

UNIVERSITE DE BLIDA 1

Faculté des Sciences
Département de Physique

THESE DE DOCTORAT

Spécialité : Physique
Option : Physique Fondamentale et Appliquée

ETUDE ET SIMULATION A ELEMENTS FINIS D'UN CAPTEUR MEMS A MICRODEBIT A BASE DE PDMS PIEZORESISTIVE POUR LES SYSTEMES MICROFLUIDIQUE

Par

NADIR BELGROUNE

Devant le jury composé de :

M. Derbal	Professeur, Université Blida 1	Président
A. Aissat	Professeur, Université Blida 1	Examineur
B. Nadji	Professeur, Université de Boumerdès (UMBB)	Examineur
M. Mattalah	Maitre de conférences (A), Université de Blida 1	Examineur
M.E.A. Benamar	Professeur, Université Blida 1	Rapporteur
B.Y. Majlis	Professeur, IMEN UKM (Malaisie)	Co-rapporteur

Blida, Janvier 2017

RESUME

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 débit original 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. Nous avons étudié et nous avons modélisé en plus les propriétés piézorésistives d'un polymère nanocomposite C-PDMS dans la perspective de les utiliser comme élément sensible dans la conception du capteur de microdébit sous la forme d'un micropont. Des simulations par la méthode des éléments finis ont été effectuées pour valider la modélisation du comportement du 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. Basé sur la mesure de la déflexion d'un micropont en C-PDMS directement intégré dans un microcanal, notre microcapteur pourrait ainsi mesurer de très faible valeur de débit.

Nous avons aussi démontré que pour certaines valeurs spécifiques des paramètres géométriques, ce microcapteur pourrait avoir une sensibilité de $0.12\% \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{min}$ pour une valeur du débit allant de 0.2 à $1.0 \text{ml}^{-1} \cdot \text{min}$. En plus, l'aspect laminaire de l'écoulement serait maintenu, malgré l'importance relative des dimensions du micropont. Cependant, un bon équilibre devra être maintenu entre le choix de la valeur de la hauteur du microcanal et la gamme désirée de dimensions du le micropont afin d'éviter un phénomène d'étranglement. Cette étude démontre la faisabilité de l'intégration de microdispositifs microfluidiques avec des systèmes électroniques intelligents de traitement, d'analyse et même de communication.

ملخص

في إطار هذه الأطروحة، قمنا بدراسة مختلف جوانب أنظمة الموائع الدقيقة وهذا بوضع نموذج وتصميم كاشف جديد لقياس التدفقات الدقيقة المدمج مباشرة في قناة ذات أبعاد ميكرونية باستعمال المحاكاة بطريقة العناصر المنتهية، هذه الأبعاد الصغيرة جدا تسمح لنا باستعمال تلك الأنظمة في تطبيقات عديدة أهمها التطبيقات البيولوجية و الطبية. كما قمنا بدراسة خصائص المقوماتية الضاغطة للبوليمر المركب C-PDMS بهدف استخدامه كعنصر حساس لكاشف التدفقات الدقيقة في شكل الجسر المرن داخل القناة . وقد تم التحقق من سلوك الكاشف في ظروف التشغيل الحقيقية مع مراعاة تدفق الموائع في القناة وتفاعلها مع الجسر و على أساس انحرافاته يمكن للكاشف أن يقيس قيمة التدفق.

وبذلك نكون قد أثبتنا انه في بعض قيم أبعاد الكاشف يمكن أن يكتسب حساسية بقيمة 0,12% مل⁻¹. د وهذا لقيم التدفق المتراوحة بين 0,2 إلى 1,0 مل⁻¹. د. بالإضافة إلى استمرارية التدفق بالرغم من الأبعاد النسبية للجسر بالنسبة للقناة و تفادي ظاهرة الاختناق. توضح هذه الدراسة جدوى دمج أنظمة الموائع الدقيقة مع الأنظمة الالكترونية الذكية لمعالجتها وتحليلها.

ABSTRACT

In this work, we present Finite Element Method (FEM) modeling and simulation of a piezoresistive microbridge sensing element integrated directly within a microchannel based on conductive PolyDimethylSiloxane (CPDMS) in order to design an original microflow sensor for microfluidic applications. This is an answer to a need for miniaturization, advanced integration and biocompatibility needed for microfluidic systems centered on the biological and medical applications. We study piezoresistive behavior of a polymer nanocomposite C-PDMS. The sensing element made of CPDMS (Conductive PolyDiMethylSiloxane) consists in microbridge suspended into PDMS microchannel. FEM simulations were performed to validate the modeling of the sensor behavior in the operating condition taking into account the flow phenomena of the fluid in the microchannel and the fluid-structure interaction with the microbridge. Based on measuring the deflection of a microbridge C-PDMS directly integrated in a microchannel, our microflow sensor could measure very low flow rate value.

The numerical simulation results show that under specific geometrical parameters, the sensor has a sensitivity of $0.12\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ for low flow rates ranging from 0.2 to $1.0 \text{ ml}^{-1}.\text{min}$. Furthermore, the simulation results also show that the laminar aspect of the flow is maintained and to avoid the strangling effect, a good equilibrium must be achieved between the microchannel height and the desired range of the microbridge dimensions. This work opens a horizon for microfluidic devices to measure a low flow rate using a piezoresistive effect giving access to an electrical response.

REMERCIEMENTS

Ce travail de thèse a été accompli au sein du Laboratoire de Physique Fondamentale et appliquée (FUNDAPL) de la Faculté des Sciences à l'Université Saad-Dahlab Blida 1 (Algérie) en collaboration avec l'institut IMEN (Institute of Microengineering and Nanotechnology) de l'Université Nationale de Malaisie (UKM) sous l'encadrement du Professeur Mohamed El Amine BENAMAR, Directeur du laboratoire FUNDAPL conjointement avec le Professeur Dato's Burhanuddin Yeop MAJLIS, Directeur de l'institut IMEN. Je tiens tout d'abord à remercier les responsables des deux structures.

Je tiens à remercier le Pr. M. DERBAL pour avoir accepté de présider le jury de ma soutenance de thèse, ainsi que les membres de mon jury, le Pr. A. AISSAT, le Pr. B. NADJI et le Dr. M. MATTALAH pour avoir accepté de juger mon travail et les Membres de la comité de formation doctoral (CFD)

Je tiens également à remercier le Dr. Abdelkader HASSEIN-BEY (Chef d'équipe Microsystème et Nanosystème) pour son aide et son encouragement tout au long de cette thèse, de m'avoir fait profiter de son savoir-faire au FUNDAPL et tous les membres de l'équipe Microsystème et Nanosystème aussi bien permanents qu'associés qu'à tous les membres du laboratoire FUNDAPL pour leur gentillesse et leurs précieux conseils.

Par ailleurs Je remercie les membres du CDTA Baba Hassene de la division DMN (Division Microélectronique et Nanoélectronique) ainsi que l'équipe MEMS & Sensors en particulier le Dr. Hakim Tahî, Dr. Rafik SERHANE et Mr. Hammouche KHALES.

Aussi je remercie Mr. Ahmed Tahraoui pour son aide, son assistance, ses précieux conseils et surtout ses corrections à des heures vraiment inconfortables, vu le décalage horaire entre l'Algérie et les USA où il vit.

Je profite de cette occasion pour remercier mes étudiants de la première promotion Master en Physique Appliquée aux Microsystèmes et Nanosystèmes et tout le personnel de l'université USDB1 et UKM qui m'ont aidé de près ou de loin.

DEDICACES

*J'ai le grand plaisir de dédier le fruit de mes années d'études
aux êtres qui me sont les plus chers, mes parents.*

*A ma mère qui s'est donnée tant de mal pour moi et qui ma
offerte amour et soutien depuis mon premier souffle.*

*A mon cher père pour avoir mis tous les moyens à ma
disposition et d'avoir été à mes cotés tout au long de ces
années d'études.*

*A mes chers frères et ma chère sœur ainsi que toute ma
famille.*

*À tous mes amis et tous ceux qui ont su m'apporte aide et
soutient aux moments propices.*

Nadir

TABLE DES MATIERES

RESUMÉ	
REMERCIEMENTS	
DEDICACES	
TABLE DES MATIERES	
LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUE ET TABLEAUX	
INTRODUCTION GENERALE	17
1. GENERALITE ET ETAT DE L'ART SUR LES MICROSYSTEMES	21
1.1 Introduction	21
1.2 Les microsystemes en général	22
1.2.1 C'est quoi les microsystemes ?	22
1.2.2 Classification des microsystemes	23
1.2.3. Domaine d'application des MEMS	25
1.2.4 Exemples d'applications établies des microdispositifs MEMS	27
1.2.4.1 Le capteur d'airbag automobile	27
1.2.4.2 Le capteur de pression dans le médical	29
1.2.4.3 La tête d'imprimante à jet d'encre	30
1.2.5 Les nouveaux domaines d'application des MEMS	31
1.2.5.1 BioMEMS	32
1.2.5.2 MOEMS	33
1.2.5.3 RF MEMS	34
1.3 L'activité des laboratoires sur puce (LOC) et BioMEMS	35
1.3.1 Introduction	35
1.3.2 Avantages des laboratoires sur puces (LOC)	37
1.4 Technique du μ -TAS	39
1.4.1 Définition	39
1.4.2 Les éléments constitutifs d'un système de micro-analyse μ -TAS	40
1.5 Conclusion	41

2. MODELISATION DES DISPOSITIFS MICROFLUIDIQUES	43
2.1 Introduction	43
2.2 Etude des dispositifs microfluidiques	44
2.2.1 Définition et origine des dispositifs microfluidiques	44
2.2.2 Les dispositifs de base constituant un système microfluidique	45
2.2.2.1 Les interconnexions en microfluidiques	45
2.2.2.2 Les microcanaux	47
2.2.2.3 Les microvalves	48
2.2.2.4 Les micropompes	49
2.2.3 Les capteurs de débit en microfluidique	50
2.2.3.1 Le capteur de débit thermique	50
2.2.3.2 Capteurs de débit par la mesure de la différence de pression	51
2.2.3.3 Les capteurs de débit optiques	52
2.2.4 Méthode de microfabrication des dispositifs microfluidique	53
2.2.4.1 Technologie de fabrication en silicium ou en verre	54
2.2.4.2 Technologie de fabrication en lithographie douce en PDMS	55
2.3 La modélisation des écoulements dans les dispositifs microfluidiques	57
2.3.1 Les caractéristiques d'un microécoulement	57
2.3.1.1 Le nombre de Reynolds	58
2.3.1.2 Les écoulements Laminaire	58
2.3.1.3 Le profil de vitesse des écoulements dans les microcanaux	59
2.3.2 Modélisation analytique des écoulements dans les microcanaux	60
2.3.2.1 Equations de Navier-Stokes	60
2.3.2.2 Ecoulement de Poiseuille dans un microcanal cylindrique	61
2.3.2.3 Modèle d'un microcanal à section rectangulaire	63
2.3.2.4 Ecoulement de Couette entre deux plaques parallèles	65
2.3.3 Modélisation de l'interaction fluide-structure	66
2.3.3.1 Modélisation du comportement dynamique de fluide dans un microcanal	68

2.3.3.2 Modélisation du comportement mécanique d'un obstacle sous l'effet de l'écoulement d'un fluide	69
2.4 Conclusion	70
3. ETUDE DES PROPRIETES MECANIQUE, ELECTRIQUE ET PIEZORESISTIVE DES POLYMERES NANOCOMPOSITES	71
3.1 Introduction	71
3.2 Les polymères nanocomposites en PDMS	72
3.2.1 Le PDMS élastomère	73
3.2.2 Différents type de nanoparticules de charges dans le PDMS	74
3.2.2.1 Le nanocomposite à base de nanoparticule du noire de carbone (CB-PDMS)	76
3.2.2.2 Le nanocomposite à base nanoparticule de nanotubes de carbone (CNT-PDMS)	77
3.2.2.3 Composites de PDMS à base microparticules d'argent	78
3.2.3 Notion sur la méthode d'élaboration du PDMS conducteur	78
3.3 Modélisation des propriétés mécaniques du PDMS conducteur	80
3.3.1 Propriétés mécanique expérimental du PDMS conducteur	81
3.3.2 Modèle de l'évolution du comportement mécanique du PDMS conducteur en fonction de la concentration de l'agent réticulant	82
3.3.3 Modèle de l'évolution du comportement mécanique du PDMS conducteur en fonction de la concentration de nanoparticules conductrice	83
3.4 Modélisation des propriétés électriques du PDMS conducteur	84
3.4.1 Mécanisme de la conduction par percolation dans le C-PDMS	85
3.4.2 Mécanisme de la conduction par effet tunnel quantique dans le CPDMS	87
3.5 Modélisation de la piézorésistivité du C-PDMS	88
3.5.1 L'effet piézorésistive	88
3.5.2 Modèles analytique du comportement piézorésistive dans le C-PDMS	89
3.5.3 Modélisation et simulation par du comportement piézorésistive dans le C-PDMS	93
3.5.3.1 Identification des composantes du tenseur de piézorésistivité	93

3.5.3.2 Comparaison de la réponse piézorésistive expérimental et de simulation	97
3.6 Conclusion	99
4. MODELISATION, CONCEPTION ET RESULTATS DE SIMULATION DU MICROCAPTEUR DE DEBIT A BASE DE C-PDMS	101
4.1 Introduction	101
4.2 Conception du microcapteur de débit à base C-PDMS	103
4.2.1 Principe de mesure du microcapteur de débit	103
4.2.2 Description géométrique du microcapteur	104
4.2.3 Flot de conception du microcapteur de débit	106
4.3 Modélisation par éléments finis	108
4.3.1 Principe de la modélisation par la méthode des éléments finis	109
4.3.1.1 Procédure d'introduction d'un modèle pour la méthode des éléments finis FEM sous Comsol Multiphysics	110
4.3.1.2 Les éléments	113
4.3.1.3 Le maillage	113
4.3.2 Le Lagrangien-Eulerien arbitraire (ALE)	114
4.3.3 Simulation d'un écoulement de fluide dans microcanal	116
4.3.3.1 Définition du model	116
4.3.3.2 Simulation et résultats	118
4.3.4 Procédure de simulation du microcapteur	119
4.4 Simulation du comportement de mécanique du microcapteur de débit	122
4.4.1 Simulation du comportement de mécanique du micropont dans le canal	122
4.4.2 Simulation de l'interaction fluide-micropont	124
4.5 Analyse de la réponse piezoresistive du microcapteur de débit	126
4.5.1 Microbridge thickness h_B Effect	127
4.5.2 Microchannel height H_C effect	130
4.6 Conclusion	132
CONCLUSION GENERALE	134
APPENDICES	136
A. Liste des symboles et des abréviations	136
REFERENCES	138

LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX

Figure 1.1 :	Les différents secteurs d'application des MEMS.	22
Figure 1.2 :	Les nombreux domaines multidisciplinaires intervenants dans les MEMS.	24
Figure 1.3 :	Le premier accéléromètre commercialisé de Analog Devices : (a) Boîtier montrant le système complet avec le composant MEMS, (b) détail de l'accéléromètre MEMS.	28
Figure 1.4 :	Le système d'enclenchement d'airbags à base d'accéléromètre.	28
Figure 1.5 :	Illustration schématique d'un capteur de pression piézorésistif.	29
Figure 1.6 :	La technologie d'impression à jet d'encre thermique.	31
Figure 1.7 :	La technologie d'impression à jet d'encre piézoélectrique.	31
Figure 1.8 :	(a) La plaquette microtitre ou micropuits avec 96 cavités remplies par force capillaire, (b) un dispositif de BioMEMS actionné par une micro-dent qui interagit avec les globules rouges pour piéger, maintenir et libérer les globules rouges saines dans le microcanal.	33
Figure 1.9 :	Un réseau de 256 micromiroirs optique MEMS lie les informations à travers un faisceau laser entre les 256 entrées/sorties des fibres optiques.	34
Figure 1.10 :	(a) Un filtre RF à ondes de surfaces SAW, (b) un résonateur FBAR, (c) un micro-commutateur pour la multiplication de fréquence RF.	35
Figure 1.11 :	Quelques exemples montrant des systèmes microfluidiques.	36
Figure 1.12 :	Un système électronique au complet de pilotage d'un dispositif LOC.	36
Figure 1.13 :	Le système d'injection de microdébit d'ammoniac (MAFIAS).	39
Figure 1.14 :	Les éléments d'un système de microanalyse (μ TAS).	40

Figure 2.1 :	Comparaison des échelles de longueur approximative pour plusieurs structures biologiques et de microfabrication.	43
Figure 2.2 :	Un système d'interconnexion microfluidique avec le monde extérieur.	46
Figure 2.3 :	Différents types de connexions microfluidique : (a) Connexions à aiguilles, (b) connexions à base de polymère souple de type "tygon", (c) connexions à base de polymère rigide en téflon-PTFE, (d) connexions à montage-démontage rapide de type "nanoport".	46
Figure 2.4 :	Un microréacteur chimique à base de microcanal.	47
Figure 2.5 :	Les Microcanaux fabriqués en différents matériaux : (a) Microcanaux en PDMS, (b) microcanaux en silicium, (c) microcanaux en verre.	48
Figure 2.6 :	Le principe de fonctionnement d'une pompe volumétrique.	49
Figure 2.7 :	Schéma d'un microcapteur de débit thermique.	51
Figure 2.8 :	Schéma du capteur de débit par différence de pression : (a) Lecture du signal capacitif, (b) lecture du signal piézorésistif.	52
Figure 2.9 :	Schéma et principe du capteur de débit optique.	53
Figure 2.10 :	Les étapes technologiques de la réalisation des canaux microfluidiques sur un substrat de silicium ou de verre.	54
Figure 2.11 :	Les étapes de fabrication d'un dispositif microfluidique par lithographie douce : (a) Réalisation du moule, (b) réalisation de la structure en PDMS.	55
Figure 2.12 :	Les lignes de courants des particules de fluide.	59
Figure 2.13 :	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.	59
Figure 2.14 :	L'écoulement dans d'un microcanal horizontal de section circulaire.	61
Figure 2.15 :	Le profil de vitesse d'écoulement de Poiseuille dans un microcanal de section circulaire.	63
Figure 2.16 :	Le profil de vitesse d'écoulement d'un microcanal à section rectangulaire.	64

Figure 2.17 :	Le profil de vitesse d'écoulement de Couette entre deux plaques parallèles.	65
Figure 2.18 :	Une interaction fluide-structure sous l'effet d'un écoulement laminaire horizontale dans un microcanal.	67
Figure 2.19 :	La déflexion mécanique d'un micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide dans un microcanal.	69
Figure 3.1 :	Exemple de différents formes et dimensions des nanoparticules de silice : (a) Un diamètre de 20nm, (b) un diamètre de 45nm, (c) un diamètre de 80nm, (d) un diamètre 45nm d'une nanoparticule poreuse de silice.	72
Figure 3.2 :	Image du PDMS élastomère.	73
Figure 3.3 :	La structure chimique du PolyDiMethylSiloxane (PDMS).	74
Figure 3.4 :	La conductivité électrique en fonction de la concentration de CB dans le PDMS.	76
Figure 3.5 :	La conductivité électrique en fonction de la concentration de CNT dans le PDMS.	77
Figure 3.6 :	La conductivité électrique en fonction de la concentration d'Ag dans le PDMS.	78
Figure 3.7 :	Une image microscopique de la dispersion des nanoparticules de CNT dans une solution de PDMS et le chloroforme.	79
Figure 3.8 :	Le processus général d'élaboration du nanocomposites à base de PDMS.	80
Figure 3.9 :	La contrainte mécanique en compression et en extension.	81
Figure 3.10 :	La réponse de la force de contrainte en fonction de la déformation.	82
Figure 3.11 :	L'évolution du module de Young en fonction de rapport de concentration PDMS:agent réticulant.	83
Figure 3.12 :	L'évolution du module de Young en fonction de l'épaisseur de la couche de PDMS 10:1.	83
Figure 3.13 :	L'évolution du module de Young en fonction de la concentration des nanoparticules.	84
Figure 3.14 :	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.	85
Figure 3.15 :	La conductivité électrique en fonction de la concentration du CB.	86
Figure 3.16 :	Le schéma du mécanisme de conduction à effet tunnel quantique dans le C-PDMS sous pression uniaxial.	87
Figure 3.17 :	La représentation schématique du modèle de mécanisme de flux de courant à effet tunnel.	88
Figure 3.18 :	L'effet piézorésistif de la structure soumise à une contrainte externe.	89
Figure 3.19 :	La valeur de la pression critique qui augmente avec l'augmentation de la concentration des nanoparticules.	92
Figure 3.20 :	Les configurations de test de Smith : (a-i) La mesure du courant et de la tension longitudinale (piézoresistance longitudinale), (b-i) la mesure du courant et de la tension transverse (piézoresistance transverse), (c-i) la mesure du courant longitudinale et de la tension transversal (piézoresistance longitudinale-transverse). (ii) cas de la force contrainte en compression, (iii) cas de la force contrainte en extension.	96
Figure 3.21 :	Les échantillons simulés de dimensions 10x10 mm ² et d'épaisseur 1 mm.	97
Figure 3.22 :	Comparaison entre la valeur simulée, expérimentale et théorique de la résistance électrique Sous la pression en compression.	98
Figure 3.23 :	Comparaison entre la valeur simulée, expérimentale et théorique de la résistance électrique Sous la pression en traction.	99
Figure 4.1 :	L'intégration du capteur de débit dans le dispositif de LOC.	101
Figure 4.2 :	Le diagramme des éléments de base et le principe de fonctionnement.	104
Figure 4.3 :	La conception géométrique 3D du microcapteur de débit proposée.	104
Figure 4.4 :	Modèle géométrique du micropont embarqué dans un microcanal.	105

Figure 4.5 :	Flot de conception proposé du microcapteur.	107
Figure 4.6 :	La subdivision en 2D du domaine en éléments.	110
Figure 4.7 :	Les procédures et les étapes de la simulation par éléments finis.	110
Figure 4.8 :	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.	114
Figure 4.9 :	Le maillage mobile avec la flexion de la géométrie : (a) le maillage à $t=0s$, (b) le maillage à $t=4s$.	115
Figure 4.10 :	La géométrie de la structure du microcanal.	117
Figure 4.11 :	Le maillage de la structure avec le logiciel Comsol.	118
Figure 4.12 :	(a) Le champ de vitesse le long d'un microcanal, (b) le profil du champ de vitesse en 3D, (c) et (d) le profil de vitesse à mi-hauteur respectivement à l'entrée et au milieu du microcanal, (e) et (f) la distribution et le profil du champ de pression le long du microcanal.	119
Figure 4.13 :	Procédure de modélisation et simulation multiphysique.	121
Figure 4.14 :	(a) Comparaison de l'évolution de la déflexion mécanique du micropont en fonction du débit d'écoulement pour le PDMS, CB-PDMS et CNT-PDMS.	123
Figure 4.15 :	La déflexion mécanique du micropont en fonction des valeurs de module de Young.	124
Figure 4.16 :	La simulation de la déflexion mécanique pour différent débit.	124
Figure 4.17 :	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.	125
Figure 4.18 :	Le profil d'évolution de la pression du fluide le long du microcanal de l'entrée à la sortie dans à travers une ligne ne traversant pas le micropont.	126
Figure 4.19 :	La réponse piézorésistif du microcapteur en fonction du débit d'écoulement.	126
Figure 4.20 :	Le diagramme du mécanisme de l'effet piézorésistif dans le C-PDMS.	127

Figure 4.21 : La réponse piézorésistif en fonction de l'épaisseur du micropont.	128
Figure 4.22 : L'évolution de la réponse piézorésistif en fonction du débit d'écoulement pour différente épaisseurs.	128
Figure 4.23 : L'évolution de la sensibilité S en fonction de l'épaisseur du micropont.	129
Figure 4.24 : L'évolution de la réponse piézorésistif en fonction du débit d'écoulement pour différente hauteur du microcanal.	131
Figure 4.25 : La réponse piézorésistif en fonction de la hauteur du microcanal.	131
Figure 4.26 : L'évolution de la sensibilité S en fonction de la hauteur du microcanal.	132
Tableau 1.1 : Classification de base des MEMS.	24
Tableau 1.2 : Classification selon le type du signal de mesure.	25
Tableau 1.3 : Domaine d'application des microdispositifs MEMS.	26
Tableau 1.4 : Etapes essentiels pour la commercialisation de certains dispositifs MEMS.	27

INTRODUCTION GENERALE

Apparus à la fin des années 80s, les microsystèmes sont destinés à toucher de nombreux secteurs d'applications tels que le transport, la santé, les télécommunications, l'environnement, etc... A la base, 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.

Aussi bien dans le domaine de la microanalyse que dans les systèmes de médication automatique, la mesure du débit ou plus exactement du microdébit revêt une importance fondamentale dans les réseaux de transport de fluides. En effet, les quantités de fluide (liquide) doivent être contrôlées en utilisant des capteurs de débit pour de nombreuses applications telles que le tri et la séparation des particules, la cytométrie, la synthèse chimique et aussi la polymérisation par

chaînes de réactions (PCR). Plusieurs types de débitmètres ont été développés dans la littérature. Ces microcapteurs de débit ou débitmètres utilisent la technologie des microsystèmes pour les miniaturiser et les intégrer dans le système microfluidique afin de pouvoir contrôler localement la vitesse d'écoulement effective. Vu les dimensions et les valeurs microscopiques, il y a de grandes difficultés à mesurer directement le débit d'écoulement avec précision. En plus de cet aspect, la lourdeur des équipements nécessaires à cette mesure est parfois un handicap important à leur généralisation et une forte limitation à pouvoir concevoir des systèmes autonomes, à faible coût et implantable dans le vivant.

Les tâches et les fonctions complexes des systèmes microfluidiques poussent vers l'amélioration non seulement des technologies de fabrications, mais aussi l'amélioration des interactions avec le milieu environnant. Etant donné que les applications phares de la microfluidique tournent autour des BioMEMS. Impérativement, la biocompatibilité des matériaux s'impose. C'est pour cette raison que la grande majorité des systèmes sont fabriqués par des polymères biocompatibles. En générale, le matériau utilisé pour réaliser ce type de dispositifs est le PDMS (*PolyDiMethylSiloxane*). Mais au cours des dernières décennies, plusieurs études ont été menées sur des aspects innovants du PDMS, ainsi le PDMS conducteur (C-PDMS) est le fruit de cet effort. En effet, on a pu transformer le PDMS polymère isolant en un polymère nanocomposite conducteur et piézorésistif en y incorporant des nanoparticules conductrices à la matrice de PDMS isolantes. Les propriétés électriques et mécaniques du C-PDMS nanocomposite sont l'objet de beaucoup d'intérêts, plus spécialement, leur utilisation comme élément sensible dans différents types de microcapteurs.

Notre projet de recherche a pour objectif de proposer et développer un nouveau capteur capable de mesurer des valeurs de microdébit et pouvoir les convertir en un signal électrique directement exploitable par les circuits de traitement. Ce nouveau capteur de microdébit devra être autonome et facilement implantable dans des systèmes microfluidiques à base de polymère biocompatible comme le PDMS et en utilisant les propriétés piézorésistives du C-PDMS. Ainsi, la nature interdisciplinaire de ce capteur nous oblige à utiliser un effort de modélisation sur les microécoulements dans les systèmes microfluidiques, l'interaction fluide-structure ainsi que sur le comportement piézorésistive du C-

PDMS. Ceci, afin de pouvoir prendre en compte les phénomènes régissant le fonctionnement de ce microcapteur et procéder à sa conception la plus précise.

Le premier chapitre a pour objectif de situer notre travail par des généralités ainsi qu'une brève présentation 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*), 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 a trait sur les éléments de base les plus importants dans les systèmes microfluidiques : microcanal, les interconnexions, microvalves et les micropompes. En suite, les connaissances nécessaires à la modélisation des écoulements ou plus exactement microécoulement dans les microcanaux seront présentées. Les hypothèses de base pour ce genre de microécoulement seront présentées à travers les équations de Navier-Stokes. Vu la complexité des systèmes microfluidiques, l'utilisation de méthode numérique serait nécessaire. En effet, nous allons modéliser les microécoulements laminaires d'un fluide Newtonien par la méthode des éléments finis et montrer quelques résultats de simulations.

Le troisième chapitre sera consacré à la présentation des polymères nanocomposites généralement utilisés dans le cas de notre microcapteur. Après un bref aperçu sur les différents modes d'élaboration et les propriétés mécaniques du PDMS conducteur C-PDMS, nous présenterons les différents modèles de la conduction électrique. Nous présenterons ensuite notre modélisation du comportement piézorésistive et finalement nos résultats de simulations comparées aux résultats expérimentaux.

Le dernier chapitre, concerne la présentation de l'étude d'un capteur de microdébit original. En s'aidant de la modélisation physique des phénomènes régissant le fonctionnement de microcapteur, nous appréhenderons plus facilement son comportement en condition opérationnelle. En effet, les résultats de simulation pour différentes géométries, différents valeurs de microdébit vont nous permettre de prédire le fonctionnement de ce nouveau capteur de microdébit. Nous allons également étudier son mécanisme de détection et son principe de fonctionnement à base de l'effet piézorésistif permettant la mesure la déflexion d'un micropont en C-PDMS dans le microcanal. Les résultats de

plusieurs simulations seront présentés, par la suite, pour différents débits en variant différentes dimensions du microcanal et micropont afin d'optimiser la sensibilité du microcapteur. Ces simulations seront effectuées par la méthode des éléments finis (FEM) implémentées dans le logiciel Comsol Multiphysics v4.3a. Finalement, nous présenterons les performances de ce microcapteur, fruit de ce travail de conception.

CHAPITRE 1

GENERALITE ET ETAT DE L'ART SUR LES MICROSYSTEMES

1.1 Introduction

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-électromécaniques (MEMS : *MicroElectroMechanical System*) [1- 2].

Les microdispositifs MEMS ont la capacité de détecter, de contrôler des grandeurs physiques et d'agir sur le milieu environnant à travers des actionneurs à l'échelle microscopique. Cette technologie des MEMS est un processus de conception et de fabrication utilisé pour créer des systèmes qui combinent des composants à l'origine mécaniques et électriques mais s'est étendue à travers le temps à d'autres composants pouvant interagir avec d'autres grandeurs physiques : magnétique, électrique, électromagnétique, optique, thermique, fluide, chimique, biologiques, etc... [2].

Ainsi, la nature interdisciplinaire des microsystèmes utilise la conception, l'ingénierie et l'expertise dans différents domaines techniques y compris la technologie de fabrication de circuits intégrés en microélectronique, de génie mécanique, de science des matériaux, fluidiques, de la chimie et l'instrumentation [2].

Dans ce chapitre, nous parcourons quelques généralités ainsi qu'une brève présentation sur l'état de l'art des microsystèmes en illustrant le très vaste domaine d'applications par quelques exemples. De part notre centre d'intérêt qui tourne autour de l'utilisation des MEMS dans les applications biologiques BioMEMS (*Biological MicroElectroMechanical System*), nous introduirons par la suite l'activité des laboratoires-sur-puce LOC (*Lab-On-Chip*) et la technique de microanalyse μ -TAS (*Micro-Total-Analysis-System*) [3-4].

1.2 Les microsystèmes en général

1.2.1 C'est quoi les microsystèmes ?

La technologie des MEMS a été identifiée comme l'une des technologies les plus prometteuses en ce début du 21^{ème} siècle et possède un grand potentiel pour révolutionner l'industrie et les produits de consommations, en combinant la microélectronique à base de silicium avec les technologies de micro-usinage. Les dispositifs MEMS ont le potentiel de répondre à l'ensemble de nos besoins dans la vie et de notre façon de vivre [1-2, 5].

En réalité, les MEMS, nous entourent et interviennent couramment dans notre vie quotidienne. Du téléphone portable, en passant par notre véhicule jusqu'à l'appareil de contrôle de glycémie dans le sang (figure 1.1).



Figure 1.1 : Les différents secteurs d'application des MEMS [1-3].

L'acronyme MEMS a pris naissance aux États-Unis vers la fin des années 80s, il est également dénommé *Microsystems Technology* (MST) en Europe ou *Micromachines* au Japon [1-2, 5]. Il existe aussi des appellations spécifiques pour d'autres domaines des microsystèmes : MOEMS (*Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems*) dans le domaine optique, bioMEMS dans le domaine biologique, etc... [2, 5-6]. Il est vrai que la technologie de fabrication des MEMS est issue essentiellement de la microélectronique avec des nouvelles techniques développées spécialement pour cette activité. La fabrication de ce type de dispositifs peut être décomposée en deux parties. La première concerne la conception et la modélisation du comportement du dispositif à réaliser en utilisant les règles et les outils de Conception Assistée par Ordinateur (CAO). La deuxième partie est la fabrication ou plus exactement la microfabrication [6-7].

En raison de la profonde pénétration des microdispositifs MEMS dans la vie courante à un degré où toutes erreurs de conception et de microfabrication risquent de devenir de plus en plus préjudiciable à l'être humain. La fiabilité des microsystèmes est devenue un sujet fondamental dans la recherche et le développement [2, 5-6].

En effet, imaginons un déclenchement intempestif d'un airbag de voiture ou d'une mauvaise lecture d'une sonde altimétrique dans un avion de ligne, quel en serait les conséquences ? Ainsi, pour répondre à ces aléas, le développement des MEMS est devenu un axe prioritaire de recherche, très rapidement, les résultats obtenus en matière de fiabilité pour une meilleure résistance à la fatigue et à l'environnement parfois agressif ont permis l'expansion du marché des dispositifs MEMS.

1.2.2 Classification des microsystèmes

Les MEMS ou les microsystèmes sont des dispositifs miniaturisés, multifonctionnels et intelligents. Nous pouvons procéder à leurs classifications selon différents critères : le champ d'application, la technologie de microfabrication, le mode de fonctionnement, le type de grandeurs de détection, etc... Il est clair qu'il y a des chevauchements considérables entre les domaines, en fonction de leur technologie d'intégration et de leurs champs d'applications (figure 1.2). D'où il est extrêmement difficile de catégoriser les dispositifs MEMS en termes de détection [2, 5].

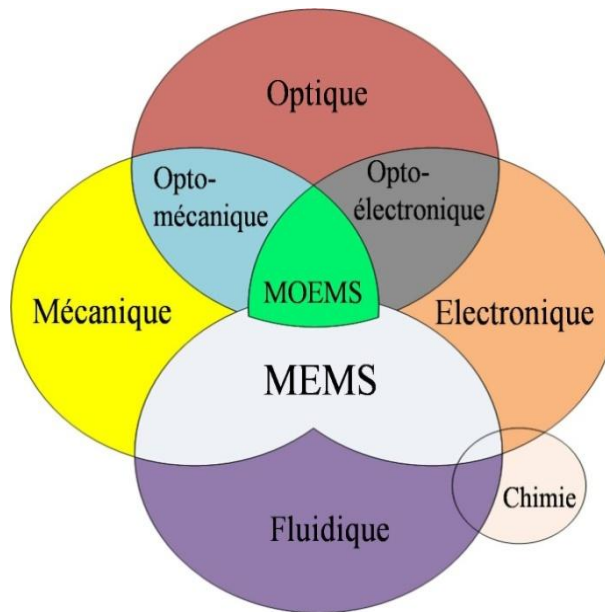


Figure 1.2 : Les nombreux domaines multidisciplinaires intervenants dans les MEMS [2].

Tableau 1.1 : Classification de base des MEMS [6].

Catégorie des MEMS	Action de base	Exemple
Capteurs	Détection d'une grandeur physique et sa conversion en signal électrique.	- Capteur de pression - Capteur de température
Actionneur	Convertir un signal électrique émanant de l'électronique de commande en grandeur physique.	- Microcommutateur RF - Microphone - Micropompe

Selon le Tableau 1.1, ces microsystèmes sont subdivisés habituellement en deux catégories [6] :

- ✓ La première catégorie concerne les dispositifs MEMS qui détectent les grandeurs physique ou autres et les convertissent en grandeurs électrique exploitable par l'électronique de traitement.
- ✓ La deuxième catégorie fait un travail inverse en convertissant les signaux de commande électrique en grandeur physique directement sur le milieu. Ils sont en réalité le bras d'action de l'intelligence représentée par des circuits numérique de commande.

Tableau 1.2 : Classification selon le type du signal de mesure [8].

Type de signal	Grandeurs physiques
Electrique	Tension, courant, charge, résistance, inductance, capacitance, constante diélectrique, polarisation électrique, fréquence, durée de pulsation
Mécanique	Force, pression, couple, vide, flux, volume, épaisseur, masse, niveau, position, déplacement, vitesse, accélération inclinaison, rugosité, longueur d'onde acoustique, amplitude d'onde acoustique
Thermique	Température, chaleur, chaleur spécifique, entropie, flux de chaleur
Magnétique	Intensité du champ, densité de flux, moment, magnétisation, perméabilité
Chimique	Composition, concentration, vitesse de réaction, toxicité, potentiel d'oxydation-réduction, pH
Rayonnement	Intensité, longueur d'onde, polarisation, phase, coefficient de réflexion, coefficient de transmission, coefficient d'absorption

Dans un autre volé, nous pouvons classifier les dispositifs MEMS de part la grandeur physique de mesure ou même de la physique de transduction. En effet, les microdispositifs MEMS peuvent associer par exemple des éléments mécaniques, électromagnétiques, optiques, thermiques et fluidiques avec l'électronique de traitement couramment appelée intelligence. Ils assurent des fonctions de capteurs qui peuvent identifier des paramètres physiques de leur environnement (pression, accélération, ...) et/ou d'actionneurs qui peuvent agir sur cet environnement [5-6]. Ainsi le tableau 1.2 présente une classification selon le type d'énergie de mesure [8].

1.2.3. Domaine d'application des MEMS

Les retombés des MEMS touchent de nos jours à une multitude de domaines d'applications et de ce fait, des multiples différents marchés sont développés, comme illustré dans le tableau 1.3 [9].

Tableau 1.3 : Domaine d'application des microdispositifs MEMS [9].

Automobile	Electronique	Médical	Télécommunication	Militaire
Capteur de navigation interne	Tête de lecture de disque dur	Capteur de pression artérielle	Composant pour réseau à base de fibre optique	Guidage de munitions
Capteur pour compresseur de climatisation	Têtes d'impression à jet d'encre	Stimulateur de muscle et systèmes de médication automatique	Relais RF, commutateur et filtres	Surveillance
Capteurs de force de freinage et accéléromètre de contrôle de suspension	Systèmes de rétroprojection	Capteur de pression implantable (<i>invivo</i>)	Ecran tactile pour système embarqué et mobile	Systèmes d'armement
Capteur de niveau de carburant et de pression de vapeur	Capteur de tremblement de terre	Prothèses	VCO Oscillateur contrôlé par tension	Capteurs embarqués
Capteur d'airbag	Capteur de pression pour l'avionique	Instrument de micro-analyse	Coupleur directif	Stockage de données
Pneus "intelligent"	System de stockage de masse de donné	Stimulateur cardiaque	Laser accordable	Contrôle d'avion

En tant que domaine émergent dans les nouvelles technologies, les produits MEMS sont présentés comme une nouvelle technologie en état de développement plutôt que des produits commercialisés. Et un même dispositif MEMS peut se trouver dans de diversité d'applications industrielles. Par exemple, la tête d'impression pour imprimante à jet d'encre qui est largement utilisée, a été développée en réalité avec le savoir-faire dans le développement des buses des

têtes de séparation et d'enrichissement nucléaire. Le tableau 1.4 illustre les étapes débouchant à la commercialisation de certains dispositifs MEMS [10].

Tableau 1.4 : Etapes essentiels pour la commercialisation de certains dispositifs MEMS [10].

Produit	Découverte	Evolution	Réduction de cout et d'application	Commercialisation
Capteur de pression	1954-1960	1960-1975	1975-1990	1990-présent
Accéléromètre	1974-1985	1985-1990	1990-1998	1998
Capteur de gaz	1986-1994	1994-1998	1998-2005	2005
Valves	1980-1988	1988-1996	1996-2002	2002
Buse	1972-1984	1984-1990	1990-1998	1998
Optoélectronique/ Affichage	1980-1986	1986-1998	1998-2004	2004
Biocapteur	1980-1994	1994-1999	1999-2004	2004
Commutateur RF	1994-1998	1998-2001	2001-2005	2005
Capteur de rotation	1982-1990	1990-1996	1996-2002	2002
Microrelais	1977-1982	1993-1998	1998-2006	2006

Il est très difficile de citer et de détailler tous les dispositifs MEMS trouvés dans le marché. On a préféré de présenter quelques microdispositifs MEMS en guise d'exemple et qui sont bien installés dans le marché ainsi que les applications émergeante dans l'avenir avec un fort potentiel de valeur [10].

1.2.4 Exemples d'applications établies des microdispositifs MEMS

1.2.4.1 Le capteur d'airbag automobile

Les capteurs d'enclenchement d'airbags à base d'accéléromètre anticollision sont couramment appelés capteurs d'airbag. Ils sont parmi les premiers dispositifs qui ont été commercialisés à base de microdispositifs MEMS. L'accéléromètre est un dispositif capacitif ou piézorésistif constitué essentiellement d'une pendule suspendu dans un assemblage masse/plaque. Vu

que l'accélération agit sur la masse, la plaque capacitive ou piézorésistive détecte un changement dans l'accélération à travers la déflexion des plaques selon un simple modèle de masse ressort. Ces plaques de sensibilité sont représentées dans la figure 1.3 [5, 11-12].

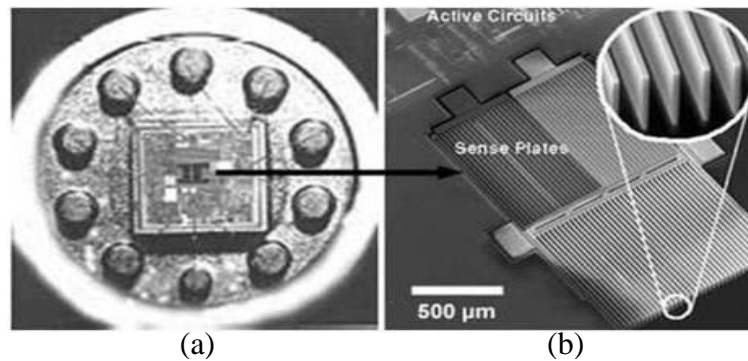


Figure 1.3 : Le premier accéléromètre commercialisé de Analog Devices [13] : (a) Boîtier montrant le système complet avec le composant MEMS, (b) détail de l'accéléromètre MEMS.

Aujourd'hui, ces MEMS sont largement utilisés sous la forme d'une seule puce contenant un accéléromètre, qui mesure la décélération brusque du véhicule lors d'un choc avec un obstacle (figure 1.4). La forte décélération est détectée par le changement de tension électrique au niveau de l'accéléromètre MEMS. L'unité de commande électronique envoie alors le signal pour déclencher les visées explosives et enclencher ainsi le gonflement du sac d'air en quelques fractions de seconde [5, 11-12].

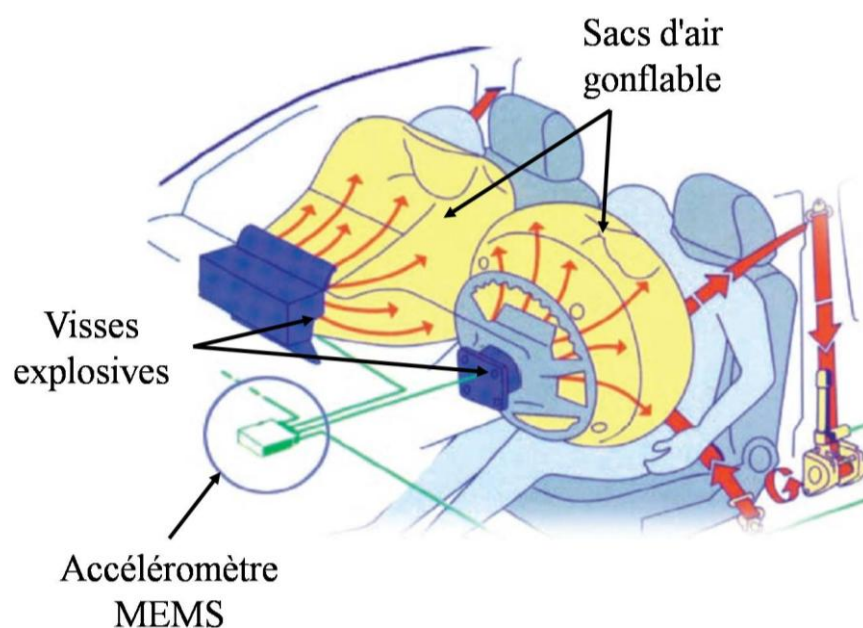


Figure 1.4 : Le système d'enclenchement d'airbags à base d'accéléromètre [11].

L'airbag était le succès des microsystèmes et de la technologie de microfabrication, en fonctionnant dans un environnement assez difficile que celui trouvé dans un véhicule, où la fiabilité de la technologie a été vraiment prouvée [11-12]. L'illustration de ce succès est montrée dans les véhicules actuels où on trouve jusqu'à 70 microdispositifs MEMS tels que les systèmes de freinage antiblocage, la suspension active, le système de contrôle de navigation, le niveau de carburant, le contrôle de pression pneumatique, etc... En conséquence, l'industrie automobile est devenue l'un des principaux moteurs de développement des microsystèmes [12].

Parmi les principaux fabricants d'accéléromètres utilisés dans les airbags : Analog Devices, Motorola, SensorNor et Nippondenso. Ces accéléromètres ne se limitent pas seulement aux applications d'automobiles, on peut les trouver dans la détection de tremblement de terre, les disques durs, les manettes de jeu vidéo, les stimulateurs cardiaques et les systèmes d'armement, etc... [5, 14].

1.2.4.2 Le capteur de pression dans le médical

Dans le cadre des exemples d'applications MEMS très réussite, il est nécessaire de citer le microcapteur de pression sanguine ou de tension artérielle. Ces microcapteurs MEMS peuvent se connecter directement à une ligne intraveineuse (IV) des patients. Ils peuvent ainsi surveiller la tension artérielle grâce à une solution intraveineuse. Le coût de ces microcapteurs est de 10\$ environ, comparés aux premiers capteurs de tension artérielle externe qui coûtait plus de 600 \$ et qui devaient être stérilisés et recalibrer pour toute réutilisation ultérieure [5, 15-16].

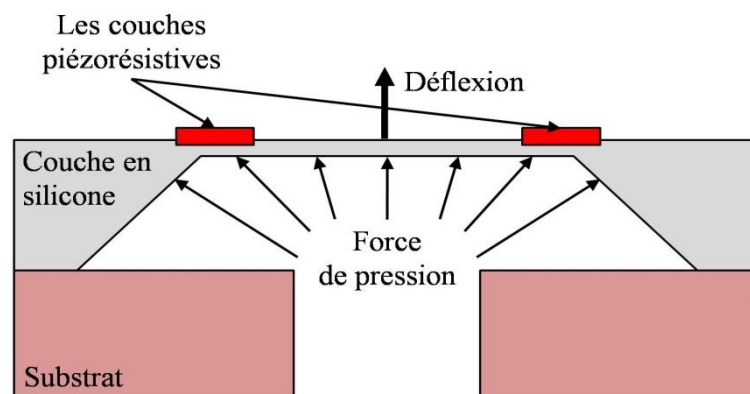


Figure 1.5 : Illustration schématique d'un capteur de pression piézorésistif [16].

Ce capteur jetable se compose d'une mince membrane en silicium collée sur un substrat de même type comme le montre la figure 1.6. La pression sanguine cause la déformation de la membrane. Une couche piézorésistive est déposée près des bords de la surface de la membrane pour convertir ainsi la contrainte mécanique en une tension électrique mesurable [5, 16].

Comme dans le cas de l'airbag, le capteur de pression artérielle jetable a été l'un des plus grands succès des MEMS à ce jour. Les principaux constructeurs étant *Lucas Novasensor*, *EG&G IC Sensors* et *Motorola*. Ces capteurs de pression restent les leaders des applications des microsystèmes dans le domaine médical jusqu'à présent. Une technologie similaire est celle des stimulateurs cardiaques qui permet le mouvement et l'activité au patient. Elle contrôle en temps réel l'évolution des ondes sinusoïdales cardiaques et permet ainsi de corriger automatiquement les stimulations cardiaques afin d'ajuster ses paramètres vitaux en conséquence [5].

1.2.4.3 La tête d'imprimante à jet d'encre

Une autre application encore très réussie, c'est celle de la tête d'imprimante à jet d'encre. Ces imprimantes utilisent une série de buses de pulvérisation de gouttes d'encre chargée électrostatiquement directement sur un support d'impression en papier. Selon le type d'imprimante, les gouttelettes d'encre sont générées de façon thermique ou piézoélectrique à travers des micropompes [5, 17-18].

Inventé en 1979 par la société Hewlett-Packard, les têtes MEMS d'imprimantes à jet d'encre thermique utilisent la dilatation thermique pour la vaporisation d'encre. Il y a un réseau de résistances chauffantes microscopiques. Ces dernières reçoivent des signaux de commandes de quelques millisecondes par un microprocesseur. Lorsque ces résistances sont déclenchées, la température de la microgouttelette augmente à une vitesse de l'ordre de 100 millions °C par seconde. A cet instant, l'encre s'écoule sur chaque résistance et se vaporise instantanément pour former une bulle (figure 1.6). Pendant ce court instant la bulle d'encre se dilate et est éjectée à travers un trou submicronique de la plaque de buse pour atterrir sur le papier. Aussi lorsque la bulle s'effondre, un vide se crée qui aspire à nouveau de l'encre dans la tête d'imprimante à partir du réservoir de la cartouche comme il est montré dans la figure 1.6.

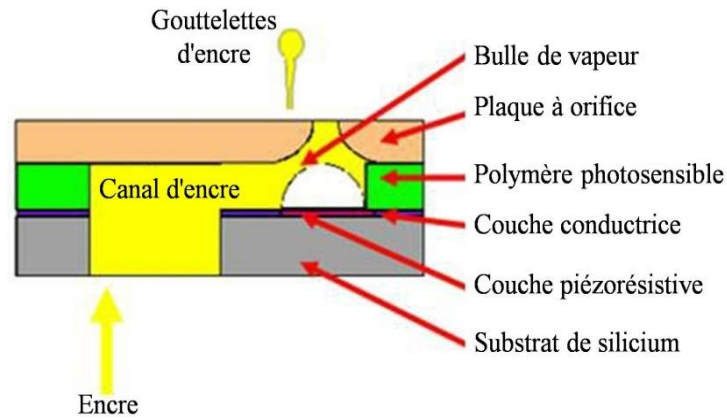


Figure 1.6 : La technologie d'impression à jet d'encre thermique [17-18].

Des têtes d'impression avec une technologie piézoélectrique existent sur le marché. Dans ce cas, afin de forcer l'encre à travers les trous de buse, on utilise une membrane qui vibre grâce à un cristal piézoélectrique (figure 1.7). Ce cristal piézoélectrique est situé à l'arrière du réservoir d'encre de chaque buse, il reçoit une petite charge électrique qui lui génère une vibration. Il vibre vers l'intérieur pour forcer une quantité microscopique d'encre à sortir de la buse. Par la suite, la vibration en arrière aspire un peu d'encre du réservoir pour remplacer la quantité d'encre déjà utilisée [5, 17-18].

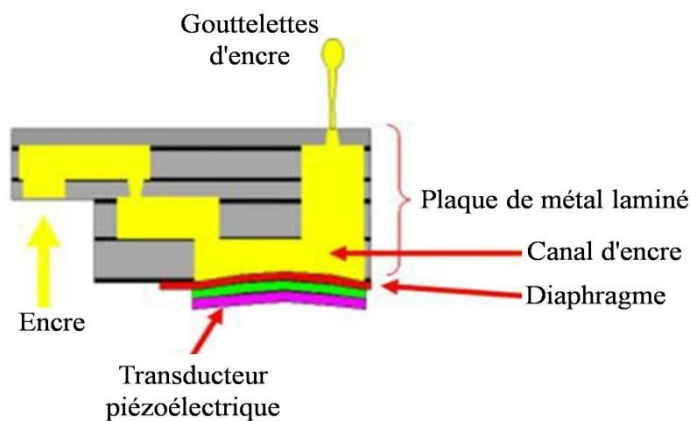


Figure 1.7 : La technologie d'impression à jet d'encre piézoélectrique [17-18].

1.2.5 Les nouveaux domaines d'application des MEMS

L'expérience acquise de ces premières applications des microsystèmes a permis un murissement nécessaire pour l'éclosion de nouvelles applications dans le biomédicale (BioMEMS), les systèmes de communications sans fil (RF-MEMS) ainsi que les systèmes de Micro-Opto-Electromécanique ou MOEMS (*Micro-OptoElectroMechanical Systems*) [5].

1.2.5.1 BioMEMS

Au cours de ces dernières années, quelques produits très innovants destinés au domaine biomédical ont été utilisés dans des applications révolutionnaires prenant en charge les demandes du marché actuel. L'impact sociétal de ces produits BioMEMS est très important à travers leurs utilisations dans le séquençage d'ADN [19], médication automatique ainsi que le contrôle de la qualité de l'eau et de l'environnement [20-22].

Dans la majorité des cas, cette technologie est fortement basée sur les systèmes microfluidiques utilisées pour les analyses et les réactions chimiques [23]. Ceci a permis la mise au point de nouveaux dispositifs spécialisés tels que les laboratoires-sur-puce LOC (*Lab-On-a-Chip*), les capteurs chimiques et les régulateurs de débit. Bien que de nombreux dispositifs sont encore en phase de développement, mais nous sommes sûres de trouver systématiquement dans les systèmes microfluidiques des composants micro-usinés tels que des micropompes, des capteurs de débit et des capteurs chimique ou biochimique.

A part l'utilisation dans le cadre des interventions de premiers soins, d'urgence et d'assistance interventionnelle au staff médical, un intérêt important persiste en encourageant "l'hospitalisation à domicile" où les patients peuvent utiliser des dispositifs pour surveiller leurs propres conditions, telles que l'analyse de paramètres biologique sanguin et urinaire [24].

Les futures technologies des LOC devront être capable d'inclure des dispositifs d'analyse et médication complets appelés pharmacie-sur-puce (*pharmacy-on-a-chip*) et implantables (*implantable LOC*) permettant de libérer soigneusement des micro-doses de principes actifs dans le corps. On élimine ainsi le besoin d'aiguilles ou d'injections. Les injecteurs d'insuline, d'hormones et de médicaments en chimiothérapie sont aussi une très bonne application.

Un exemple d'un nouveau dispositif en BioMEMS est la plaquette microtitre ou micropuits. Cette dernière est une plaque avec de multiples cavités ou puits qui peuvent être rempli simultanément, automatiquement ou manuellement avec précision et répétabilité (figure 1.8.a). C'est un produit qui est devenue un outil standard pour la recherche, les tests et l'analyse clinique en laboratoires. C'est des premiers dispositifs LOC. Les dimensions de la plaquette sont de seulement 20 mm x 37 mm x 3 mm et permet le remplissage automatique de 96 micropuits par l'utilisation de la force capillaire [5, 25].

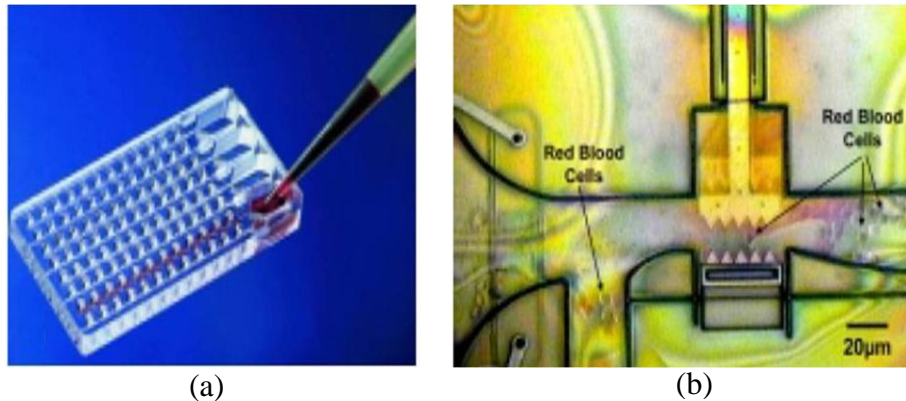


Figure 1.8 : (a) La plaquette microtitre ou micropuits avec 96 cavités remplies par force capillaire [25], (b) un dispositif de BioMEMS actionné par une micro-dent qui interagit avec les globules rouges pour piéger, maintenir et libérer les globules rouges saines dans le microcanal [26].

La Figure 1.8.b montre un autre dispositif de microfluidique qui intègre une microstructure appelé Pac-Man qui interagit avec les globules rouges. Ce microdispositif développé par le Sandia Labs. au Etats-Unis d'Amérique, contient des micro-dents de silicium qui libèrent une seule globule rouge saine pompée par un microcanal de largeur 20 µm [5, 26]. Le but ultime de ce microdispositif est de marquer biologiquement les cellules à travers un clonage d'ADN ou de protéines afin de contrer les attaques biologiques virales ou bactériennes ou même chimiques.

1.2.5.2 MOEMS

Les communications optiques sont les seuls moyens pratiques pour résoudre les problèmes d'encombrement et de saturation des réseaux de transmission. Ce fait est dû à la croissance rapide du trafic de données causée par le développement rapide d'internet et de la téléphonie mobile. La technologie de routage actuelle ralentit le débit d'informations due à la limitation de la bande passante. En transformant les signaux électriques en informations optiques et l'utilisation de fibre optiques permettent de repousser encore plus loin la bande passante de transmission. Il est clair que tous ces réseaux optiques offrent plus de capacité en débit et en performances par rapport aux systèmes électroniques traditionnels.

Les microdispositifs MOEMS les plus importants sont les guides d'ondes, les commutateurs électro-optiques, les interconnexions, les multiplexeurs, les filtres, les modulateurs électro-optiques, les détecteurs, les atténuateurs et les

égaliseurs. Ces microdispositifs MOEMS possèdent plusieurs avantages tels que leurs tailles réduites, leurs faibles coûts, leurs faibles consommations, leurs résistances mécaniques à la fatigue et leurs hautes fréquences de commutation. Ils deviennent ainsi la solution parfaite aux problèmes de la commande et la commutation de signaux optiques dans les réseaux de transmission [27].

Un exemple d'une connexion optique utilisant les dispositifs MOEMS est illustré dans la Figure 1.9. Un réseau de 256 micromiroirs lie les informations à travers un faisceau laser entre les 256 entrées/sorties des fibres optiques [27].



Figure 1.9 : Un réseau de 256 micromiroirs optique MEMS lie les informations à travers un faisceau laser entre les 256 entrées/sorties des fibres optiques [27].

Les procédés de fabrication des MOEMS sont devenus très accessibles rendant la fabrication de ces microdispositifs massive. Un commutateur optique classique peut coûter plus de 1000 \$, mais en utilisant la technologie des microsystèmes, le même niveau de fonctionnalité peut être obtenu pour moins d'un dollar.

1.2.5.3 RF MEMS

Le domaine des microsystèmes Radio Fréquence ou RF-MEMS est un des secteurs qui a connu une forte croissance sur le plan commercial. Ils sont conçus spécifiquement pour l'électronique dans la téléphonie mobile et autres applications de communication sans fil comme les réseaux domestiques, les réseaux industriels et même des applications très pointues tel que les circuits de compression d'impulsion radar, les systèmes de positionnement géographique par satellite (GPS et autres) et les micro-antennes hybride à orientation dynamique. Ainsi l'effort de développement dans la technologie des RF-MEMS a permis d'augmenter leurs performances et leurs fiabilités tout en réduisant leur taille et

leurs coûts. Les figures 1.10.a, 1.10.b et 1.10.c montrent respectivement, un filtre RF à ondes de surfaces SAW (*Surface Acoustic Waves*), un résonateur FBAR (*Film Bulk Acoustic Resonator*) et un micro-commutateur pour la multiplication de fréquence RF (*Microswitch Multiplier*) [28-30].

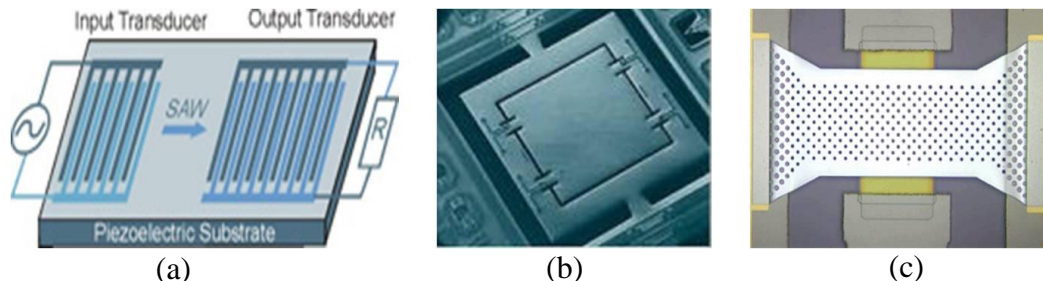


Figure 1.10 : (a) Un filtre RF à ondes de surfaces SAW, (b) un résonateur FBAR, (c) un micro-commutateur pour la multiplication de fréquence RF.

La très faible dimension des microdispositifs RF-MEMS diminue fortement leurs masses ainsi que leurs inerties. Ceci permet de repousser très loin leurs fréquence de coupure jusqu'aux hyper fréquence où actuellement des filtres SAW peuvent monter facilement à plusieurs Giga Hertz. Une forte activité de recherche existe maintenant afin de développer même des dispositifs Téra Hertz permettant ainsi la liaison avec le spectre l'infrarouge [5].

1.3 L'activité des laboratoires sur puce (LOC) et BioMEMS

1.3.1 Introduction

Les BioMEMS ont connu un très fort développement durant les dix dernières années, donnant des microdispositifs de plus en plus complexes touchant des domaines très divers qui sont en réalité comme de petites usines. Ces systèmes complexes sont aussi connus sous le nom de laboratoires-sur-puce LOC (*Lab-On-Chip*) [4, 31]. Ils offrent de nombreux avantages par rapport aux procédures de laboratoire classiques : des quantités à manipuler très faibles, un gain d'énergie important et un rapport surface sur volume très grand permettant l'utilisation de moins de réactifs chimiques [19-24, 32-34].

La technologie LOC se focalise sur le développement de microdispositifs hybrides qui intègrent en même temps des composants fluidiques et électroniques sur la même puce [3, 19-24, 31-34]. Quelques exemples sont montrés dans la figure 1.11. Les microdispositifs LOC sont typiquement dédiés à la manipulation, l'échantillonnage, le mélange, la filtration, l'analyse et le traitement aussi bien

chimique que biologique des microéchantillons liquide. Ces microdispositifs réduisent les processus d'analyse en laboratoire classique de manière importante.

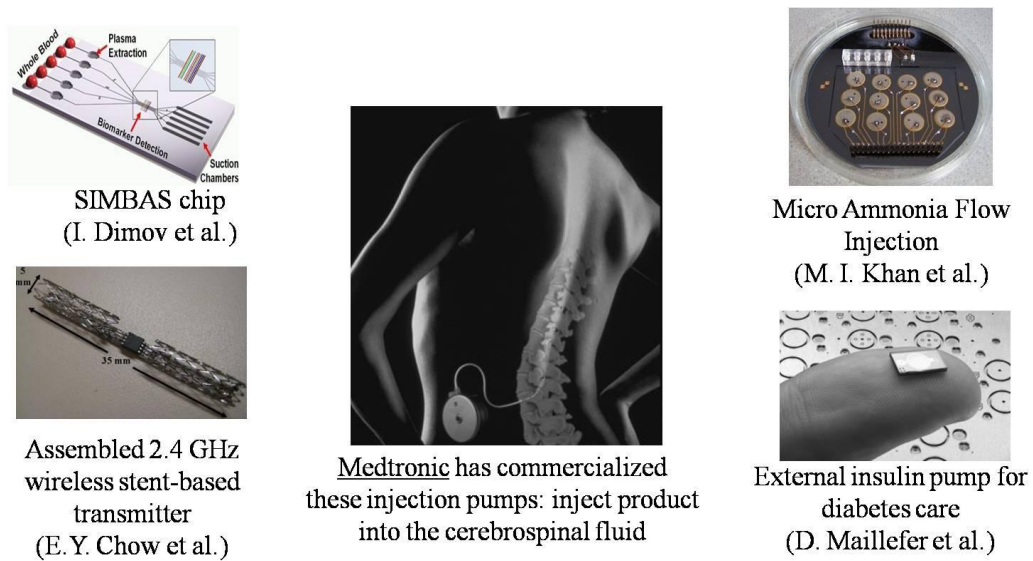


Figure 1.11 : Quelques exemples montrant des systèmes microfluidiques [31-34].

Certains microdispositifs LOC commerciaux comportent un système électronique qui pilote le système au complet comme illustré dans la figure 1.12. Ils sont considérés comme analogues aux systèmes sur puce électronique [35].

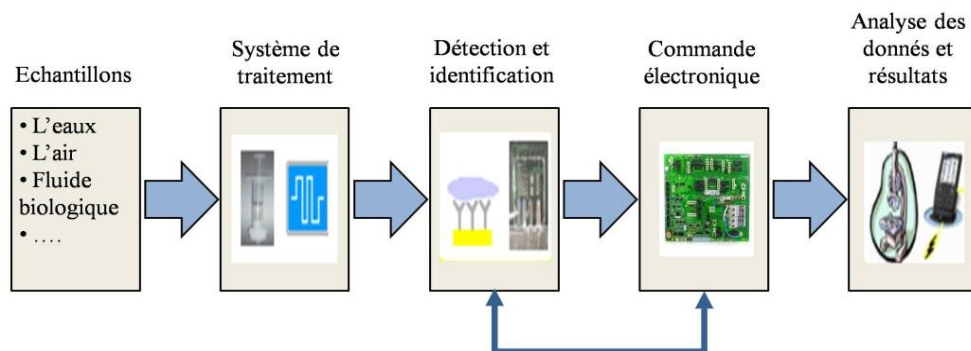


Figure 1.12 : Un système électronique au complet de pilotage d'un dispositif LOC [35].

Les biochimistes, les chimistes de synthèse et les médecins évaluent en général les possibilités d'un microdispositif LOC selon ses capacités biochimique de synthèse, d'analyse et de dépistage. Plusieurs nouveaux domaines d'applications ont vu le jour récemment, en partant du dépistage des maladies infectieuses et leurs diagnostique jusqu'au contrôle de la qualité et la toxicité des produits alimentaires [33].

Au niveau clinique, les microdispositifs LOC permettent plusieurs analyses tel que : l'analyse cellulaire, la cytométrie, l'analyse de sang, l'amplification d'acides nucléiques, la cartographie génétique, les tests enzymatiques, l'analyse des peptides, la séparation de protéines, l'analyse de la toxicité et de dosages biologiques. Les microdispositifs LOC jouent actuellement un rôle primordial dans la recherche et la découverte de nouveaux médicaments.

De nos jours, les microdispositifs LOC jouent un rôle très importants dans le biomédical car ils possèdent un fort impact sur les applications de contrôle et de suivie des paramètres vitaux des grands malades (*point-of-care applications*) [24, 36-37]. La technologie LOC permet de plus le développement de la prochaine génération de microdispositifs bioélectroniques portables et implantables grâce à leurs capacités de bio-détection, d'interrogation RF à distance et leur concept même d'intégration. Ils sont une plateforme attractive pour le développement de capteurs biologique implantables (*in vivo*) [31, 35].

La technologie LOC a adopté la plupart des méthodes de chimie analytique, tel que : la détection électrochimique, la spectrométrie de masse, la détection thermique, ainsi que l'utilisation des ondes ultrasonores, la force d'électrophorèse capillaire et l'électro-chromatographie. Plus récemment des méthodes optiques ont été utilisés comme la mesure de l'absorbance, la mesure du spectre infrarouge, la spectroscopie Raman, la mesure du facteur diffusion, la mesure de l'indice de réfraction, la mesure par résonance plasmon de surface et finalement la mesure de l'émission et la fluorescence par plasma [35].

1.3.2 Avantages des laboratoires sur puces (LOC)

Les laboratoires sur puce ont été conçu pour automatiser les processus de laboratoire classique, du coup, quelque avantages techniques sont à noter : la compacité, la portabilité, la modularité, la possibilité de reprogrammation de l'informatique embarquée, la manipulation automatisée des échantillons, l'électronique à faible bruit, la faible consommation d'énergie et l'intégration de tout ces composants sur une même puce. En plus des quantités d'échantillons très faibles nécessaires ainsi que de réactifs et d'analytes, les laboratoires sur puce sont hermétiques, ce qui réduit les risques de contamination des échantillons.

Il est important de noter que la facilité d'utilisation et la durée de vie du microdispositif ont fortement augmenté à travers une meilleure maitrise 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 [38-40]. Ces microgouttelettes se trouvent habituellement dans les applications telles que les micro-bioréacteurs pour les dosages cellulaires et moléculaires pour des thérapies avancées [41-42].

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 [4, 35].

La technologie LOC offre un entretien abordable et simple des puces fluidiques pour une utilisation ultérieure. Ils peuvent être facilement nettoyés et stérilisés avec des solutions de nettoyage telles que de l'hydroxyde de sodium, l'acide nitrique, l'éthanol, l'eau de Javel et même l'oxyde d'éthylène. Alternativement, les rayonnements ultraviolets, la chaleur et l'autoclavage peuvent stériliser ces microdispositifs. En outre, le four à plasma peut enlever les restes organiques à l'intérieur des puces microfluidiques [4, 35].

Les avantages clés de fabrication qui rendent les microdispositifs LOC abordables sont : La possibilité de production en grande série, des coûts abordables, le temps de fabrication très court, la simplicité des tests sur la qualité et aussi le soutien des outils logiciels informatiques de conception et de simulation. La plupart des avantages des LOC sont analogues à celles des puces électroniques intégrées [4, 35].

Ces microdispositifs LOC sont très demandés et ceci grâce à leurs possibilités d'application dans divers domaines. Ils ont déjà donné lieu à de multiples applications dans les domaines suivants : la détection, l'analyse, le diagnostic, la thérapie et aussi la médication automatique. Ainsi on remarque que le domaine du biomédical a largement bénéficié des apports de la technologie LOC dans les tests de médicament, l'observation et le suivi des pandémies, la

surveillance de la glycémie, le contrôle du diabète, le diagnostic des maladies ainsi que de nombreux autres tests et analyses [42-44].

1.4 Technique du μ -TAS

1.4.1 Définition

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 [3, 45-46]. La figure 1.13 montre un bon exemple de μ -TAS, qui est le système d'injection micro-débit d'ammoniac MAFIAS (*Micro Ammonia Flow Injection System*) [47]. Ce système est constitué d'une micropompe, d'un microcapteur de débit, des micromélangeurs, des microfiltres et des détecteurs optiques [3, 45-47].



Figure 1.13 : Le système d'injection de microdébit d'ammoniac (MAFIAS) [47].

On distingue deux types de μ -TAS selon leurs principes :

- ✓ μ -TAS issu de la microfluidique ;
- ✓ μ -TAS issu des systèmes à base de micromatrices (*microarrays*).

Dans le premier type de μ -TAS, le fluide s'écoule sans turbulence à travers un réseau de microcanaux. Les fluides peuvent se mélanger seulement par un

phénomène de diffusion. Dans le second type, l'échantillon ou le réactif est immobilisé dans des larges réseaux sur une plaque (micromatrices) [48]. Les fluides sont ensuite rincés sur la surface. Les différents types du μ -TAS peuvent être utilisés pour plusieurs applications, tels que :

- Les systèmes d'écoulement, d'injection et d'analyse FIA-Systems (Flow Injection Analysis) qui remplacent les systèmes conventionnels déjà existants ;
- L'instrumentation autonome de mesures sur le terrain ;
- Pour l'analyse du sang dans le domaine biomédical et vétérinaire ;
- Les applications spatiales, par exemple le réacteur dans l'espace ;
- L'analyse de l'ADN ;
- Les enquêtes judiciaires ou en criminalistique.

Le type du μ -TAS et la technologie utilisée sont fortement liés à l'application utilisée. Par exemple : les micromatrices peuvent être d'excellent candidats pour l'utilisation dans l'analyse d'ADN [48]. La forme en réseau fournit un moyen simple pour effectuer des dizaines, des centaines voir des milliers de tests simultanément sur un dispositif relativement petit [49].

1.4.2 Les éléments constitutifs d'un système de micro-analyse μ -TAS

Avec le premier développement des micropompes à membrane piézoélectrique [50], les gens se sont vite rendu compte qu'un jour ces pompes pourraient être intégrées en même temps que des capteurs dans un dispositif microsystème complet pour l'analyse chimique. C'est en réalité, les "briques" de base d'un μ -TAS.

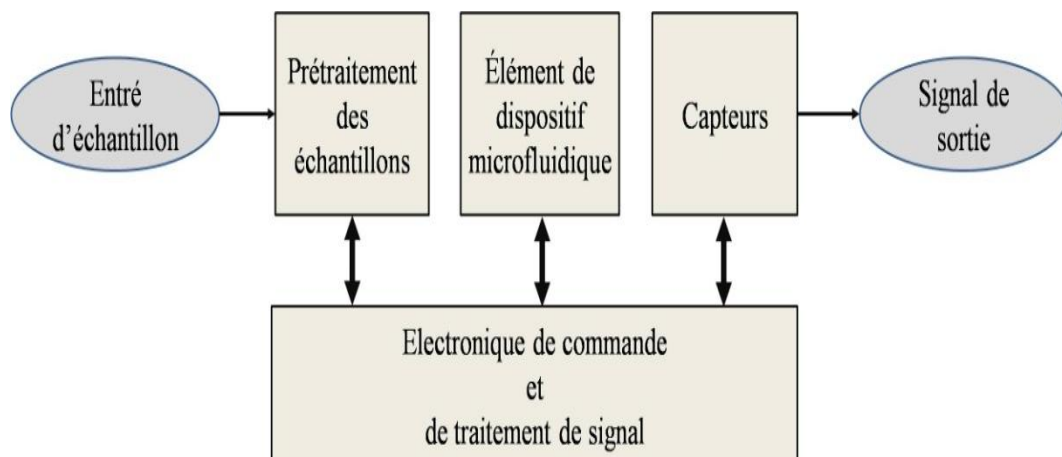


Figure 1.14 : Les éléments d'un système de microanalyse (μ TAS) [50].

En général, quatre types de sous-systèmes ou d'éléments constituent un μ -TAS schématisé dans la figure 1.14 [50] :

- ✓ Voix d'entrée et éventuellement de sortie de fluides ;
- ✓ Système de transport microfluidique (microcanaux, micropompes, microvalves, microréservoir, micromélangeurs, etc...);
- ✓ L'unité de prétraitement ;
- ✓ Les systèmes de détecteurs ;
- ✓ L'intelligence de pilotage représentée par un contrôleur électronique.

Un des éléments les plus importants dans un μ -TAS est le détecteur qui peut poser de nombreux problèmes lors de la conception liés à la taille très petite du système [49-50]. La taille réduite de l'élément de détection qui fonctionne en général dans un microcanal qui peut avoir quelques dizaines de microns de largeur est un facteur déterminant. Par exemple, les capteurs électrochimiques souffrent parfois, par faute de place, de l'absence de la microélectrode de référence qui le fait fonctionner correctement. Pratiquement dans le cas d'un ISFET (*Ion Sensitive Field Effect Transistor*), une configuration différentielle avec deux ISFETs séparées dans l'espace, en combinaison avec une quasi-électrode de référence surmonte cette difficulté [49-50].

Pour les capteurs d'absorption optique, qui sont largement utilisées dans l'analyse chimique, la limitation de la longueur d'absorption optique est une difficulté majeure. En effet, augmenter artificiellement cette longueur par des techniques de réflexion multiples semble une des directions la plus prometteuse. Dans un tel cas, l'utilisation de miroirs d'interférence sans pertes est préférable à des films métalliques partiellement transparents [49-50].

1.5 Conclusion

Ainsi, nous avons pu voir dans ce Chapitre 1, la grande diversité du monde des microsystèmes, leurs importances grandissantes dans la vie de tous les jours. Il est clair que ces dispositifs offrent de nouvelles perspectives à de nombreux domaines d'application dans tous les secteurs économiques. Ce développement devra être accompagné par un effort aussi important quant à l'aspect ; étude et compréhension des phénomènes liées aux dimensions microscopique et parfois nanométriques. Ceci afin d'optimiser et de fiabiliser le comportement de ces

microdispositifs avec la réduction d'échelle et les laisser parfois responsable de la vie humaine surtout dans l'axe BioMEMS.

En effet, nous avons mis l'accent dans ce chapitre sur les microdispositifs LOC et μ -TAS qui sont utilisées comme moyen essentiels dans les activités paramédicales, de premiers soins et d'aide aux grands malades pour une meilleure qualité de vie et d'autonomie. Cette technologie BioMEMS des LOC et μ -TAS est typiquement axée autour des systèmes dit "microfluidique". La conception, la mise au point ainsi que la réalisation des systèmes BioMEMS nécessitent un savoir-faire inévitable dans le domaine de la microfluidique qui s'occupe des phénomènes d'écoulement de fluides aux dimensions microscopiques. La présentation et l'explication de cette démarche fait l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE 2

MODELISATION DES DISPOSITIFS MICROFLUIDIQUES

2.1 Introduction

Au cours des vingt dernières années, la technologie de la microfluidique a connu une forte croissance en ce qui concerne les domaines d'applications [51-52]. Cet effort ne s'est pas cantonné seulement au développement du savoir-faire dans les microdispositifs de séparation mais à déborder vers une multitude d'autres domaines. Ainsi nous pouvons rencontrer les techniques de microfluidique dans la chimie, la biologie, la génomique (étude de gènes), la protéomique (étude de l'ensemble de protéines dans une cellule), les produits pharmaceutiques, la biodéfense, l'aéronautique et bien d'autres domaines où elle est un atout majeur [53-54].

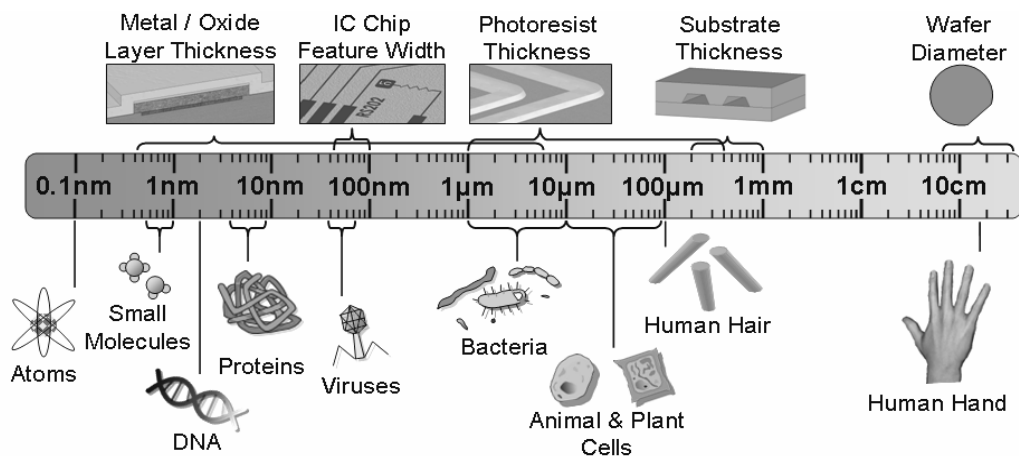


Figure 2.1 : Comparaison des échelles de longueur approximative pour plusieurs structures biologiques et de microfabrication [53].

Du point de vue biologique, les systèmes microfluidiques semblent particulièrement efficaces, étant donné que la plupart des processus biologiques impliquent le transport de fluides à des échelles microscopiques. Les exemples de transfert de molécules à travers la membrane cellulaire, de diffusion d'oxygène dans les poumons ainsi que l'écoulement sanguin dans les réseaux d'artérioles microscopique, sont là pour nous le rappeler. La microfluidique peut également

fournir des environnements *in vitro* plus réalistes pour des petites espèces cibles. On peut voir dans la figure 2.1 une échelle comparative de plusieurs entités biologiques en contraste de structures couramment utilisées dans la technologie microfluidique et MEMS [53].

Dans ce chapitre, nous allons tout d'abord donner une introduction au domaine très vaste des systèmes et dispositifs microfluidiques. Nous parcourrons, par la suite, les éléments de base les plus importants dans les systèmes microfluidiques : microcanal, les interconnexions, microvalves et les micropompes. Par la suite, il nous est apparu opportun de 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 numériques est nécessaire. En effet, nous allons modéliser les microécoulements laminaires d'un fluide Newtonien par la méthode des éléments finis.

2.2 Etude des dispositifs microfluidiques

2.2.1 Définition et origine des dispositifs microfluidiques

A la base la microfluidique représente une plate-forme miniaturisée et polyvalente pour étudier les microécoulements dans un réseau de microcanaux et de capillaires. Cette définition un peu simplifiée traduit difficilement la variété des applications couvertes par ce domaine, qui vont de la chimie analytique aux têtes d'imprimantes à jet d'encre [55]. En utilisant la variété des moyens technologiques disponibles [55-56], les dispositifs microfluidiques peuvent être fabriqués avec une très grande précision tel que : les micropompes, les microvalves et les microcanaux pour la manipulation des écoulements, etc... [57]. Deux systèmes apparaissent régulièrement dans la littérature comme étant historiquement les premiers à être développés [55, 58].

Le premier a été développé en 1978 qui était un microdispositif de refroidissement pouvant arriver très rapidement à la température de 80 K. Ceci en utilisant une micro-détente de Joule-Thomson profitant de l'augmentation des échanges thermiques du fait de la miniaturisation [58].

Le second a été réalisé en 1979 en tant que premier système de chromatographie en phase gazeuse microscopique. Il a été conçu spécialement pour la séparation

de dérivés d'hydrocarbures. Il était constitué de différents composants de base remplissant des fonctions avancées : une vanne à commande pneumatique et un capteur de micro-débit. Malheureusement, il a fallu attendre près de 20 ans pour le vrai lancement de la microfluidique à cause du retard dans les techniques de microfabrication des microsystèmes et aux cloisonnements due à l'absence de communication entre différentes spécialités tel que physique, chimie et biologie. C'est grâce à une approche prenant en compte divers méthodes de la physique que cette avancée a eu lieu : L'approche *Multiphysique*. La redécouverte des microcanaux a permis à des physiciens d'étudier des phénomènes fondamentaux, puis des chimistes et des biologistes commencèrent à utiliser la microfluidique à partir du milieu des années 90. Parmi ces recherches dans ce nouveau domaine de la microfluidique, deux axes principaux sont vite apparus [58].

D'une part, la microfluidique peut concerner l'étude des phénomènes à des échelles microscopique. Dans cet axe nous pouvons citer les phénomènes de glissements à l'interface solide-liquide, et le processus de micromélange de deux fluides [58-59]. D'autre part, la microfluidique se focalise sur des applications bien précises : c'est le cas des systèmes d'analyses biologiques ou biochimiques. Les apports de la microfluidique sont alors multiples : grande sensibilité, portabilité ou haut débit [58-59].

2.2.2 Les dispositifs de base constituant un système microfluidique

Une des problématiques majeure dans ce domaine porte sur les microécoulements : comment et où faire circuler le fluide dans les systèmes microfluidiques. En réalité, il y a une multitude d'éléments constitutifs de ces systèmes. Pour la réponse à ces questions, nous allons parcourir quelques éléments de base afin d'illustrer cette multitude [59].

2.2.2.1 Les interconnexions en microfluidiques

Il est nécessaire de résoudre les problèmes de sortie de fluides des microvalves et à la sortie de microcanaux. Ces interconnexions réalisent un couplage entre deux systèmes microfluidiques ou bien entre un système microfluidique et le monde extérieur (figure 2.2). Il est souhaitable que cette liaison soit réalisée d'une manière simple, normalisée, sans fuites et similaire à la connexion de deux circuits électroniques [59].

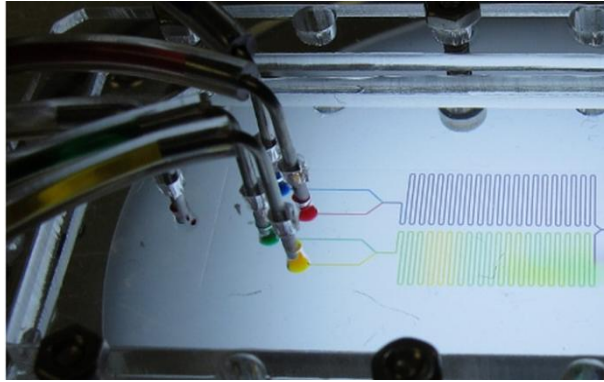


Figure 2.2 : Un système d'interconnexion microfluidique avec le monde extérieur [60].

Nous pouvons trouver plusieurs systèmes d'interconnexion en microfluidiques conçus dans les laboratoires de recherche, mais rarement utilisés dans l'industrie par manque de fiabilité. Nous pouvons trouver ainsi des connexions à aiguilles comme indiqué dans la figure 2.3.a, des connexions à base de polymère souple de type "tygon" (figure 2.3.b), des connexions aussi à base de polymère cette fois-ci rigide en téflon-PTFE (figure 2.3.c) et finalement des connexions à montage-démontage rapide de type "nanoport" (figure 2.3.d).

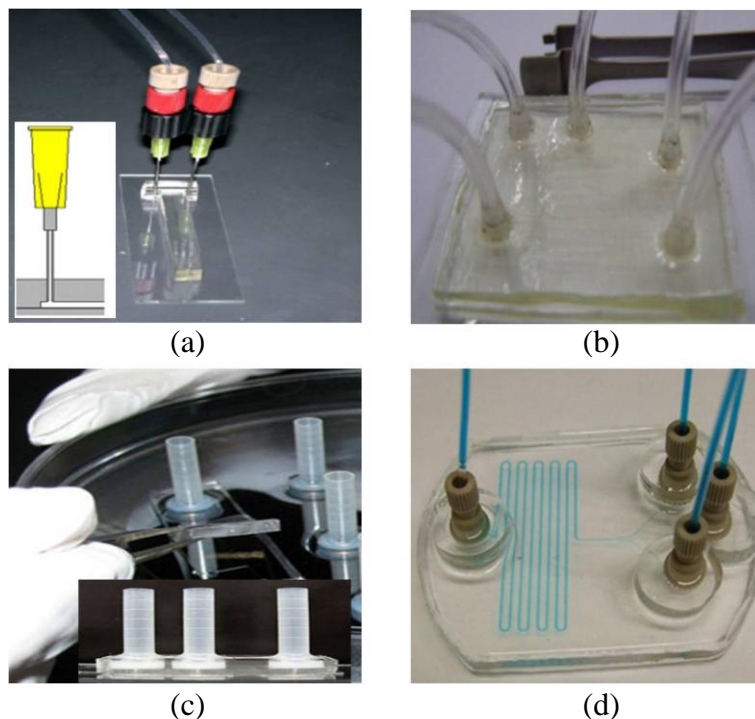


Figure 2.3 : Différents types de connexions microfluidique : (a) Connexions à aiguilles, (b) connexions à base de polymère souple de type "tygon", (c) connexions à base de polymère rigide en téflon-PTFE, (d) connexions à montage-démontage rapide de type "nanoport" [61-63].

Il serait utile d'avoir une interconnexion simple et universelle disponible, mais une telle interconnexion parfaite n'existe pas encore, et cette difficulté présente un obstacle à franchir pour l'intégration des systèmes microfluidique [59].

2.2.2.2 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 2.4). 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 [64]. 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 [65].

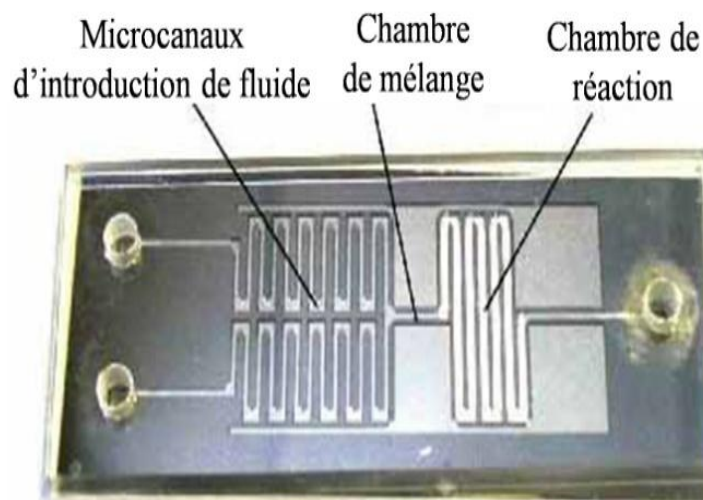


Figure 2.4 : Un microréacteur chimique à base de microcanal [64].

De manière générale, un microcanal a des dimensions latérales moindres que le millimètre et supérieure au micron. Au-dessus de 1 millimètre, l'écoulement présente un comportement du même type que les écoulements classique. De nos jours, les microcanaux présentent des dimensions caractéristiques qui varient de l'échelle submicronique à plusieurs centaines de microns [65].

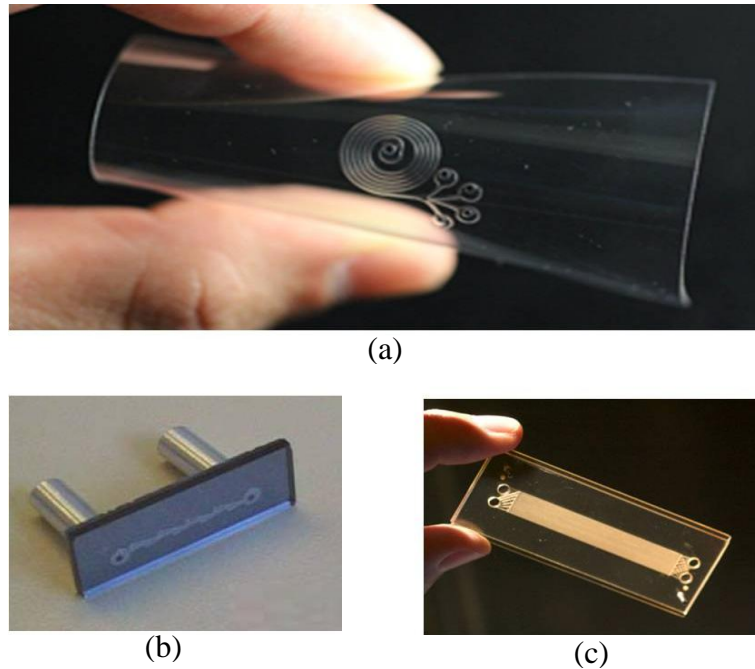


Figure 2.5 : Les Microcanaux fabriqués en différents matériaux : (a) Microcanaux en PDMS, (b) microcanaux en silicium, (c) microcanaux en verre [63, 66].

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 2.5). 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 et le moulage [65].

2.2.2.3 Les microvalves

Les microvalves sont conçues comme des valves classiques utilisées à l'échelle macroscopique. Elles permettent l'ouverture ou la fermeture d'un de microcanaux, commandant ainsi le passage du fluide. Elles peuvent être de type passives ou actives, normalement ouvertes (c.à.d. en l'absence de commande la valve est ouverte) ou fermées [67].

Les microvalves passives sont commandées par la différence de pression laissant s'écouler le fluide dans un seul sens (clapet anti-retour) [68-72]. Pour son fonctionnement, ce type de microvalve ne nécessite pas d'énergie extérieure [67].

Contrairement aux microvalves actives qui peuvent être commandées par des actionneurs de type : piézoélectrique [69], électrostatique [73], pneumatique

[74], thermo-pneumatique [75] et thermoélectrique [76]. Mais ce type de microvalves est plutôt complexe dans leur montage et utilise une tension électrique élevée les rendant moins attractifs pour plusieurs applications commerciales.

2.2.2.4 Les micropompes

Le nombre croissant d'applications faisant intervenir l'écoulement de microquantités de liquide (quelques millilitres par minute), a nécessité le développement de divers types de micropompes. La plupart des applications connues sont basées sur la miniaturisation des pompes déjà existantes au niveau macroscopique [67].

Cependant, le principe de la plupart des micropompes est basé sur le fonctionnement d'une pompe mécanique volumétrique (figure. 2.6). Dans ce cas, un actionneur crée une variation de volume dans une chambre connectée à deux valves. Celles-ci fonctionnent en opposition et permettent, pour un cycle de fonctionnement, la création d'un débit et d'une surpression en sortie de la pompe [67].

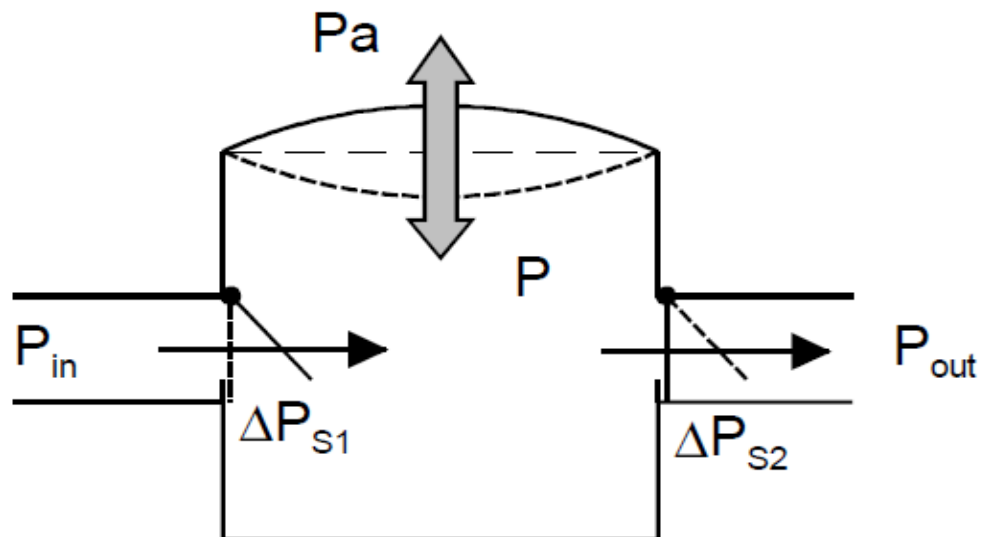


Figure 2.6 : Le principe de fonctionnement d'une pompe volumétrique [67].

Les différences entre toutes ces micropompes se situent essentiellement au niveau du type d'actionnement. Nous pouvons ainsi trouver des actionneurs piézoélectriques [69-70], électrostatiques [72], pneumatiques [71] et thermo-pneumatiques [74-77].

2.2.3 Les capteurs de débit en microfluidique

Une fois les systèmes microfluidiques réalisés, il est important de pouvoir mesurer leurs performances et caractériser leurs microécoulements. Les paramètres les plus importants restent ; la pression, la température, la vitesse et le débit. Avec la particularité des débits en microfluidiques qui sont assez faibles de l'ordre de quelques millilitres par minutes et toujours liés au confinement. Vu ces valeurs très faibles, leur mesure nécessite des techniques spécifiquement dédiées aux microécoulements [78]. La mesure des débits reste un paramètre important pour le reste des analyses opérée dans les systèmes μ -TAS ou LOC. Et sans ce paramètre, beaucoup d'analyses seront imprécises ou erronées.

En réalité, il existe une large gamme de capteurs de débit classiques, mais souvent peu utilisés dans le domaine microscopique. Leurs sensibilités limitées, leurs grandes tailles, leurs encombrements parfois inutiles et la difficulté de les connecter dans des volumes assez restreints, tout ceci limite fortement leurs utilisations dans le domaine de la microfluidique [78].

Dans ce qui suit, nous allons présenter un aperçu sur les différents principes de mesure de débit dans la microfluidique, et introduire les principales caractéristiques nécessaires à la compréhension des écoulements (par exemple, la viscosité dynamique, la densité, la chaleur spécifique, la conductivité thermique). Les principes de fonctionnement de ces capteurs seront aussi abordés.

2.2.3.1 Le capteur de débit thermique

Un effort de recherche et développement assez fourni a été fait ces dernières années sur ce genre de capteurs de débit thermique [79]. Historiquement, les premiers microcapteurs de débit sont basés sur le principe de fil chauffant ou résistance chauffante. Ils sont également nommés les capteurs de débit thermique et sont présents fortement dans le marché commerciale des capteurs MEMS.

Nous allons illustrer ce genre de capteur par une conception assez intéressante autour d'un microcanal. La figure 2.7 présente la conception de ce microcapteur de débit thermique. Il est composé d'un élément chauffant à base de couche mince de Nickel déposé sur une lame de verre de type "*Corning Glass 7059*". Une couche de PDMS a été déposée sur cette surface constituant un microcanal [80].

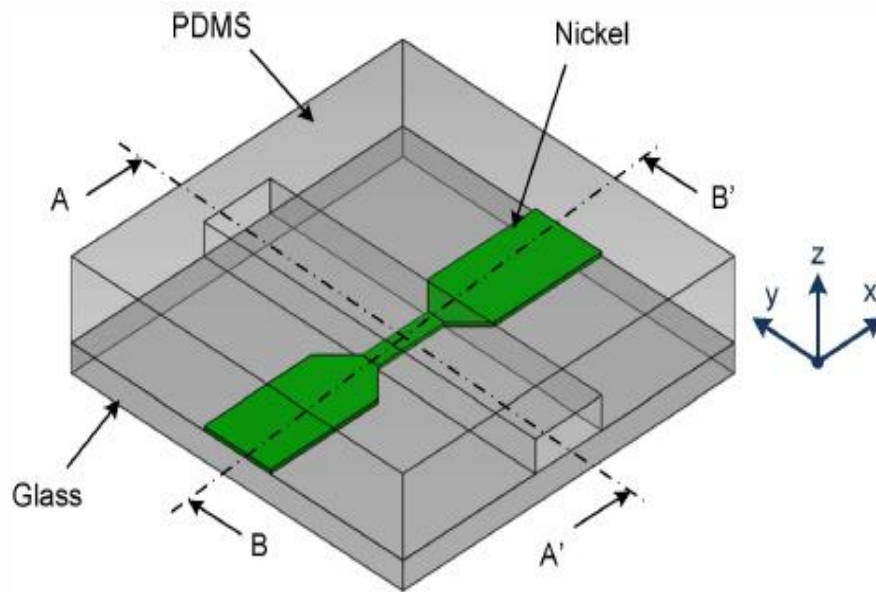


Figure 2.7 : Schéma d'un microcapteur de débit thermique [80].

La mesure du débit est effectuée en appliquant un courant continu constant pour alimenter l'élément chauffant et on procède ensuite à la mesure de la tension aux bornes de cette même résistance. Les variations de la tension mesurées sont directement liées à la variation de température de la résistance provoquée par l'écoulement du fluide à l'intérieur du microcanal. Le fluide évacue l'élément chauffant et cause ainsi un changement de sa température proportionnellement à la valeur du débit de l'écoulement à l'intérieur du microcanal [80].

2.2.3.2 Capteurs de débit par la mesure de la différence de pression

Le principe de détection d'écoulement repose sur la mesure de la différence de pression P dans un écoulement de fluide. Ces capteurs de pression peuvent être utilisés pour mesurer le débit Q en mesurant la différence de pression d'écoulement ΔP le long du microcanal avec la résistance hydraulique de fluide R_H connu, et le calcul du débit est équivalent à la loi d'Ohm :

$$Q = \frac{\Delta P}{R_h} \quad (1)$$

Il est comparable à la mesure du courant électrique dans un circuit en détectant la différence de potentielle sur une résistance fixe [79].

L'exemple du capteur présenté dans Figure 2.8 utilise une structure en silicium-verre pour une lecture de signal capacitif [81]. Le fluide pénètre dans le dispositif par l'entrée avec une pression de P_1 , il s'écoule à travers un canal et sort du capteur avec une pression de P_2 . Si le débit de l'écoulement dans le canal est

suffisamment petit pour créer une résistance hydraulique, une différence de pression ΔP apparaît à travers le canal. La pression au-dessus de la membrane et la pression à l'entrée sont maintenues égales. Donc la différence de pression est mesurée par le capteur de pression capacitif, qui est commuté à une fréquence.

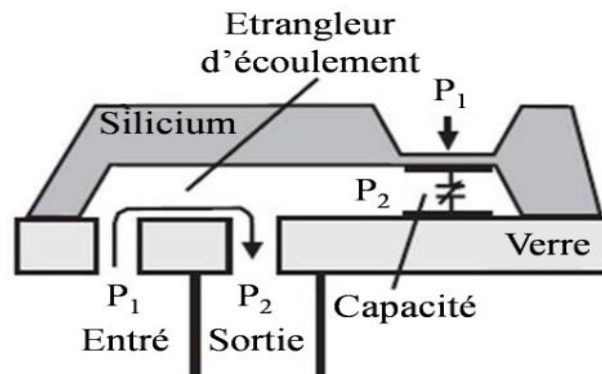


Figure 2.8 : Schéma du capteur de débit par différence de pression [81].

L'avantage du principe de mesure de débit par différence de pression est que le chauffage du liquide sera négligeable. Ceci peut être important pour l'utilisation de fluides sensibles à la température ou en cours de réactions chimiques [79].

2.2.3.3 Les capteurs de débit optique

Les capteurs de débit optique ont un certain nombre d'avantages par rapport à leurs homologues électriques. Ils sont très résistants aux produits chimiques volatils ou corrosifs. Ils sont immunisés contre les interférences électromagnétiques, et offrent une isolation électrique. Dans certaines applications, ces capteurs présentent une longévité plus élevée à des températures élevées, et sont résistants à la corrosion.

La figure 2.9 présente un bon exemple de capteur de débit qui utilise le principe de détection optique de la déflexion d'une poutre en silicium avec un guide d'onde en surface [82]. La lumière est transmise à travers le guide d'onde et elle est utilisée pour détecter le mouvement de la poutre. L'intensité du faisceau optique change avec la déformation de la poutre de silicium causée par l'écoulement du fluide. Une fibre optique est utilisée pour faire entrer la lumière vers le guide d'ondes, et une seconde fibre optique est utilisée pour détecter l'intensité lumineuse. Ces fibres optiques sont fixées sur la structure de silicium par des rainures en V.

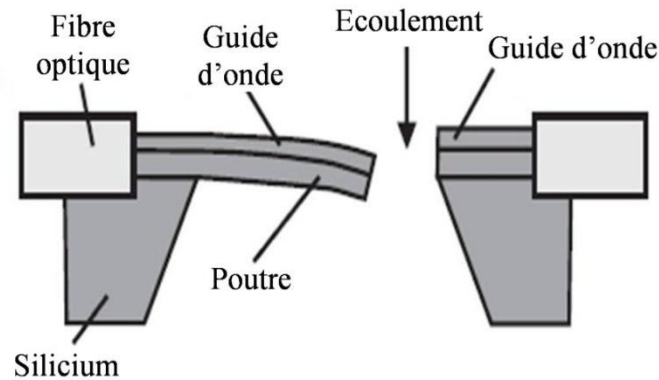


Figure 2.9 : Schéma et principe du capteur de débit optique [82].

L'inconvénient majeur de ces capteurs est leur taille non négligeable. Ils utilisent des systèmes de lasers, des wattmètres optiques, des lentilles ainsi que des microscopes, ce qui rend leurs instrumentations assez chère et ne conviennent pas pour les systèmes portables ou pour une utilisation dans des petits espaces confinés [79].

2.2.4 Méthode de microfabrication des dispositifs microfluidique

Le développement de la microfluidique est fortement lié aux choix des techniques de microfabrication : historiquement, la microfluidique, issue des technologies MEMS [83]. Principalement à base de silicium, les MEMS ont vu leur domaine d'application s'étendre aux systèmes fluidiques notamment, grâce à la mise au point des méthodes de gravure profonde et de collage, permettant de réaliser des canaux dans un substrat puis de les refermer à l'aide d'un capot.

Ainsi plusieurs techniques de microfabrication de microcanal ont été mise en œuvre. De plus, plusieurs matériaux ont été adoptés pour la microfluidique comme le PMMA (Polyméthylméthacrylate) [84], le pré-polymère thiolène [85], le Kapton (polyamide) [86] etc... Ces matériaux sont utilisés pour faire face à certaines conditions opératoires pour des applications qui utilisent des solvants agressifs.

Mais les matériaux les plus utilisés généralement pour la réalisation d'un microcanal en microfluidique sont le PolyDiMethylSiloxane (PDMS) [51, 87], le verre et le silicium [88]. Ces techniques nécessitent la reproduction de la géométrie d'un microcanal soit pour marquer le substrat à graver (technologie verre ou silicium), soit pour réaliser un moule (technologie PDMS dite lithographie douce) [83, 87, 89].

2.2.4.1 Technologie de fabrication en silicium ou en verre

Les procédés de microfabrication sont donc employés pour l'usinage du silicium ou du verre dans le but de réaliser des microcanaux destinées au transport, au mélange, à la séparation, d'échantillon de fluides sur une puce microfluidiques [83].

Ces procédés se résument en général, à un dessin accompagné de gravure de microcanaux dans un substrat en silicium ou en verre nécessitant de passer par la technique de photolithographie et de gravure. Ceci est suivi par un assemblage d'un capot permettant la fermeture des canaux et assure l'étanchéité du système (figure 2.10).

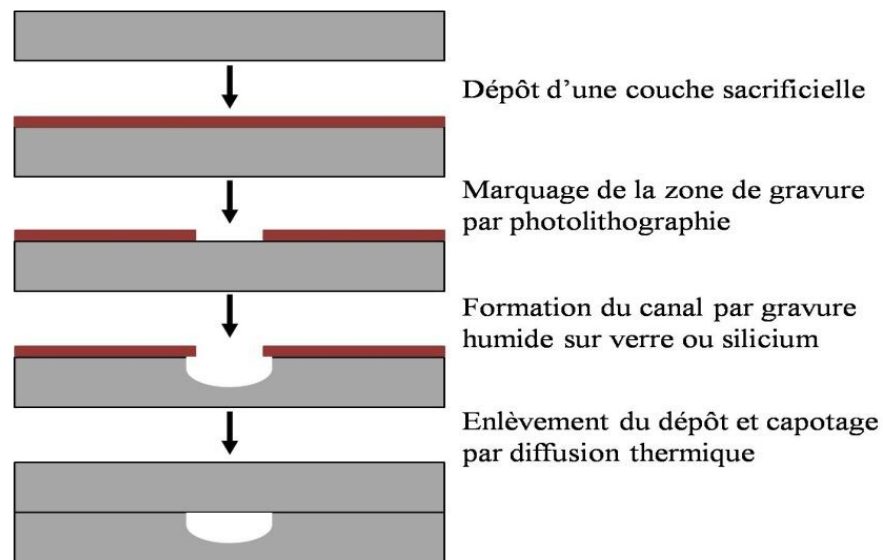


Figure 2.10 : Les étapes technologiques de la réalisation des canaux microfluidiques sur un substrat de silicium ou de verre [89].

Les étapes essentielles pour la réalisation d'un microcanal sur silicium ou sur verre sont résumées dans la figure 2.10 :

- ✓ Dépôt d'une couche mince sacrificielle afin de la différencier sur le reste du substrat. Elle peut être en oxyde de silicium, nitrure de silicium ou de métal (chrome, titane, aluminium, etc...) ;
- ✓ Marquage de la zone à graver par la photolithographie (dépôt de résine, exposition aux rayons ultraviolet et développement de la résine) ;
- ✓ Gravure humide ou sèche du substrat pour réaliser les microcanaux ;
- ✓ Enlèvement de la couche sacrificielle et de la résine ;
- ✓ Fermeture et recouvrement par une plaque de verre en générale en utilisant une soudure thermique ou anodique.

Le silicium est l'un des matériaux le plus utilisé pour la fabrication des dispositifs microfluidique [90]. Si le silicium présente d'un point de vue industriel l'avantage de la facilité de fabrication, il n'est pas idéal du fait de son opacité gênant une éventuelle détection optique, et sa mise en œuvre n'est pas aisée. Le verre permet de contourner l'inconvénient de l'opacité. Ses propriétés intéressantes surtout de sa transparence et sa résistance à la température, à la pression et aux solvants agressifs en font un matériau privilégié pour les systèmes microfluidiques [89-90]. Malheureusement, les techniques utilisées pour la fabrication des microcanaux en verre sont plus ou moins coûteuses et la gravure sur du verre reste difficile à réaliser. Les chercheurs se sont donc rapidement tournés vers des technologies dites lithographie douce (*soft-lithography*) utilisant des élastomères [60, 89].

2.2.4.2 Technologie de fabrication en lithographie douce en PDMS

Les dispositifs à base de polymère souple en PDMS sont fabriqués par une technique dite de lithographie douce (*Soft-lithography*). Dans une première étape, cette technique est basée sur la réalisation par photolithographie d'un moule en résine dure (généralement SU8) représentant une contre empreinte d'un motif particulier de microcanal. Elle est suivie par l'utilisation de ce moule pour transposer le motif des microcanaux dans une matrice par coulage du pré-polymère liquide en PDMS [87, 91].

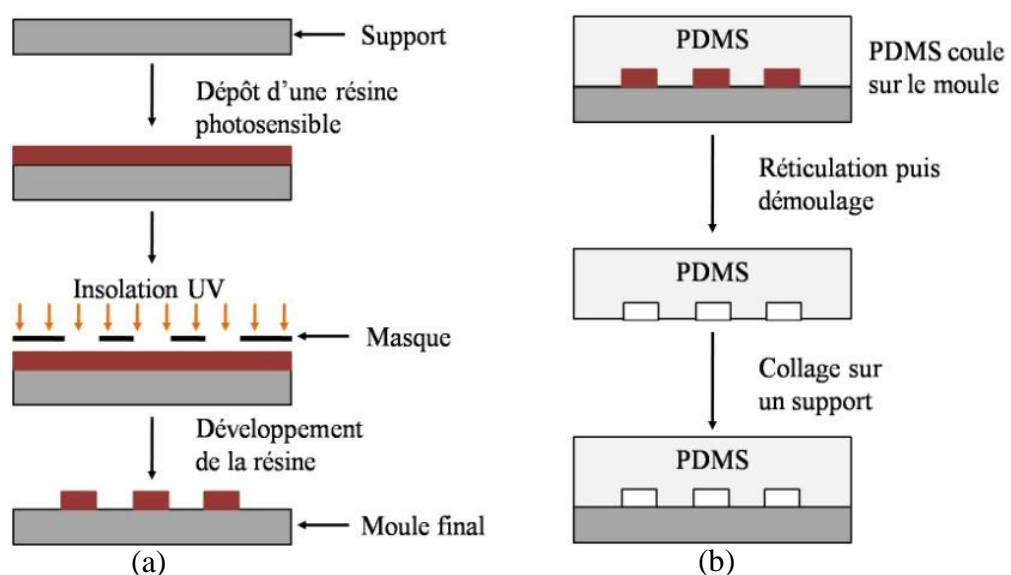


Figure 2.11 : Les étapes de fabrication d'un dispositif microfluidique par lithographie douce : (a) Réalisation du moule, (b) réalisation de la structure en PDMS.

La réalisation d'un moule en résine dure (SU8) nécessite plusieurs étapes schématisées sur la figure 2.11.a :

- ✓ Dépôt d'une couche mince de résine photosensible (SU8) sur un substrat de silicium ou de verre par une tournette ou «*spin-coater*». L'épaisseur de la couche de résine ainsi déposée est contrôlée par la vitesse de rotation de la tournette lors de l'étalage et la viscosité de la résine donnée par le fabricant ;
- ✓ L'évaporation du solvant initialement présent dans la résine (SU8) par un léger chauffage. Cette étape est appelée pré-cuisson ou (*pre-bake*) et qui consiste à chauffer le substrat et la résine ;
- ✓ Après cette étape, la couche de résine (SU8) est exposée à une source lumineuse (UV) parfaitement rectiligne à travers un masque comportant des endroits opaques et transparents sur lequel est reproduit en négatif la géométrie des motifs du moule que l'on souhaite obtenir ;
- ✓ Une étape de durcissement de la résine est nécessaire ou post-cuisson (*post-bake*);
- ✓ La résine non réticulée peut être dissoute via un bain de développement à base d'un bain spécifique;
- ✓ Un moule d'épaisseur contrôlée et correspondant au motif désiré est alors obtenu.

À partir de cette technique, il est possible de produire des moules de microcanaux de hauteur comprise typiquement entre 1 et 300 μm . Pour obtenir des hauteurs plus grandes, il est nécessaire de déposer plusieurs couches successives de résines.

Les étapes de fabrication des dispositifs en PDMS à partir du moule en résine sont schématisées sur la figure 2.11.b :

- ✓ Un mélange de pré-polymère PDMS liquide et d'agent réticulant avec une concentration de 10:1 est directement versé sur le moule.
- ✓ Une cuisson (environ une heure à 65°C) permet au PDMS de se réticuler et se transformer en un élastomère. Puis la couche de PDMS peut être découpé et démoulé.
- ✓ La plaque de PDMS microstructurée est alors percée aux extrémités des microcanaux afin de permettre l'insertion des connexions pour l'entrée et la sortie des fluides. La matrice ainsi obtenue est scellée sur

un support de silicium, une lame de verre ou même une couche réticulée en PDMS.

L'assemblage se fait par simple mise en contact après oxydation de surface dans une chambre à plasma sous atmosphère raréfiée en oxygène ou sous *ozoneur*. Cette opération est donc réalisée sous un plasma d'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 [60, 87, 89, 91].

La technologie PDMS est peu coûteuse, facile à mettre en œuvre et surtout rapide à réaliser. Le PDMS offre de multiples possibilités d'intégration de composants qui permettent de contrôler les écoulements. Mais ils ne sont pas toujours adaptés à toutes les situations, l'inconvénient majeur du PDMS est qu'en présence de certains solvants agressifs comme l'acétone ou l'éther, il a tendance à se dégrader et à gonfler causant des déformations des microcanaux source de fuites [60, 89, 91].

2.3 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.

2.3.1 Les caractéristiques d'un microécoulement

Les propriétés physiques 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 [92].

2.3.1.1 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 [7, 93] :

$$Re = \rho \frac{UL}{\mu} = \frac{UL}{\nu} \quad (2)$$

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 (kg.s/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, $Re \approx 2000$ [7, 92-93].

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 $100\mu\text{m}$, le nombre de Reynolds est égal à 0.1.

2.3.1.2 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 2.12). 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 [94-95].

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 [93-95]. 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 [92].

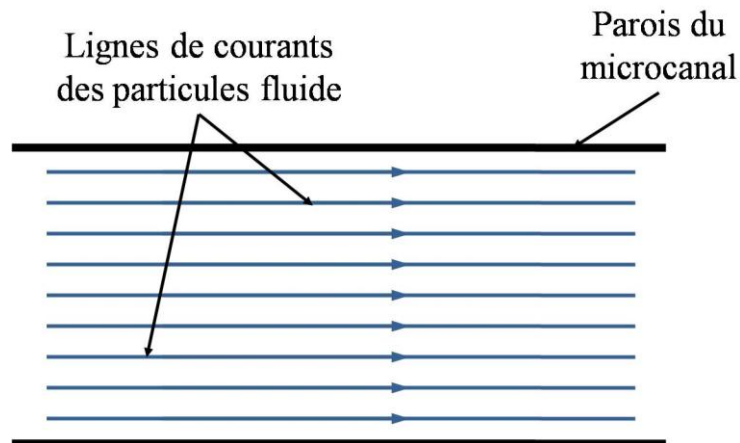


Figure 2.12 : Les lignes de courants des particules de fluide.

2.3.1.3 Le profil de vitesse des écoulements dans les microcanaux

Les microcanaux à section transversale rectangulaire et circulaires sont couramment utilisés dans les applications microfluidiques. Étant 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 [79, 92].

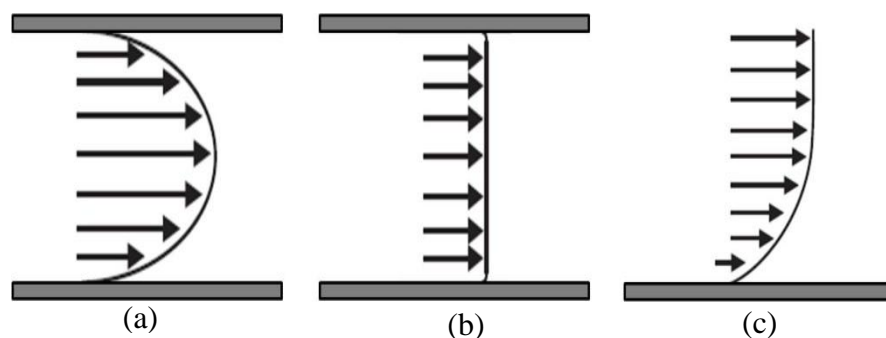


Figure 2.13 : Les profils de vitesse d'écoulements : (a) Profil de forme parabolique, (b) profil de forme uniforme, (c) profil de vitesse s'annule près des parois puis uniforme.

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 2.13.a). Tandis que pour les écoulements contrôlés par des pompes électroosmotique, le profil est presque uniforme (figure 2.13.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 2.13.c) [79].

2.3.2 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.

2.3.2.1 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 [7, 91,]. 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 [7, 91, 96] :

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \eta \Delta \mathbf{u} + \mathbf{F} \quad (3)$$

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 [91, 96] :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (4)$$

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

$$\text{div}(\mathbf{u}) = 0 \quad (5)$$

Pour résumer, dans les systèmes microfluidiques les écoulements sont supposés être laminaires, Newtoniens, visqueux et incompressible [97-98]. Ainsi l'équation du mouvement du fluide est exprimée à travers l'équation de Navier-Stokes incompressible et l'équation de continuité [99] :

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} \right) - \nabla \cdot (-p \mathbf{I} + \eta (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)) + \rho (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = \mathbf{F} \quad (6)$$

$$-\nabla \mathbf{u} = 0 \quad (7)$$

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.

2.3.2.2 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.

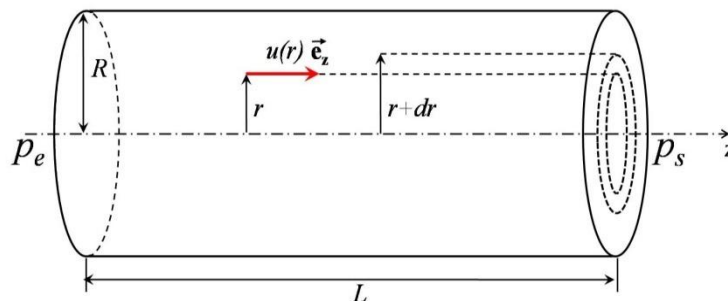


Figure 2.14 : L'écoulement dans d'un microcanal horizontal de section circulaire.

La figure 2.14 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 [67].

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 :

$$\mathbf{u} = u(r)\mathbf{e}_z \quad (8)$$

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 2.14).

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 :

$$\sum \mathbf{F}_{\text{ext}} = \vec{\mathbf{0}} \quad (9)$$

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 $u(r)$ qui s'exerce sur la surface latérale du cylindre de rayon r parallèlement à Oz. Cette force de viscosité F_{visq} est donnée le cas d'un fluide Newtonien par [7]:

$$F_{\text{visq}} = \eta \frac{du(r)}{dr} 2\pi r L \quad (10)$$

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 :

$$\pi r^2 p_e - \pi r^2 p_s + \eta \frac{du(r)}{dr} 2\pi r L = 0 \quad (11)$$

En isolant la dérivée de vitesse on obtient :

$$\frac{du(r)}{dr} = -\frac{p_e - p_s}{2\eta L} r \quad (12)$$

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 :

$$u(r) = \frac{p_e - p_s}{4\eta L} (R^2 - r^2) \quad (13)$$

Dans ces conditions, on peut représenter l'allure du profil du champ de vitesse qui est de forme parabolique comme schématisé dans la figure 2.15. Dans ce cas, la vitesse est nulle aux parois en raison des forces de frottement, et maximale au centre du cylindre [97, 100].

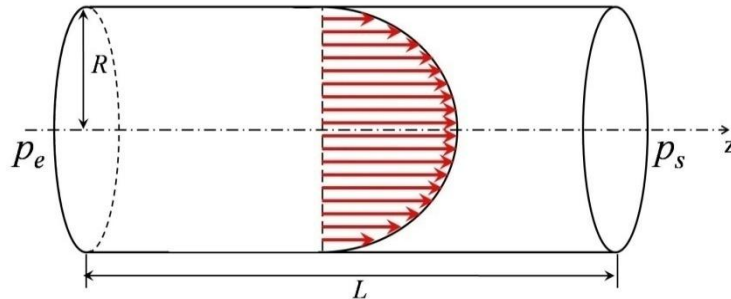


Figure 2.15 : Le profil de vitesse d'écoulement de Poiseuille dans un microcanal de section circulaire.

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 $r+dr$:

$$D_v = \int_0^R u(r)2\pi r dr = \int_0^R \frac{p_e - p_s}{4\eta L} (R^2 - r^2) 2\pi r dr \quad (14)$$

$$\text{D'ou} \quad D_v = \frac{\pi R^4}{8\eta L} (p_e - p_s) \quad (15)$$

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 :

$$\Delta p = \frac{8\eta L}{\pi R^4} D_v \quad (16)$$

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) [7, 67, 97, 100]. Par analogie avec la loi d'Ohm, une résistance hydraulique R_H est définie par :

$$R_H = \frac{8\eta L}{\pi R^4} \quad (17)$$

2.3.2.3 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 2.16 [101], une hauteur de canal h suivant l'axe Oy et une largeur w suivant l'axe Ox (figure 2.16). Afin de simplifier notre approche.

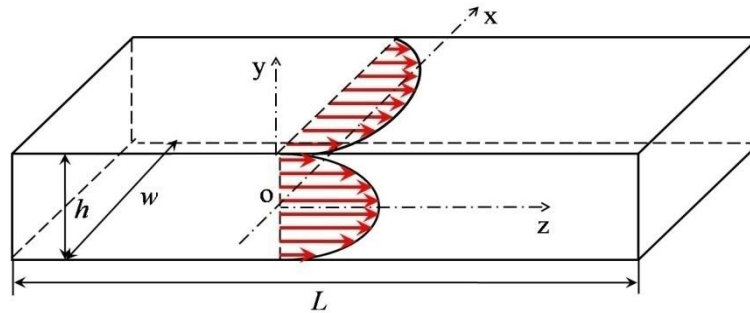


Figure 2.16 : Le profil de vitesse d'écoulement d'un microcanal à section rectangulaire.

Les équations aux dérivées partielles (EDP) de second ordre décrivent le comportement dynamique de l'écoulement dans le microcanal et sont données par [67,97] :

$$\frac{\partial u}{\partial z} = 0 \quad (18)$$

$$-\frac{dp}{dz} + \eta \nabla^2 u = 0 \quad \text{ou bien} \quad -\frac{dp}{dz} + \eta \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) = 0 \quad (19)$$

Cette équation possède un premier membre qui ne dépend que de z et un second membre qui n'est fonction que des coordonnées transverses x et de y . En profitant du fait que la solution devra être symétrique par rapport à l'axe Oz et en choisissant une solution de forme parabolique avec des termes linéaires nuls sous la forme :

$$u(x)_y = ax^2 + c_1(y) + c_2 \quad \text{Et} \quad u(y)_x = ay^2 + c'_1(x) + c'_2 \quad (20)$$

c_2 et c'_2 sont deux constantes réelles. Tandis que $c_1(y)$ est une fonction en y et $c'_1(x)$ une fonction en x . La solution de l'équation (19) aura finalement la forme suivante :

$$u(x, y) = \left[\frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz} \right] \frac{x^2 y^2}{2} + c \quad (21)$$

c est une constante réelle. Les conditions aux limites sont ici la symétrie miroir autour du plan au milieu qui nous a déjà permis de simplifier la solution et les conditions cinématiques d'adhérence qui expriment le fait qu'au contact d'une paroi immobile, un fluide visqueux a une vitesse nulle (écoulement au niveau des parois sans glissement). L'utilisation de ces conditions aux limites des parois permet de nous donner le profil du champ de vitesse comme suit [97, 101] :

$$u(x, y) = \left[\frac{1}{2\eta} \frac{dp}{dz} \right] \left(x^2 - \left(\frac{w}{2} \right)^2 \right) \left(y^2 - \left(\frac{h}{2} \right)^2 \right) \quad (22)$$

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 [67, 97, 101] :

$$D_H = \frac{4 \times \text{section droite du canal}}{\text{périmètre mouillé}} \quad (23)$$

2.3.2.4 Ecoulement de Couette entre deux plaques parallèles

L'écoulement de Couette entre deux plaques parallèles est similaire à l'écoulement dans un microcanal à section rectangulaire et présente la même géométrie. Il y'a deux parois séparées d'une distance h . De plus, l'écoulement n'est pas causé par un gradient de pression mais plutôt par le mouvement des parois. Comme indiqué dans la figure 2.17, l'écoulement laminaire du fluide entre deux plaques parallèles, l'une fixe et l'autre animée d'une vitesse u_0 .

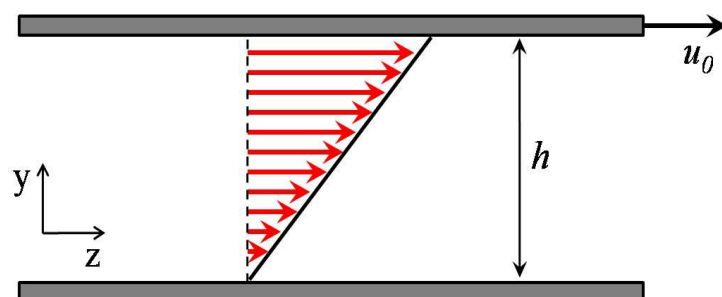


Figure 2.17 : Le profil de vitesse d'écoulement de Couette entre deux plaques parallèles.

L'hypothèse est qu'une force externe est appliquée pour déplacer l'une des plaques. Les plaques supérieure ou inférieure peuvent se déplacer à une même vitesse u_0 ou dans des directions opposées à une vitesse $u_0/2$ [1, 7].

Nous allons utiliser les équations de Navier-Stokes comme point de départ pour la recherche du profil du champ de vitesse. Le champ des vitesses est orienté suivant l'axe Oz. On a donc $\mathbf{u} = (0, 0, u(x,y,z))$. L'équation de conservation de la masse fournit alors [1, 7, 102] :

$$\frac{dp}{dz} = 0 \quad (24)$$

$$\frac{\partial u}{\partial z} = 0 \quad (25)$$

$$\eta \nabla^2 u = 0 \quad \text{ou bien} \quad \eta \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} = 0 \quad (26)$$

En utilisant l'hypothèse que les dimensions dans la direction Ox sont supposée infinie et si on utilise l'équation (25) alors la vitesse u ne peut dépendre que de y . Le champ de vitesse s'écrit donc finalement $\mathbf{u} = (0, 0, u(y))$.

L'intégration à deux reprises des équations aux dérivées partielles (EDP) de second ordre (26) avec l'utilisation des conditions aux limites $u(y=0)=0$ et $u(y=h)=u_0$, conduit à un profil de vitesses linéaire de la forme [1, 7, 102] :

$$u(y) = u_0 \frac{y}{h} \quad (27)$$

Le profil de vitesse dans un flux de cisaillement est identique pour toutes les valeurs de z , varie linéairement avec la distance de la paroi mobile, et il est indépendant de la densité et de la viscosité. A noter également que la contrainte de cisaillement est également constante partout :

$$\sigma_{yz} = \eta \frac{\partial u}{\partial z} = \eta \frac{u_0}{h} \quad (28)$$

2.3.3 Modélisation de l'interaction fluide-structure

Dans la majorité de dispositif microfluidique, les écoulements interagissent avec des éléments mécaniques qui peuvent être des micropoutres, des microponts ou des micromembranes. Ils sont 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 [98-99].

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 [98-99].

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.

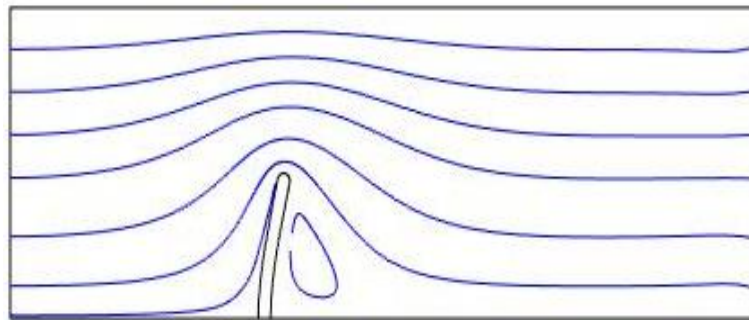


Figure 2.18 : Une interaction fluide-structure sous l'effet d'un écoulement laminaire horizontale dans un microcanal.

La figure 2.18 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 encastree (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.

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 complétée par des conditions aux limites appropriées. Ces conditions aux limites sont dans le cas du FSI des conditions limites humides [98-99]. Ceci est traduit par les deux conditions suivantes :

- I. A l'interface, les particules fluides et les particules solides ont le même mouvement vu 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.

2.3.3.1 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 [96-99, 103].

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 de continuité indiquées plus haut (6) et (7) [96, 103].

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 [97, 103].

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 [98-99].

2.3.3.2 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 au niveau 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 (6), les termes $\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} \right)$ et $\rho (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u}$ seront nulles. L'équation (6) se transforme pour donner l'expression de la déformation de la structure de l'obstacle causée par l'écoulement du fluide [103, 104] :

$$\mathbf{F}_T = -\mathbf{n}(-p\mathbf{I} + \eta(\nabla\mathbf{u} + (\nabla\mathbf{u})^T)) \quad (29)$$

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 (29) 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.

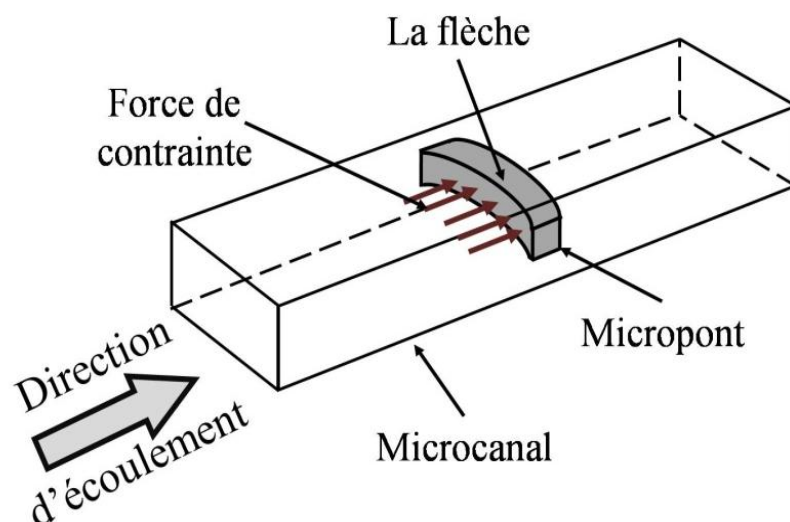


Figure 2.19 : La déflexion mécanique d'un micropont sous l'effet de l'écoulement du fluide dans un microcanal.

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, etc...) sous l'effet de l'écoulement du fluide (figure 2.19) [103, 105-109]. La déformation de la structure en fonction de la force de contrainte distribuée à sa surface peut être obtenue analytiquement [103, 108]. L'expression suivante donne ainsi la flèche δ d'un pont à section carré encastré à ses deux extrémités dans le cas d'un matériau isotrope, élastique et linéaire [103, 108] :

$$\delta = F_T L^3 (1 - \nu^2) / 3EI \quad (30)$$

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 (6) et (29). Ainsi, la flexion du micropont peut être reliée à la variation de la vitesse d'écoulement du fluide ou de son débit [109].

2.4 Conclusion

A l'heure actuelle, les dispositifs microfluidiques sont présents dans tous les secteurs industriels est économiques. Les applications spécifiques développées et les méthodes d'expérimentation spécialement mises au point ont permis des progrès rapides des dispositifs microfluidiques de plus en plus performants.

Nous avons procédé à la modélisation par la méthode des éléments finis des microécoulements à flux laminaires dans les microcanaux. En générale, les systèmes microfluidiques sont fabriqués à la base de polymères connus sous le nom de PolyDiMethylSiloxane ou PDMS. La modélisation du comportement aussi bien mécanique qu'électrique est une nécessité afin de pouvoir concevoir de nouveaux microdispositifs microfluidique. Ainsi le chapitre qui va suivre sera consacré à la modélisation du PDMS et plus précisément aux matériaux nanocomposites à base de PDMS.

CHAPITRE 3

ETUDE DES PROPRIETES MECANIQUE, ELECTRIQUE ET PIEZORESISTIVE DES POLYMERES NANOCOMPOSITES

3.1 Introduction

Les tâches et les fonctions complexes des systèmes microfluidiques poussent vers l'amélioration non seulement des technologies de fabrications, mais aussi l'amélioration des interactions avec le milieu environnant. Etant donné que les applications phares de la microfluidique sont l'analyse biomédicale et même les systèmes de médications automatiques *invivo*, la biocompatibilité des matériaux est impérative. C'est pour cette raison que la grande majorité des systèmes sont fabriquées par des polymères biocompatibles. Sachant que ces matériaux sont tous isolant électrique, alors très vite l'adjonction de nanoparticules conductrices pour donner des matériaux innovant appelés nanocomposite conducteur [110]. Ces derniers ont ouvert la porte à une multitude de propriétés non imaginées avant [111-112].

La conductivité électrique dans les polymères nanocomposites est transmise en incorporant des nanoparticules conductrices dans la matrice de polymère isolante. Un exemple de ces polymères nanocomposites est basé sur le PolyDiMethylSiloxane ou PDMS renforcé par les nanoparticules du noir de carbone ou CB (*carbon black*) [113-114].

En plus de la conductivité, très vite est apparue une propriété très utile qui est la piézorésistivité ou le changement de résistance électrique avec la contrainte mécanique et la déformation dans un polymère nanocomposite conducteur. Cette piézorésistivité est due au changement de distance entre les nanoparticules conductrices quand le matériau est en compression ou extension [115-117]. La capacité de détection des contraintes mécaniques dans les polymères nanocomposites conducteurs est surtout faciliter par la flexibilité des polymères et peuvent ainsi subir une plus grande gamme de pression. En outre, à la différence des métaux, leur conductivité évolue sur plusieurs décades.

Ce chapitre est consacré à la présentation des polymères nanocomposites généralement utilisés 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. Nous présentons ensuite notre modélisation du comportement piézorésistive. Finalement, nous présentons nos résultats de simulations comparées aux résultats expérimentaux.

3.2 Les polymères nanocomposites en PDMS

L'introduction de particules de taille nanométrique ou tout simplement nanoparticules dans une matrice polymère permet d'obtenir de nouveaux matériaux aux propriétés améliorées, comme les propriétés thermiques, mécaniques, électriques, optiques, etc... [118]. Ces matériaux qu'ils soient naturels ou artificiels sont appelé nanocomposites. Les nanoparticules utilisées possèdent des formes très diverses et de différentes dimensions (figure 3.1).

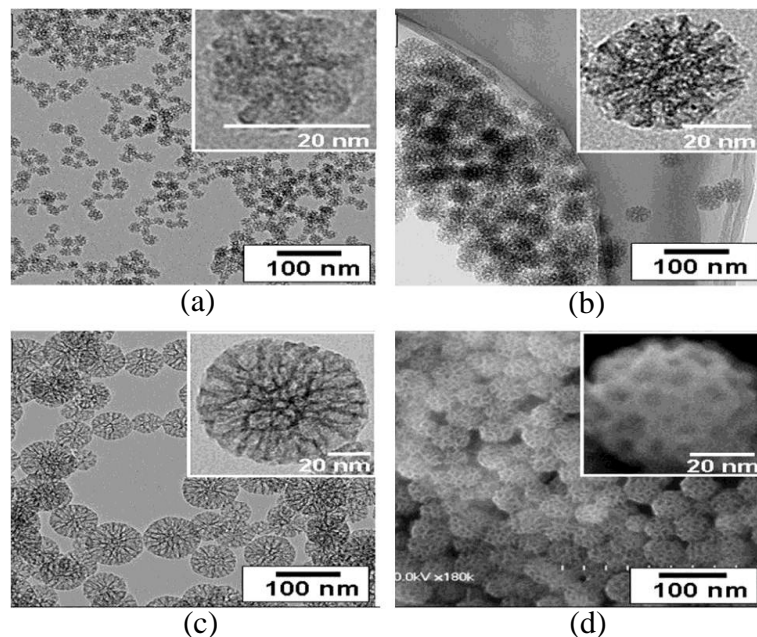


Figure 3.1 : Exemple de différentes formes et dimensions des nanoparticules de silice : (a) Un diamètre de 20nm, (b) un diamètre de 45nm, (c) un diamètre de 80nm, (d) un diamètre 45nm d'une nanoparticule poreuse de silice [119].

La morphologie de la surface des nanoparticules affecte fortement les mécanismes de conduction dans les nanocomposites. En plus de ceci cette conduction est fortement liée à la valeur de la distance moyenne entre nanoparticule ou de la concentration de ces nanoparticules [116-117].

Plusieurs types de polymères ont été utilisés pour préparer les polymères nanocomposites tels que les résines thermoplastiques, thermodurcissables ainsi que les élastomères (PDMS, PMMA, PUMA, polyamide, etc...) [62, 84, 86-87]. Différentes gamme de nanoparticules conductrices ont été utilisées dans l'élaboration de polymères nanocomposites (argent, cuivre, nickel, carbone, etc...) [120-123]. En connaissant les différentes propriétés du PDMS, telles que l'élongation, la résistance à la traction et la dureté, on remarque que ce matériau est très flexible et aussi robuste. Le PDMS (PolyDiMethylSiloxane) est donc devenu rapidement un candidat privilégié pour le développement des nanocomposites utilisés dans les applications microfluidiques [124].

3.2.1 Le PDMS élastomère

Le PolyDiMethylSiloxane ou le PDMS est un polymère avec un comportement analogue au caoutchouc. Il est très utilisé pour la fabrication des systèmes microfluidiques à cause de sa biocompatibilité, faible toxicité, sa stabilité thermique, transparence optique, faible perméabilité à l'eau, faible conductivité électrique, son faible coût et sa facilité de moulage [51, 60, 87, 124]. C'est un polymère organo-minéral (une structure contenant du carbone et du silicium) de la famille des siloxanes (mot dérivé de silicium, oxygène et alkane) qui présentent la propriété de viscoélasticité avec un faible module de Young et un rendement élevé de la contrainte (jusqu'à 1000%) par rapport à d'autres polymères [125].

Pour la fabrication de dispositif microfluidiques, le PDMS (liquide) mélangé à un agent réticulant (agent durcisseur) est versé sur un moule microstructuré et chauffé afin d'obtenir une réplique du moule en élastomère (PDMS réticulé) montrer dans la figure 3.2 [126].

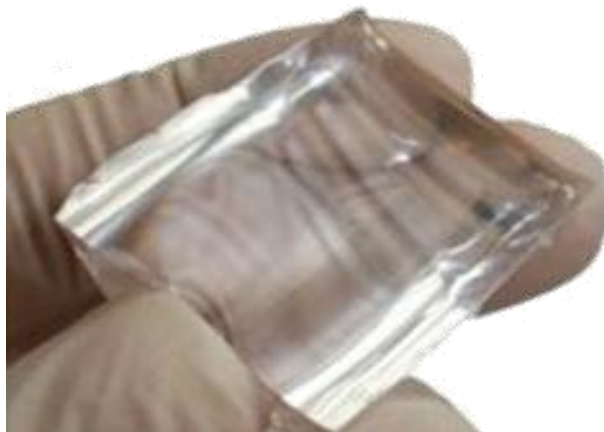


Figure 3.2 : Image du PDMS élastomère.

La formule chimique brute du PDMS est $(C_2H_6OSi)_n$ et sa formule éclatée est $CH_3[Si(CH_3)_2O]_nSi(CH_3)_3$, où n est de répétition du monomère. La structure chimique du PDMS est représentée sur la figure 3.3 [127]. En fonction de la taille de la chaîne du monomère, le PDMS non réticulé pourra être presque liquide (n faible) ou semi solide (n grand). Les liaisons siloxanes permettent d'obtenir une chaîne de polymère flexible avec un haut niveau de viscoélasticité.

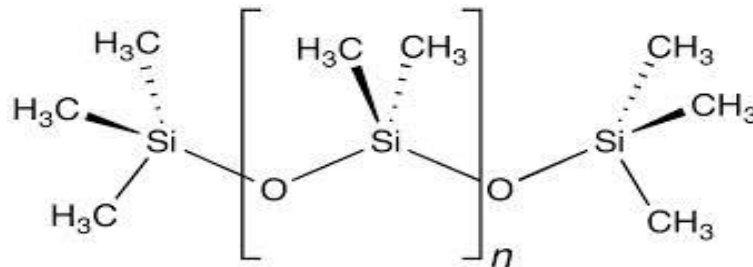


Figure 3.3 : La structure chimique du PolyDiMethylSiloxane (PDMS).

Après réticulation, le PDMS devient un élastomère hydrophobe. Ainsi les solvants polaires comme l'eau ont du mal à mouiller le PDMS et conduit à l'adsorption des contaminants hydrophobes présents dans l'eau à la surface du PDMS. Ainsi, la réticulation conduit le PDMS à des propriétés de résistance à haute température, de fortes tenues aux rayons UV, IR et à de nombreuses agressions extérieures.

Une oxydation du PDMS, à l'aide d'un plasma, modifie la chimie de surface du PDMS et produit des terminaisons silanol ($SiOH$) à sa surface. Ce procédé rend également la surface chargée négativement et permet de coller le PDMS de manière covalente sur une surface de verre également oxydée grâce à la création de liaison $Si-O-Si$ [126-128]. Que la surface du PDMS soit oxydée au plasma ou non il ne laisse pas l'eau, le méthanol ou l'éthanol s'infiltrer et le déformer. Par contre le PDMS se déforme et gonfle en présence de chloroforme et d'éther et dans une moindre mesure en présence d'acétone et de propanol [126-128].

3.2.2 Différents type de nanoparticules de charges dans le PDMS

D'un point de vue général, nous pouvons classer les nanocomposites suivant le facteur de forme de la nanoparticule incorporée (c.à.d. le rapport entre la plus grande dimension autrement la longueur et l'épaisseur ou le diamètre). Il n'y a pas de définition spécifique de la nanoparticule, mais celle donnée par de récentes publications [113-114] dictent le fait que les nanoparticules doivent avoir

au moins une de leurs dimensions morphologiques inférieure à 100nm et peuvent être classés en fonction de leur forme géométrique [127-128].

Les nanoparticules se retrouvent sous différentes déclinaisons possibles : des sphères, des tiges, des tubes, des fibres, des fils et mêmes des formes aléatoires [129]. Ils peuvent avoir des formes non uniformes avec des tailles différentes comme ils peuvent être de simples sphères [127]. Et suivant leurs morphologies la concentration nécessaire au passage d'un matériau isolant à un matériau conducteur change fortement. En effet, ce passage d'isolant à conducteur voit la résistivité changer drastiquement sur plusieurs décades, il est communément appelé seuil de percolation. Ainsi, ces formes et ces tailles jouent un rôle important dans la détermination du seuil de percolation, la capacité de mélanger uniformément des nanoparticules avec la matrice du polymère ainsi que le module d'élasticité mécaniques (module de Young) de la matrice du polymère après l'ajout de nanoparticules. De plus, le rapport de la longueur sur la largeur semble jouer un rôle important dans le seuil de percolation, comme il semble aussi que les chemins de conduction électrique sont, en général, plus facilement créés entre les nanoparticules longues et minces [127].

Différentes nanoparticules métalliques élémentaires, ainsi que des nanoparticules composées (alliages, borures, carbures, nitrures, oxydes, phosphures et sulfures) sont disponibles dans le commerce. Une bonne partie de ces nanoparticules sont constituées soit de métaux (argent, or, aluminium, cuivre, etc...), soit de composés de carbones (carbone, fullerènes, graphène, nanotube de carbone "CNT", etc...), soit d'alliages (zinc fer, hafnium, Niobium, etc...) et mêmes d'oxydes (SiO_2 , ZnO , TiO_2 etc...). Ils sont d'un grand intérêt en raison de leur bonne conductivité [127].

Lors de l'ajout de nanoparticules de renfort dans une matrice polymère (dans notre cas le PDMS), de nombreux paramètres tels que la longueur et le poids moléculaire des chaînes polymère, la taille et la distribution des renforts, ou encore la nature des surfaces de contact et des interactions jouent un rôle sur le comportement local (à l'interface) et global du matériau composite [118-127].

Les nanoparticules conductrices généralement utilisées pour élaborer les PDMS conducteur ou le C-PDMS sont les nanoparticules de noir de carbone ou CB (*Carbon Black*), les nanoparticules de nanotubes de carbone ou CNT (*Carbon NanoTube*) et les micro et nanoparticules d'argent [120-121, 127].

3.2.2.1 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 présenté par Colmer pour élaborer le C-PDMS par le renforcement avec de nanoparticules du CB (Vulcan XC72; Cabot) à une concentration massique de 10% [120, 127]. Ils ont observé que la conductivité électrique augmente avec la concentration du CB dans PDMS de $5,6 \times 10^{14}$ à $\sim 5 \times 10^1$ ($\Omega.m$) (figure 3.4).

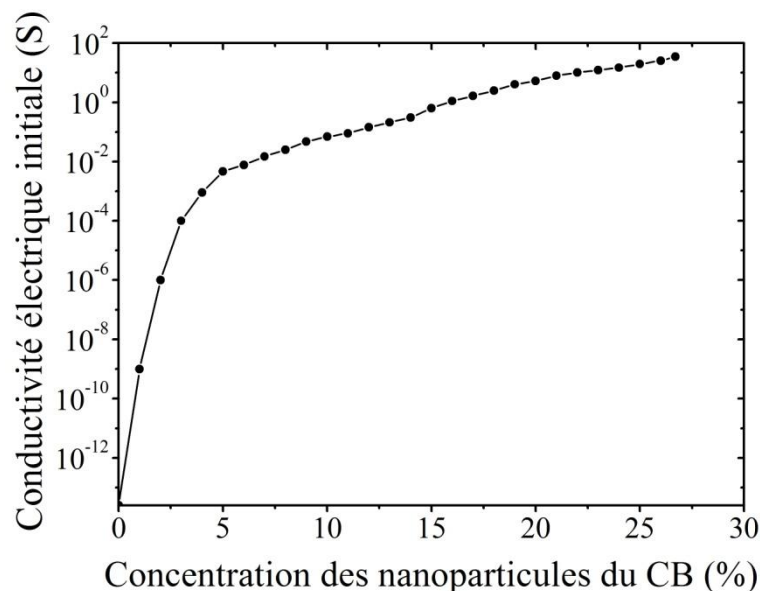


Figure 3.4 : La conductivité électrique en fonction de la concentration de CB dans le PDMS [120].

La conductivité du CB-PDMS nanocomposite est indiquée dans la figure 3.4 et tracée en fonction de la concentration massique des nanoparticules conductrices du CB. Le seuil de la concentration de l'apparition d'une bonne conductivité dans CB-PDMS nanocomposites est d'environ 5-10%. La conductivité σ augment rapidement au-delà du seuil. De plus, lorsque la concentration est trop élevée, le CB-PDMS nanocomposite devient mécaniquement beaucoup plus rigide donc facile à casser et malheureusement difficile à élaborer. L'obtention d'une bonne conductivité avec la concentration la plus basse possible est donc essentiel [120, 127].

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

Depuis la découverte des nanotubes de carbone CNT par Iijima en 1991 [130], 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 [131]. En 2007, Yi Kuen Li *et al.* ont élaboré pour la première fois le CNT-PDMS nanocomposites. Et comme le montre la figure 3.5, la conductivité dépend fortement de la concentration massique du CNT dans le PDMS. Ils ont ainsi montré un seuil de concentration de l'apparition d'une bonne conductivité autour de 3-5% [132].

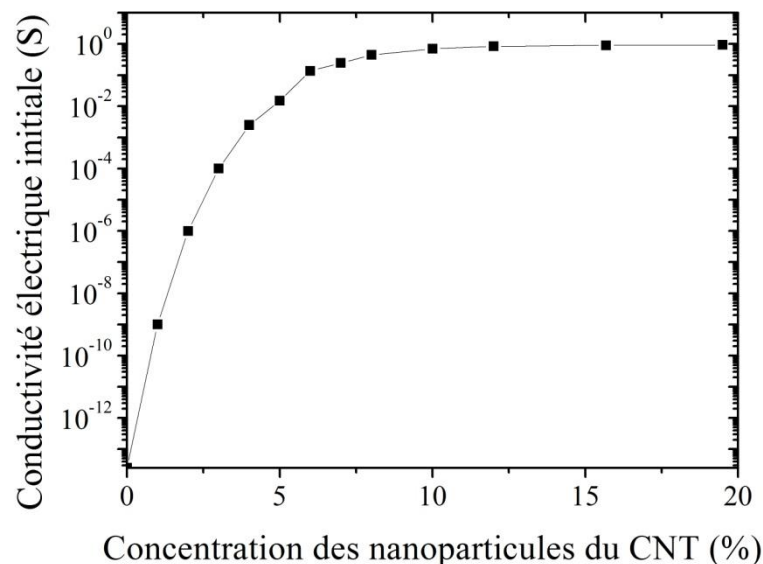


Figure 3.5 : La conductivité électrique en fonction de la concentration de CNT dans le PDMS [133].

En 2007 Junyong Lu *et al.* ont montré que le CNT-PDMS peut être facilement utilisé comme un nouveau matériau piézorésistive qui peut être utilisé dans la technologie des MEMS à faible coût. Ce nanomatériau possède un potentiel important dans les applications des nanocapteurs et des systèmes microfluidiques à bases de PDMS [137]. En 2009, Liu Chao-Xuan et Jin-Woo Choi ont montré une technique très abordable d'impression des motifs en C-PDMS fabriqués en mélangeant des nanotubes de carbone multi-parois ou MWCNT (*Multi Wall Carbon NanoTube*) intégrés dans le PDMS [132-134]. Le problème avec le CNT qu'il est extrêmement difficile d'obtenir un CNT purement métallique (habituellement nous obtenons 40% métallique et 60% semi-conducteur).

3.2.2.3 Composites de PDMS à base microparticules d'argent

L'argent (Ag) est le métal qui a la plus haute conductivité parmi tous les métaux et il est disponible sous forme de poudre ou particule. En 2007, X.Z. Niu *et al.* ont exploité cette propriété des particule d'argent et ont été les premiers à démontrer la possibilité du micromoulage de composite à base de particule d'argent Ag-PDMS qui est électriquement conducteur. Ils ont utilisé des microparticules d'argent de 1-2 μm de diamètre et ils étaient en mesure d'atteindre une conductivité de $10^2 (\Omega.\text{m})^{-1}$ avec une concentration de 86% d'argent dans le PDMS comme le montre la figure 3.6 [120].

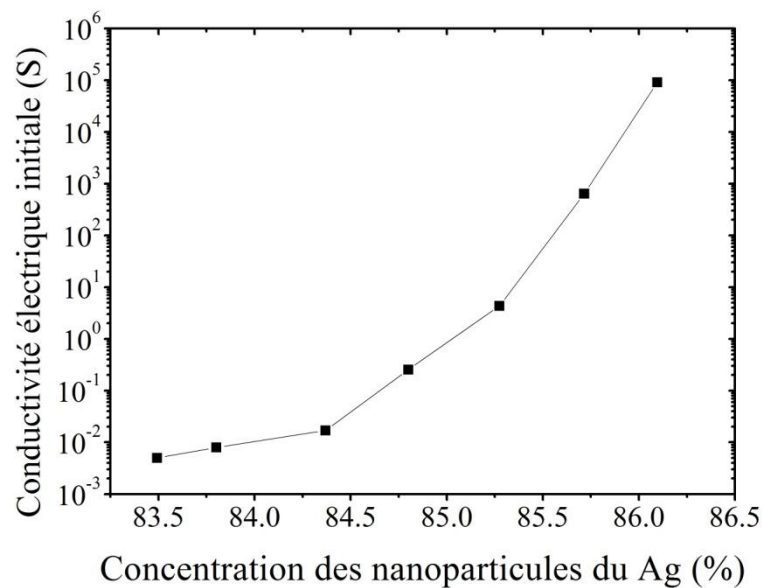


Figure 3.6 : La conductivité électrique en fonction de la concentration d'Ag dans le PDMS [120].

3.2.3 Notion sur la méthode d'élaboration du PDMS conducteur

Les polymères nanocomposites sont des matrices de polymères renforcées par des nanoparticules, tandis que les polymères composites classiques sont renforcés par des microparticules. Les méthodes complexes d'élaboration nécessitent une mise en œuvre délicate pour espérer obtenir une dispersion satisfaisante [117, 135].

Différentes voies d'élaboration des polymères nanocomposites peuvent être mises en avant : la polymérisation *in situ*, le mélange en solution, le mélange par cisaillement, le mélange par ultrasons à haute et basse fréquence et l'incorporation à l'état fondu [135].

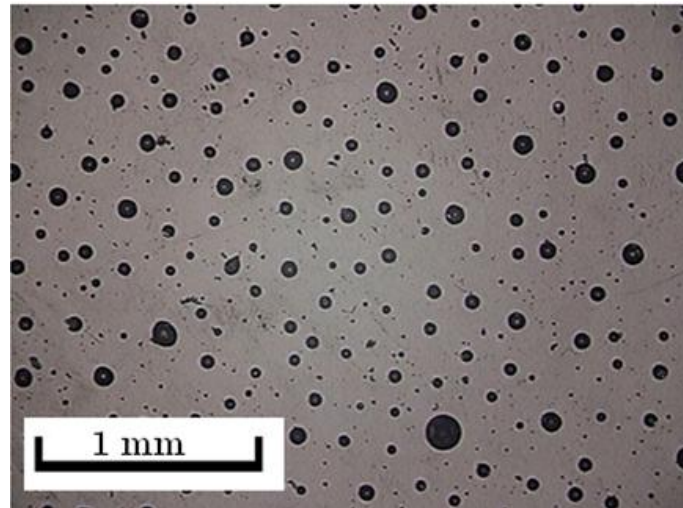


Figure 3.7 : Une image microscopique de la dispersion des nanoparticules de CNT dans une solution de PDMS et le chloroforme [117].

Afin d'élaborer le C-PDMS nanocomposite ayant des propriétés améliorées telles que la conductivité électrique, la piézorésistivité ou la magnétisation en fonction de la concentration des nanoparticules dans la matrice du PDMS polymère, les nanoparticules doivent être mélangés de manière sensiblement homogène et uniformément réparties dans la matrice de PDMS polymère (figure 3.7) [117]. La dispersion est la clé du développement du C-PDMS nanocomposite de haute qualité avec des propriétés uniformes.

Parmi les principales méthodes de dispersion, nous pouvons citer trois qui sont particulièrement intéressantes : le mélange par cisaillement mécanique, par agitation magnétique, et les ultrasons. Pour l'optimisation des processus de dispersion dans la préparation du C-PDMS, ces trois approches doivent être combinées pour avoir une meilleure uniformité de répartition des nanoparticules dans la matrice de PDMS polymère [127, 135].

Le processus général fonctionne pour tous les différents nanocomposites à base de PDMS (figure 3.8) [136]. Pour obtenir du C-PDMS homogène, une quantité de nanoparticules est distribuée dans un solvant organique à l'intérieur d'un bécher métrique, tel que l'heptane, le toluène ou le chloroforme, par l'intermédiaire d'ultrasons à haute fréquence. Par la suite, le PDMS liquide est ajouté à une solution séparée de solvant organique, et agiter avec un agitateur magnétique. Ensuite, les deux solutions sont mélangées ensemble pour une agitation ultrasonore à haute fréquence pour assurer une dispersion suffisamment uniforme des nanoparticules dans le PDMS. Le nanocomposite, ainsi préparé à

base de PDMS, est mélangé mécaniquement jusqu'à ce que le solvant organique s'évapore. Il est hautement souhaitable de minimiser le temps nécessaire pour sécher complètement la solution organique. En augmentant la température du contenant de nanocomposite. Après l'évaporation complète du solvant et avant la microfabrication de nanocomposite polymère, l'agent durcisseur (l'autre partie de polymère PDMS) devrait être introduite dans le mélange. On mélange manuellement dans un rapport de 10:1 [135-136].

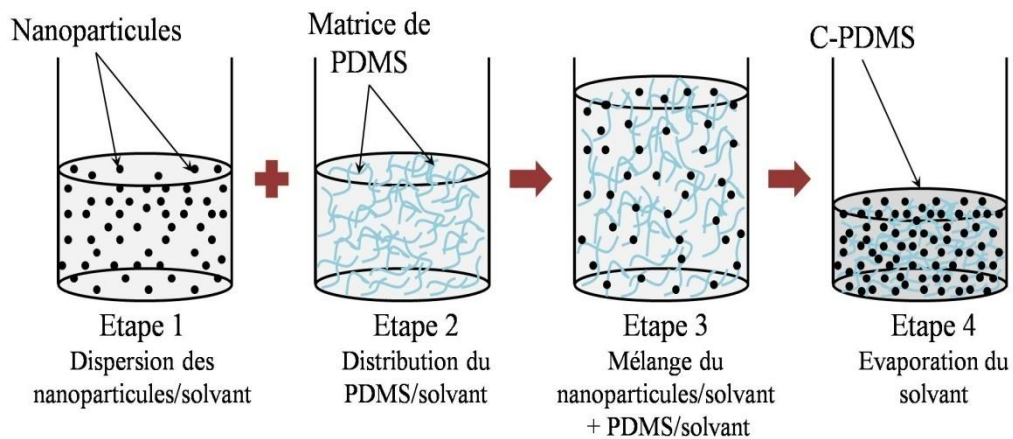


Figure 3.8 : Le processus général d'élaboration du nanocomposites à base de PDMS [136].

3.3 Modélisation des propriétés mécaniques du PDMS conducteur

Comme le C-PDMS fait parti de la famille des polymères nanocomposites, de nombreuses propriétés peuvent être ajustées précisément en modifiant le rapport entre le PDMS pré-polymère de base et l'agent durcisseur ainsi que la concentration de renforcement des nanoparticules dans la matrice du PDMS. Pour les formulations utilisées, il est nécessaire de connaître l'ensemble de ces propriétés à un niveau élevé de précision surtout celles en lien avec l'élasticité [137].

Donc une des principales motivations du développement de C-PDMS nanocomposites est de produire un nouveau matériau souple avec des propriétés mécaniques améliorées comme le module de Young, la flexibilité, la contrainte à la rupture etc... A des faibles concentrations de charges, l'intégration des nanoparticules dans la matrice PDMS permet de produire un effet désiré sans changer de la nature souple des polymères. Les matériaux obtenus ont montré de meilleures propriétés mécaniques que le polymère initial [138].

3.3.1 Propriétés mécanique expérimental du PDMS conducteur

Afin de comprendre les caractéristiques mécaniques du C-PDMS nanocomposites, une force de contrainte est appliquée sur une couche mince de C-PDMS nanocomposite (figure 3.9), celui-ci réagit en se déformant de deux façons : d'abord par une rétraction de sa longueur (compression) le long de l'axe de la contrainte et par une extension dans le plan normal à l'axe de la contrainte. La contrainte est définie comme :

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (33)$$

Où F représente la force appliquée sur le corps et A est la surface perpendiculaire à la direction de la force. La déformation est l'allongement relatif par rapport à la taille initiale L_0 du corps dans l'axe de la contrainte. Quand la contrainte est faible et qu'on se trouve dans un régime linéaire, la déformation s'exprime :

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (34)$$

Où L est la longueur du corps sous contrainte et ΔL la variation de la longueur sous l'action de la contrainte [137].

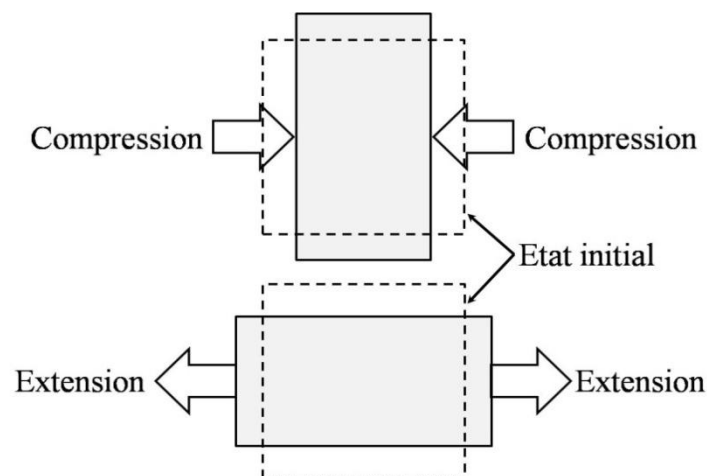


Figure 3.9 : La contrainte mécanique en compression et en extension.

En général, dans la plupart des polymères nanocomposites, le rapport entre la contrainte et la déformation est linéaire lorsque la contrainte est loin de la résistance maximale à la traction du matériau. Ce rapport est le module de Young et il s'exprime comme suit :

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (35)$$

Cette linéarité de la réponse de la contrainte-déformation est montrée dans la figure 3.10 qui résume les résultats obtenus expérimentalement dans une étude

effectuée sur des nanocomposites [133, 137, 139]. Afin de faciliter une meilleure exploitation des propriétés mécaniques du matériau dans le cadre de la modélisation, les valeurs du module d'élasticité sont calculées à partir des essais expérimentaux. De plus, les propriétés de ces matériaux en réponse à une force de traction sont également calculées à partir des essais expérimentaux afin de caractériser davantage la réponse mécanique de ces nanocomposites.

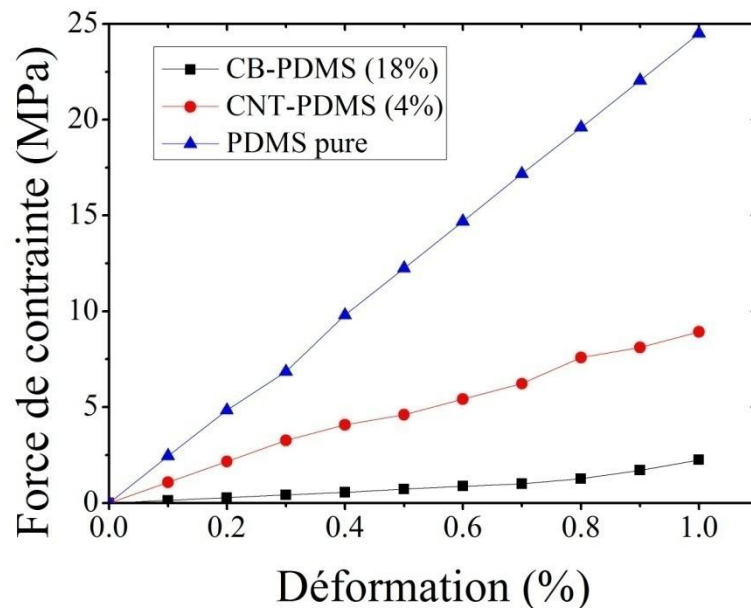


Figure 3.10 : La réponse de la force de contrainte en fonction de la déformation [133, 139].

3.3.2 Modèle de l'évolution du comportement mécanique du PDMS conducteur en fonction de la concentration de l'agent réticulant

Le comportement mécanique du C-PDMS nanocomposite est lié à la valeur du module de Young. Ce dernier peut être mesuré en observant la déformation d'une poutre encastree d'un simple-côté. Ce module dépend fortement de la géométrie et des procédés de fabrications [140-141].

Nous rappelons que la matrice polymère est composée de deux parties : la résine de base de polymère et le durcisseur qui rend le PDMS plus dur. En général, les deux parties sont mélangées selon un rapport en poids généralement de 10:1 (PDMS:réticulant). En fait, ce rapport de mélange influence sur les propriétés mécaniques du C-PDMS nanocomposite à travers le module de Young E , en leur donnant une large gamme d'applications. L'augmentation du rapport de mélange du PDMS pré-polymère à l'agent durcisseur ajouté, réduire la valeur du module d'Young E , comme indiqué sur la figure 3.11 [140].

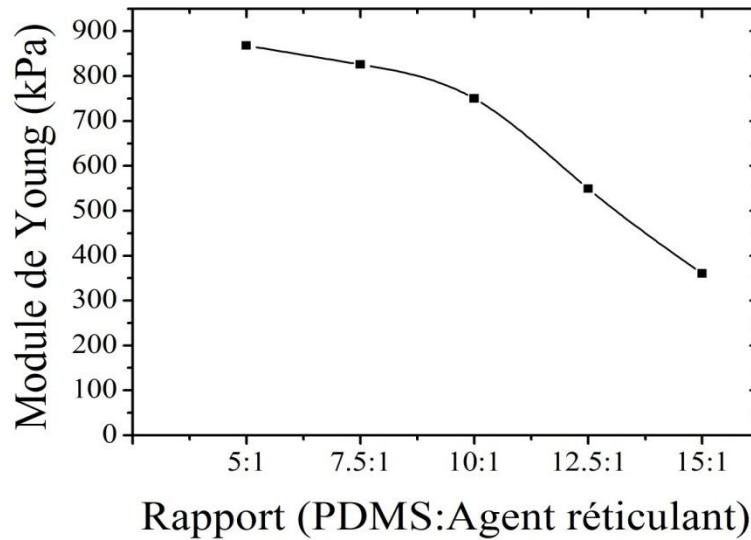


Figure 3.11 : L'évolution du module de Young en fonction de rapport de concentration PDMS:agent réticulant [140].

De plus, la valeur du module de Young E du PDMS dépend de l'épaisseur de l'échantillon et du procédé de fabrication. Ce module diminue fortement avec la croissance de l'épaisseur comme représenté sur la figure 3.12 [141].

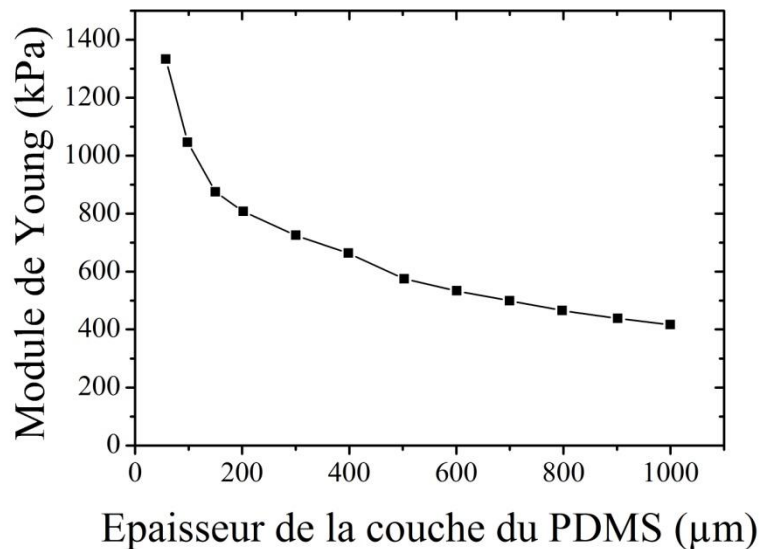


Figure 3.12 : L'évolution du module de Young en fonction de l'épaisseur de la couche de PDMS 10:1 [141].

3.3.3 Modèle de l'évolution du comportement mécanique du PDMS conducteur en fonction de la concentration de nanoparticules conductrice

Plusieurs travaux expérimentaux ont montré que les propriétés mécaniques du C-PDMS nanocomposite dépendent de la concentration de nanoparticules. Ceci serait dû à l'amélioration de l'interaction entre les nanoparticules de renforts

et la matrice du PDMS polymère et même l'amélioration de l'interaction des nanoparticules. Cette amélioration se manifeste différemment selon le type de nanoparticule utilisée [135]. Le critère principal est d'améliorer l'adhérence entre les molécules qui interagissent. De plus, d'autres facteurs peuvent influencer sur ces propriétés mécaniques telles que la taille, la forme et la nature des nanoparticules de charges ainsi que leurs dispersions dans la matrice [135].

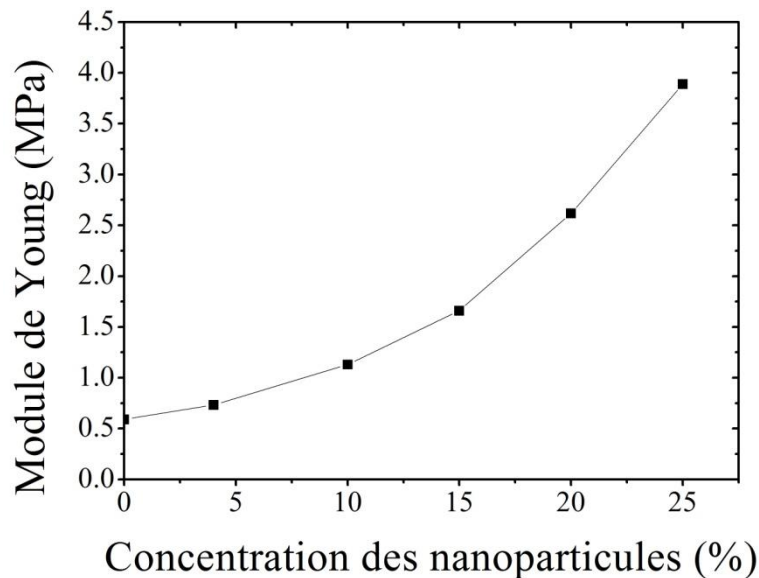


Figure 3.13 : L'évolution du module de Young en fonction de la concentration des nanoparticules [133].

Le module de Young mesuré expérimentalement pour du PDMS pur se trouve autour de 0.59MPa [127]. Cette valeur est en conformité avec les valeurs citées dans la littérature 0.36-0.87MPa [127, 135]. La figure 3.13 l'évolution des valeurs expérimentale du module de Young pour les nanocomposites fabriqués pour différentes concentration de nanoparticule (les nanotubes de carbone dans ce cas précis) [127, 135]. Le module de Young augmente avec la concentration de nanoparticules de CNT dans la matrice PDMS.

3.4 Modélisation des propriétés électriques du PDMS conducteur

La conduction électrique dans les polymères conducteurs est une propriété d'un grand intérêt pour la communauté scientifique et industrielle. Ce type de polymère conducteur a déjà été largement utilisé dans les capteurs de contrainte mécanique, de pression, ou encore dans les étiquettes RFID pour la traçabilité des produits [111, 115, 117, 122, 133, 141-145].

Le principe physique de conduction électrique de base est le même dans tous les polymères conducteurs. La quantité des nanoparticules de charge conductrices ajoutées à la matrice polymère isolante entraînent la création de chemin conducteur. La distribution spatiale locale des nanoparticules conductrices et des chemins conducteurs changent la conductivité électrique du matériau.

En fonction du type de charge conductrice utilisée, le niveau de conductivité électrique atteint par les nanocomposites est assez variable. Il est possible de distinguer deux approches expliquant les mécanismes de conduction électrique dans les polymères conducteurs : (i) Le mécanisme de conduction par percolation, et (ii) Le mécanisme de conduction par effet tunnel quantique [116, 145].

3.4.1 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 ou des chemins conducteurs [127, 145-147], à travers un réseau d'éléments tel qu'il est schématisé dans la figure 3.14 [116].

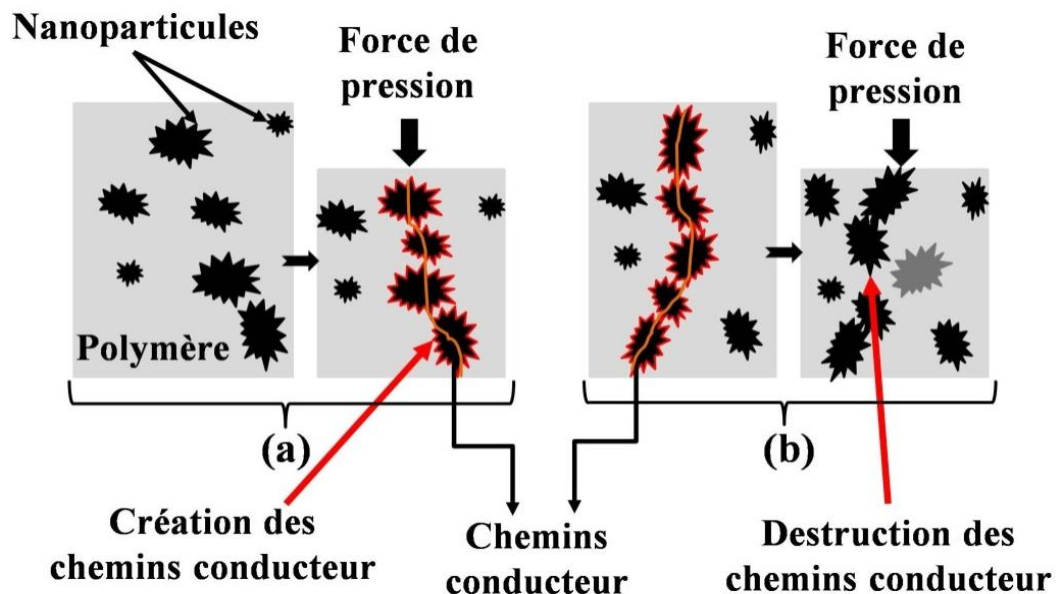


Figure 3.14 : Le schéma du mécanisme de conduction par percolation dans le C-PDMS sous pression uniaxial : (a) Création des chemins conducteurs. (b) Destruction des chemins conducteurs.

Le seuil de concentration de nanoparticules nécessaire à l'apparition d'une bonne conductivité, appelé seuil de percolation p_c , se traduit par une augmentation drastique de plusieurs décades de la conductivité par un très faible

ajout de charge de nanoparticules (figure 3.15). Le seuil de percolation dépend de plusieurs paramètres dont ceux liés aux charges tels que la nature et la morphologie (taille, forme et rapport de forme) et d'autres paramètres liés à la matrice tels que sa nature et sa composition [117, 147].

Notre étude s'est appuyée sur cette théorie pour décrire le comportement du matériau CB-PDMS. En effet, l'aspect uniforme des nanoparticules de CB favorise ce type de mécanisme de conduction. Ainsi, au-dessous du seuil de percolation dans la figure 3.15 indiquée par la zone A [117, 147], nous avons une faible concentration des nanoparticules conductrices de charge, conduisant à la formation des chemins non-continus à travers le matériau qui est en dessous de la concentration critique : Donc la conductivité électrique est très faible. Après l'augmentation de la concentration des nanoparticules conductrice de charge, la conductivité augmente soudainement dans la zone B (figure 3.15) [117, 147].

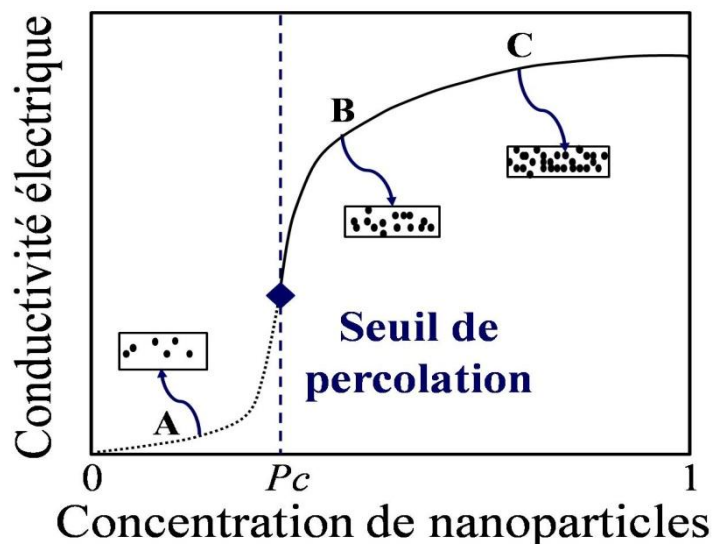


Figure 3.15 : La conductivité électrique en fonction de la concentration du CB.

L'augmentation de la concentration des nanoparticules conductrice de charge, diminue suffisamment la distance entre deux particules voisines pour les amener quasiment en contact, conduisant à la formation d'un chemin conducteur local [117, 147]. Si les chemins conducteurs locaux traversent toute la matrice isolante, un chemin conducteur se forme pour contribuer à la conductivité électrique volumique du matériau [116]. Ensuite, la conductivité électrique du composites augmente en puissance la loi de percolation. Ce processus est appelé l'effet de percolation. La concentration de particules de charge à ce stade est désigné comme le seuil de percolation p_c comme indiqué dans la figure 3.15. Au-

delà de ce seuil, la conductivité augmente relativement peu avec le taux de charges présenté dans la zone C de la figure 3.15 [117, 147].

Il est souhaitable d'avoir la plus faible concentration possible des particules conductrices de charge, pour obtenir un matériau conducteur [120-121, 136]. L'avantage d'un tel matériau, c'est que les propriétés de la matrice (comme la transparence, la dureté, la rigidité, ...etc.) sont maintenue [133].

3.4.2 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 [117, 145, 148]. 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 3.16 [145].

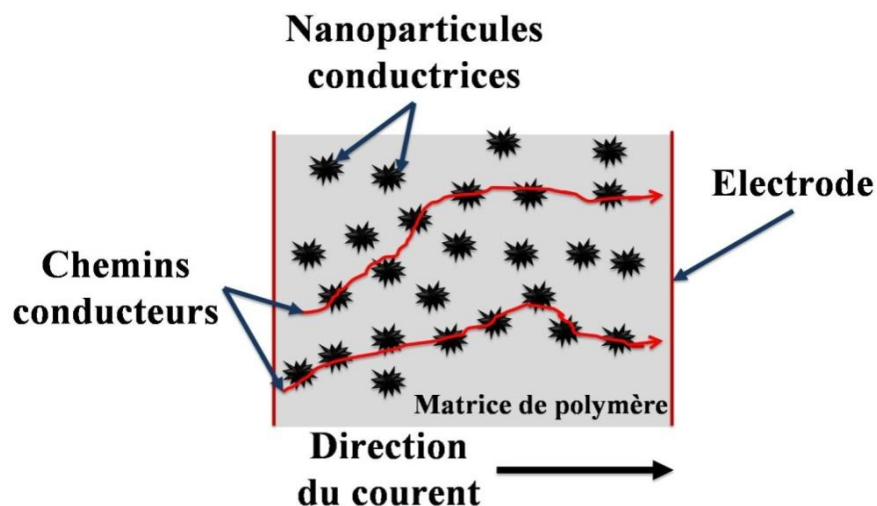


Figure 3.16 : Le schéma du mécanisme de conduction à effet tunnel quantique dans le C-PDMS sous pression uniaxial.

Il a été prouvé que la forme et la dimension des nanoparticules de charge sont importantes dans le mécanisme à effet tunnel quantique, y compris la nature de la charge et la concentration [145]. En particulier, les nanocomposites élaborés en utilisant des nanoparticules nanostructurés et avec des bouts pointus sur la

surface présentent une grande variation de la conduction électrique en réponse à une contrainte mécanique. En fait, L'augmentation de champ électrique local est due à la spécifique morphologie de ces types de nanoparticules qui augmente considérablement la probabilité d'effet tunnel à travers la barrière isolante [117, 148]. En tout cas la conduction à effet tunnel est le mécanisme dominant dans ces composites, mais n'est pas le seul présent [145].

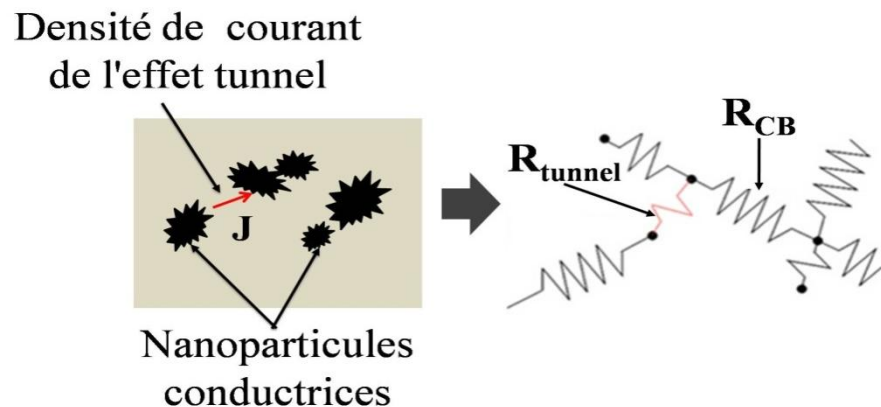


Figure 3.17 : La représentation schématique du modèle de mécanisme de flux de courant à effet tunnel.

Dans ce type des nanocomposites, la résistance électrique totale est une fonction de deux résistances : la résistance la matrice polymère et la résistance à travers chaque nanoparticule conductrice (figure 3.17) [117, 149]. On peut décrire l'influence de l'effet tunnel entre les nanoparticules voisines et explique la théorie de Simmon qui donne la résistance à effet tunnel par l'équation suivante [150] :

$$R_{\text{tunnel}} = \frac{V}{AJ} = \frac{h^2 d}{Ae^2 \sqrt{2m\lambda}} \exp\left(\frac{4\pi d}{h} \sqrt{2m\lambda}\right) \quad (36)$$

Où J est la densité de courant, V est la différence de potentiel électrique, e la charge quantique de l'électricité, m la masse de l'électron, h la constante de Plank, d la distance moyenne entre nanoparticules conductrices, λ la barrière de potentiel, et A est l'aire de la section carré de nanoparticules.

3.5 Modélisation de la piézorésistivité du C-PDMS

3.5.1 L'effet piézorésistive

L'effet piézorésistif décrit la variation de la conductivité d'un matériau lorsqu'une contrainte est appliquée. Contrairement à l'effet piézoélectrique, la piézorésistivité n'est pas réversible, de sorte qu'une application de courant ne

provoque pas une contrainte. La piézorésistivité est une propriété du matériau qui modifier sa résistivité électrique sous l'application d'une contrainte ou une déformation mécanique. La résistance électrique R est définie comme :

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (37)$$

Avec ρ , l et S sont respectivement la résistivité électrique du matériau, la longueur de la structure de l'obstacle et de la section de surface de la structure de l'obstacle [145].

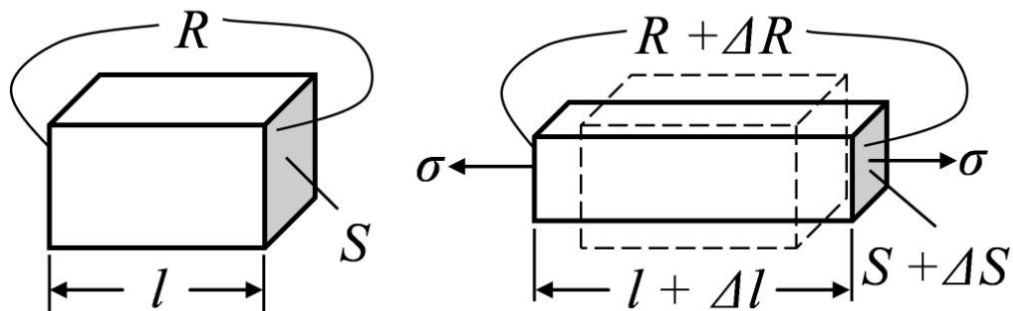


Figure 3.18 : L'effet piézorésistif de la structure soumise à une contrainte externe.

Lorsque la structure est soumise à une contrainte externe comme le montre la figure 3.18, la variation relative de la résistance est déterminée par des changements dans la géométrie (c.-à-d. la dimension) et la résistivité comme on le voit dans l'équation ci-dessous :

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta S}{S} \quad (38)$$

Où R est la résistance électrique initiale et ΔR est la variation de résistance électrique par une application d'une contrainte [145, 151-152].

Dans ce cas $\Delta R/R = (1 + 2\nu)\epsilon + \Delta\rho/\rho$, l'effet piézorésistif est dû au changement dans les facteurs géométriques $(1 + 2\nu)\epsilon$ et la résistivité relative $\Delta\rho/\rho$. Où ν est le coefficient de Poisson et ϵ est la déformation due à la contrainte mécanique appliquée [145, 151-152].

3.5.2 Modèles analytique du comportement piézorésistive dans le C-PDMS

La liste des nanoparticules utilisée pour obtenir des nanocomposites piézorésistive est large. Afin d'illustrer ce comportement piézorésistive, le CB peut être utilisé en tant que phase conductrice du nanocomposite polymères conducteurs. Les travaux de recherches sur les propriétés électriques des

composites polymères ont attiré beaucoup d'intérêt [111-117, 122, 133, 145, 147]. Avec une concentration appropriée de nanoparticules de CB, les nanocomposites peuvent posséder en même temps une flexibilité acceptable ainsi que la propriété de piézorésistivité. Ce type de matériau peut être utilisé comme l'élément sensible des capteurs flexibles tels que les capteurs de pressions et les capteurs tactiles, etc... [143, 145, 149]. L'étude de la relation entre la pression externe appliquée et la valeur de la résistance électrique du composite est la clé de la fabrication de ce type de capteur [153].

Zhang *et al.* [154] ont étudié la piézorésistivité des composites polymères conducteurs. Ils ont constaté que la résistance électrique du matériau nanocomposite diminue avec l'augmentation pression uniaxial. Pour expliquer ce phénomène, ils ont utilisé un concept de "chemin conducteur" pour décrire la nanostructure des composites. Chaque chemin conducteur est constitué de nanoparticules conductrices [154]. Ils ont estimé que la résistance totale dans les nanocomposites conducteurs est exprimée par la résistance entre les nanoparticules conductrices adjacentes. Sur la base de la théorie du courant de l'effet tunnel, la résistance totale du composite peut être calculé par :

$$R = \left(\frac{L}{N}\right) \left(\frac{8\pi h s}{3a^2 \gamma e^2}\right) \exp(\gamma S) \quad (39)$$

Où L est le nombre de particules formant un seul chemin conducteur, N est le nombre de chemins conducteurs, h est la constante de Plank, s est l'épaisseur de la couche isolant, a^2 est la section de coupe transversale, e est la charge électronique, et g est calculé par :

$$\gamma = \frac{4\pi}{h} \sqrt{2m\phi} \quad (40)$$

Où ϕ est la hauteur de la barrière de potentiel entre particules adjacentes, m est la masse électronique.

Ils ont estimé que l'épaisseur de la couche isolante (la distance entre les particules conductrices) diminue si une contrainte est appliquée sur l'échantillon, qui est causée par la différence de compressibilité entre les particules de charge et de la matrice. La diminution de séparations entre les particules donne lieu à la diminution de la résistance de composite. En se basant sur l'analyse de la relation entre la pression uniaxial, la séparation entre les particules, la contrainte de déformation, le module de compression de matrice de polymère, le diamètre des

particules, et la concentration volumique des particules de charges un modèle mathématique a été construit pour avoir la piézorésistivité [153-154] :

$$\frac{\Delta\rho(\sigma)}{\rho(0)} = \left(1 - \frac{\sigma}{E}\right) \times \exp\left(-\frac{4\pi\sqrt{2m\phi}}{h} \times D \times \left[\left(\frac{\pi}{6\times\phi}\right)^{\frac{1}{3}} - 1\right] \times \frac{\sigma}{E}\right) \quad (41)$$

Où σ est contrainte appliquée, $R(\sigma)$ et $R(0)$ sont les résistances électriques du composite sous pression et sans pression, respectivement, D est le diamètre des particules de charge, ϕ est la concentration volumique des particules, M est le module de compression de matrice de polymère. Ce modèle peut être utilisé pour expliquer le phénomène lequel où la piézorésistivité est monotone décroissante.

Maris Knite *etal.* [117] ont étudié la relation entre le stress et la résistance électrique de poly-isoprène composite chargé par des nanoparticules de CB. Chen *etal.* [155] ont travaillé sur la piézorésistivité du graphite nanofeuilles conducteur qui renforce une matrice de polymère de silicone. Ils ont tous trouvé que la résistance électrique du composite augmente avec l'augmentation de la contrainte. Pour expliquer ce comportement, ils ont examiné les changements dans les distances de séparations des nanoparticules sous une contrainte appliquée, et aussi étudier la destruction de chemins conducteurs résultant de la déformation de la matrice. En se basant sur l'analyse de la relation entre la contrainte de déformation de la matrice, la séparation des nanoparticules et le nombre de chemins conducteurs, l'équation (4) a été utilisée pour exprimer la réponse du matériau [153] :

$$\ln(R) = \ln(R_0) + \ln[1 + (\Delta l/l_0)] + \sum_{i=1}^K [A_i \times (\Delta l/l_0)^i] \quad (42)$$

Où R_0 est la résistance initiale du composite, Δl est la déformation de l'échantillon, L_0 est l'épaisseur initiale de l'échantillon, K est un nombre entier, A_i ($i = 1, 2, \dots, K$) est un coefficient. Ce modèle peut être utilisé pour expliquer le phénomène de l'augmentation de la résistance avec le stress.

Les matériaux nanocomposites polymères conducteurs peuvent ainsi montrer deux comportements opposés : les matériaux composites qui voient leurs résistance électrique diminuer en augmentant la pression externe appliquée, ils sont appelés matériaux à effet du coefficient de pression négative de la résistance (NPCR) [145]. 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 [145].

Donc, il existe trois types de changement dans les réseaux conducteurs des nanocomposites [153] :

- (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 [116, 139, 149].

Les résultats de recherche mentionnés ci-dessus présentent deux comportements opposés : une piézorésistivité monotone décroissante et un piézorésistivité monotone croissante. Les recherches antérieures ont indiqué que cette différence a une relation avec la valeur de l'intervalle de la pression mécanique externe, le type de particules conductrices de charges, la structure, la concentration volumique et l'étendue de gonflement, ... etc. Cependant, les modèles existants ne peuvent pas être utilisés pour expliquer ces deux phénomènes opposés en même temps [156].

La piézorésistivité de CB-PDMS a une valeur de pression critique qui augmente avec l'augmentation de la concentration de nanoparticules de CB (figure 3.19) [156]. En dessous de la valeur de cette pression critique, la résistance diminue avec l'augmentation de la pression appliquée et au-dessus de la valeur de cette pression critique, la résistance augmente avec croissance de la pression appliquée [153, 156-160].

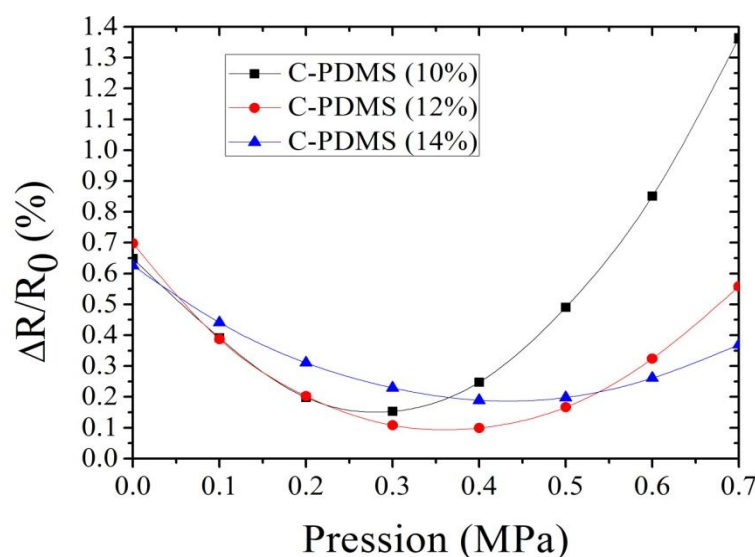


Figure 3.19 : La valeur de la pression critique qui augmente avec l'augmentation de la concentration des nanoparticules [156].

3.5.3 Modélisation et simulation du comportement piézorésistive dans le C-PDMS

3.5.3.1 Identification des composants du tenseur de piézorésistivité

On parle de la piézorésistivité souvent dans les matériaux semiconducteurs. Donc la piézorésistivité dans les semiconducteurs est principalement due à l'altération de la structure de bande et les changements induits sur la mobilité des porteurs ainsi que leurs densités [161-163]. La piézorésistivité peut également être décrite en termes de changement de la résistivité du matériau suite à l'application d'une contrainte mécanique [164-166]. Il existe des procédés bien connus, basés sur ce principe, qui sont utilisés dans les systèmes de détection. Spécialement dans l'extraction des coefficients de piézorésistivité dans des micropoutres [164] ou des membranes [165].

Dans l'effet piézorésistif, la relation entre le vecteur champ électrique \mathbf{E} et le vecteur densité de courant électrique \mathbf{J} devient comme suit [7, 165-166] :

$$\mathbf{E} = \rho \mathbf{J} + \Delta \rho \mathbf{J} \quad (43)$$

Où ρ est la résistivité électrique et $\Delta \rho$ est la variation de la résistivité. Généralement, ρ et $\Delta \rho$ sont des tenseurs de rang 2 (matrices). La variation dans la résistance est liée à la contrainte σ , (écriture des équations de piézorésistance) ou à la déformation ε , (écriture des équations d'élastoresistance) par la relation constitutive :

$$\Delta \rho = \mathbf{\Pi} \sigma \quad (44)$$

$$\Delta \rho = \mathbf{M} \varepsilon \quad (45)$$

Où $\mathbf{\Pi}$ est le tenseur de piézorésistance (unité SI : Pa⁻¹Ω·m) et \mathbf{M} est le tenseur de élastoresistance (unité SI : Ω·m). Notez que ces deux quantités sont les propriétés propres des matériaux piézorésistifs. $\mathbf{\Pi}$ et \mathbf{M} sont dans ce cas des tenseurs de rang 4, cependant ils peuvent être représentés en tant que matrices, si la résistivité, la contrainte et la déformation sont convertis en vecteurs dans une notation en indice réduite.

Les structures à base de C-PDMS piézorésistif présentent une variation de leur résistivité à toute application de contrainte. Après la résolution des équations modélisant le comportement de structures mécaniques, nous pouvons arriver à identifier ainsi la répartition des contraintes et des déformations. Dans un second stade et en résolvant les équations modélisant le comportement élastorésistif, nous devons arriver à lier les déformations aux changements de résistivité.

Ce couplage physique à "sens-unique" entre le comportement mécanique et les propriétés électrique du C-PDMS peut être modélisé mathématiquement en se basant sur la relation liant le vecteur champ électrique \mathbf{E} et le vecteur densité de courant électrique \mathbf{J} dans les équations (43), (44) et (45) [7, 103, 152, 163, 165-166].

Afin que notre modèle soit le plus proche de la réalité, les paramètres décrivant les propriétés piézorésistifs sont, au fait, extrait de mesures expérimentales et introduits manuellement dans le tenseur de piézorésistivité dans l'interface du logiciel de simulation Comsol Multiphysics [103]. En effet, la relation de l'équation (43) lie la matrice de variation de la résistivité (tenseur d'ordre 2) à la matrice de contrainte (aussi un tenseur d'ordre 2). Ceci signifie que le tenseur de piézorésistivité est un tenseur d'ordre 4. Ainsi l'expression tensorielle de l'équation (43) devient comme suit :

$$\mathbf{E}_i = \rho_{ij} \mathbf{J}^j + \Pi_{ijkl} \sigma^{kl} \mathbf{J}^j \quad (46)$$

La convention de la sommation d'Einstein est utilisée. Cette équation implique que $\Delta\rho_{ij} = \Pi_{ijkl} \sigma^{kl}$. Le tenseur Π possède un certain nombre de propriétés de symétrie qui résultent du fait de la symétrie des tenseurs de contraintes [151-152], de déformation et de variation de résistivité respectivement σ , ε et $\Delta\rho$ et peuvent aussi être représentées dans les formes suivantes :

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma^{xx} & \sigma^{xy} & \sigma^{xz} \\ \sigma^{xy} & \sigma^{yy} & \sigma^{yz} \\ \sigma^{xz} & \sigma^{yz} & \sigma^{zz} \end{bmatrix} \quad \varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} \quad \Delta\rho = \begin{bmatrix} \Delta\rho_{xx} & \Delta\rho_{xy} & \Delta\rho_{xz} \\ \Delta\rho_{xy} & \Delta\rho_{yy} & \Delta\rho_{yz} \\ \Delta\rho_{xz} & \Delta\rho_{yz} & \Delta\rho_{zz} \end{bmatrix} \quad (47)$$

Une des conséquences de cette symétrie, est la possibilité de représenter σ , ε , et $\Delta\rho$ comme des vecteurs à six composantes. En réalité, il y a deux conventions de classement de ces composantes dans ces vecteurs. L'interface de la piézorésistivité de Comsol utilise la notation de Voigt très utilisée dans la littérature [167]. Ainsi l'écriture indicielle de chaque tenseur se trouve réduite par exemple $\Pi_{1111} = \Pi_{11}$, $\Pi_{1122} = \Pi_{12}$ et $\Pi_{2323} = \Pi_{44}$ [161-163].

Une fois convertie la distribution de contrainte ou de déformation à travers la structure nanocomposite de C-PDMS en distribution de variation de résistivité, nous pouvons passer à la modélisation de l'écoulement du courant électrique dans un milieu conducteur dans le cas quasi-statique régie par l'équation de continuité sous la forme [103] :

$$\nabla \left(\mathbf{J} - \mathbf{J}_e + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \right) = \mathbf{Q}_j \quad (48)$$

Où \mathbf{J} est le vecteur courant induit, \mathbf{J}_e inclus la source de courant électrique externe qui ne résulte pas de la conductivité propre du matériau, \mathbf{D} est le vecteur déplacement du champ électrique, et \mathbf{Q}_j est le terme du courant de source. En général, aussi bien \mathbf{Q}_j et \mathbf{J}_e sont supposés nuls dans les matériaux piézorésistifs [103]. Dans le régime stationnaire ou quasi-statique, nous pouvons lier l'expression du courant au champ \mathbf{E} par la relation fondamentale :

$$\mathbf{J} = \sigma_e \cdot \mathbf{E} \quad (49)$$

Où σ_e est le tenseur de conductivité électrique (l'indice e est utilisé afin de distinguer la conductivité électrique du tenseur de contrainte) qui définit notre matériau typiquement anisotrope C-PDMS.

En reliant \mathbf{E} et \mathbf{D} au potentiel électrique par l'expression $\mathbf{E} = -\nabla V$ et $\mathbf{D} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}$, où ε_0 est la permittivité dans le vide et ε_r le tenseur permittivité relative, on arrive à l'expression suivante :

$$-\nabla \left(\sigma_e \cdot \nabla V - \mathbf{J}_e + \frac{\partial}{\partial t} (\varepsilon_0 \varepsilon_r \cdot \nabla V) \right) = \mathbf{Q}_j \quad (50)$$

Les équations (49) et (50) forment en réalité la base de l'interface courant électrique du logiciel Comsol. Les équations modélisant la piézorésistivité sont formulées par convention dans la forme résistif. Ainsi l'équation (49) devra être inversée afin de donner l'expression suivante :

$$\mathbf{J} = (\sigma_e^{-1} + \Delta\rho) \cdot \mathbf{E} \quad (51)$$

Aux extrémités du matériau, là où est injecté et récupéré le courant électrique, nous devons appliquer des conditions aux limites sur le courant par l'expression suivante :

$$-\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} = J_n \quad (52)$$

Qui impose la valeur de la composante normale du courant électrique traversant cette frontière. Quand cette composante normale J_n est positive cela veut dire que le courant électrique est sortant de cette surface [151-152].

En se basant sur l'équation (46), nous avons besoin de quatre indices pour identifier les coefficients de piézorésistivité π . Ces différents indices identifient, en réalité, l'ordre des composantes du champ électrique (différence de potentiel mesurée), la densité de courant (courant électrique), et le troisième et quatrième

indice identifiant la contrainte appliquée (la contrainte possède deux composantes directionnelles). Ainsi la variation relative dans la résistivité peut être résumée dans la relation de Kanda [162] :

$$\frac{\Delta\rho_\omega}{\rho} = \sum_{\lambda=1}^6 \pi_{\omega\lambda} \sigma_\lambda \quad (53)$$

Où la direction du courant électrique est définie par l'indice ω en relation avec la contrainte mécanique σ_λ .

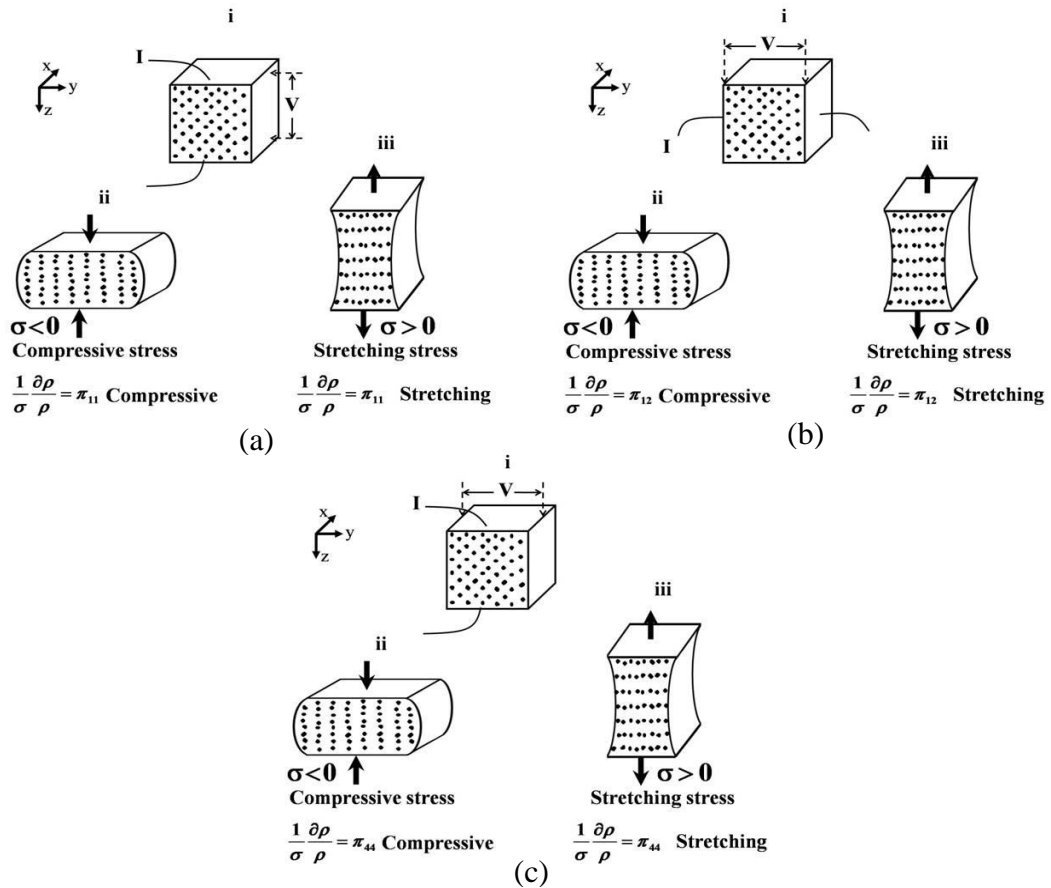


Figure 3.20 : Les configurations de test de Smith [168] : (a-i) La mesure du courant et de la tension longitudinale (piézoresistance longitudinale), (b-i) la mesure du courant et de la tension transverse (piézoresistance transverse), (c-i) la mesure du courant longitudinale et de la tension transversal (piézoresistance longitudinale-transverse). (ii) cas de la force contrainte en compression, (iii) cas de la force contrainte en extension.

Dans la figure 3.20, nous montrons la modélisation des coefficients de piézorésistivité la notation du tenseur de Bridgman adaptée pour notre matériau C-PDMS [152]. Finalement, une identification des valeurs des coefficients de piézorésistivité π_{11} , π_{12} et π_{44} est faite avec les résultats expérimentaux afin que notre modèle soit le plus proche de la réalité [117-153].

La résistance totale du nanocomposite peut être calculée en faisant le rapport entre la valeur de la différence de potentielle appliquée aux extrémités du matériau et le courant électrique total traversant ainsi ce même matériau.

3.5.3.2 Comparaison de la réponse piézorésistive expérimentale avec les résultats de simulations

Une analyse détaillée sur la dépendance de la sensibilité à la pression appliquée sur les matériaux nanocomposites en fonction de la concentration, la forme et les dimensions des structures permettent de développer les meilleures configurations pour des applications en tant que capteurs de pression. Des nanocomposites pour différentes concentrations massique et du PDMS mélangé avec l'agent réticulant (durcisseur) dans un rapport usuel de 10:1 sont sélectionnés afin d'obtenir le meilleur compromis entre la réponse piézorésistive et la facilité du processus de fabrication. Il faut garder un niveau de concentration relativement bas des nanoparticules afin de maintenir une souplesse acceptable du matériau nanocomposite.

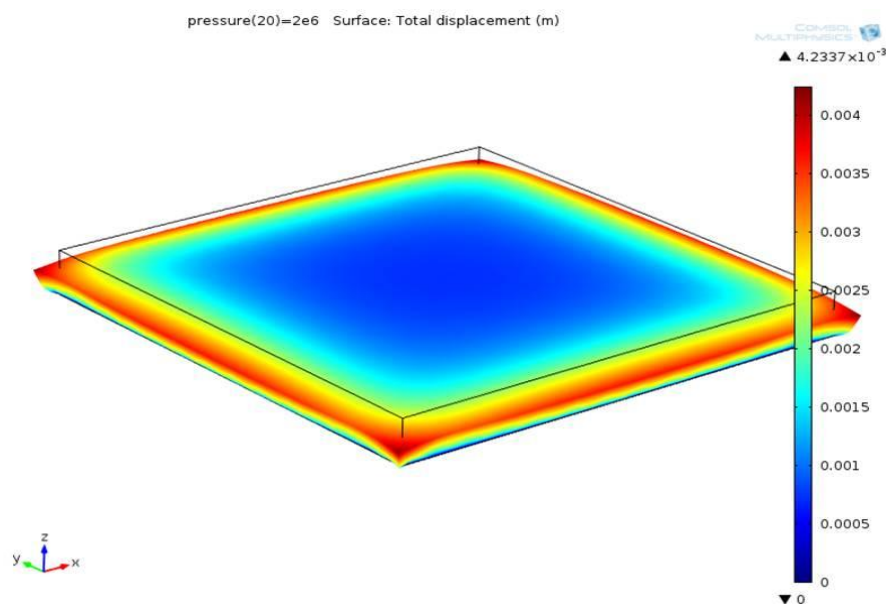


Figure 3.21 : Les échantillons simulés de dimensions 10x10x1 mm³.

Afin de pouvoir comparer les résultats de simulation de notre modèle avec la réponse, mesurée expérimentalement par Stassi [169], sous pression compressive et les autres modèles théoriques proposés par Zhang [154] et Lantada [148], des échantillons de dimensions 10x10 mm² et d'épaisseur 1 mm sont simulés (figure 3.21).

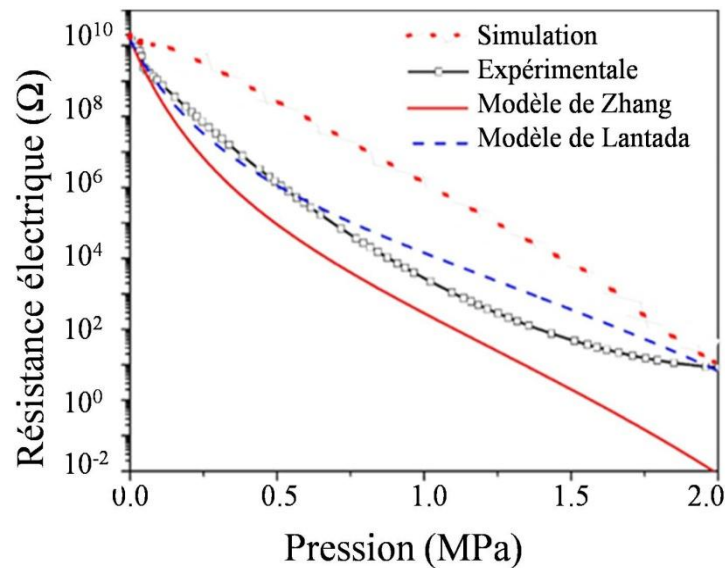


Figure 3.22 : Comparaison entre la valeur simulée, expérimentale et théorique de la résistance électrique Sous la pression en compression [148, 154, 169].

Les structures ainsi simulées présentent un comportement isolant lorsqu'ils ne sont pas sous pression confirmant l'absence de chemin conducteur. Tandis que sous compression la résistance électrique décroît drastiquement en dessous de 1 ohm pour une pression de plus de 2 MPa. La figure 3.22 résume les résultats expérimentaux [169] et divers résultats de simulations dont les notre. Nous pouvons remarquer une résistance initiale (zéro contrainte) de l'ordre de 14 GΩ qui décroît fortement sur plus de 9 décades. Ainsi dans le même graphe, les résistances obtenues expérimentalement [169] sont comparées à nos résultats de simulation ainsi qu'à d'autres modèles [148, 154].

Tous les modèles sont accords avec les résultats expérimentaux ainsi que notre modèle par éléments finis. Le modèle proposé par Lantada contient moins d'approximation que le modèle de Zhang. Quelques déviation, en particulier à des valeurs de compressions plus grandes, peuvent être observées et attribuées dans les approximations du calcul des distances entre particules voisines. Il ne faut surtout pas omettre la distribution statistique des dimensions des nanoparticules ainsi que leurs distances. En effet, de petites variations sur ces grandeurs peuvent avoir de grands effets sur les résultats obtenues pour chaque modèle [148, 154].

Dans une situation similaire mais sous traction avec des feuilles de C-PDMS avec une épaisseur de 1 mm, une largeur de 6 mm, et une longueur de 40 mm est simulée pour faire une analyse de la piézorésistivité. De même, les résultats aussi bien expérimentaux [140, 169] que nos simulations montrent un

comportement isolant à l'état initial (zéro contrainte) ($>100 \text{ G}\Omega$). Mais une chute drastique de la résistance électrique sur plus de 10 décades pour une pression de traction de l'ordre de 2.5 MPa. Une comparaison entre nos résultats de simulation par la méthode des éléments finis et les résultats expérimentaux sont résumés dans la figure 3.23. Aux faibles valeurs de pression de traction, il y a un bon accord entre notre modèle, celui de Zhang [154] et les résultats expérimentaux [140, 169]. Lorsque la traction continue à augmenter une dispersion apparaît. Ceci peut être attribué à un comportement mécanique non linéaire du matériau nanocomposite dans la réalité. Tant que le modèle dépend des paramètres empiriques tels que le module de Young, la disparité des propriétés du matériau affecte le modèle.

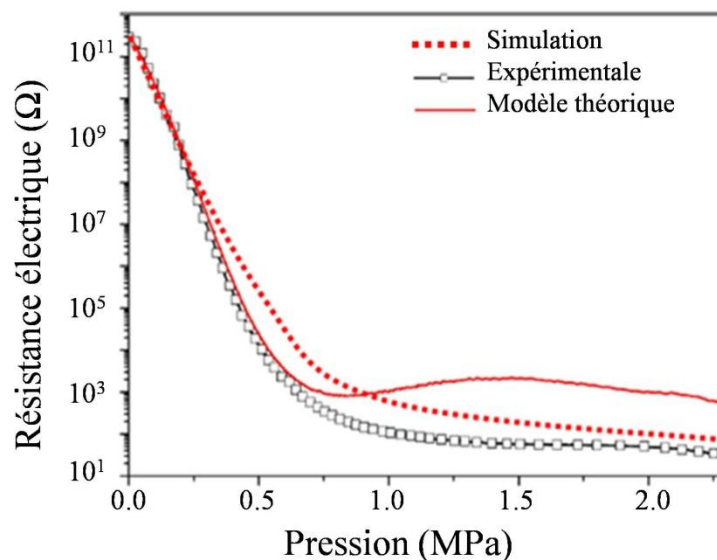


Figure 3.23 : Comparaison entre la valeur simulée, expérimentale et théorique de la résistance électrique Sous la pression en traction [148, 154, 169].

3.6 Conclusion

Un des matériaux innovants les plus intéressants rentrant dans la fabrication des systèmes microfluidique et des microdispositifs LOC est celui des polymères nanocomposites. L'évolution du monde des polymères nanocomposites a commencé, à l'origine, avec les composites structuraux afin d'améliorer le comportement mécanique. Ensuite, il a progressé à des polymères nanocomposites conducteurs d'électricité. La conductivité électrique est transmise dans les polymères nanocomposites en incorporant des nanoparticules conductrices dans la matrice de polymère isolante. Un exemple de ces polymères

nanocomposites est basé sur le PolyDiMethylSiloxane ou PDMS renforcé par les nanoparticules du noir de carbone ou CB (*carbon black*). En plus de la conductivité, très vite est apparue une propriété très utile qui est la piézorésistivité ou le changement de résistance électrique avec la contrainte mécanique et la déformation dans un polymère nanocomposite conducteur. Cette piézorésistivité est due au changement de distance entre les nanoparticules conductrices quand le matériau est en compression ou extension. La capacité de détection des contraintes mécaniques dans les polymères nanocomposites conducteurs est surtout facilitée par la flexibilité des polymères et peuvent ainsi subir une plus grande gamme de pression. En outre, à la différence des métaux, leur conductivité évolue sur plusieurs décades.

Ce chapitre a été consacré à la présentation des polymères nanocomposites généralement utilisés dans les systèmes microfluidiques. Après un bref aperçu sur les différents modes d'élaboration et les propriétés mécaniques du PDMS conducteur, nous avons présenté les différents modèles de la conduction électrique. Nous avons conclu ce chapitre par le modèle que nous avons introduit qui est fortement enrichi par les paramètres des matériaux directement extraits des mesures expérimentales de la littérature. Ceci afin d'être le plus réaliste dans nos simulations. Nous avons comparé nos résultats avec plusieurs modèles théoriques préexistants ainsi que des mesures expérimentales qui ont démontré la validité de notre approche. Dans le chapitre qui va suivre nous allons utiliser les matériaux nanocomposites afin de concevoir un microcapteur original pour la mesure des microdébits totalement à base de PDMS.

CHAPITRE 4

MODELISATION, CONCEPTION ET RESULTATS DE SIMULATION DU MICROCAPTEUR DE DEBIT A BASE DE C-PDMS

4.1 Introduction

Les systèmes microfluidiques peuvent contenir plusieurs dispositifs pour le contrôle des fluides, le piégeage de microparticules, la séparation des cellules biologiques et l'acquisition de données pour accomplir de nombreuses tâches avec des petites quantités de fluide. Ceci est particulièrement vrai dans toutes les applications où les quantités de produits actifs doivent être rigoureusement contrôlées. Par conséquent, ces dispositifs microfluidiques peuvent être combinés ensemble pour constituer de nouveaux dispositifs spécialisés tels que les systèmes dits "laboratoires-sur-puce" (LOC) ou les systèmes de micro-analyse (μ -TAS) [3, 4, 170].

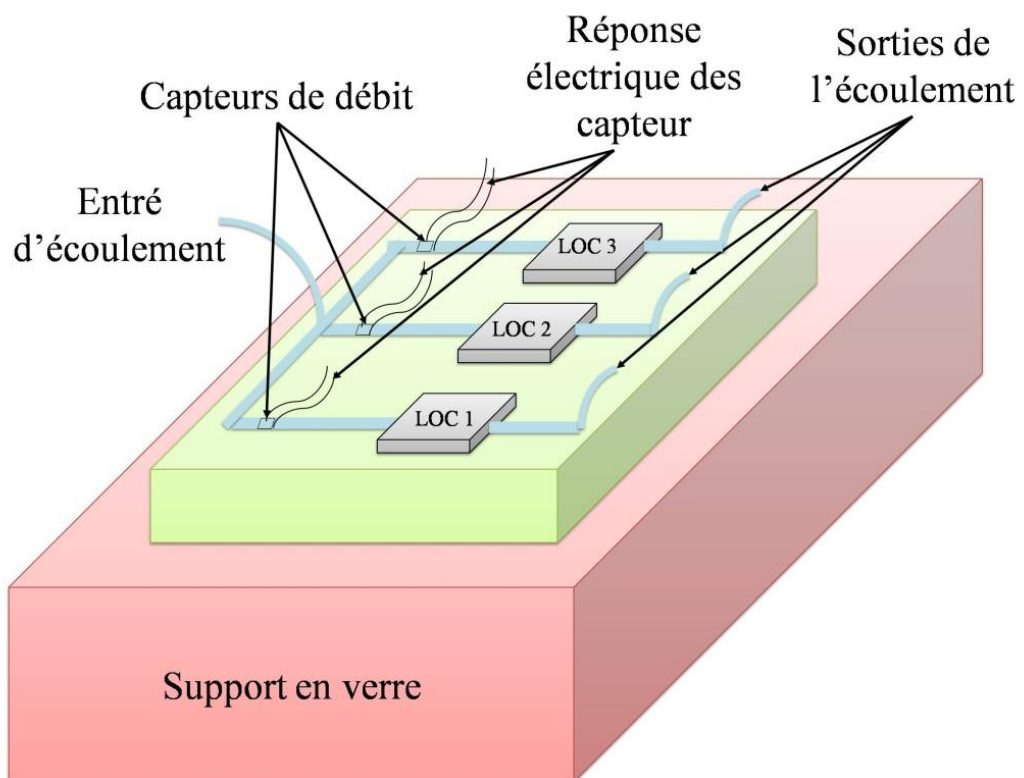


Figure 4.1 : L'intégration du capteur de débit dans le dispositif de LOC.

La figure 4.1 illustre un exemple de système microfluidique d'analyse comportant un réseau de microcanaux interconnectés. Dans la même puce, nous pouvons intégrer plusieurs microdispositifs comme un analyseur électrophorétique, des microdispositifs de chauffages, des micropompes électro-osmotiques ainsi que des microcapteurs de débit, etc... [4, 51-54]. Plusieurs autres dispositifs peuvent être fabriqués avec quelques étapes supplémentaires afin d'obtenir des dispositifs microfluidiques plus complet et en général peu coûteux avec des capacités d'analyse remarquable [31, 143, 171].

Aussi bien dans le domaine de la microanalyse que dans les systèmes de médication automatique, la mesure du débit ou plus exactement du microdébit revêt une importance fondamentale dans les réseaux de transport de fluides. En effet, les quantités de fluide (liquide) doivent être contrôlées en utilisant des capteurs de débit pour de nombreuses applications telles que le tri et la séparation des particules, la cytométrie, la synthèse chimique et aussi la polymérisation par chaînes de réactions (PCR) [108, 172].

Plusieurs types de débitmètres ont été développés dans la littérature [107-108, 172-176]. Ces microcapteurs de débit ou débitmètres utilisent la technologie des microsystèmes pour les miniaturiser et les intégrer dans le système microfluidique afin de pouvoir contrôler localement la vitesse d'écoulement effective. Vu les dimensions et les valeurs microscopiques, il y a de grandes difficultés à mesurer directement le débit d'écoulement. Par exemple, l'utilisation de signal optique est limitée où la lumière peut être fortement atténuée dans certains liquides biologiques. En plus, l'utilisation d'instrumentations relativement lourdes comme un microscope optique est une forte limitation à pouvoir concevoir des systèmes autonomes, à faible coûts et implantable dans le vivant [107-108].

En générale, le matériau utilisé pour réaliser ce type de dispositifs est le PDMS (PolyDiMethylSiloxane) [87]. Mais au cours des dernières décennies, plusieurs études ont été menées sur des aspects innovants du PDMS. Ainsi le PDMS conducteur (C-PDMS) est le fruit de cet effort. On a pu transformer le PDMS polymère isolant en un polymère nanocomposite conducteur et piézorésistif en y incorporant des nanoparticules conductrices à la matrice de PDMS isolantes [119, 121, 124]. Les propriétés électriques et mécaniques du CPDMS nanocomposite sont l'objet de beaucoup d'intérêts, plus spécialement, leur

l'utilisation comme élément sensible dans différents type de microcapteur [124, 143, 153, 176-179].

Dans ce dernier chapitre, nous allons présenter l'étude d'un capteur de microdébit original. Nous allons nous aider de la modélisation physique des phénomènes régissant le fonctionnement de microcapteur afin de pouvoir faire sa conception au complet. En effet, les résultats de simulation pour différentes géométries, différents valeurs de microdébit vont nous permettre de prédire le fonctionnement de ce nouveau capteur de microdébit. Nous allons étudier son mécanisme détection et son principe de fonctionnement à base de l'effet piézorésistive qui mesure la déflexion d'un micropont en C-PDMS dans le microcanal. Plusieurs simulations ont été effectuées, par la suite, pour différents débits en variant différentes dimensions du microcanal et micropont afin d'optimiser la sensibilité du microcapteur. Ces simulations sont effectuées par la méthode des éléments finis (FEM) implémentée dans le logiciel Comsol Multiphysics v4.3a. Les résultats de simulation prédisent la sensibilité et le comportement piézorésistif du micropont pour des faibles débits avec des dimensions du micropont et du microcanal adaptées.

4.2 Conception du microcapteur de débit à base C-PDMS

4.2.1 Principe de fonctionnement du microcapteur de débit

Le principe de fonctionnement de microcapteur de microdébit proposé est illustré dans la figure 4.2. Son mécanisme de détection est basé sur la mesure de flexion d'un micropont en C-PDMS suspendu au milieu du microcanal [176]. Lorsque le fluide est introduit dans le microcanal par l'orifice d'entrée et évacué par l'orifice de sortie, le micropont fléchit sous la pression d'écoulement résultant du mouvement du fluide dans ce microcanal.

Cette déflexion mécanique fait varier la résistance électrique du micropont à travers le changement de sa valeur de résistivité électrique à cause de la propriété de piézorésistivité du C-PDMS [152-153, 159, 180]. En appliquant un courant électrique de polarisation au niveau des extrémités du micropont, un signal de tension qui est liée au changement de la résistance électrique comme indiqué dans la figure 4.2. Un signal électrique en tension est ainsi obtenu en fonction de la valeur du débit dans le microcanal. Une opération de calibrage devra être réalisée par mesure volumétrique afin de corriger la réponse du capteur.

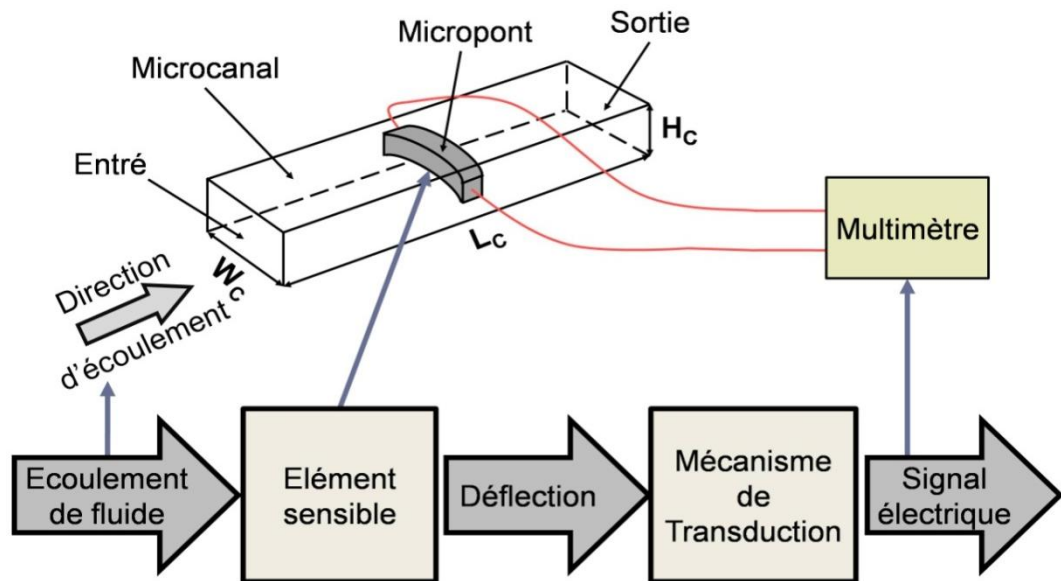


Figure 4.2 : Le diagramme des éléments de base et le principe de fonctionnement.

4.2.2 Description géométrique du microcapteur

La structure du microcapteur de débit proposée est composée de trois couches en PDMS formant un micropont intégrée dans le microcanal (figure 4.3). Les couches supérieures et intermédiaires sont structurées avec deux trous circulaires d'interconnexions à l'extrémité du microcanal. Tandis que la couche intermédiaire est structurée par le motif de microcanal supportant le micropont en C-PDMS, qui est incorporé en son milieu.

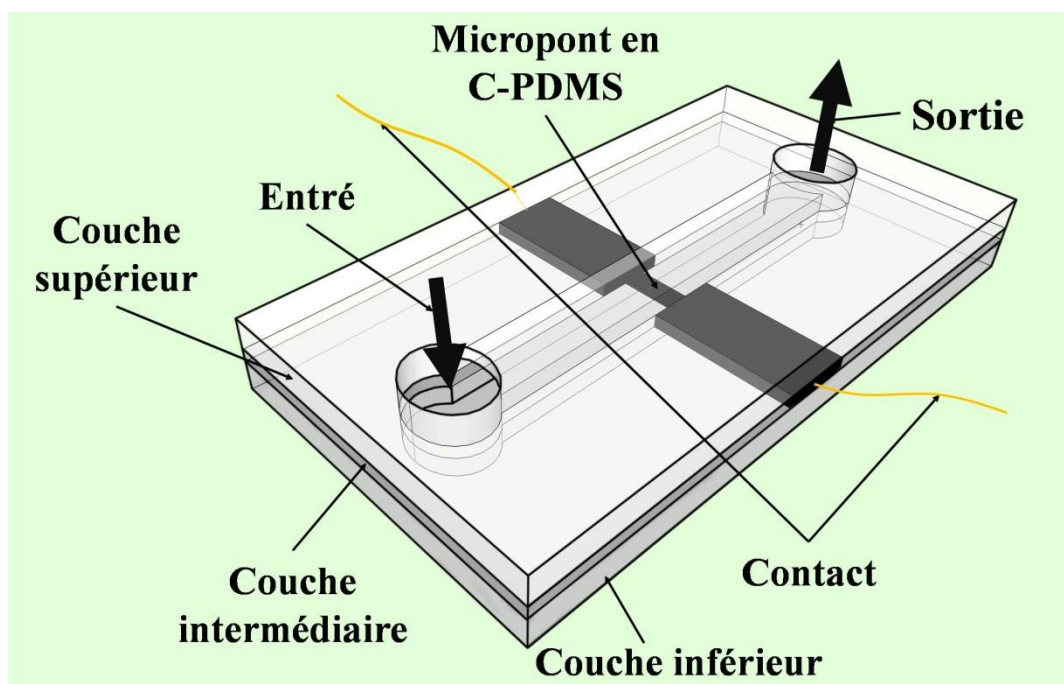


Figure 4.3 : La conception géométrique 3D du microcapteur de débit proposée.

Finalement, la couche inférieure toujours en PDMS est prise comme une plateforme support pour le microcanal. Un fil conducteur électrique devra être enterré et relié aux deux bornes du micropont formant des branchements électriques de polarisation de l'élément sensible comme indiqué dans la figure 4.3 [176].

Le modèle géométrique du dispositif complet intégrant le micropont dans le microcanal (pris en compte pour la simulation) est présenté dans la figure 4.4. Les dimensions standards du microcanal de section rectangulaire sont données par une largeur de $W_C=800\mu\text{m}$, une hauteur de $H_C=430\mu\text{m}$ et une longueur de $L_C=4000\mu\text{m}$. Ce microcanal est traversé par un micropont en C-PDMS à section carré avec une largeur de $w_B=190\mu\text{m}$, une hauteur de $h_B=190\mu\text{m}$ et une longueur égale à la largeur du microcanal $L_B=800\mu\text{m}$. Ce micropont est centré au milieu du microcanal (figure 4.4).

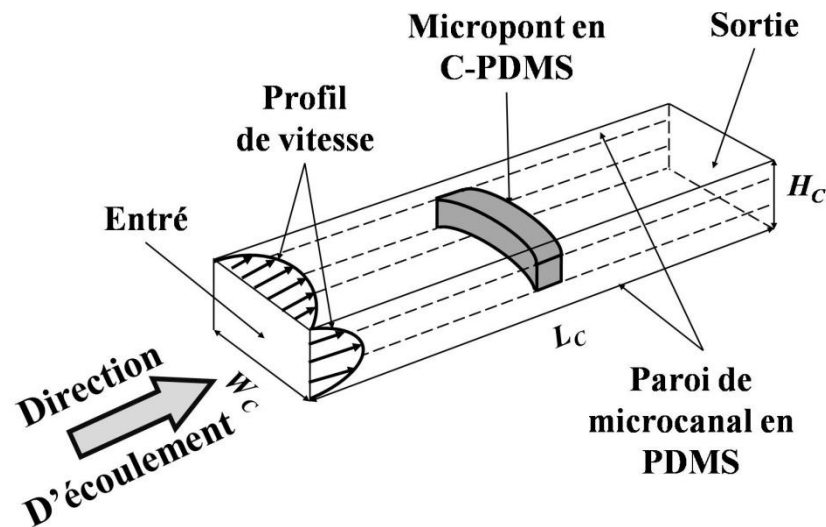


Figure 4.4 : Modèle géométrique du micropont embarqué dans un microcanal.

Les paramètres de simulation et les conditions de l'écoulement du fluide sont fixés avant la simulation. D'abord le fluide de référence, considéré pour nos simulations, est l'eau, avec une masse volumique $\rho=1000\text{kg.m}^{-3}$, une viscosité dynamique $\eta=0.001\text{Pa.s}$ et une vitesse d'entrée $U=0.0484\text{m.s}^{-1}$. Le micropont est constitué de C-PDMS nanocomposite chargé par des nanoparticules en CB ou en CNT avec des concentrations usuelles respectives de 16% et 4%. Les principales propriétés du micropont en C-PDMS utilisées dans les simulations sont la masse volumique $\rho_{\text{CPDMS}}=970\text{kg.m}^{-3}$ et le coefficient de Poisson $\nu=0.45$ pour les deux nanocomposites CB-PDMS et CNT-PDMS. Les modules de Young pour CB-

PDMS et CNT-PDMS sont respectivement $E_{CB-PDMS}=2.45\text{MPa}$ et $E_{CNT-PDMS}=0.95\text{MPa}$. La résistivité électrique initiale (zéro-contrainte) est $\rho_{0CPDMS}=1.6\Omega.m$. Le microdébit d'écoulement de fluide varie entre 0.2ml.min^{-1} et 1ml.min^{-1} .

4.2.3 Flot de conception du microcapteur de débit

Le mot flot de conception a été hérité des procédés de réalisation des circuits microélectronique et nanoélectronique. Il résume la combinaison explicite des outils de conception assistée par ordinateur (CAO) pour réaliser la conception d'un système MEMS ou d'un circuit intégré. Il présente la première étape est avant tout l'élaboration et fabrication. Il s'agit d'un kit regroupant toutes les informations relatives à la technologie en question :

- ✓ La liste des couches ou *layers* utilisées ;
- ✓ Des modèles pour effectuer des simulations ;
- ✓ Une liste de règles de dessin;
- ✓ Souvent, quelques briques de base.

Grâce à lui, les concepteurs peuvent créer les éléments dans les outils de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) et procéder à leur microfabrication. En se basant sur la conception du modèle précédent (figure 4.3), un flot de procédé de fabrication est proposé et illustré à la figure 4.5. Ce flot de conception utilise la technique de lithographie douce (voir chapitre 2), qui implique la technique de multicouche et la technique du moulage en PDMS. Notre microdispositif sera fabriqué avec trois couches. Il comprend une couche mince au milieu avec le micropont, et deux couches supplémentaires en PDMS : la couche supérieure et inférieure. Le processus de fabrication devra être divisé en trois étapes : étape de préparation, étape de réplication et l'étape de collage des structures.

La première étape de notre flot de conception décrit la réalisation des moules (figure 4.5.a-b). Deux moules devront être fabriqués séparément à l'aide d'une résine photosensible négative SU-8 (*Micro Chem Corp.*). Cette dernière peut être structurée sur un substrat de silicium miroir ou du verre poli afin d'obtenir le moule à l'aide de la technique photolithographique standard. Les étapes de préparation des moules pour les couches supérieur et inférieur sont montrée dans la figure 4.5.a, ainsi que celle de préparation du moule pour la couche intermédiaire indiquée dans la figure 4.5.b.

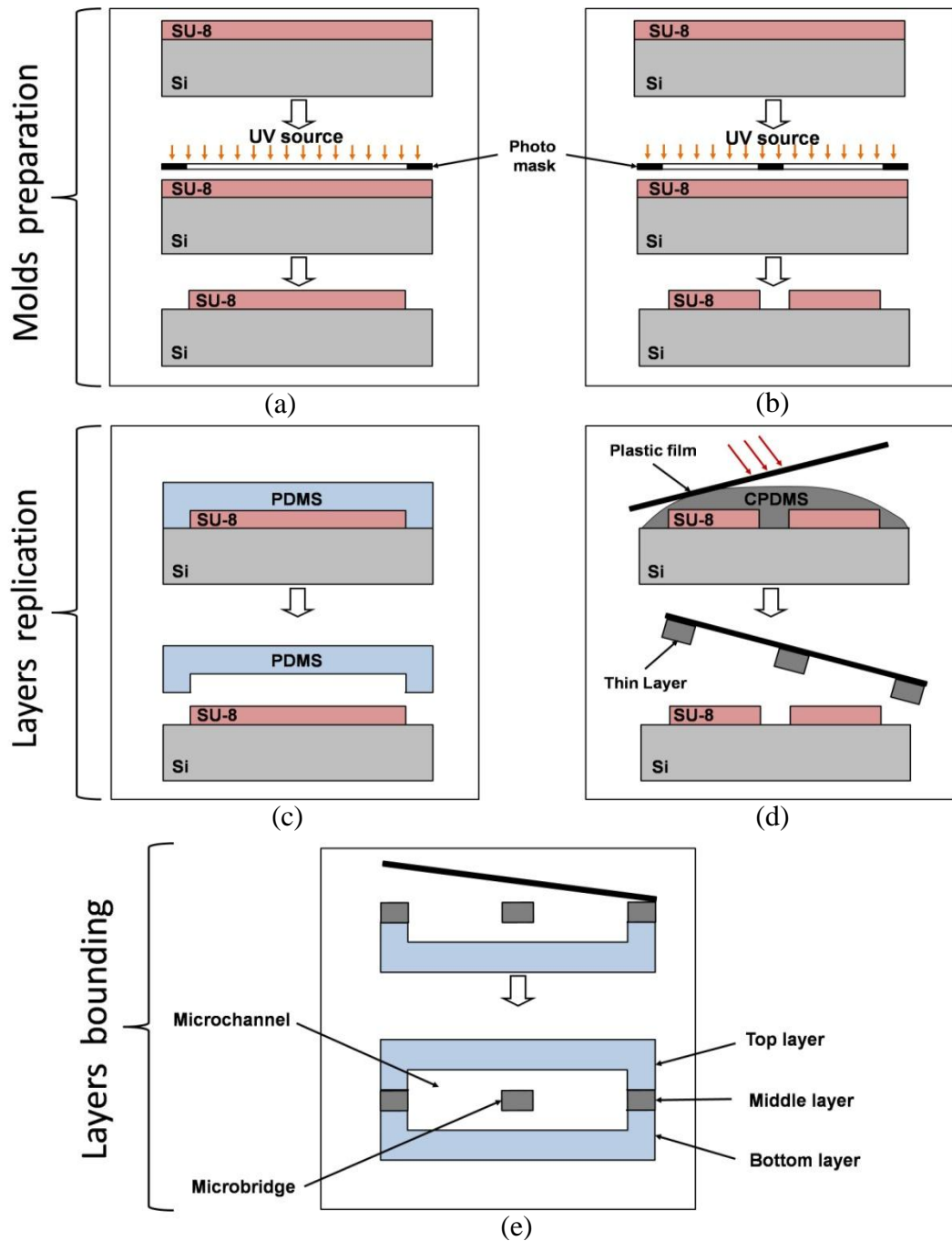


Figure 4.5 : Flot de conception proposé du microcapteur.

La deuxième étape consiste en la fabrication de couches en PDMS (figure 4.5.c-d). Un mélange de PDMS de pré-polymère liquide (Sylgard 184 Dow Corning) avec l'agent durcisseur à un rapport de volume de 10:1 devra être coulé sur le moule de SU-8, fabriqué précédemment, (figure 4.5.c) pour la réplication des couches supérieures et inférieures. Le mélange ainsi préparé de C-PDMS devra être également coulé sur le moule de SU-8 afin de préparer la couche intermédiaire. Une très fine couche de film plastique devra être ensuite soigneusement placée au-dessus afin d'éviter l'introduction des bulles d'air (figure

4.5.d). Après la cuisson de chaque couche l'étape de polymérisation sera donc terminée, et les trois couches devront être décollées de leurs moules respectives (figure 4.5.c-d).

La troisième étape devra être initiée par un traitement à plasma d'oxygène sur la surface de PDMS de chaque couche afin de faciliter l'adhérence entre les différentes couches. Par la suite, les couches inférieure et intermédiaire devront être alignées et collées. Ceci afin de permettre au film mince en plastique d'être séparé de l'emballage pour coller la couche supérieure au-dessus en tant que scellement du microcanal (figure 4.5.e).

Le collage des trois couches nécessite un alignement. En d'autres termes, un alignement précis doit être réalisé entre la couche inférieure, la couche intermédiaire et la couche supérieure. Dans le cas contraire, la précision de la superposition des trois couches ne peut être assurée. Cependant, en général, les entreprises industrielles ont des systèmes avec un bon contrôle d'alignement. Par conséquent, le capteur de débit proposé est fabricable avec un coût faible en moins de 24 heures en utilisant un équipement classique.

4.3 Modélisation et simulation par la méthode des 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 [98, 103, 181]. Cette modélisation permet, à moindre frais, de prédire le comportement du microdispositive 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 [79, 181].

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 [181].

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 ... [98, 103].

Cette méthode des éléments finis est implémentée dans plusieurs logiciels commerciaux d'éléments finis tel que Comsol Multiphysics, Ansys, Conveto, Intellisense, etc... [79]. 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 le logiciel Comsol Multiphysics v4.3 a [103].

4.3.1 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 (des dispositifs microfluidiques). Elle est utilisée aussi dans la modélisation et résolution de nombreux problèmes pour les applications industrielles et académiques [79, 181-182].

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 4.6).

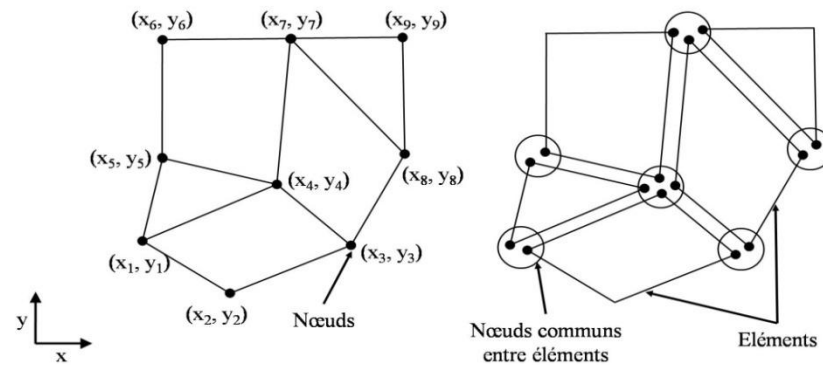


Figure 4.6 : La subdivision en 2D du domaine en éléments.

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 fini de problèmes discrets avec un certain nombre d'inconnues. Les inconnues, en chacun des nœuds, sont appelées variable nodales ou degrés de liberté (figure 4.6) [182].

4.3.1.1 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 implémenté sous le logiciel Comsol Multiphysics doit comporter une série d'étapes séparées.

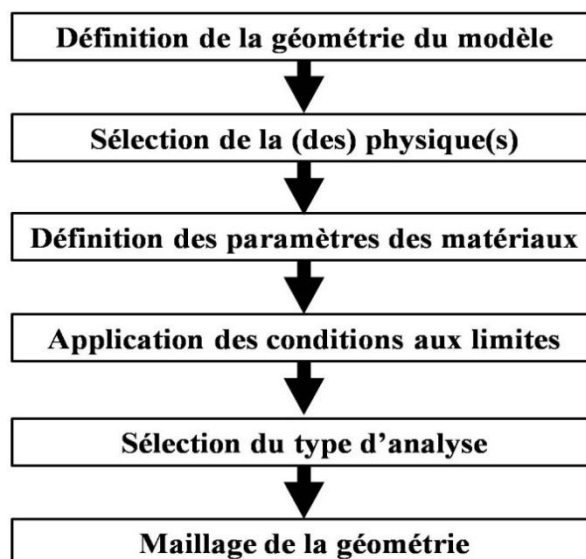


Figure 4.7 : Les procédures et les étapes de la simulation par éléments finis.

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 [103]. La figure 4.7 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, orthotropie, 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

tels 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 [181].

4.3.1.2 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 fini 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. Des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D sont représentés dans la figure 4.6 [182].

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 [182].

4.3.1.3 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 [103].

La figure 4.8 montre différentes solutions possibles de maillage appliquées à une structure 3D. Ainsi, la figure 4.8.a montre un maillage avec des éléments cubiques alors que les figures 4.8.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 4.8.b et d) et non uniforme (figure 4.8.c) de manière à augmenter la précision de calcul dans les zones à fort gradient [103].

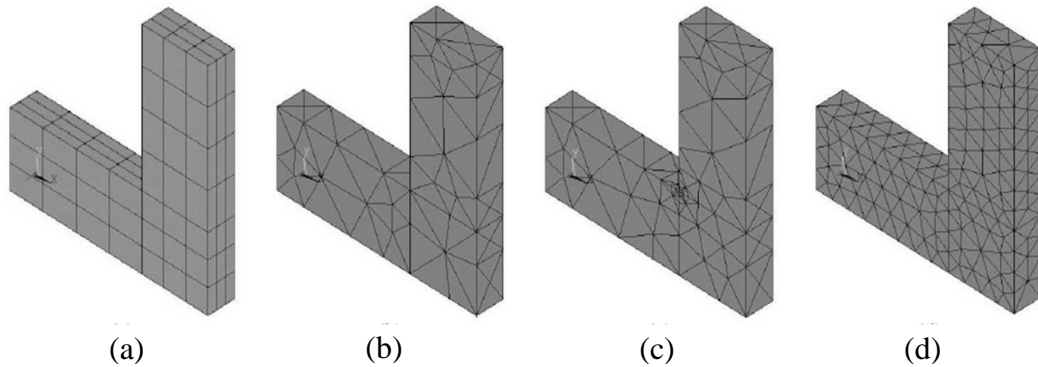


Figure 4.8 : Les différents types de maillage : (a) Maillage avec éléments cubiques, (b) maillage avec éléments tétraédrique uniforme, (c) maillage avec éléments tétraédrique adaptatif, (d) maillage avec éléments tétraédrique uniforme plus fin.

4.3.2 Le Lagrangien-Eulerien arbitraire (ALE)

Le couplage fluide-structure s'opère au niveau de l'interface fluide-structure. En théorie, on suppose que l'on a une continuité des contraintes et des vitesses à l'interface entre le fluide et la structure et on doit prendre en compte la déformation de la structure causée par l'écoulement du fluide. La difficulté est de trouver une formulation adaptée pour la résolution des équations fluide-structure qui tient compte des parois mobiles et permet ainsi de simuler des écoulements fortement convectifs. La formulation Lagrangien-Eulerien Arbitraire (*ALE Arbitrary Lagrangian-Eulerian*) est une solution qui permet de gérer des maillages mobiles avec des déplacements [103, 181].

La méthode ALE est généralement utilisée pour la résolution des équations aux dérivées partielles des domaines en déplacements. La Méthode ALE est bien adaptée à l'étude des problèmes présentant de grandes déformations. Elle offre, en plus, la possibilité de suivre la position du déplacement de l'interface entre le fluide et le solide. Ces discontinuités dans les propriétés du matériau peuvent être prises en considération. Cette méthode est basée sur l'incorporation de l'évolution temporelle du domaine dans les équations. Malheureusement, le mouvement du domaine en fonction du temps peut provoquer des écoulements convectifs dans les équations. Ces écoulements de convection nécessitent l'utilisation d'une méthode de stabilisation numérique afin de prévoir les problèmes d'instabilités liées au schéma de discrétisation du terme convectif [183-184].

Les mécanismes du mouvement des parois mobiles et la déformation de la géométrie avec le maillage mobile peuvent être efficacement manipulé par la méthode ALE comme il est présenté dans la figure 4.9. Selon le mouvement des parois de la structure et le lissage du maillage, le simulateur (notre cas le logiciel Comsol Multiphysics) recalcule de nouveau les coordonnées de maillage. Des équations de Navier-Stokes adaptées pour ces coordonnées mobiles sont formulées dans l'approche de résolution de l'écoulement du fluide. Il est clair que le comportement de la structure (obstacle) sera calculé dans un repère fixe [103]. Il est important de noter que les contraintes calculées de la surface de la structure dans ce modèle sont la seule source pour calculer les coordonnées déformées avec la méthode ALE [103, 184].

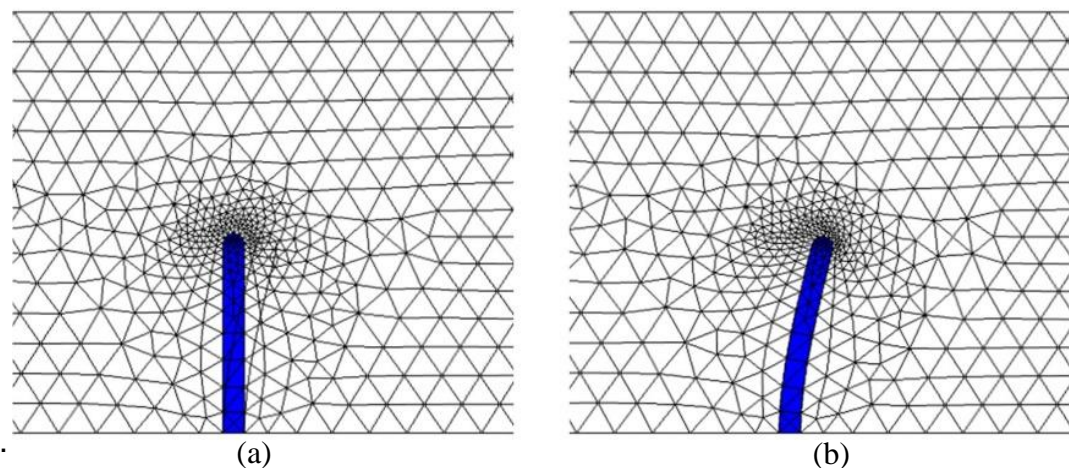


Figure 4.9 : Le maillage mobile avec la flexion de la géométrie : (a) le maillage à $t=0s$, (b) le maillage à $t=4s$.

Le domaine du fluide utilise un maillage librement mobile pour la résolution des équations de Navier-Stokes. Ce calcul de maillage mobile repose sur la méthode de lissage de Winslow [185]. Au niveau de la structure (obstacle), le maillage mobile suit son mouvement. Par contre, dans les parois extérieures du domaine de l'écoulement, la déformation est annulée dans toutes les directions.

Les déformations des structures sont simulées à l'aide de formulation mécanique élastique dans la structure (obstacle). Cette dernière est fixée dans les parois verticales du canal avec des contraintes fixes afin qu'ils ne puissent pas se déplacer dans n'importe quelle direction. Toutes les autres frontières sont chargées par l'écoulement du fluide. Lorsque le fluide s'écoule dans le microcanal, le champ de contraintes mécanique (σ) s'affiche.

4.3.3 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...[65]. 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 [65, 186].

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 [181, 186].

4.3.3.1 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 [186]. Pour l'analyse du comportement de l'écoulement du fluide dans un microcanal de section rectangulaire, nous avons utilisé le logiciel Comsol Multiphysics version 4.3a [103]. 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 4.10). Ces dimensions sont : $5000 \times 1000 \times 250 \mu\text{m}^3$, correspondants aux dimensions de microcanal. Et pour la simplification des calculs, la modélisation de l'entrée de la sortie ont été simplifié.

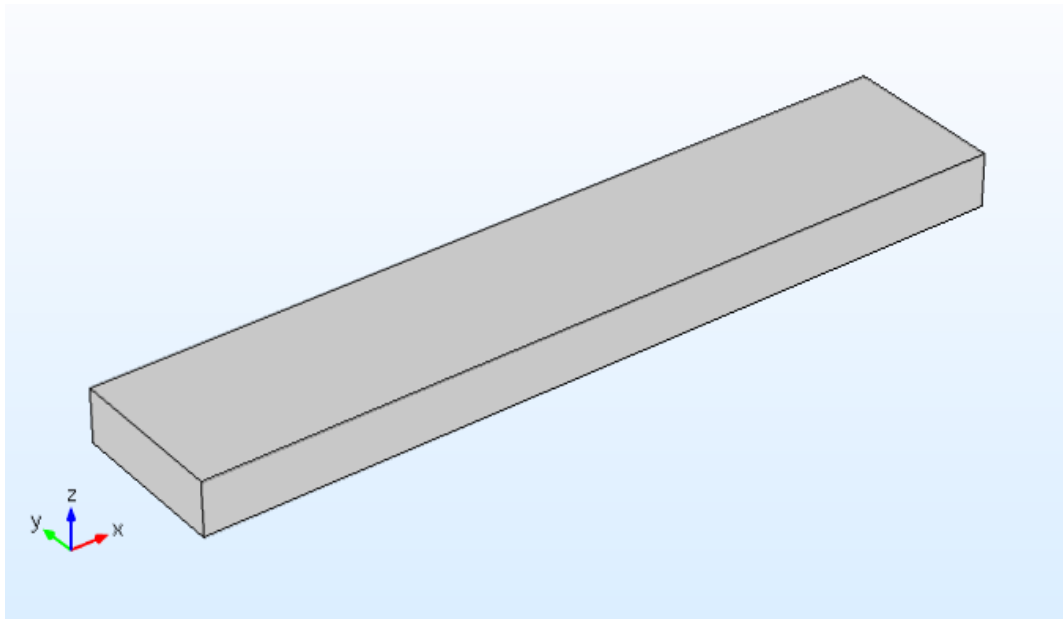


Figure 4.10 : La géométrie de la structure du microcanal.

- ✓ 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 et τ . La vitesse moyenne est donnée par l'expression :

$$u_{\text{moy}} = U \left(\frac{1}{1 + e^{(10-(t/\tau))}} \right) \quad (29)$$

Et
$$U = \frac{D_v}{H_y H_z} \quad (30)$$

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.

- ✓ 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 4.11). 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.

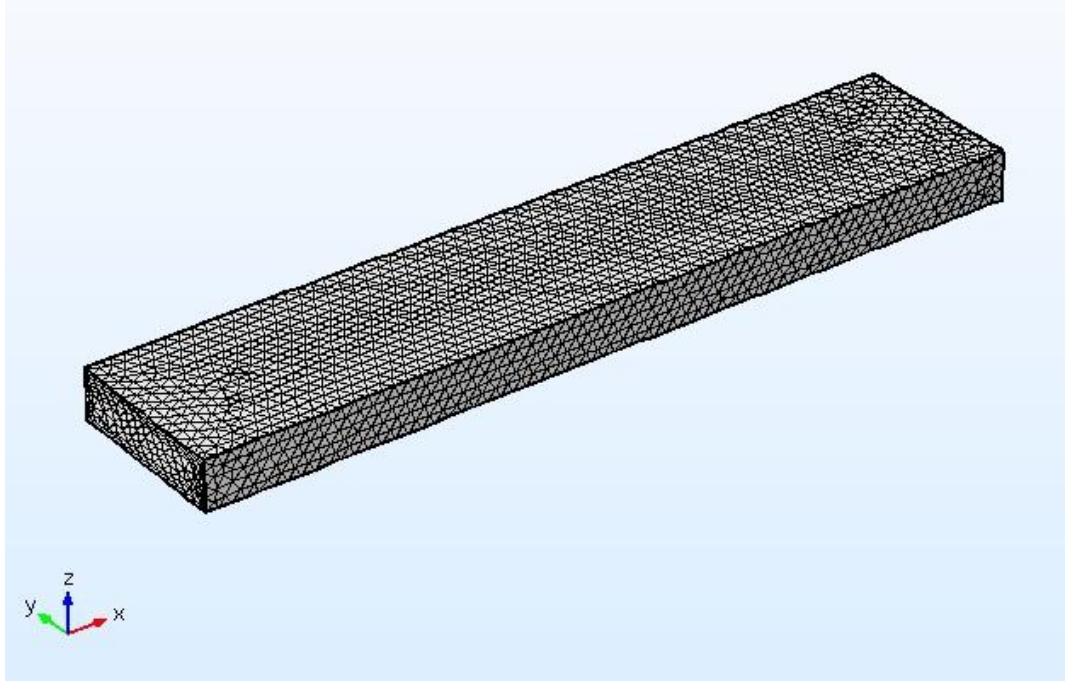


Figure 4.11 : Le maillage de la structure avec le logiciel Comsol.

4.3.3.2 Simulation et résultats

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. A partir de la simulation, le champ de vitesse de l'écoulement de fluide et la distribution de la pression résultante le long du microcanal peuvent être ainsi obtenues. Quelques résultats de simulation sont montrés dans la figure 4.12. Nous remarquons l'aspect parabolique du profil de vitesse avec un profil d'entrée de canal carrée. Nous pouvons même suivre l'évolution de la pression le long du canal qui permet de détecter les zones de surpression due à un éventuel étranglement lors de notre étude [109].

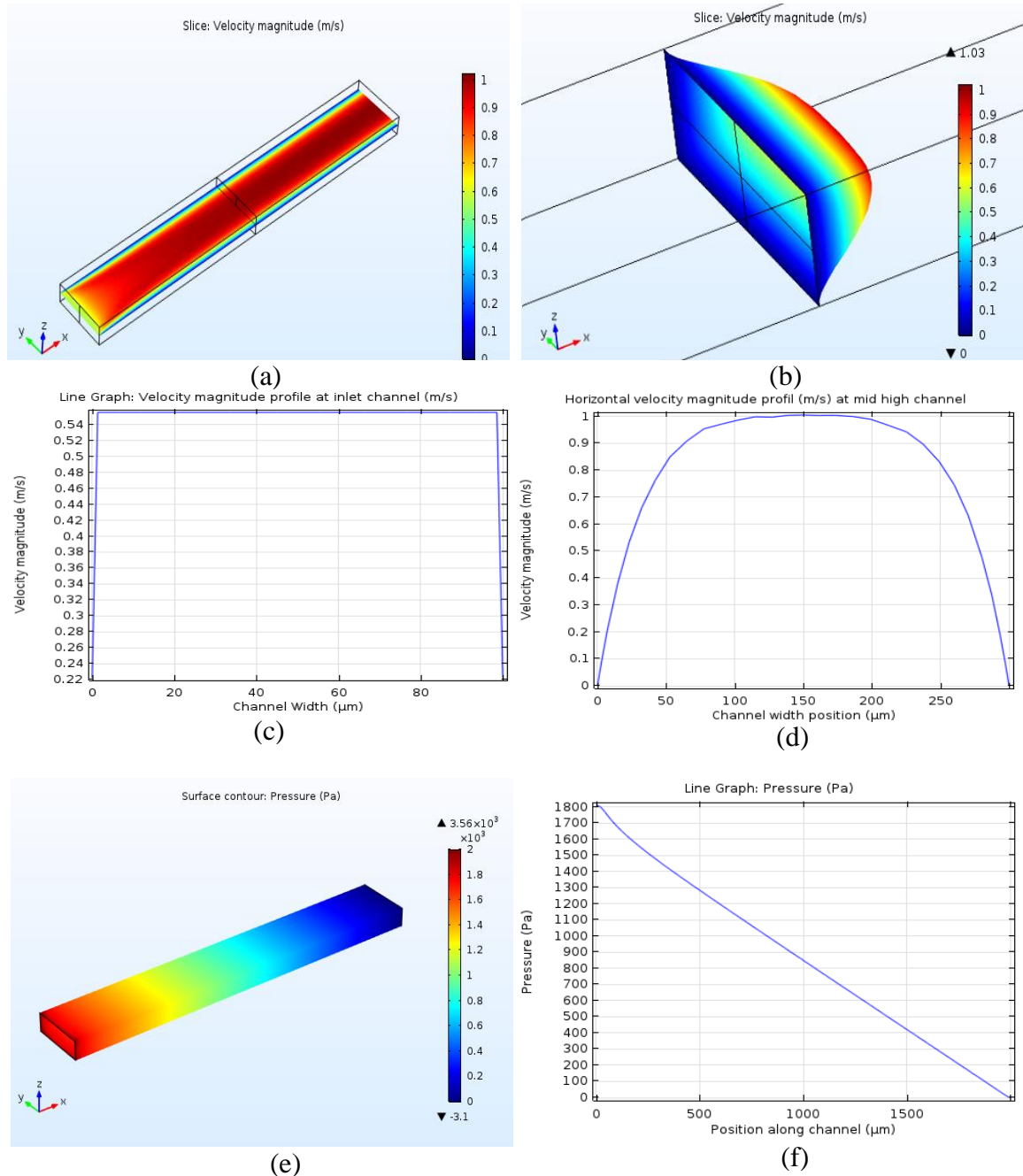


Figure 4.12 : (a) Le champ de vitesse le long d'un microcanal, (b) le profil du champ de vitesse en 3D, (c) et (d) le profil de vitesse à mi-hauteur respectivement à l'entrée et au milieu du microcanal, (e) et (f) la distribution et le profil du champ de pression le long du microcanal.

4.3.4 Procédure de simulation du microcapteur

Afin de modéliser et de simuler notre capteur MEMS de microdébit, nous avons utilisé le logiciel Comsol Multiphysics (v4.3a) qui implémente la méthode des éléments finis. Nous avons pu ainsi étudier différents modèles traitants de

phénomènes physiques couplés. Ceci nous a permis de prendre en compte des phénomènes multiphysiques. Dans notre cas, nous pouvons renforcer d'avantage la plateforme de simulation de Comsol avec des interfaces physique et d'outils bien dédiés par exemple les applications : écoulement du fluide, mécaniques et électriques [103, 109].

Donc pour étudier l'interaction entre les différents phénomènes mis en jeu dans notre capteur tels que l'interaction fluide-structure FSI et la conduction piézorésistive, une analyse couplée a été effectuée. La modélisation et la procédure de simulation de l'ensemble est représentée par un organigramme sur la figure 4.13. Le modèle se compose de trois parties couplées :

- (i) L'analyse des écoulements de fluides par la résolution des équations de Navier-Stokes dans le microcanal à section rectangulaire.
- (ii) L'analyse de la mécanique des structures sous l'interface d'interaction fluide-structure (FSI) dans l'élément de détection qui est l'obstacle de micropont.
- (iii) L'effet piézorésistif couplé avec le phénomène de conduction électrique.

Un maillage mobile a été utilisé pour la structure du dispositif en prenant en compte les déformations du domaine micropont le long de l'écoulement. De plus, notre procédure de modélisation (figure 4.13) prend en compte le mécanisme de déformation de la structure causée par l'écoulement du fluide, puis résoudre par la suite, les équations d'écoulement dans une géométrie ainsi déformée (déformation du micropont due à l'écoulement du fluide).

L'interface FSI de Comsol Multiphysics utilise la méthode ALE (*Arbitraire Lagrangienne-Eulerian*) pour résoudre ces systèmes d'équations aux dérivées partielles (EDP) dans des domaines mobile [183-184]. Cette méthode ALE offre la possibilité de suivre la position de l'interface fluides-solides. Ces discontinuités dans les propriétés du matériau doivent être prises en compte avec précision. Cette méthode est basée sur l'incorporation de l'évolution temporelle du domaine dans les équations. Malheureusement, Le mouvement du domaine en conséquence avec le temps peut engendrer des flux convectifs dans les équations. Ces flux convectifs peuvent créer un problème d'instabilité de la méthode numérique, surtout quand ils deviennent trop grands [183-184].

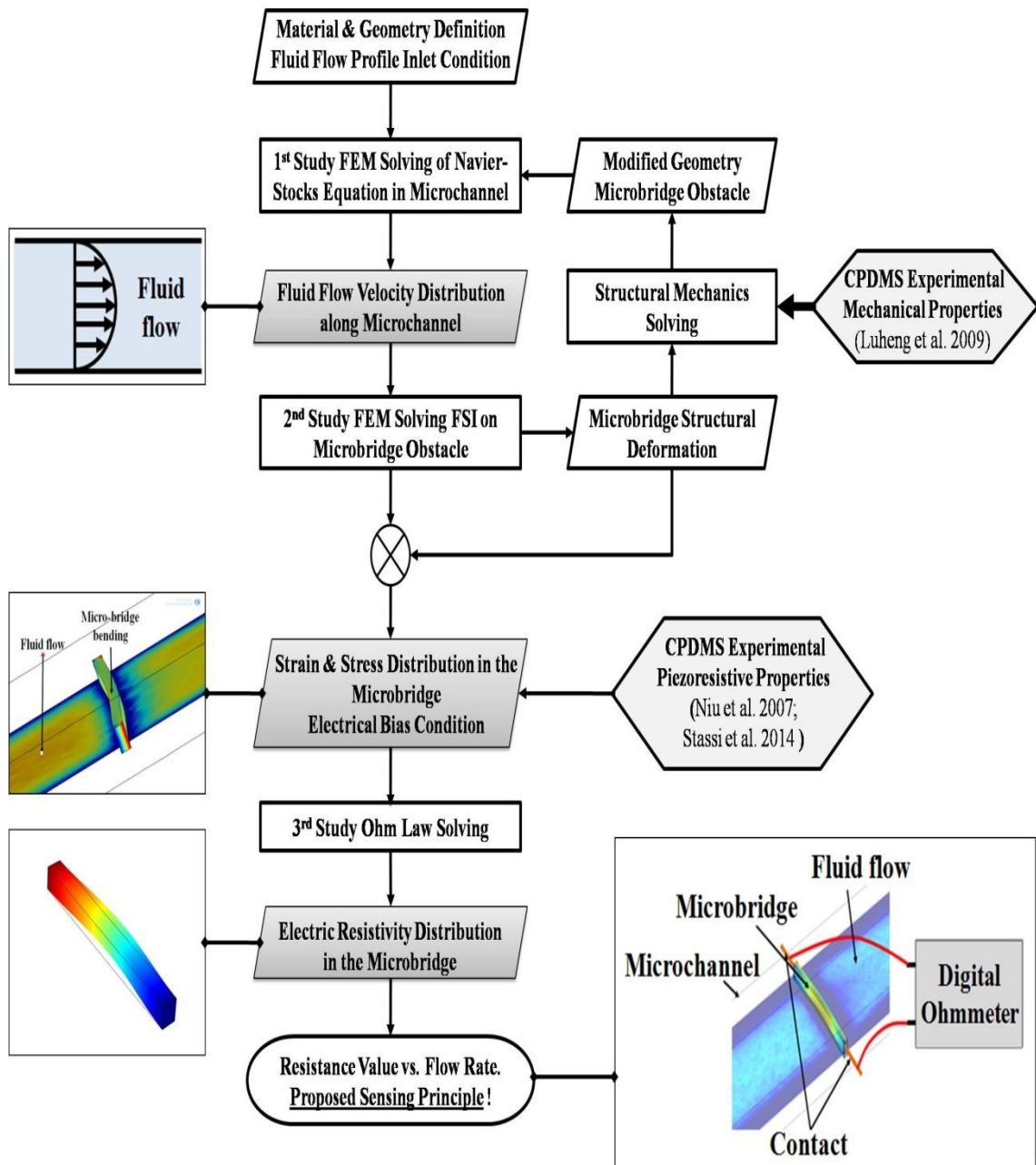


Figure 4.13 : Procédure de modélisation et simulation multiphysique.

Le logiciel Comsol Multiphysics calcule à chaque fois de nouvelles coordonnées du maillage mobile en fonction du mouvement des parois de la structure et la qualité de lissage du maillage. Ces nouvelles coordonnées mobiles sont adaptées pour résoudre les équations de Navier-Stokes de l'écoulement du fluide. De plus, le comportement du micropont sera calculé dans un repère fixe. Les contraintes mécaniques calculées à la surface de la structure de micropont sont la seule source pour calculer les coordonnées mobiles avec la méthode ALE [184, 187].

Un maillage librement mobile constituant le domaine liquide est utilisé pour résoudre les équations de Navier-Stokes. Ce calcul de maillage mobile est basé sur la méthode de lissage de Winslow [184-185]. Cette méthode de lissage de Winslow est appliquée automatiquement par défaut sous une interface FSI de Comsol Multiphysics. Au sein du micropont, le maillage mobile suit son mouvement et la déformation dans les extrémités du domaine d'écoulement est annulée dans toutes les directions.

Les déformations mécaniques structurelles sont simulées en utilisant une formulation élastique linéaire dans le micropont (figure 4.13). Le micropont est fixé dans le milieu du microcanal au niveau des deux parois latérales verticales avec encastrement fixé de manière que le micropont ne puisse pas se déplacer dans toutes les directions à ces deux attaches latérales. Toutes les autres frontières sont supposées libres et peuvent se déplacer avec l'écoulement du fluide dans le microcanal. Tant que le fluide s'écoule, un champ de contrainte mécanique (σ) apparaît, qui va charger la surface du micropont.

Après avoir résolu les équations de structure mécanique et trouver ainsi la distribution du champ de contraintes et de déformation mécanique à travers le micropont, nous devons résoudre le comportement d'élastorésistif qui lie la déformation mécanique à la variation de la résistivité électrique dans notre matériau C-PDMS. Ainsi, l'interface piézorésistive de Comsol Multiphysics est utilisée, avec les paramètres de coefficients piézorésistifs extraites directement des résultats expérimentaux afin que modèle et simulations puissent être le plus près possible de la réalité [120, 145, 153].

4.4 Simulation du comportement mécanique du microcapteur de débit

4.4.1 Simulation de la réponse mécanique du micropont

Dans le but d'étudier le comportement mécanique du micropont soumis à un écoulement dans le microcanal, des simulations sur la réponse de flexion mécanique du micropont ont été effectuées. Les résultats de simulation de la flexion mécanique causée par l'écoulement du fluide sont résumés dans la figure 4.14 en fonction du débit d'écoulement. Nous avons utilisé dans la simulation deux types de C-PDMS nanocomposites : le CNT-PDMS avec une concentration massique de 4% et le CB-PDMS avec une concentration de 16% [120, 133, 139].

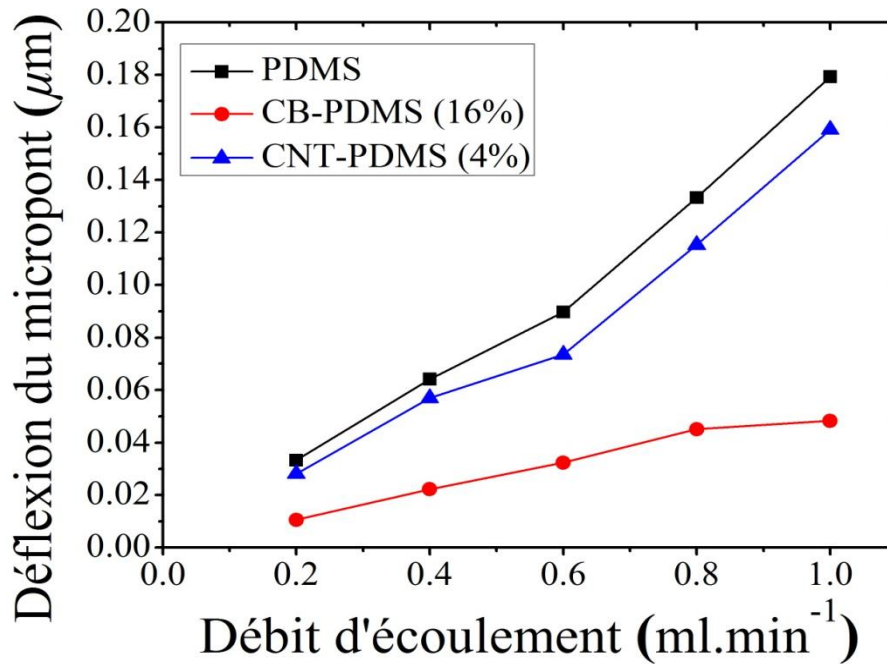


Figure 4.14 : (a) Comparaison de l'évolution de la déflexion mécanique du micropont en fonction du débit d'écoulement pour le PDMS, CB-PDMS et CNT-PDMS.

En guise de référence, la caractéristique du PDMS pur est aussi tracée dans la figure 4.14. Nous remarquons que la déflexion mécanique du micropont en PDMS est plus importante que celle du micropont en C-PDMS. Ceci peut s'expliquer par la grande souplesse du PDMS pur. La variation des déflexions de micropont sont respectivement $0.147\mu\text{m}$, $0.131\mu\text{m}$ et $0.035\mu\text{m}$ pour le PDMS, CNT-PDMS et CB-PDMS dans l'intervalle de débits compris entre 0.2 et $1\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$. Ceci démontre que mécaniquement, le PDMS est plus sensible à l'écoulement de fluide que le C-PDMS. Ces pertes de sensibilité mécanique sont dues à l'augmentation de la rigidité mécanique de C-PDMS par l'adjonction des nanoparticules conductrices [157].

La figure 4.15 résume ce comportement de réduction de la déflexion mécanique simulée du micropont en fonction de l'augmentation du module de Young E de 0,7 à 4.0MPa . Dans cette dernière valeur, la déflexion mécanique est limitée à seulement $0.016\mu\text{m}$. Ce paramètre de sensibilité mécanique est un facteur important dans la détermination de la sensibilité globale du comportement piézorésistif du C-PDMS en tant qu'élément sensible du capteur. Les résultats expérimentaux nous fournissent les valeurs de référence de la conductivité électrique initiale σ_{e0} (pas de contrainte mécanique) du CNT-PDMS (4%) et CB-PDMS (16%) respectivement par $20\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$ et $0.62\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$.

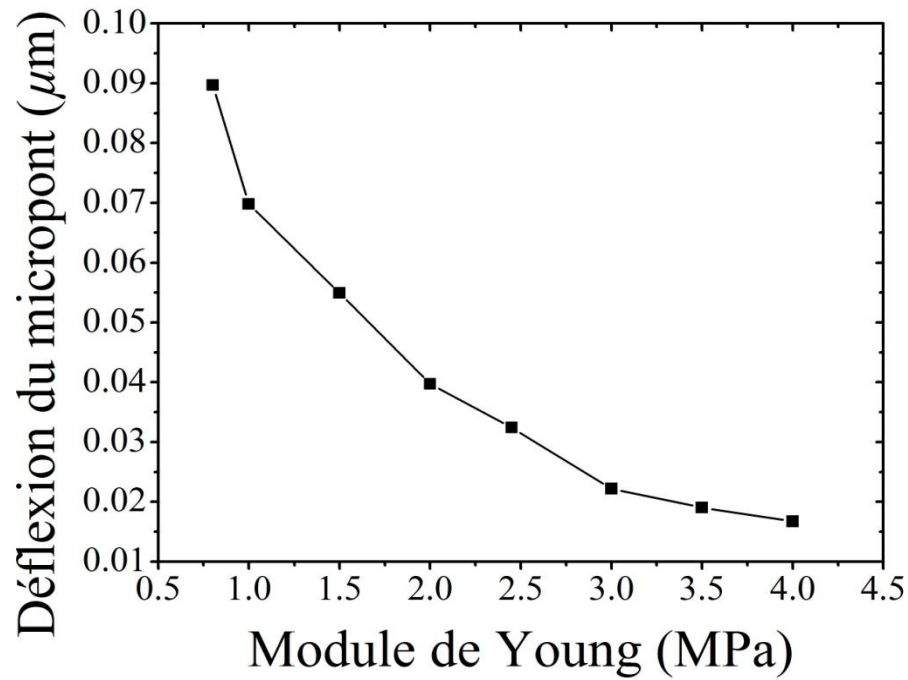


Figure 4.15 : La déflexion mécanique du micropont en fonction des valeurs de module de Young.

Finalement, nous illustrons dans la figure 4.16 la déflexion mécanique du micropont due à l'écoulement du fluide dans le microcanal. Le microcapteur va donc convertir (transduction) cette déflexion mécanique du micropont en un signal électrique en utilisant la propriété piézorésistif des C-PDMS nanocomposite.

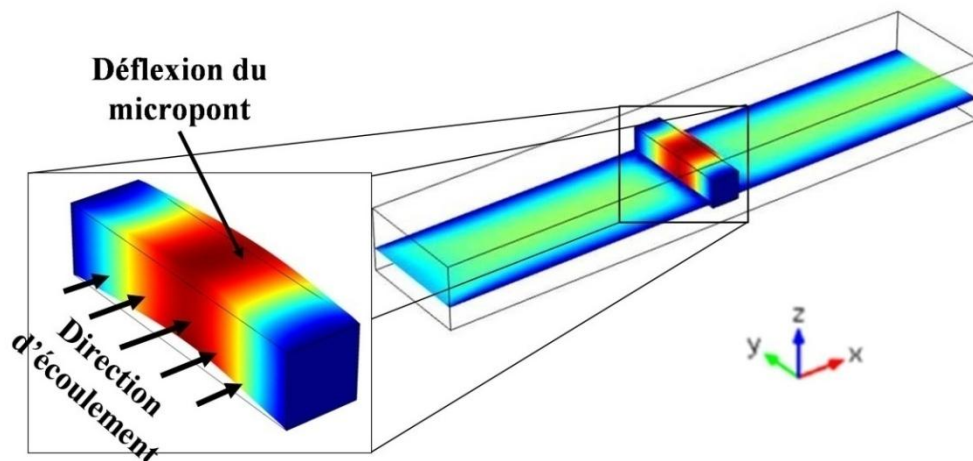


Figure 4.16 : La simulation de la déflexion mécanique pour différents débits.

4.4.2 Simulation de l'interaction fluide-micropont

Comprendre le comportement de l'obstacle "micropont" et son interaction avec l'écoulement dans le microcanal est très important. En effet, nous avons mené des simulations afin d'analyser l'écoulement tout autour de l'obstacle. Ainsi la figure 4.17 montre l'évolution de la pression du fluide le long 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 (pression nulle référencée à la pression atmosphérique P_{atm}).

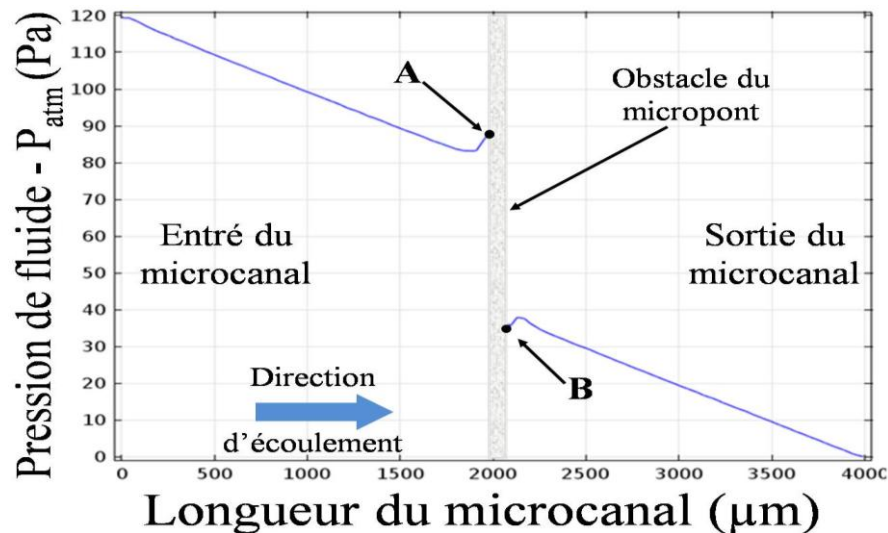


Figure 4.17 : Le profil d'évolution de la pression du fluide le long du microcanal de l'entrée à la sortie à travers une ligne coupant le micropont.

Il est important de rappeler que la pression du fluide est la somme de deux composantes : La pression statique lorsque la vitesse du fluide est nulle et la pression dynamique résultant de l'énergie cinétique de l'écoulement du fluide. De plus, nous remarquons dans cette figure 4.17 que la pression est plus grande lorsque la vitesse du fluide s'annule (dans la région proche du micropont). La pression de stagnation est à son maximum au point A (point de stagnation) (figure 4.17). A l'opposé, au niveau du bord de fuite, nous pouvons remarquer une faible dépression au niveau du point B comme montré dans la figure 4.17.

En guise de comparaison, nous montrons dans la figure 4.18, le profil d'évolution de la pression le long du microcanal dans une ligne ne traversant pas le micropont (càd ou bien en dessus ou en dessous de ce dernier). Dans ce dernier cas, dans les régions les plus proches du microcanal (zone d'étranglement de l'écoulement), la pression ne chute rapidement mais sans s'annuler (figure 4.18). Ce phénomène peut être expliqué par le régime de survitesse du fluide dans les zones adjacentes afin de maintenir un débit constant malgré l'étranglement due à l'obstacle (micropont).

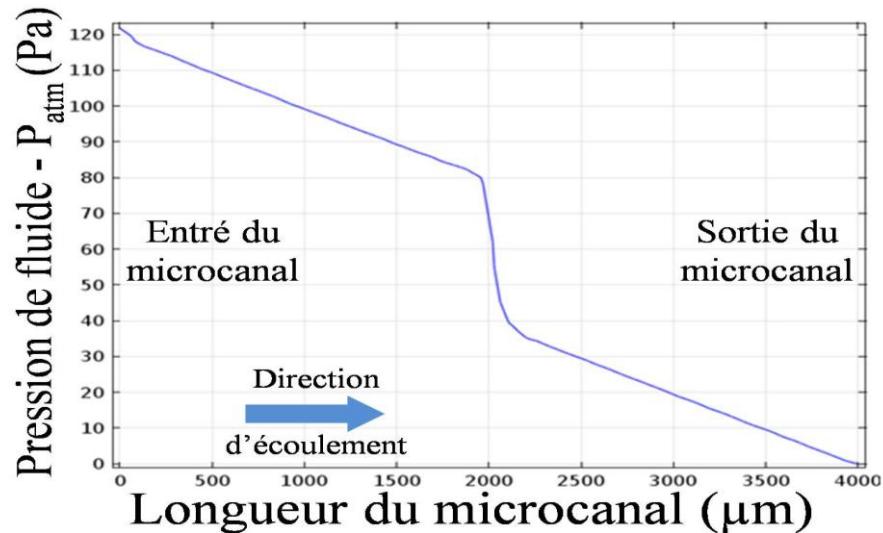


Figure 4.18 : Le profil d'évolution de la pression du fluide le long du microcanal de l'entrée à la sortie dans à travers une ligne ne traversant pas le micropont.

4.5 Analyse de la réponse piézoresistive 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 4.19. 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% @ $0.2\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$ à 0.122% @ $1.0\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$ pour le CB-PDMS et $\Delta R/R_0$ varie de 0.065% @ $0.2\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$ à 0.375% @ $1.0\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$ dans le cas de CNT-PDMS (figure 4.19).

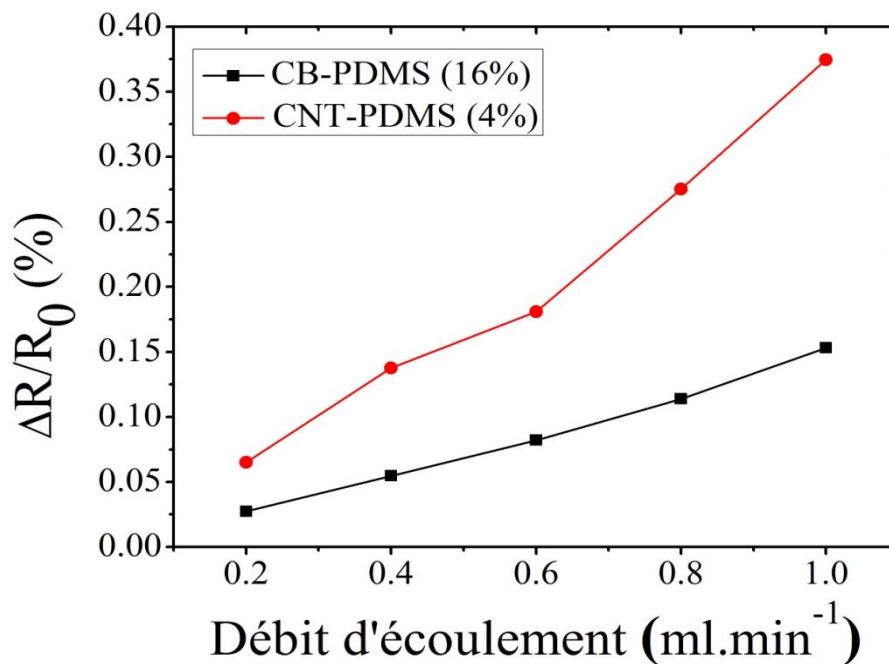


Figure 4.19 : La réponse piézorésistif du microcapteur en fonction du débit d'écoulement.

Ce comportement à augmentation de la résistance électrique sous la contrainte peut être expliqué par le mécanisme de destruction des chemins conducteurs causé par l'application d'une contrainte mécanique sur la matrice C-PDMS [115, 153]. Ce mécanisme de destruction des chemins conducteurs, résumé dans la figure 4.20, peut être lié à un mécanisme à coefficient de pression positive de la résistance (PPCR) [115, 145, 153-154].

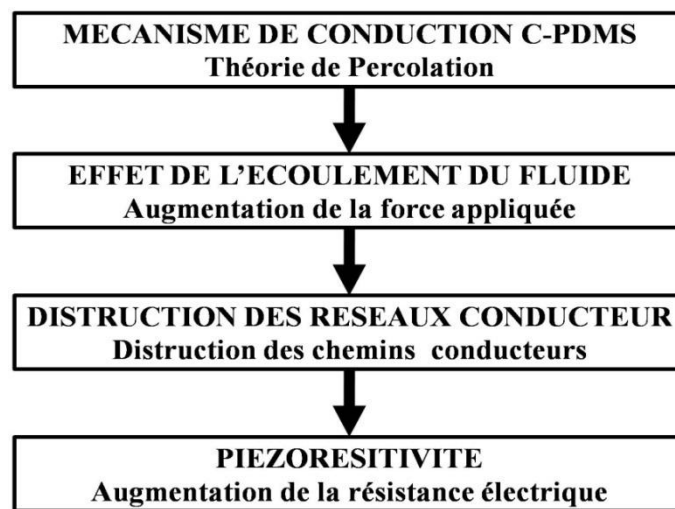


Figure 4.20 : Le diagramme du mécanisme de l'effet piézorésistif dans le C-PDMS.

Afin d'étudier l'influence des paramètres géométriques sur le comportement du microcapteur, nous allons présenter des résultats sur l'effet de la variation des dimensions de la section du micropont et du microcanal sur sa sensibilité.

4.5.1 Effet de l'épaisseur du micropont h_B

La figure 4.21 montre l'évolution de la variation relative simulée de la résistance électrique $\Delta R/R_0$ en fonction de la longueur latérale h_B du micropont à section carrée qui varie de 70 à 270 μm . Cette gamme de simulation a été choisie afin d'éviter un fort étranglement dans le microcanal dont la hauteur H_C est de 430 μm . Nous fixons le débit à une valeur intermédiaire très faible de 0.6 ml.min⁻¹. Nous remarquons que la variation relative de la résistance électrique du micropont $\Delta R/R_0$ obtenue ainsi par simulation a été divisée par vingt, passant de 1.45% @ $h_B=70\mu\text{m}$ à 0.06% @ $h_B=270\mu\text{m}$. Ce résultat de simulation peut être expliqué par l'augmentation de la rigidité mécanique du micropont lorsque son épaisseur augmente. La valeur du plateau final est d'environ 0,06% à partir de l'épaisseur du micropont h_B de 220 μm .

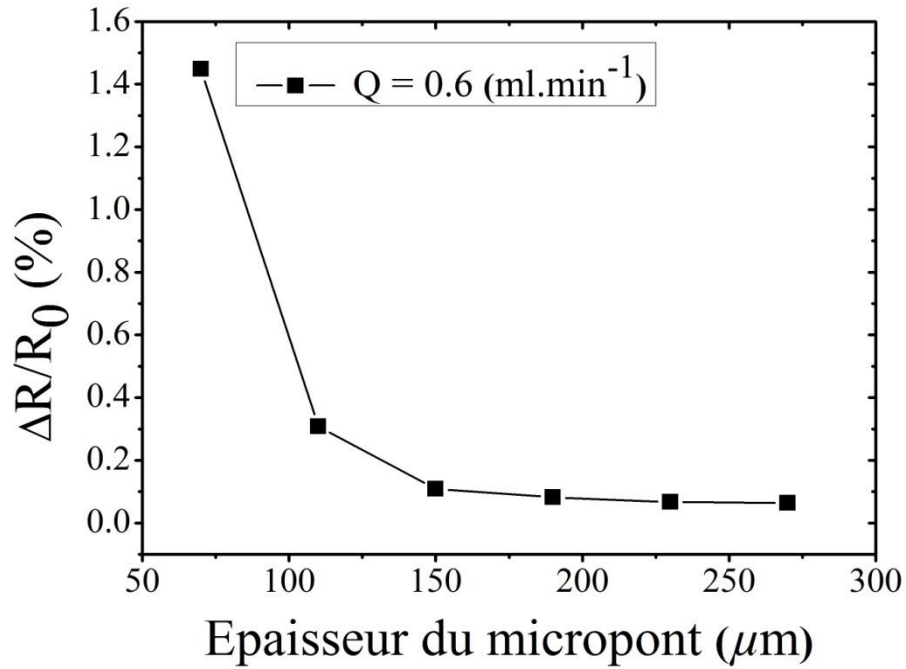


Figure 4.21 : La réponse piézorésistif en fonction de l'épaisseur du micropont.

La figure 4.22 résume les résultats de simulations numériques de l'évolution de la variation relative de la résistance électrique ou de la réponse piézorésistive du microcapteur $\Delta R/R_0$ en fonction du débit d'écoulement Q pour différentes épaisseurs du micropont h_B . Il y a toujours une pente positive dans la variation relative de résistance électrique avec débit.

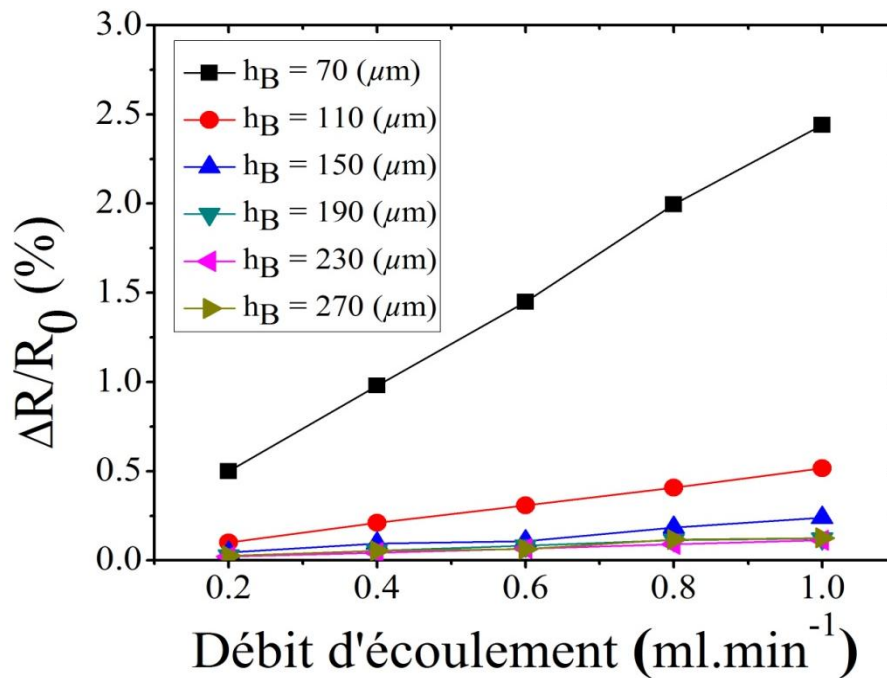


Figure 4.22 : L'évolution de la réponse piézorésistif en fonction du débit d'écoulement pour différentes épaisseurs.

La sensibilité S qui représente le meilleur paramètre pour quantifier l'efficacité de la mesure du microcapteur de débit est donnée par la relation :

$$S = \frac{\Delta R/R_0}{\Delta Q} \quad (9)$$

L'évolution de S en fonction de l'épaisseur du micropont h_B est illustrée dans la figure 4.16. On remarque que la sensibilité S diminue de $2.5\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ @ $h_B=70\mu\text{m}$ à $0.12\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ @ $h_B=270\mu\text{m}$. Il y a une valeur de l'épaisseur du micropont $h_B=190\mu\text{m}$ pour la quelle la valeur de S est stabilisée autour d'un plateau de $0.12\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$. D'après les résultats présentés, une meilleure réponse du microcapteur peut être obtenue avec une petite épaisseur du micropont (figure 4.23).

Cependant, il nous est apparu plus intéressant de valider ce microcapteur de débit avec des dimensions épaisse du micropont pour améliorer son efficacité et en utilisant des paramètres géométriques facilement accessibles à la réalisation et la microfabrication dans des travaux expérimentaux dans l'avenir. Enfin, l'épaisseur du micropont h_B égale à $190\mu\text{m}$ sera utilisée en tant que paramètre caractéristique dans ce qui suit.

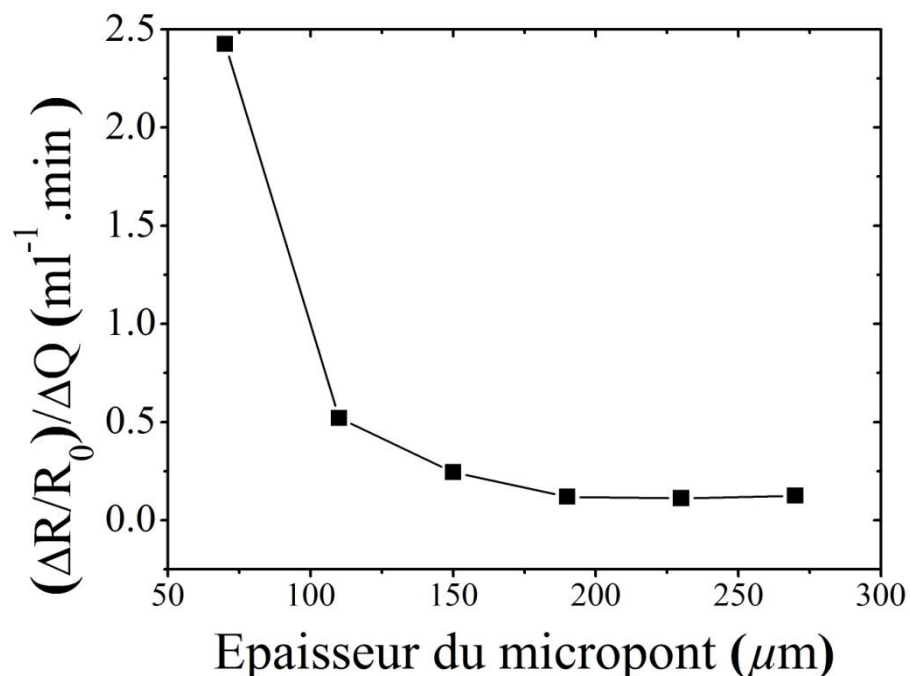


Figure 4.23 : L'évolution de la sensibilité S en fonction de l'épaisseur du micropont.

4.5.2 Effet de la hauteur du microcanal H_C

Figure 4.24 résume les résultats de simulation numérique montrant l'évolution de $\Delta R/R_0$ en fonction de la valeur du débit de l'écoulement Q pour différentes valeurs de la hauteur H_C du microcanal. En plus, dans cette même figure la distribution du champ de vitesse du fluide est détaillée autour du micropont. La meilleure valeur du rapport $\Delta R/R_0$ est obtenue pour la valeur de H_C la plus faible c.à.d. $310\mu\text{m}$. Ceci pourrait être expliqué par un effet "cylindre-piston" ou effet "vérin" qui pousserait directement le micropont à se déplacer le long du microcanal.

Ainsi la figure 4.24-I montre le champ de vitesse pour une hauteur du microcanal H_C égale à $310\mu\text{m}$. Nous observons tout autour du micropont un champ de vitesse nulle illustré par une couleur totalement bleue de l'écoulement étranglé. Ceci semble donner un bon rapport $\Delta R/R_0$ mais en contre partie il peut causer une obstruction du microcanal dans les conditions réelles. En conclusion, ce choix de valeur pour H_C n'est pas la bonne solution plus précisément avec des fluides beaucoup plus visqueux.

Une solution intermédiaire est montrée dans la figure 4.24-II où H_C est égale à $430\mu\text{m}$. L'effet d'étranglement n'est pas dominant et on remarque que le champ de vitesse nulle est fortement réduit au-dessus et en-dessous du micropont. Mais malheureusement l'effet de poussée est réduit par la même occasion. Ceci explique la forte réduction de la pente de la courbe $\Delta R/R_0$ par rapport à la situation précédente.

En plus, l'aspect laminaire de l'écoulement est rétabli après avoir passé la zone d'étranglement représentée par le micropont. Ceci confirme que le micropont ne dégrade pas l'aspect laminaire de l'écoulement du fluide. Finalement, dans la figure 4.24-III avec $H_C=550\mu\text{m}$ comparé à une épaisseur de micropont de $190\mu\text{m}$, l'effet d'étranglement n'est pas du tout apparent, et la zone de vitesse nulle a complètement disparue. Nous pouvons aussi remarquer le champ de survitesse illustré la région à couleur rouge causée par la réduction de la section du microcanal au passage du micropont. Malheureusement, la valeur du rapport de piézorésistivité $\Delta R/R_0$ est très faible pour une hauteur de microcanal H_C de $550\mu\text{m}$.

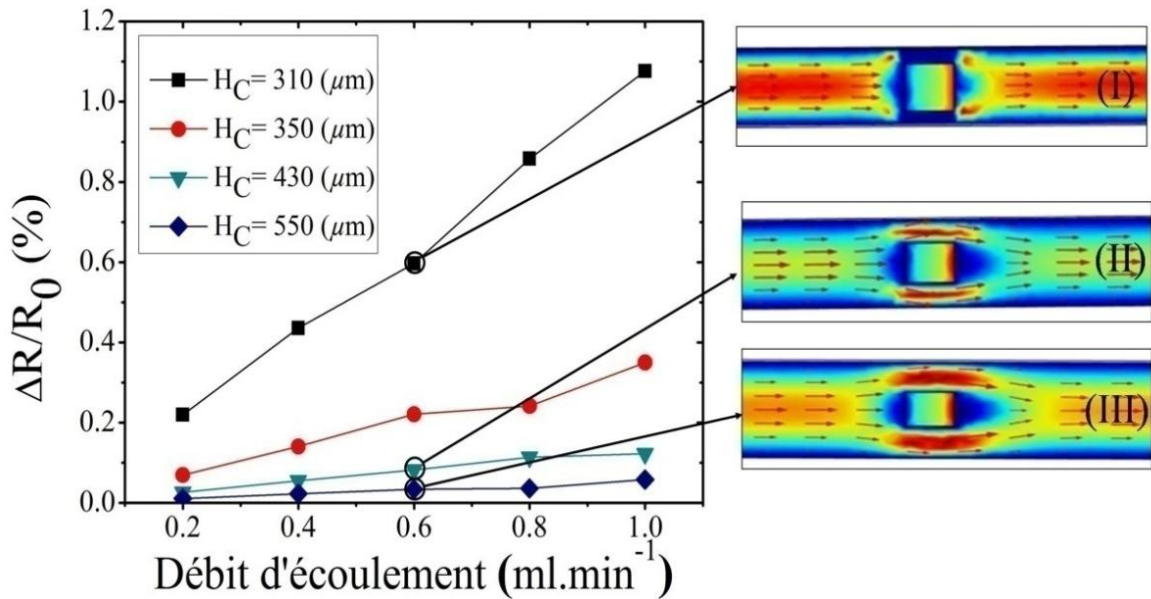


Figure 4.24 : L'évolution de la réponse piézorésistif en fonction du débit d'écoulement pour différente hauteur du microcanal.

La figure 4.25 présente les résultats de simulation avec une valeur de la hauteur du microcanal H_C allant de 310 to 550 μm . Une réduction du rapport de piézorésistivité $\Delta R/R_0$ de 0.60% @ $H_C=310\mu\text{m}$ à 0.03% @ $H_C=550\mu\text{m}$ est observé. Il est clair, qu'il n'est pas intéressant de continuer à augmenter la hauteur du microcanal car $\Delta R/R_0$ décroît drastiquement.

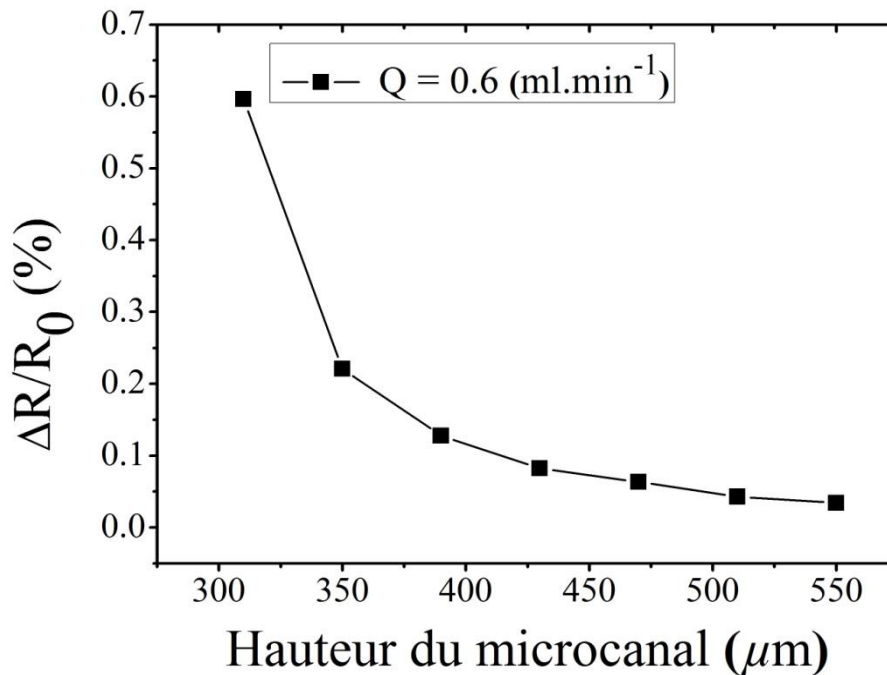


Figure 4.25 : La réponse piézorésistif en fonction de la hauteur du microcanal.

Le comportement présenté ainsi peut être résumé à travers la réduction de la valeur de la sensibilité S avec la hauteur du microcanal H_C passant de $1.07\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ @ $H_C=310\mu\text{m}$ à $0.06\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ @ $H_C=550\mu\text{m}$ (figure 4.26). Les résultats ainsi calculés montrent une sensibilité intéressante $S=0.12\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ peut être obtenue avec une valeur de la hauteur de microcanal intermédiaire $H_C=430\mu\text{m}$ avec un débit constant $Q=0.6\text{ml}/\text{min}$.

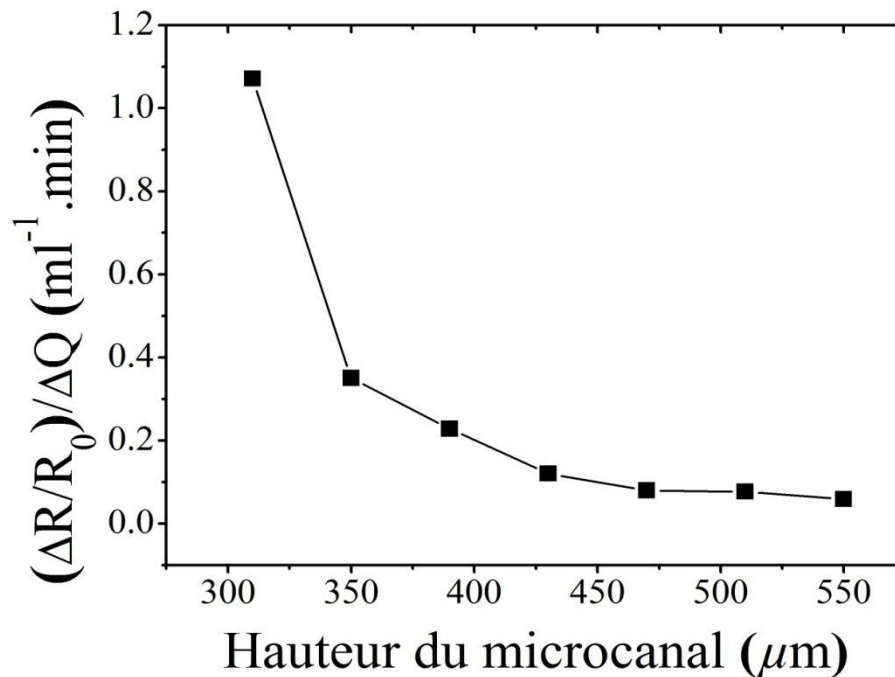


Figure 4.26 : L'évolution de la sensibilité S en fonction de la hauteur du microcanal.

4.6 Conclusion

Dans ce dernier chapitre, nous avons présenté un nouveau capteur de microdébit basé sur un micropont en C-PDMS directement intégré dans un microcanal et conçu à mesurer de très faible valeur de débit. 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 piézorésistive de ce micropont. Le model comportemental piézorésistive de ce polymère nanocomposite est enrichi par les propriétés issue directement de mesures expérimentales sur le C-PDMS. Ceci afin d'être le plus proche possible de la réalité expérimentale.

Afin d'optimiser les paramètres de conception de ce capteur original, les phénomènes physiques principaux gouvernant le comportement du microdispositif, ont été modélisés et implémentés dans des simulations FEM.

Nous avons démontré que pour certaines valeurs spécifiques des paramètres géométriques, ce capteur pourrait avoir une sensibilité de $0.12\% \cdot \text{ml}^{-1} \cdot \text{min}$ pour une valeur du débit allant de 0.2 à $1.0 \text{ml}^{-1} \cdot \text{min}$ et en plus l'aspect laminaire de l'écoulement serait maintenu, malgré l'importance relative des dimensions du micropont. Cependant, un bon équilibre devra être maintenu entre le choix de la valeur de la hauteur du microcanal et la gamme désirée de dimension pour le micropont afin d'éviter un phénomène d'étranglement. En considérant, l'aspect significatif d'une réponse électrique directement liée à la mesure d'un microdébit très faible dans les dispositifs LOC, cette étude pourrait démontrer la faisabilité de l'intégration de microdispositifs microfluidiques avec des systèmes électronique intelligents de traitement, d'analyse et même de communication.

CONCLUSION GENERALE

Au cours de ce manuscrit de thèse, nous avons abordé divers aspects de la microfluidique touchant à la modélisation, la simulation et la conception d'un microcapteur de débit original 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 coûts 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 référence a été chargé avec des nanoparticules de noir de carbone ou CB (*carbon black*) ou des nanotubes de carbone ou CNT (*Carbon NanoTube*) qui peuvent rendre ces nanocomposites piézorésistives même à faible concentration.

L'objectif opérationnel de ce capteur est de pouvoir mesurer de très faibles valeurs de débits (entre $0.2\text{ml}^{-1}.\text{min}$ à $1\text{ml}^{-1}.\text{min}$) et convertir cette valeur en une grandeur électrique exploitable. Le microcapteur de débit 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.

Afin de rendre nos résultats applicables et plus proche possible de la réalité expérimentale, nous nous sommes appuyés sur la modélisation et simulation par éléments finis des microécoulements à flux laminaires dans les microcanaux, de l'interaction fluide-structure ainsi que le comportement piézorésistive du polymère nanocomposite, enrichi par les propriétés issues directement de mesures expérimentales sur le C-PDMS afin d'être le plus proche possible de la réalité expérimentale. Dans le but d'optimiser les paramètres de conception de ce

nouveau capteur, les phénomènes physiques principaux gouvernant le comportement du microdispositif, ont été modélisés et implémentés dans des simulations FEM.

Un des résultats les plus importants de notre travail a été de démontrer que pour certaines valeurs spécifiques des paramètres géométriques. Malgré l'importance relative des dimensions du micropont, ce nouveau capteur pourrait avoir une sensibilité de $0.12\%.\text{ml}^{-1}.\text{min}$ pour une valeur du débit allant de 0.2 à $1.0\text{ml}^{-1}.\text{min}$ avec un maintien de l'aspect laminaire de l'écoulement. Cependant, ces résultats indiquent qu'un bon équilibre devra être maintenu entre le choix de la valeur de la hauteur du microcanal et la gamme désirée de dimension pour le micropont afin d'éviter le phénomène d'étranglement.

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 des débits encore plus faibles par l'utilisation de polymères poreux. Aussi, 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.

Les données obtenues dans cette étude peuvent guider les chercheurs et autres professionnels de l'industrie MEMS à concevoir et à réaliser des capteurs MEMS pour les très faibles débits à base de PDMS piézorésistive pour les systèmes microfluidiques. En considérant l'aspect significatif d'une réponse électrique directement liée à la mesure d'un microdébit très faible dans les dispositifs LOC, cette étude a ainsi démontré la faisabilité de l'intégration de microdispositifs microfluidiques avec des systèmes électroniques intelligents de traitement, d'analyse et même de communication.

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.

APPENDICE A
LISTE DES SYMBOLES ET DES ABREVIATIONS

μ -TAS	: Micro-Total-Analysis-System
ADN	: Acide DesoxyriboNucleique
Ag	: Argent
ALE	: Arbitrary Lagrangian-Eulerian
BioMEMS	: Biologic Micro-Electro-Mechanical Systems
CAO	: Conception Assisté par Ordinateur
CB	: Carbon Black
CB-PDMS	: Carbon Black PolyDiMethylSiloxane
CNT	: Carbon NanoTube
CNT-PDMS	: Carbon NanoTube PolyDiMethylSiloxane
C-PDMS	: Conductive - PolyDiMethylSiloxane
D_H	: Diamètre Hydraulique
D_V	: Débit Volumique
EDP	: Equations aux Dérivées Partielles
FBAR	: Film Bulk Acoustic Resonator
FEM	: Finite Element Method
FSI	: Fluid-Structure Interaction
GPS	: Global Positioning System
In vitro	: En dehors de l'organisme vivant
In vivo	: Au sein de vivant
IR	: Infrarouge
ISFET	: Ion Sensitive Field Effect Transistor
IV	: IntraVeineuse
LOC	: Lab-On-a-Chip
MAFIAS	: Micro Ammonia Flow Injection System
MEMS	: Micro-Electro-Mechanical Systems
MOEMS	: Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems

MST	: Microsystems Technology
MWCNT	: Multi Wall Carbon NanoTube
Ni-ZrO ₂	: Cermet
NPCR	: Negative Pressure Coefficient Resistance
PCR	: Polymerase Chain Reaction
PDMS	: PolyDiMethylSiloxane
pH	: Potential Hydrogen
PMMA	: PolyMéthylMéthAcrylate
PPCR	: Positive Pressure Coefficient Resistance
PUMA	: PolyUrethane MethAcrylate
Re	: Nombre de Reynolds
RF	: Radio frequency
RFID	: Radio frequency Identification
RF-MEMS	: Radio frequency Micro-Electro-Mechanical Systems
R _H	: Résistance Hydraulique
SAW	: Surface Acoustic Waves
SU8	: Résine Négative
UV	: UltraViolet

REFERENCES

1. 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.
2. Estève D., Simonne J., "Microsystème", in, Technique d'ingénieur, E2305, (2000), 3-16.
3. Culbertson C. T., Mickleburgh T. G., Stewart-James S. A., Sellens K. A., Pressnall M., "Micro Total Analysis Systems: Fundamental Advances and Biological Applications", Analytical Chemistry, vol. 86, (2014), 95-118.
4. Lim Y. C., Kouzani A. Z., Duan W., "Lab-on-a-chip: a component view", Microsystem Technologies, vol. 16, (2010), 1995-2015.
5. PRIME Faraday Partnership, "An Introduction to MEMS (Micro-electromechanical Systems)", Prime Faraday Technology Watch, (2002).
6. Paineau S., Andreucci P., Shaffnit C., Magaton S., "Microsystème : applications et mise en oeuvre ", in, Technique d'ingénieur, E3090, (2005), 1-21.
7. Senturia S. D., "Microsystem Design", Kluwer Academic Publishers, (2001).
8. N. Boudeau, G. Cabodevila, "Cours d' Analyse et modélisation des microsystèmes ", Chapitre 1 : conception des Microsystème, École Nationale Supérieure de Mécanique et des Microtechniques, FRANCE, (2007), 12 p.
9. Memscap, <http://www.memscap.com>
10. Walsh, S., Linton, J., Grace, R., Marshall, Knutti, S., "MEMS and MOEMS Technology and Applications", edited by Rai Choudry, P., SPIE, The International Society for Optical Engineering, Bellingham, WA, Chapter 8, (2000).
11. Velay B., "Modélisation d'un accéléromètre MEMS Applications : déclenchement d'un airbag et autres", Union Des Professeurs De Physique Et De Chimie, vol. 104, (2010).
12. Wang N., Wu T. , Liao D., Zhang S., Zhao R., " Effect of Artificial Environment Test on Performance of Automotive Coating", Proceedings of the FISITA 2012 World Automotive Congress, vol. 11, (2012), 179-190.
13. Analog Devices Inc., <http://www.analog.com>
14. Huan C. Y., Jaafar H., Yunus N. A. Md., "Classification on MEMS Accelerometer and Device Application", SDIWC, (2014).
15. Marco S., Samitier J., Ruiz O., Morante J.R., Esteve J., "High performance piezoresistive pressure sensors for biomedical applications using very thin structured membranes", Measurement Sciences Technologies, vol. 7, (1996), 1195-1203.

16. Pramanik C., Saha H., "Low Pressure Piezoresistive Sensors for Medical Electronics Applications", *Materials and Manufacturing Processes*, vol. 21, (2006), 233-238.
17. Leondes C. T., "MEMS/NEMS handbook techniques and applications", Springer, vol. 1, (2005).
18. Pepper M., Cass C. A. P., Jenkins L., Burg T. C., Groff R. E., Booth B. W., Burg K. J. L., "Thermal inkjet printing for precision histological staining", *Journal of histotechnology*, vol. 34, n°. 3, (2011), 123-131.
19. Wang J-H., Chien L.-J., Hsieh T-M., Luo C-H., Chou W-P., Chen P-H., Chen P-J., Lee D-S., Lee G-B., "A miniaturized quantitative polymerase chain reaction system for DNA amplification and detection", *Sensors and Actuators B*, vol. 141, (2009), 329-337.
20. Pararas E. E. L., Borkholder D. A., Borenstein J. T., "Microsystems technologies for drug delivery to the inner ear", *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 64, (2012) 1650-1660.
21. Jivani R. R., Lakhtaria G. J., Patadiya D. D., Patel L. D., Jivani N. P., Jhala B. P., "Biomedical microelectromechanical systems (BioMEMS): Revolution in drug delivery and analytical techniques", *Saudi Pharmaceutical Journal*, vol. 24, (2016), 1-20.
22. Huang Y., Persoone G., Nugégoda N., Wlodkwic D., "Enablinh sub-lethal behavioral ecotoxicity biotests unsing microfluidic Lab-on-a-Chip thechnology", *Sensors and Actuators B*, vol. 226, (2016), 289-298.
23. Wu J., He Z., Chen Q., Lin J-M., "Biochemical Analysis on Microfluidic Chips", *Trends in Analytical Chemistry*, (2016).
24. Luppá P. B., Bietenbeck A., Beaudoin C., Giannetti A., "Clinically relevant analytical techniques, organizational concepts for application and future perspectives of point-of-care testing", *Biotechnology Advances*, (2016).
25. Merlin Diagnostika GmbH, <http://www.merlin-diagnostika.de>
26. Sandia National Laboratories, SUMMiT Technologies, <http://www.mems.sandia.gov>
27. Kuwano H., "Opticat MEMS", *Int. Conference on Solid State Devices and Materials*, Tokyo, (2001), 468-469.
28. Wright P.V., "A review of saw resonator filter technology", *Ultrasonics Symposium*, (1992), 29-38.
29. Brank J., Yao J., Eberly M., Malczewski A., Varian K., Goldsmith C., "RF MEMS-Based Tunable Filters", *John Wiley & Sons*, (2001), 276-384.
30. Zhang Y., Chen D., "Multilayer Integrated Film Bulk Acoustic Resonators", *SJTU Press, Springer Heidelberg New York Dordrecht London*, (2013).
31. Bashir R., "BioMEMS: state-of-the-art in detection,opportunities and prospects", *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol.56, 2004, 1565-1586.
32. Su Y-C., Wang C-H., Chang W-H., Chen T-Y, Lee G-B, "Rapid and amplification-free detection of fish pathogens by utilizing a molecular beacon-based microfluidic systems", *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 63, (2015), 196-203.

33. Guo L., Feng J., Fang Z., Xu J., Lu X., "Application of microfluidic 'lab-on-a-chip' for the detection of mycotoxins in foods", *Trends in Food Science & Technology*, vol. 46, (2015), 252-263.
34. Wang A-B., Fang P.-H., Su Y. C., Hsieh Y.-W., Lin C.-W., Chen Y.-T., Hsu Y.-C., "A novel lab-on-a-chip design by sequential capillary-gravitational valves for urinary creatinine detection", *Sensors and Actuators B*, vol. 222, (2016), 721-727.
35. Giannitsis A. T., "Microfabrication of biomedical lab-on-chip devices, A review", *Estonian Journal of Engineering*, vol. 17, n°. 2, (2011), 109-139.
36. Li C., Shutter L., Wu P-M., Ahn C., Narayan R., "Potential of a simple lab-on-a-tube for point-of-care measurements of multiple analytes", *Lab Chip*, vol. 10, n°. 11, (2010), 1476-1479.
37. Kost G. J., "Principles and Practice of Point-of-care Testing", Lippincott Williams and Wilkins, (2002).
38. Pamme N., "Continuous flow separations in microfluidic devices", *Lab Chip*, 7, 2007, 1644-1659.
39. Teh S. Y., Lin R., Hung L. H., Lee A. P., "Droplet microfluidics", *Lab Chip*, vol. 8, (2008), 198-220.
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. Huang S-B., Wu M-H., Lee G-B., "A tunable micro filter modulated by pneumatic pressure for cell separation", *Sensors and Actuators B*, vol. 142, (2009), 389-399.
43. 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.
44. 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.
45. 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.
46. Liu Y., Yang T., Song D., Tian H., Gao J., "Micro-total-Analysis Systems Based on a Laser Valve for Single Cells Auto Injection and Analysis", *Int. Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE)*, (2011), 1-3.
47. Khan M.I., Pandey A.K., "Micro/nano welding-current status and future trends", *International Journal of Technical Research and Applications*, Vol. 1, n° 4, (2013), 01-05.

48. Rothbauer M., Wartmann D., Charwat V., Ertl P., "Recent advances and future applications of microfluidic live-cell microarrays", *Biotechnology Advances*, vol. 33, (2015), 948-961.
49. Auroux P-A., Iossifidis D., Reyes D. R., Manz A., "Micro Total Analysis Systems. 2. Analytical Standard Operations and Applications", *Analytical Chemistry*, vol. 74, (2002), 2637-2652.
50. van den Berg A., Lammerink T.S.J., "Micro Total Analysis Systems: Microfluidic Aspects, Integration Concept and Applications", *Topics in Current Chemistry*, vol. 194, (1998), 21-49.
51. Sia S. K., Whitesides G. M., "Microfluidic devices fabricated in poly(dimethylsiloxane) for biological studies", *Electrophoresis*, vol. 24, (2003), 3563-3576.
52. Whitesides G. M., "The origins and the future of microfluidics", *Nature*, vol. 442, (2008), 368-373.
53. W-C. Tian, Finehout E., "Microfluidics for Biological Applications", Springer, 2008.
54. Zhou J., Ellis A.V., Voelcker N. H., "Recent developments in PDMS surface modification for microfluidic devices", *Electrophoresis*, vol. 31, (2010), 2-16.
55. Senguota A., "Topological Microfluidics: Nematic Liquid Crystals and Nematic Colloids in Microfluidic Environment", Springer International Publishing Switzerland, (2013),
56. Groisman A., Steinberg V., "Elastic turbulence in a polymer solution flow" *Nature*, vol. 405, (2000), 53-55.
57. Stroock A.D., Dertinger S.K.W., Ajdari A., Mezic I., Stone H.A., Whitesides G.M., "Chaotic mixer for microchannel", *Science*, vol. 295, (2002), 647-651.
58. Khelifaoui R., "Micromelangeurs : Etude experimentale et numerique de solutions techniques adaptees aux microsystemes", Thèse de doctorat, INSAT, Université de Toulouse, France, (Décembre 2007).
59. Tabeling P., "Introduction to Microfluidics", Édition originale: Introduction à la microfluidique, Éditions Belin (Paris 2003), English translation Oxford University Press (2005).
60. Land K. J., Mbanjwa M. B., Govindasamy K., Korvink J. G., "Low cost fabrication and assembly process for re-usable 3D polydimethylsiloxane (PDMS) microfluidic networks", *Biomicrofluidics*, vol. 5, (2011), 036502.
61. Christensen A. M., Chang-Yen D. A, Gale B. K., "Characterization of interconnects used in PDMS microfluidic systems", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 15, (2005), 928-934.
62. Alvankarian J., Majlis B. Y., "A new UV-curing elastomeric substrate for rapid prototyping of microfluidic devices", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 22, (2012), 035006-35021.
63. Greener J., Li W., Voicu D., Kumacheva E., "Reusable, robust NanoPort connections to PDMS chips", *Chips and Tips*, (2008).
<http://blogs.rsc.org/chipsandtips/2008/10/08/reusable-robust-nanoport-connections-to-pdms-chips/>

64. 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.
65. 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).
66. 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.
67. Anduze M., "Etude expérimentale et numérique de microécoulements liquides dans les microsystèmes fluidiques", Thèse doctorat, INSAT, Université de Toulouse, France, (Février 2000).
68. Tiren J., Tenerz L., Hok B., "A batch-fabricated non-reverse valve with cantilever beam manufactured by micromachining of silicon", *Sensors and Actuators A*, vol. 18, (1989), 389-396.
69. Esashi M., Shoji S., Nakano A., "Normally closed microvalve and micropump fabricated on a silicon wafer", *Sensors and Actuators A*, vol. 20, (1989), 163-169.
70. Shoji S., Esashi M., Van Der Schoot B., De Rooij N., "A study of a high-pressure micropump for integrated chemical analysis systems", *Sensors and Actuators A*, vol. 32, (1992), 335-339.
71. Rapp R., Schomburg W. K., Maas D., Schulz J., Stark W., "LIGA micropump for gases and liquids", *Sensors and Actuators A*, vol. 40, (1994), 57-61.
72. Zengerle R., Ulrich J., Kluge S., Richter M., Richter A., "A bidirectional silicon micropump", *Sensors and Actuators A*, vol.50, (1995), 81-86.
73. Ohnstein T., Fukiura T., Ridley J., Bonne U., "Micromachined silicon microvalve", *IEEE*, (1990), 95-98.
74. Schomburg W. K., Vollmer J., Bustgens B., Fahrenberg J. Hein H., Menz W., "Microfluidic components in LIGA technique", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 4, (1994), 186-191.
75. Zdeblick M. J., Angell J. B., "A microminiature electric-to-fluidic valve", *Technical Digest of Transducers*, (1987), 827-829.
76. Jerman J. H., "Electrically-activated, micromachined diaphragm valves", *Proceedings of Micro System Technologies*, (1990), 806-811.
77. Van De Pol F. C. M., Van Lintel H. T. G., Elwenspoek M., Fluitman J. H. J., "A thermopneumatic micropump based on micro-engineering techniques", *Sensors and Actuators A*, vol. 21, (1990), 198-202.
78. Baldas, L. & Caen, R., "Méthodes expérimentales, in *Microfluidique*", Chap. 7, Ed.Paris: Lavoisier, (2004), 267-304.
79. Beeby S., Ensell G., Kraft M., White N., "MEMS Mechanical Sensors", ARTECH HOUSE, (2004).
80. Mielli M. Z., Carrefio M. N. P., "Thermal Flow Sensor Integrated to PDMS-Based Microfluidic Systems", *IEEE*, (2013).

81. Cho, S. T., and K. D. Wise, "A High-Performance Microflowmeter with Built-In Self Test," Proc. Transducers, San Francisco, CA, (1991), 400-403.
82. Chun, D., Yagiang W. Yuelin W., Zhonghe J., "Discussion on the Optical-Coupling in Silicon Optical-Type Micromechanical Sensors", Proc. International Conference on Solid-State and Integrated Circuit Technology, Beijing, China, (1998), 953-956.
83. Manz A., Graber N., Widmer H. M., " Miniaturized Total Chemical Analysis System: a Novel Concept for Chemical Sensing", Sensors and Actuators B, vol. 1, (1990), 244-248.
84. Tan J., Li S., Wang K., Luo G., "T junction microfluidic devices with a new perpendicular rupturing flow route", Chemical Engineering Journal, vol. 146, (2009), 428-433.
85. Wu T., Mei Y., Cabral T. J., Xu C., Beers K. L., "A new synthetic method for controlled polymerization using a microfluidic system", Journal of the American Chemical Society, vol. 126, n°. 32, (2004), 9880-9881.
86. Barrett R., Faucon M., Lopez J., Cristobal G., Destremaut F., Dodge A., Guillot P., Laval P., Masselon C., Salmon J-B., "X-ray microfocussing combined with microfluidics for on-chip x-ray scattering measurements", Lab on A Chip, vol. 6, n°. 4, (2006), 494-499.
87. Friend J., Yeo L., "Fabrication of microfluidic devices using polydimethylsiloxane", Biomicrofluidic, vol. 4, (2010), 0265021-5.
88. Wacker J., Parashar V. K., Gijis M. A. M., "Influenc of oil type and vuscosity on droplet size in a flow focusing microfluidic device", Proc. Chemistry, vol. 1, (2009), 1083-1086.
89. Marcati A., " Génération de particules de polymères à structure contrôlée par la microfluidique", Thèse de doctorat, INPT, Université de Toulouse, France, (Novembre 2009).
90. Dietrich T. R., Freitag A., Scholz R., "Production and characteristics of microreactors made from glass", Chemical Engineering Technology, vol. 28, (2005), 477-483.
91. 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).
92. Garcia C., "Biosensing for the analysis of raw milk", PhD Thesis, University of Bremen, Germany, (July 2014).
93. Reynolds O., " An Experimental Investigation of the Circumstances Which Determine Whether the Motion of Water Shall Be Direct or Sinuous, and of the Law of Resistance in Parallel Channels", Philosophical Transactions : Royal Society, vol. 174, (1883), 935-982.
94. Brody J. P., Yager P., "Diffusion-based extraction in a microfabricated device", Sensors and Actuators A: Physical, vol. 58, n°.1, (1997), 13-18.
95. Hatch A., Kamholz A. E., Hawkins K. R., Munson M. S., Schilling E. A., Weigl B. H., Yager P., "A rapid diffusion immunoassay in a t-sensor", Nature Biotechnology, vol. 19, n°. 5, (2001), 461-465.

96. Squires T. M., Quake S. R., "Microfluidics: Fluid physics at the nanoliter scale", *Reviews of Modern Physics*, vol. 77, (2005), 977-1026.
97. 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.
98. Sathe S., Benney R., Charles R., Doucette E., Miletti 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.
99. 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.
100. Lorber N., "Acquisition de données en conditions non-conventionnelles par l'utilisation de gouttes comme microréacteurs de polymérisation dans un réseau millifluidique", Thèse de doctorat, Université de Bordeaux 1, France, (Octobre 2011).
101. De Saint Vincent M. R., "Ecoulements microfluidiques pilotés sans contact par une onde laser", Thèse de doctorat, Fluid Dynamics, Université Bordeaux I, France, (Novembre 2010).
102. Louisnard O., "Cours de mécanique des fluides", Ecole des Mines d'Albi, France, 2012.
103. COMSOL Multiphysics 4.3a User's Guide, Copyright. (1998-2012), COMSOL. <http://www.mscs.dal.ca/cluster/manuals/comsol/modeling.pdf>
104. Basak S., Raman A., Garimella S. V., "Hydrodynamic loading of microcantilevers vibrating in viscous fluids", *Journal of Applied Physics*, vol. 99, (2006), 114906 1-6.
105. Bathe K-J., "Fluid-structure interaction", *Mechanical Engineering*, (1998), 66-68.
106. Ait Moudid L., "Couplage Fluide Structure pour la simulation numérique des écoulements fluides dans une conduite à parois rigides ou élastiques, en présence d'obstacles ou non", Thèse de doctorat, Earth Sciences, Université d'Artois, France, (Novembre 2007).
107. Nezhad A. S., Ghanbari M., Agudelo C. G., Packirisamy M., Bhat R. B., Geitmann A., "PDMS Microcantilever-Based Flow Sensor Integration for Lab-on-a-Chip", *IEEE Sensors Journal*, vol. 13, n°. 2, (2013), 601-609.
108. Cheri M. S., Latifi A. H., Sadeghi A. J., Moghaddam A. M. S., Shahrakia A. H., Hajghassemc H., "Real-time measurement of flow rate in microfluidic devices using a cantilever-based optofluidic sensor", *Analyst*, vol. 139, (2014), 431-438.
109. Belgroune N., Hassen-Bey A., Majlis B.Y., Benamar M. E. A., "Modeling and FEM Simulation Using Fluid-Structures Interaction of Flexible Micro-Bridge Bending Within PDMS Micro-Channel", in: *IEEE International Conference on Semiconductor Electronics*, Kuala Lumpur, Malaysia, (2014), 495 - 498.

110. Hussain F., Hojjati M., Okamoto M., Gorga R. E., " Review article: Polymer-matrix Nanocomposites, Processing, Manufacturing, and Application: An Overview", *Journal of Composite Materials*, vol. 40, n°. 17, (2006), 1511-1575.
111. Ishigure Y., Iijima S., Ito H., Ota T., Unuma H., Takahashi M., Hikichi Y., "Electrical and elastic properties of conductor-polymer composites", *Journal of Materials Science*, vol. 34, (1999), 2979-2985.
112. Bloor D., Donnelly K., Hands P. J., Laughlin P., Lussey D., "A metal-polymer composite with unusual properties", *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 38, (2005), 2851-2860.
113. Rwei S. P., Ku F. H., Cheng K. C., "Dispersion of carbon black in a continuous phase: Electrical, rheological, and morphological studies", *Colloid Polymer Sciences*, vol. 280, (2002), 1110-1115.
114. Hong J., Park D. W., Shim S. E., "Electrical, Thermal, and Rheological Properties of Carbon Black and Carbon Nanotube Dual Filler-Incorporated Poly(dimethylsiloxane) Nanocomposites", *Macromolecular Research*, vol. 20, n°. 5, (2012), 465-472
115. Knite M., Teteris V., Kiploka A., Kaupuzs J., "Polyisoprene-carbon black nanocomposites as tensile strain and pressure sensor materials", *Sensors and Actuators A*, vol. 110, (2004), 142-149.
116. 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.
117. Alamusi, Hu N., Fukunaga H., Atobe S., Liu Y., Li J., "Piezoresistive Strain Sensors Made from Carbon Nanotubes Based Polymer Nanocomposites", *Sensors*, vol. 11, (2011), 10691-10723.
118. Marceau S., "Architecture Multiechelle Et Proprietes Mecaniques De Nanocomposites", Thèse de doctorat, Université de Savoie, France, (Mai 2003).
119. <https://en.wikipedia.org/wiki/Nanoparticle>
120. Niu X., Peng S., Liu L., Wen W., Sheng P., "Characterizing and Patterning of PDMS-Based Conducting Composites", *Advanced Materials*, vol. 19, (2007), 2682-2686.
121. Khosla A., Gray B. L., "Fabrication of multiwalled carbon nanotube polydimethylsiloxane nanocomposite polymer flexible microelectrodes for microfluidics and MEMS", in: *Proceeding of SPIE on Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, (2010), 76421V 1-9.
122. Stassi S., Canavese G., Cosiansi F., Gazia R., Cocuzza M., "A tactile sensor device exploiting the tunable sensitivity of copper-PDMS piezoresistive composite", *Procedia Engineering*, vol. 47, (2012), 659-663.
123. Canavese G., Stassi S., Stralla M., Bignardi C., Pirri C. F., "Stretchable and conformable metal-polymer piezoresistive hybrid system", *Sensors and Actuators A*, vol. 186, (2012), 191-197.

124. Gong X., Wen W., "Polydimethylsiloxane-based conducting composites and their applications in microfluidic chip fabrication", *Biomicrofluidics*, vol. 3, (2009), 012007.
125. Daniels, C. A., "Polymers - Structure and Properties", Technomic Pub. Co, Lancaster, PA, (1989).
126. <http://www.elveflow.com/microfluidic-tutorials/>
127. Khosla A., "Micropatternable multifunctional nanocomposite polymers for flexible soft mems applications", PhD Thesis, University of Wales Bangor, United Kingdom, (2011).
128. Carette L., Pouchol J.M., "Silicones, dans : *Traité plastiques et composites*" *Techniques de l'ingénieur*, A3475, (2001), 1-18.
129. Westwood S. M., Jaffer S., Gray B. L., "Enclosed SU-8 and PDMS microchannels with integrated interconnects for chip-to-chip and world-to-chip connections", *Journal of Micromechanics Microengineering*, vol. 18, n°. 6, (2008), 064014-064023.
130. Iijima S., "Helical microtubules of graphitic carbon", *Nature*, vol. 354, (1991), 56 - 58.
131. Sato H., Sano M., "Characteristics of ultrasonic dispersion of carbon nanotubes aided by antifoam", *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, vol. 322, n°. 1-3, (2008), 103-107.
132. Andrews R., Jacques D., Minot M., Rantell T., "Fabrication of Carbon Multiwall Nanotube/Polymer Composites by Shear Mixing", *Macromolecular Materials and Engineering*, vol. 287, n°. 6, (2002), 287-395.
133. Lu J., Lu M., Bermak A., Lee Y. K., "Study of Piezoresistance Effect of Carbon Nanotube-PDMS Composite Materials for Nanosensors", *Proceedings of the 7th IEEE International Conference on Nanotechnology*, Hong Kong, (2007), 1240-1243.
134. Inkyo M., Tahara T., Iwaki T., Iskandar F., Hogan C.-J., Okuyama K., "Experimental investigation of nanoparticle dispersion by beads milling with centrifugal bead separation", *Journal of Colloid and Interface Science*, vol. 304, n°. 2, (2006), 535-540.
135. Liu C-X., Choi J-W., "Improved Dispersion of Carbon Nanotubes in Polymers at High Concentrations", *Nanomaterials*, vol. 2, (2012), 329-347.
136. Kong J-H., Jang N-S., Kim S-H., Kim J-M., "Simple and rapid micropatterning of conductive carbon composites and its application to elastic strain sensors", *Carbon*, vol. 77, (2014), 199-207.
137. Poulin J., "Etude des propriétés optiques et mécaniques du (poly)dimethylsiloxane sous radiation ultraviolette pour l'écriture de réseaux de bragg et la fabrication de Microstructures photoniques accordables", *Thèse de doctorat*, Université de Montréal, Canada, (Aout 2007).
138. Schnyder B., Lippert T., Kotz R., Wokaun A., Graubner V. M., Nuyken O., "UV-irradiation induced modification of pdms films investigated by xps and spectroscopic ellipsometry", *Surface Science*, vol. 532, (2003), 1067-1071.

139. Lu M., Barmak A., Lee Y. K., "Fabrication technology of piezoresistive conductive PDMS for micro fingerprint sensors", in: IEEE Conference on MEMS, Kobe, Japan, (2007), 251-254.
140. Armani D., Liu C., Aluru N., "Re-configurable fluid circuits by pdms elastomer Micromachining", IEEE International Conference on MEMS, Orlando, FL, USA, (1999), 222-227.
141. Liu M., Sun J., Sun Y., Bock C., Chen Q., "Thickness dependent mechanical properties of polydimethylsiloxane membranes", Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 19, n°. 3, (2009), 035028 1-4.
142. Ausanio G., Barone A. C., Campana C., Iannotti V., Luponio C., Pepe G. P., Lanotte L., "Giant resistivity change induced by strain in a composite of conducting particles in an elastomer matrix", Sensors and Actuators A, vol. 127, (2006), 56-62.
143. Aiyar A. R., Song C., Kim S-H., G Allen M., "An all-polymer airflow sensor using a piezoresistive composite elastomer", Smart Materials and Structures, vol. 18, (2009), 1150021
144. Lai Y.T., Chen Y. M., Liu T., Yang Y. J., "A tactile sensing array with tunable sensing ranges using liquid crystal and carbon nanotubes composites", Sensors and Actuators A, vol. 177, (2012), 48-53.
145. Stassi S., Cauda V., Canavese G., Pirri C. F., "Flexible Tactile Sensing Based on Piezoresistive Composites: A Review", Sensors, vol. 14, (2014), 5296-5332.
146. Anderson J. E., Adams K. M., Troyk P. R., "Electrical percolation phenomena in polymer-solvent systems", Journal of Non-Crystalline Solids, vol. 131, (1991), 587-592.
147. Khosla A., "Nanoparticle-doped electrically-conducting polymers for flexible nano-microsystems", The Electrochemical Society Interface Fall-Winter, (2012), 67-70.
148. Lantada A. D., Lafont P., Sanz J. L. M., Munaz-Guijosa J. M., Otero J. F., "Quantum tunneling composites: Characterization and modeling to promote their application as sensor", Sensor and Actuator, vol. 164, (2010), 46-57.
149. Wang L., Li Y., "A Review for Conductive Polymer Piezoresistive Composites and a Development of a Compliant Pressure Transducer", IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement, vol. 62, n° 2, (2013), 495-502.
150. Simmons J. G., "Low-Voltage Current-Voltage Relationship of Tunnel Junctions", Journal of Applied Physics, vol. 34, (1963), 238-247.
151. Johns G. K., "Modeling piezoresistivity in silicon and polysilicon", Journal of Applied Engineering Mathematics, vol. 2, (2006), 1-5.
152. Barlian A. A., Park W.T., Mallon J. R., Rastegar A. J., Pruitt B. L., "Review: Semiconductor Piezoresistance for Microsystems", in: Proceedings of the IEEE, vol. 97, n°. 3, (2009), 513-552.
153. Luheng W., Tianhuai D., Peng W., "Influence of carbon black concentration on piezoresistivity", Carbon, vol. 47, (2009), 3151-3157.

154. Zhang X. W., Pan Y., Zheng Q., Yi X-S., "Time Dependence of Piezoresistance for the Conductor- Filled Polymer Composites", *Journal of Polymer Science : Part B*, vol. 38, (2000), 2739-2749.
155. Chen L., Chen G., Lu L., "Piezoresistive behavior study on fingersensing silicone rubber/graphite nanosheet nanocomposites", *Adv Funct Mater*, 17(6), 2007, 898–904.
156. Wang L., Ding T., Wang P., "Effects of conductive phase content on critical pressure of carbon black filled silicone rubber composite", *Sensors and Actuators A*, vol. 135, (2007), 587-592.
157. Rizvi R., Cochrane B., Biddiss E., Naguib H., "Piezoresistance characterization of poly(dimethyl-siloxane) and poly(ethylene) carbon nanotube composites", *Smart Materials and Structures*, vol. 20, (2011), 094003 1-9.
158. Rahman R., Servati P., "Effects of inter-tube distance and alignment on tunnelling resistance and strain sensitivity of nanotube/polymer composite films", *Nanotechnology*, vol. 23, (2012), 055703 1-9.
159. Kalantari M., Dargahi J., Kovacs J., Mardasi M. G., Nouri S., "A new approach for modeling piezoresistive force sensors based on semiconductive polymer composites", *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, vol. 17, n°. 3, (2012), 572-581.
160. Wang L., Han Y., "Application of carbon nanotube filled silicone rubber composite in stress measurement during ramped loading with low compression speed", *Sensors and Actuators A*, vol. 201, (2013), 214-221.
161. Tuft O. N., Long D., "Recent developments in semiconductor piezoresistive devices", *Solid-State Electronics*, vol. 6, (1963), 323-338.
162. Kanda Y., "A Graphical Representation of the Piezoresistance Coefficients in Silicon", *IEEE Transactions On Electron Devices*, vol. 29, n° 1, (1982), 64-70.
163. Kanda Y., "Piezoresistance effect of silicon", *Sensors and Actuators A*, vol. 28, (1991), 83-91.
164. Yamada K., Nishihara M., Shimada S., Tanabe M., Shimazoe M., Matsuoka Y., "Nonlinearity of the Piezoresistance Effect of p-Type Silicon Diffused Layers", *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 29, n°. 1, (1982), 71-77.
165. Gniazdowski Z., Kowalski P., "Practical approach to extraction of piezoresistance coefficient", *Sensors and Actuators A*, vol. 68, (1998), 329-332.
166. Gniazdowski Z., "Exact Extraction of Piezoresistance Coefficient Using Flat Membrane", *IEEE Sensors Journal*, vol. 6, n°. 1, (2006), 160-165.
167. Voigt W., "Lehrbuch der Kristallphysik", reprint of the 1st ed. Leipzig: Teubner, (1928).
168. Smith C. S., "Piezoresistance effect in germanium and silicon", *Physical Review*, vol. 94, (1954), 42-49.
169. Stassi S., "Tactile sensor devices exploiting the tunnelling conduction in piezoresistive composites", PhD Thesis, Politecnico di Torino, Italy, (2012).

170. Lai C. C., Chung C. K., "Numerical simulation of the capillary flow in the meander microchannel", *Microsystem Technologies*, vol. 19, (2013), 379-386.
171. Erickson D., Li D., "Review Integrated microfluidic devices", *Analytica Chimica Acta*, vol. 507, (2004), 11-26.
172. Mistry K. K., Mahapatra A., "Design and simulation of a thermo transfer type MEMS based micro flow sensor for arterial blood flow measurement", *Microsystem Technologies*, vol. 18, (2012), 683-692.
173. Mat Nawi M. N., Abd Manaf A., Arshad M. R., Sidek O., "Review of MEMS flow sensors based on artificial hair cell sensor", *Microsystem Technologies*, vol. 17, (2011), 1417-1426.
174. Yu H., Li D., Roberts R. C., Xu K., Tien N. C., "A micro PDMS flow sensor based on time-of-flight measurement for conductive liquid", *Microsystem Technologies*, vol. 9, (2013), 989-994.
175. Shikida M., Matsuyama T., Yamada T., Matsushima M., Kawabe T., "Development of implantable catheter flow sensor into inside of bronchi for laboratory animal", *Microsystem Technologies*, (2015).
176. Belgroune N., Hassenin-Bey A., Hassenin-Bey A. S. L., Tahraoui A., Majlis B. Y., Benamar M. E. A., Serhane R., "Design and FEM simulation study of a microflow sensor based on piezoresistive PDMS composite for microfluidic systems", *Microsystem Technologies*, vol. 22, (2016).
177. Cao H., Gan Z., Lv Q., Yan H., Luo X., Song X., Liu S., "Single-walled carbon nanotube network/poly composite thin film for flow sensor", *Microsystem Technologies*, vol. 16, (2010), 955-959.
178. Castellanos-Ramos J., Navas-González R., Macicior H., Sikora T., Ochoteco E., Vidal-Verdu F., "Tactile sensors based on conductive polymers", *Microsystem Technologies*, vol. 16, (2010), 765-776.
179. Takamatsu S., Yamashita T., Itoh T., "Meter-scale large-area capacitive pressure sensors with fabric with stripe electrodes of conductive polymer-coated fibers", *Microsystem Technologies*, vol. 22, (2015), 451-457.
180. Kumar S. S., Pant B. D., "Design principles and considerations for the 'ideal' silicon piezoresistive pressure sensor: a focused review", *Microsystem Technologies*, vol. 20, (2014), 1213-1247.
181. Cheng L.L., "Simulation of fluid flow and fluid-structure interactions in micro devices", B.S. Thesis, Department of Mechanical Engineering, National University of Singapore, Singapore, (2007).
182. Juneidi Z., " Outils CAO pour les microsystèmes", Thèse de doctorat, INPG, Université de Grenoble, France, (Mai 2003).
183. Hughes T. J. R., Liu W. K., Zimmerman T. K., "Lagrangian-Eulerian finite element formulation for incompressible viscous flows", *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 29, (1981), 329-349.
184. Boiarkine O., Kuzmin D., Canic S., Guidoboni G., Mikelic A., "A positivity-preserving ALE finite element scheme for convection–diffusion equations in

- moving domains", *Journal of Computational Physics*, vol. 230, (2011), 2896-2914.
185. Falsafioon M., Arabi S., Camarero R., Guibault F., "comparison of two mesh smoothing techniques for unstructured grids", *IOP Conferances Series: Earth and Environmental Science*, vol. 22, (2013), 022020 1-10.
 186. 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.
 187. Gervais T., Jensen K. F., "Mass transport and surface reactions in microfluidic systems", *Chemical Engineering Science*, vol. 61, (2006), 1102-1121.