{\partial x} \quad (4.3)$$

Etant donnée que l'écoulement est laminaire et que le fluide est Newtonien, le gradient de pression est alors constant donc :

$$\frac{\partial p}{\partial x} = \text{cte} \quad (4.4)$$

C'est l'équation de Poiseuille qui peut se résoudre selon la géométrie du canal ici la résolution est donnée pour une canalisation circulaire de rayon R figure 4.15, le profil de l'écoulement est de nature parabolique. La vitesse (v_{max}) de ce profil dépend directement de la pression appliquée et de la valeur de la viscosité du fluide :

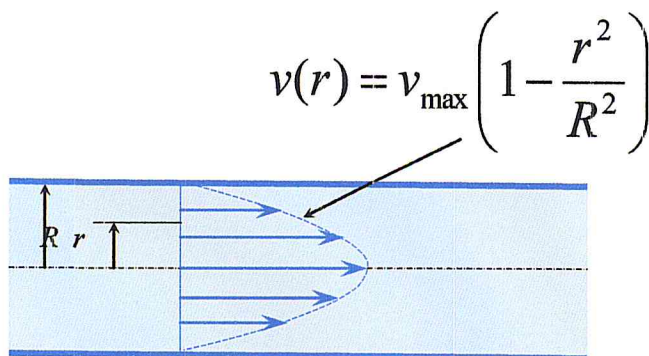


Figure 4. 15: Résolution de l'équation de Poiseuille dans le cas d'une canalisation circulaire.

Il y a un comportement linéaire entre la différence de pression ΔP et le débit Q au sein du canal. Dans le cas d'un canal circulaire, on obtient classiquement

$$D_v = \int_0^R v_z 2\pi r dr = \frac{\pi \Delta P R^4}{8\eta L} \quad (4.5)$$

Soit la relation entre le débit et la différence de pression appliquée : entre le débit et la différence de pression appliquée :

$$D_v = \frac{\pi R^4}{8\eta L} (p_1 - p_2) \quad (4.6)$$

La différence de pression $\Delta p = p_1 - p_2$ est le moteur de l'écoulement. Elle est donc proportionnelle au débit volumique et est exprimée par la loi Hagen-Poiseuille :

$$\Delta p = \frac{8\eta L}{\pi R^4} D_v \quad (4.7)$$

$$D_v = U_{moy} S \quad (4.8)$$

$$\Delta p = \frac{8\eta L}{\pi R^4} U_{moy} S \quad (4.9)$$

$$\Delta p = f(\mu, U_{moy}) \quad (4.10)$$

En conclusion, la relation (4.10) montre que l'expression du gradient de pression peut être généralisé comme une fonction à deux variables : la viscosité μ et la vitesse moyenne débitante U_{moy} du fluide. Cette fonction peut être représentée graphiquement sous la forme d'une surface en 3D avec l'axe Ox représentant μ , l'axe Oy représentant U_{moy} et l'axe Oz représentant Δp comme indiqué dans la figure 4.16.

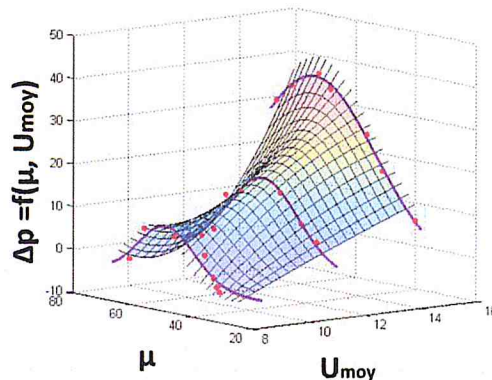


Figure 4. 16: Représentation graphique de la fonction $\Delta p = f(\mu, U_{moy})$.

La figure 4.17 montre l'évolution de la pression simulée d'un fluide sanguin le long de microcanal cylindrique. Son comportement est typiquement linéaire comme le prédisait le modèle analytique.

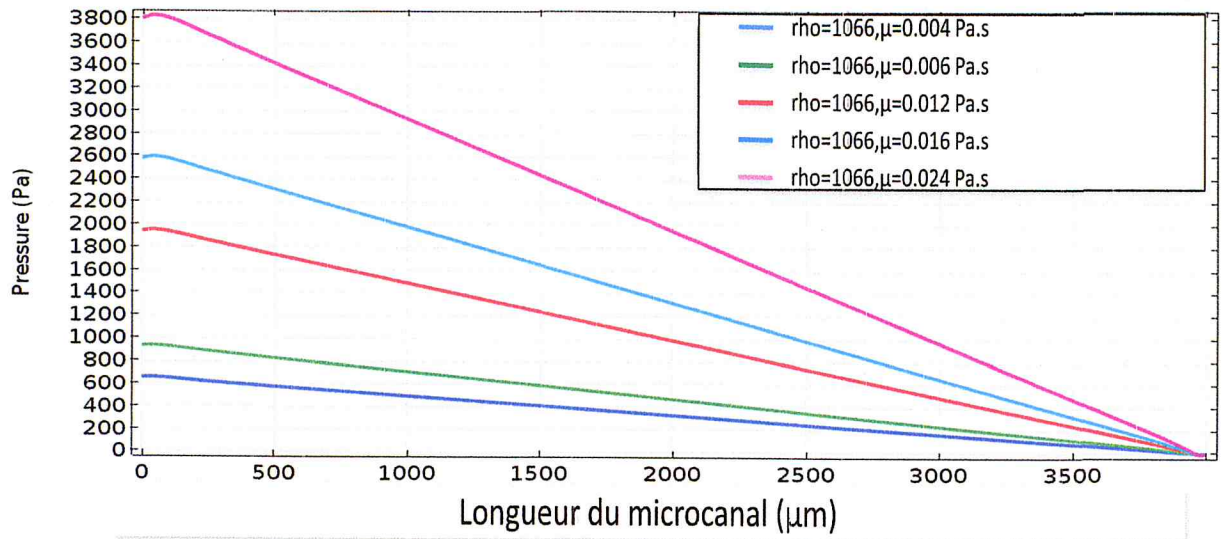


Figure 4. 17: Profil de la pression simulée pour un écoulement de Poiseuille le long d'un microcanal pour un fluide sanguin pour plusieurs viscosité.

Nous montrons dans la figure 4.18 l'évolution du gradient de pression le long du microcanal pour un écoulement de Poiseuille. Si on compare ces résultats avec le cas d'un microcanal rectangulaire, on a un comportement similaire.

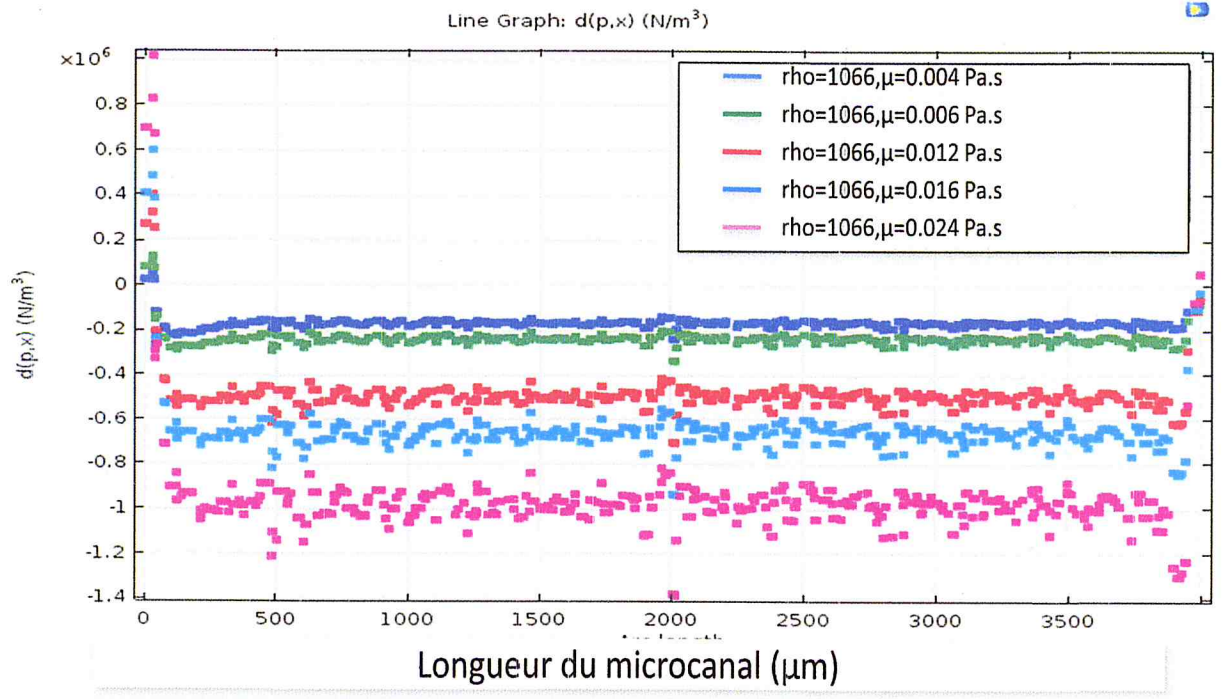


Figure 4. 18: Le gradient de la pression simulée pour un écoulement de Poiseuille le long du microcanal.

4.5.4 : Mesure du couple vitesse d'écoulement et viscosité pour un fluide sanguin

La figure 4.19 représente le modèle du système de mesure des deux grandeurs Δp et δ . En effet, deux microcapteurs de pression à membrane seront placés à une distance bien connue et surtout loin des perturbations de l'obstacle formé par le micropont. a) et (b) étudier le déplacement du micropont en fonction de longueur de microcanal pour plusieurs viscosité et vitesse le déplacement augmente pour chaque augmentation de viscosité et de vitesse.

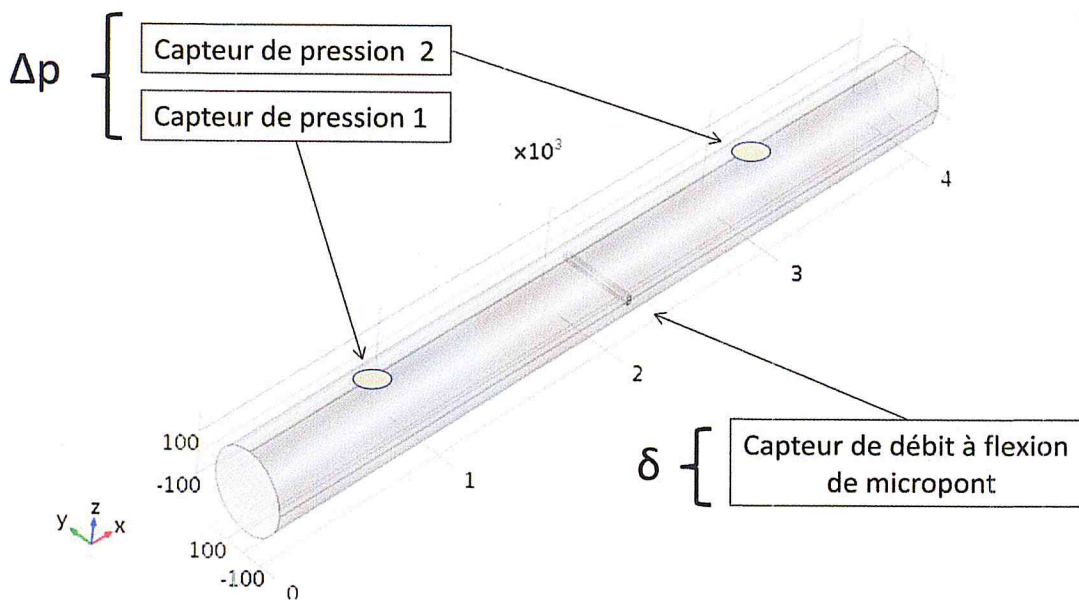


Figure 4. 19: Modèle géométrique afin de mesurer le gradient de pression Δp et la flèche δ du micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide sanguin dans le microcanal cylindrique.

Afin de bien comprendre l'effet des frottements visqueux sur la déflexion du micropont en tant que capteur de débit lors de l'écoulement dans le microcanal, une série importante de simulation ont été menées. Où nous avons fait varier plusieurs paramètres géométriques tels que la largeur, hauteur et même longueur du microcanal. Ainsi que des paramètres physiques du fluide sanguin tel que sa masse volumique ρ et sa viscosité μ . Nous avons mis dans la figure 4.20 afin d'illustrer cette étude la déformé du micropont en fonction de la viscosité du fluide sanguin pour deux largeur du microcanal.

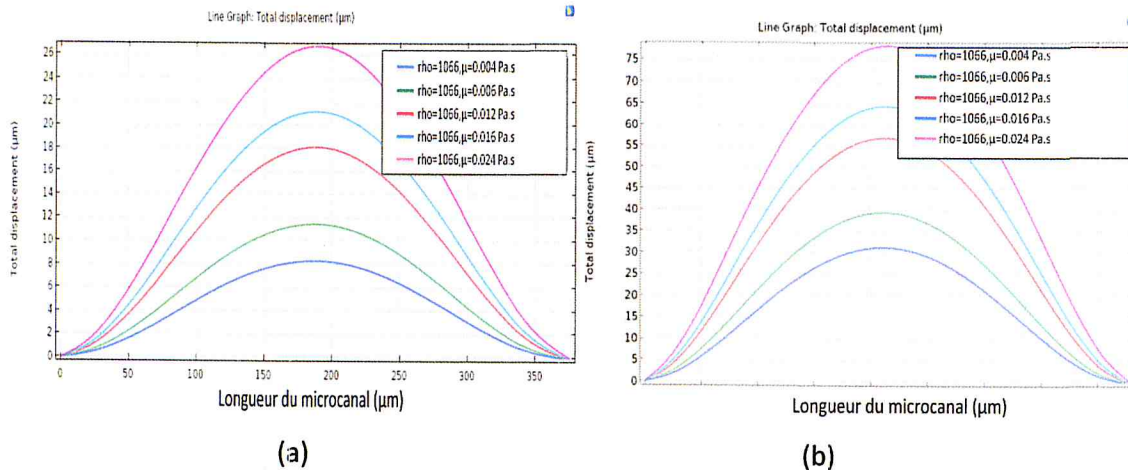


Figure 4. 20:(a) le déplacement du micropont sur une surface cylindrique pour déférant viscosité et vitesse (b) sur une surface rectangulaire.

Nous sommes arrivés à ce que la déflexion du micropont est causée par l'effet de l'écoulement (frottement visqueux) à travers sa viscosité sur les surface latérales du micropont (surface supérieure et inférieure). L'effet de la déflexion peut être résumé par la valeur de la flèche δ qui représente le maximum de la déformation du micropont sous l'effet de cette écoulement. Cette flèche δ est une fonction (notée g pour fixer les idées) de la viscosité et de la vitesse débitante de l'écoulement dans le microcanal :

$$\Delta p = g(\mu, U_{moy}) \quad (4.11)$$

En conclusion, la relation (4.11) montre que l'expression de la flèche δ peut être généralisé comme une fonction à deux variables : la viscosité μ et la vitesse moyenne débitante U_{moy} du fluide. Cette fonction peut être représentée graphiquement sous la forme d'une surface en 3D avec l'axe Ox représentant μ , l'axe Oy représentant U_{moy} et l'axe Oz représentant δ comme indiqué dans la figure 4.21bisbis.

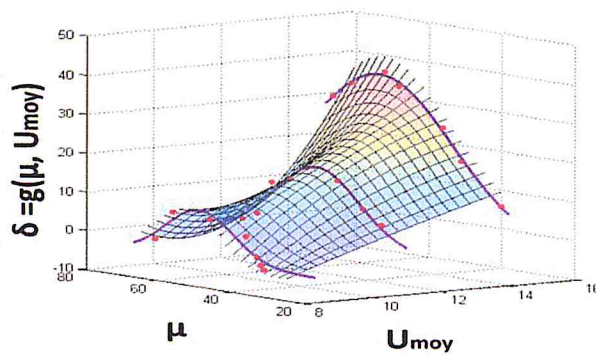


Figure 4. 21: Représentation graphique de la fonction $\delta = g(\mu, U_{moy})$.

Donc pour construire ces deux fonction donnant Δp et δ en fonction de la viscosité et de la vitesse d'écoulement moyenne, une série de simulation a été menée. La figure 4.22(a) et respectivement 4.22(b) donne les résultats de simulation donnant respectivement la flèche δ et le gradient de pression Δp . Ceci en fonction de la viscosité du fluide sanguin et paramétré par la valeur de la vitesse d'écoulement moyen du fluide .

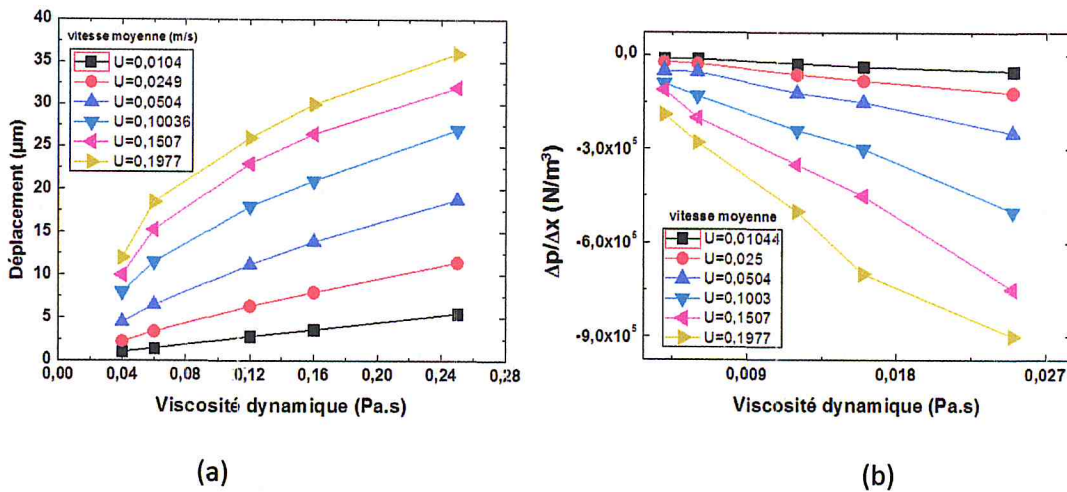
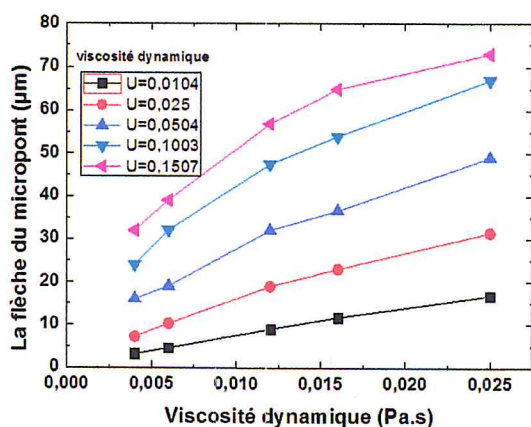
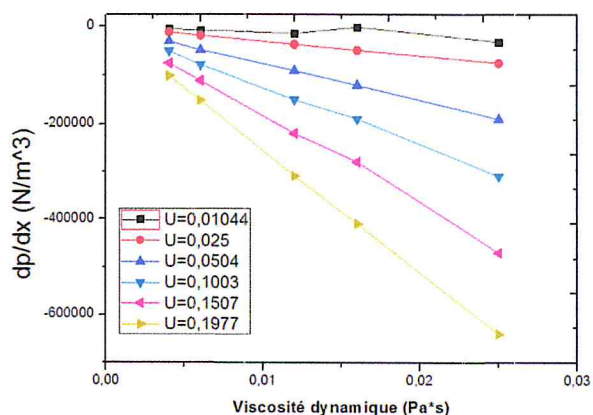


Figure 4. 22: Résultat de simulation (a) de la valeur de la flèche du micropont δ du micropont et (b) du gradient de pression (dp/dx) pour plusieurs valeurs de la vitesse moyenne pour un microcanal cylindrique.

D'une autre façon, la figure 4.23(a) et respectivement 4.23(b) donne les résultats de simulation donnant respectivement la flèche δ et le gradient de pression Δp . Ceci en fonction de la viscosité du fluide sanguin et paramétré par la valeur de la vitesse d'écoulement moyen du fluide mais dans le cas d'un microcanal à section rectangulaire.



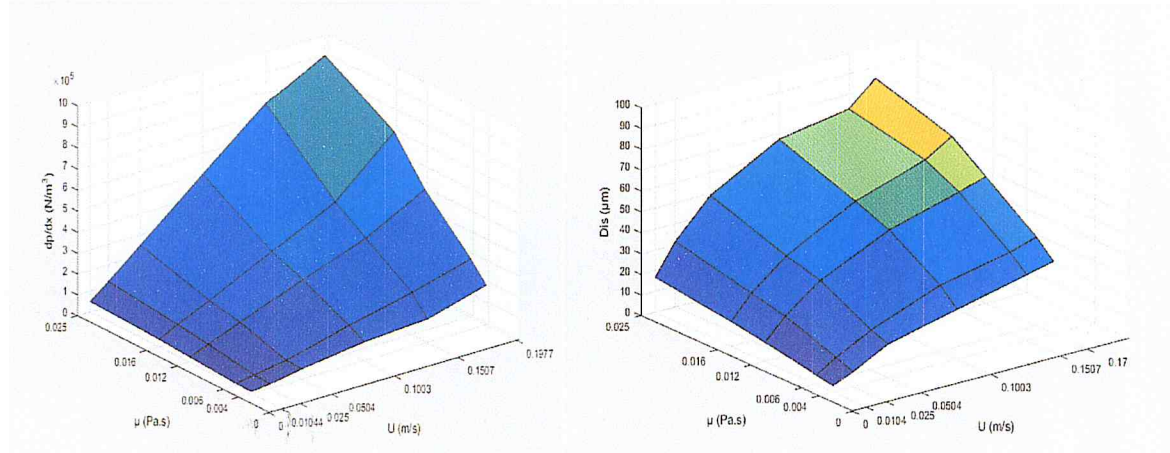
(a)



(b)

Figure 4. 23 : Résultat de simulation (a) de la valeur de la flèche du microport δ du microport et (b) du gradient de pression (dp/dx) pour plusieurs valeurs de la vitesse moyenne pour un microcanal rectangulaire.

La comparaison entre ces deux figure montre le même type de comportement même si la forme du microcanal n'est pas du tout la même.



(a)

(b)

Figure 4. 24: Représentation graphique des deux fonction : (a) $\Delta p=f(\mu, U_{moy})$ donnant le gradient de pression et (b) $\delta=g(\mu, U_{moy})$ donnant la flèche de la déformé du microport sous l'effet de l'écoulement dans le microcanal.

Toute ces courbes sont résumées dans la figure 4.24(a) et (b). On y voit une représentation 3D donnant une surface exprimant la variation du gradient de pression Δp (Fig. 4.24(a)) et une deuxième surface exprimant la variation de la flèche de la déformée du microport δ (Fig. 4.22(b)).

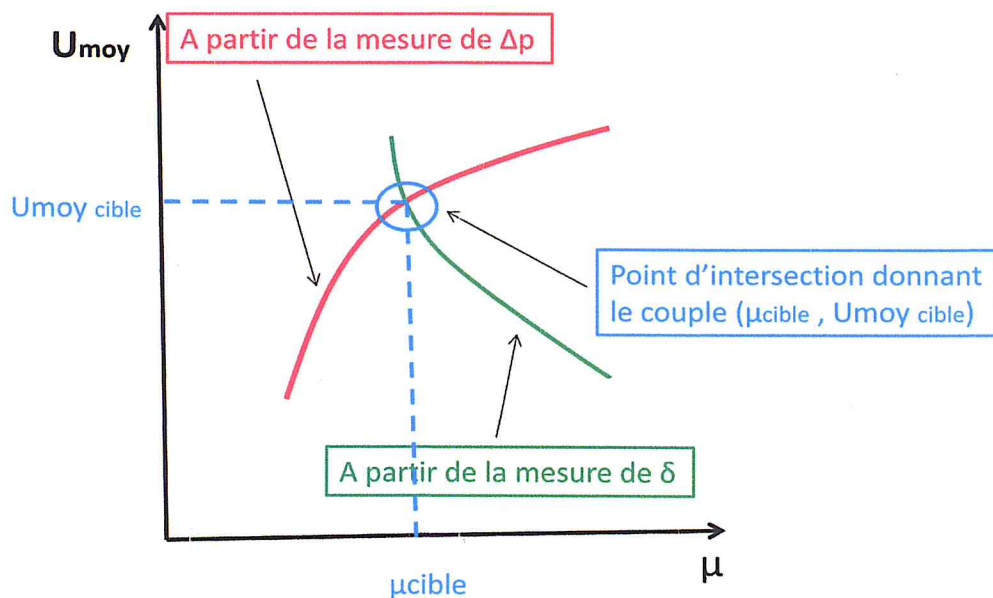


Figure 4. 25: Méthode de détermination du bon couple de valeur cible mesuré (μ_{cible} , $U_{moycible}$) à partir des mesures précédentes.

La figure 4.25 montre qu'on faisant sur un même graphe une projection des courbes à δ constant (courbe en rouge Fig. 4.25) et à Δp constant (courbe en vert Fig. 4.25) on pourra arriver au couple mesuré (μ_{cible} , $U_{moycible}$).

4.6 Proposition d'un dispositif microfluidique original pour la mesure la viscosité

A partir de les résultats précédant, on propose un nouveaux dispositif qui permet de mesurer la viscosité et la vitesse d'écoulement. En effet dans les dispositifs microfluidique, il est souvent difficile de contrôler avec précision les vitesses d'écoulement du fluide dans les microcanaux. Notre approche permet d'outrepasser cette difficulté et obtenir directement le couple (μ , U_{moy}).

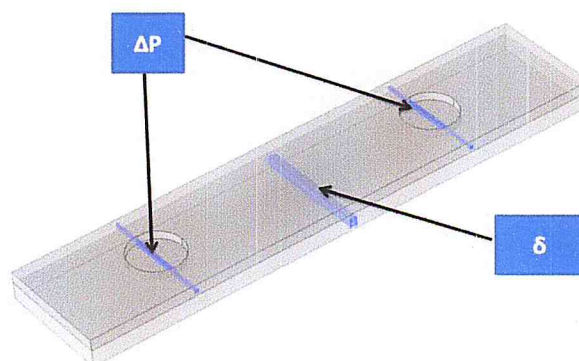


Figure 4. 26: Le dispositif microfluidique proposé pour la mesure de la viscosité et de la vitesse d'écoulement dans le microcanal.

Notre dispositif sera fabriqué par la méthode de microfabrication dite "*Soft Lithography*" et d'utiliser totalement que du PDMS comme indiqué dans la figure 4.26.

4.7 Conclusion

Nous avons montré dans ce chapitre les principaux résultats de nos simulations sur les écoulements d'un fluide sanguin dans des microcanaux. L'utilisation de microcanaux cylindrique bien qu'il est très difficile de le réaliser par des méthodes simple de microfabrication a été abordé surtout par soucis partir sur une approche physique simple analytique représenté par le modèle de l'écoulement de Poiseuille. Par la suite, et en partant de conception préexistante en ce qui concerne le capteur de débit [62] et le capteur de micropression [76], nous avons proposer une idée originale de mesure de la valeur de la viscosité et de la vitesse moyenne.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion général

Dans ce travail, nous avons étudié divers aspects de la microfluidique touchant à la modélisation, la simulation par éléments finis (*FEM*) et la conception d'un microcapteur de pression intégrable directement dans un microcanal. Il s'agit de trouver une réponse à un besoin de miniaturisation, d'intégration avancée et de biocompatibilité nécessaire pour les systèmes microfluidiques axés autour des applications biologiques et médicales (*BioMEMS* et *LOC*). Nous avons utilisé un matériau innovant qui est un polymère nanocomposite conducteur. De ce fait nous avons étudié et modélisé en plus les propriétés piézorésistives d'un polymère nanocomposite C-PDMS afin de pouvoir l'utiliser comme élément sensible dans la conception du capteur de micropression sous la forme d'un micropont. En partant de modèle préexistant lors de travaux antérieurs, des simulations par la méthode des éléments finis ont été effectuées pour valider la modélisation du comportement de deux types de capteur en condition de fonctionnement prenant en compte les phénomènes d'écoulement du fluide dans le microcanal et l'interaction fluide-structure avec le micropont pour la mesure de débit et une micromembrane pour la mesure de la pression. Nous nous sommes concentrés sur un fluide sanguin afin de pouvoir proposer un système de mesure innovant et original pour pouvoir mesurer la viscosité et la vitesse d'écoulement. Ces deux paramètres pourront être directement convertis en signal électrique afin d'être traités par une intelligence embarquée. Cette application pourrait ouvrir un horizon très prometteur afin de soulager des malades en temps réel.

Au cours de ce manuscrit de mémoire, nous avons abordé divers aspects de la microfluidique touchant à la modélisation, la simulation et la conception d'un microcapteur de pression intégrable directement dans un microcanal. Il s'agit de trouver une réponse à un besoin de miniaturisation visant des produits portables et implantables avec une intégration avancée dans le vivant et de biocompatibilité nécessaire aux systèmes microfluidiques à faible coût donc jetables.

Étant donné que les applications phares de la microfluidique sont l'analyse biomédicale et même les systèmes de médication automatique *in vivo*, la biocompatibilité des matériaux devient nécessaire. La raison pour laquelle, notre choix s'est porté principalement sur le PolyDiMethylSiloxane ou PDMS. Ce matériau de référence peut être chargé avec des nanoparticules d'argent ou de carbone qui peuvent

rendre ces polymères nanocomposites piézorésistives même à faible concentration. La possibilité d'avoir une lecture en temps réel de la valeur du débit et de la pression dans un microcanal à travers un signal électrique est d'un apport crucial pour le développement de microcapteur biomems et de dispositifs laboratoire sur puce (LOC).

L'utilisation d'un signal électrique ouvre les portes de l'interfaçage d'une intelligence de traitement à travers une électronique adaptée.

Nous avons présenté dans ce travail d'abord les résultats de simulation de l'écoulement laminaire d'un fluide Newtonien dans un microcanal à section rectangulaire suivi des résultats de simulation de l'interaction fluide-structure (FSI) d'un obstacle se trouvant dans un microcanal. Cet obstacle n'est autre qu'un micropont se fléchissant sous l'effet de l'écoulement et servant ainsi de capteur de débit. Bien que ce travail soit directement issu de travaux antérieur, ceci nous a permis d'apprendre et de maîtriser ce domaine de la modélisation multiphysique [62][76].

Par la suite, en partant d'un travail antérieur [76] nous avons présenté les résultats de simulation d'un capteur de pression directement dans le microcanal qui est entièrement intégré dans le polydiméthylsiloxane (PDMS). Ceci nous permettra de finaliser notre étude sur l'écoulement d'un fluide sanguin pour différentes valeurs de la viscosité. L'objectif opérationnel de ce capteur est de pouvoir mesurer la pression et convertir cette valeur en une grandeur électrique exploitable. Le microcapteur de pression est basé sur un micropont en C-PDMS directement intégré dans un microcanal. Le micropont en C-PDMS joue le rôle d'élément sensible de telle façon que toute contrainte mécanique est directement convertie en un signal électrique en utilisant les propriétés piézorésistives de ce micropont.

Une analyse du comportement de ce fluide avec un capteur de débit et un capteur de pression, nous a permis de proposer une nouvelle méthode originale de mesure du couple viscosité et vitesse débitante moyenne pour des fluides sanguins.

Dans la suite de ce travail, nous prévoyons de pousser l'exploration sur l'aspect conception à d'autres polymères tels que PUMA, PMMA, etc... Ainsi sur la possibilité d'améliorer la sensibilité vers d'autres fluides. L'étape à venir sera la réalisation d'un prototype expérimental de ce microcapteur de débit afin de procéder à sa caractérisation et sa validation finale pour son utilisation. Un effort dans

l'intégration du système de mesure complet avec une équipe de système embarqué permettra de proposer rapidement un système complet à proposer à des industriels et pouvoir rapidement soulager des malades.

D'immenses perspectives dans le domaine des dispositifs et capteurs directement implantables dans le vivant deviennent ainsi possibles. La capacité d'analyser et surtout de prendre des décisions grâce à une intelligence embarquée à base de microprocesseurs couplés aux capteurs, rend ces systèmes très autonomes à faible coût de production. Parfois avec peu de moyen, une feuille et un crayon, des principes simple de physique appliquée, nous pouvons arriver à des solutions inattendues en efficacité. Au lieu, d'aller vers des investissements incertains et lourds sans aucun retour à court terme !

- [1] Benoit.C. "Modélisation de fautes et conception en vue de test structurel des micros systèmes", thèse de doctorat. Institut national polytechnique de Grenoble. 2001.
- [2] Raul. B, "Techniques de conception des circuits intégrés analogiques pour les applications en haute température, en technologies sur substrat de silicium", thèse de Doctorat, Institut national polytechnique de Grenoble soutenue. 1999.
- [3] Tounsi. F, "Microphone électrodynamique MEMS en technologie CMOS: étude, modélisation et réalisation", thèse de doctorat. Institut Polytechnique de Grenoble. 2010.
- [4] Härtl, A., J. Franz et R. Vogt Application of an electronic accelerometer for a single point sensing airbag electronic control unit Sensors Expo Proc. Chicago, IL, USA 204.
- [5] Fan, L.-S., Y.-C. Tai et R. S. Muller (1988). IC-processed electrostatic micro-motors, Electron Devices Meeting. Electron Devices Meeting, IEDM '88. San Francisco, CA, USA, USA Technical Digest., International 666-669.
- [6] Emerging MEMS Technologies & Markets - Rapport 2010 - source YOLE.
- [7] Alain Foucaran « Cours Capteurs Et Microsystemes » Université Montpellier II.
- [8] G.A .ardila . Rodriguez,thèse de Doctorat,Université de toulouse (2008).
- [9] T.K. Porsin-sirirak. S.W. Lee. H. Nassef. J. Grasmeyer. Y.C. Tat CM Cho. and M. Keeanoo.
- [10] A. Hard. J.ranz andRVoax Sensors Expo Proc. Chicago. П.. USA (1-3 Oct 1991) 204.
- [11] Y.Sum and .Y.C.KWOK,Amalchim Acta. 556 (1) (2006) 80.
- [12] P. Laval. J. B. Salmon. M. Joanicot. Journal of Crystal Growth. 303 (2007) 622.
- [13] ME MoonwdL SPIE (2005).
- [14] Adams T. M., Layton R. A., " Introductory MEMS: Fabrication and Applications",Springer New York Dordrecht Heidelberg, London, (2010), DOI: 10.1007/978-0-387-09511-0.
- [15] S.Bendib, « contribution à l'étude de la fluidique dans les microsystèmes » thèse de doctorat ENS de Cachan.2003.

- [16] diderot.fr/~carton/Enseignement/Architecture/Cours/Production/https://www.irif.u-niv-paris-
- [17] Christophe. M. "Caractérisation de micro transducteurs de pression à haute performances intégrés sur silicium", thèse de doctorat. Institut national des sciences appliquées de Lyon, 1998.
- [18] Olivier Français « Capteurs et électronique associée (partie II : acquisition des données) » 2000.
- [19] Folch, Albert (2013). *Introduction to bio-MEMS*. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-1-4398-1839-8.
- [20] Manz, A.; Graber, N.; Widmer, H.M. (1990). "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing". *Sensors and Actuators B: Chemical*.
- [21] Manz, A.; Graber, N.; Widmer, H.M. (1990). "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing". *Sensors and Actuators B: Chemical*.
- [22] Fodor, S.; Read, J.; Pirrung, M.; Stryer, L.; Lu, A.; Solas, D (1991). "Light-directed, spatially addressable parallel chemical synthesis". *Science*. 251 (4995): 767–773.
- [23] Henry, Sebastien; McAllister, Devin V.; Allen, Mark G.; Prausnitz, Mark R. (1998).
- [24] Kopp, M. U.; de Mello, A. J.; Manz, A. (1998). "Chemical Amplification: Continuous-Flow PCR on a Chip". *Science*. 280 (5366): 1046–1048.
- [25] Takayama, S.; McDonald, J. C.; Ostuni, E.; Liang, M. N.; Kenis, P. J. A.; Ismagilov, R. F.; Whitesides, G. M. (1999). "Patterning cells and their environments using multiple laminar fluid flows in capillary networks". *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*.
- [26] Steven S. Saliternan (2006). *Fundamentals of bio-MEMS and medical microdevices*. Bellingham, Wash., USA: SPIE—The International Society for Optical Engineering. ISBN 0-8194-5977-1
- [27] Fabrication et fonctionnalisation de BioMEMS par plasma froid pour l'analyse de la biocatalyse en spectroscopie TeraHertz, Abdenour ABBAS, 2009.

- [28] RASCHID BASHIR "BioMEMS: state-of-the-art in detection, opportunities and prospects". *Advanced Drug Delivery Reviews*, Volume 56, n°11, 22 September 2004, Pages 1565-1586.
- [29] "Une pharmacie dans la bouche", *Ca M'INTÉRESSE*, Février 2007, n°312.
- [30] Y. XIA, G.M. WHITESIDES. "Soft lithography", *Annual Review of Materials Science*, vol. 28 (1), August, 1998, pp. 153-184.
- [31] D.J. MOONEY, A.G. MIKOS.
"Growing new organs", *Scientific American*, 1999, vol. 280, no4, pp. 60-65.
- [32] DEBIOTECH <http://www.debiotech.com>
- [33] Jacobson S.C., Hergenroder R., Koutny L.B., Ramsey J.M., "High-speed Separations on a Microchip", *Anal. Chem.* 66 (1994), 1114-1118.
- [34] Manz A., Graber N., Widmer H.M., "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing", *Sensors and Actuators B* 1 (1990), 244-248
- [35] Lagally E.T., Simpson P.C., Mathies R.A., « monolithic integrated microfluidic DNA amplification and capillary electrophoresis analysis system », *Sensors and Actuators B* 63_(2000), 138-146. (2001), 102-107.
- [36] « La révolution des biopuces » CEA, Petit déjeuner de presse du 14 octobre (2002).
- [37] Nachamkin I., Panaro N.J., Li M., Ung H., Yuen P.K., Kricka L.J., Wilding P., "Agilent 2100 Bioanalyzer for Restriction Fragment Length Polymorphism Analysis of the *Campylobacter jejuni* Flagellin Gene" *Journal of Clinical Microbiology*, (2001), 754757.37] : "Une pharmacie dans la bouche", *Ca M'INTÉRESSE*, Février 2007, n°312.
- [38] Jamshaid T., Tenorio Neto E. T., Eissa M. M., Zine N., Kunita M. H., El-Salhi A. E., Elaissari A., "Magnetic particles: From preparation to lab-on-a-chip, biosensors, microsystems and microfluidics applications", *Trends in Analytical Chemistry*, (2015).
- [39] Pamme N., "Continuous flow separations in microfluidic devices", *Lab Chip*, 7, 2007, 1644-1659.
- [40] Gastrock G., Lemke K., Römer R., Howitz S., Bertram J., Hottenrott M., Metze J., "Protein-processing platform (3P) – A new concept for the characterization of cell cultures in the mL-scale using microfluidic components", *Engineering in Life Sciences*, vol. 8, (2008), 73-80.

- [41] Tchavtchavadze M. B., Perrier M., Jolicoeur M., "Small scale bioreactor platform for bioprocess optimisation", *Pharmaceutical Engineering*, vol. 27, (2007), 1-10.
- [42] Giannitsis A. T., "Microfabrication of biomedical lab-on-chip devices, A review", *Estonian Journal of Engineering*, vol. 17, n°. 2, (2011), 109-139.
- [43] Reyes D. R., Iossifidis D., Auroux P-A., Manz A., "Micro Total Analysis Systems. 1. Introduction, Theory, and Technology", *Analytical Chemistry*, vol. 74, (2002), 2623-2636.
- [44] Squires et Quake *Microfluidics : fluid physics at the nanoliter scale*
Review of Modern Physics 77 (2005) 977.
- [45] Thèse nicolas lorber acquisition de données en conditions non-conventionnelles par l'utilisation de gouttes comme microréacteurs de polymérisation dans un réseau millifluidique. l'université de bordeaux 1octobre 2011.
- [46] Y. Xia and G.M. Whitesides, *Angewandte Chemie International Edition*. 37 (1998) 551.
- [47] P. Aptel. P.Moulin. F. Quemeneur. les cahiers du CFM n°2. Coordinateurs, (avril 2002).
- [48] Annane K. extraction et transport des ions de cadmium (ii) par membranes d'affinités dans des dispositifs microfluidique. Thèse de doctorat. université deTizi – ouzou 2015.
- [49] W. A. Little, *Physica B C*. 110(1-3) (1982) 2001.
- [50] Kumara Guruparan G., Sathish M., Sankara Subramaniam N., Sorna Kumar T., "Design and Fabrication of Micro Channels for MEMS Applications", *Synthesis and Reactivity in Inorganic, Metal-Organic, and Nano-Metal Chemistry*, vol. 36, n° 2, (2006), 185-191.
- [51] Gaudet M., "Conception, réalisation et caractérisation des microcanaux pour les applications microfluidiques", Thèse doctorat, Université des sciences et technologies de Lille 1, France, (Novembre 2006).
- [52] Nivedita N., Papautsky I., "Sorting of blood in spiral microchannels", 16th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, Okinawa, Japan, (2012), 1687-1689.

- [53] Cindy H. Développement de méthodes thermiques pour la caractérisation de réactions chimiques en microfluidique. thèse de doctorats. universite bordeaux i 2009.
- [54] Abdelghani K. préparée à l'unité de recherche IETR, UMR 6164 Département Microélectronique et Microcapteurs UFR Informatique-Electronique. Thèse de doctorat. UNIVERSITÉ DE RENNES 1 2012.
- [55] W. A. Lirtie. Review of Scientific Instruments, 55(5) (1984) 661.
- [56] Huang S-B., Wu M-H., Lee G-B., " Microfluidic device utilizing pneumatic micro-vibrators to generate alginate microbeads for microencapsulation of cells", Sensors and Actuators B, vol. 147, (2010), 755-764.
- [57] Lee W-B., Chen Y-H., Lin H-I., Shiesh S-C., Lee G-B., "An integrated microfluidic system for fast, automatic detection of C- reactive protein", Sensors and Actuators B, vol. 157, (2011), 710-721.
- [58] Stassi S., Cauda V., Canavese G., Pirri C. F., "Flexible Tactile Sensing Based on Piezoresistive Composites: A Review", Sensors, vol. 14, (2014), 5296-5332
- [59] J. Hwang, J. Jang, K. Hong, K.N. Kim, J.H. Han, K. Shin, and C.E. Park. Poly(3-hexylthiophene) wrapped carbon nanotube/poly(dimethylsiloxane) composites for use in _nger-sensing piezoresistive pressure sensors. Carbon, 49(1):106_110, 2011.
- [60] Khosla A., "Nanoparticle-doped electrically-conducting polymers for flexible nano-microsystems", The Electrochemical Society Interface Fall-Winter, (2012), 6770.
- [61] Ding T., Wang L., Wang P., "Changes in Electrical Resistance of Carbon-Black-Filled Silicone Rubber Composite During Compression", Journal of Polymer Science: Part B: Polymer Physics, vol. 45, (2007), 2700-2706.
- [62] nadir B. conception, modelisation et simulation a elementsfinis d'un capteur MEMS a microdebit a base de PDMS piezoresistive pour les systèmes microfluidique. Thèse de doctorat. Université de blida1 2016
- [63] Hamidi I., Ouederni A., "Single phase flow characteristics in rectangular microchannel: entrance length and friction factor", International Journal of Innovation and Applied Studies, vol. 8, n°. 2, (2014), 819-826
- [64] Senturia S. D., "Microsystem Design", Kluwer Academic Publishers, (2001).
- [65] Beeby S., Ensell G., Kraft M., White N., "MEMS Mechanical Sensors", ARTECH HOUSE, (2004).

- [66] Destremaut F., "Microfluidique et diffusion de rayonnements : des outils pour l'étude cinétique de la polycondensation du silicate", Thèse de doctorat, Université Bordeaux I, France, (mars 2009).
- [67] Squires T. M., Quake S. R., "Microfluidics: Fluid physics at the nanoliter scale", *Reviews of Modern Physics*, vol. 77, (2005), 977-1026.
- [68] Anduze M., "Etude expérimentale et numérique de microécoulements liquides dans les microsystèmes fluidiques", Thèse doctorat, INSAT, Université de Toulouse, France, (Février 2000).
- [69] Aumeerally M., Sitte R., "Layered fluid model and flow simulation for microchannels using electrical networks", *Simulation Modeling Practice and Theory*, vol. 14, (2006), 82-94.
- [70] Sathe S., Benney R., Charles R., Doucette E., Milette J., Senga M., Stein K., Tezduyar T. E., "Fluid-structure interaction modeling of complex parachute designs with the space-time finite element techniques", *Computers & Fluids*, vol. 36, (2007), 127-135.
- [71] Stein K. R., Benney R. J., Tezduyar T. E., Leonard J. W., Accorsi M. L., "Fluid-Structure Interactions of a Round Parachute: Modeling and Simulation Techniques", *Journal of Aircraft*, vol. 38, n°. 5, (2001), 800-808
- [72] Cheng L.L., "Simulation of fluid flow and fluid-structure interactions in microdevices", B.S. Thesis, Department of Mechanical Engineering, National University of Singapore, Singapore, (2007).
- [73] COMSOL Multiphysics 4.3a User's Guide, Copyright. (1998-2012), COMSOL. <http://www.mscs.dal.ca/cluster/manuals/comsol/modeling.pdf>
- [74] Juneidi Z., "Outils CAO pour les microsystèmes", Thèse de doctorat, INPG, Université de Grenoble, France, (Mai 2003).
- [75] Liu G. R., Quek S. S., "Finite Element Method - A Practical Course", Butterworth-Heinemann, (2003).
- [76] Polydimethylsiloxane-integratable micropressure sensor for microfluidic chips
 Limu Wang, Mengying Zhang, Min Yang, Weiming Zhu, Jinbo Wu, Xiuqing Gong, and Weijia Wen
Department of Physics and KAUST-HKUST Micro/Nano-fluidics Joint Laboratory, The Hong Kong University of Science and Technology, Clear Water Bay, Kowloon, Hong Kong, People's Republic of China



Hong Kong, People's Republic of China

Received 20 July 2009; accepted 25 August 2009; published online 17 September 2009

[77] C. Fontas, R. Tayeb. S. Tingry. M. Hidalgo. P. Seta. *J. Membr. Sci.* 263 (2005) 96.

[78] <http://fr.wikipedia.org/wiki/Viskosité>.

