

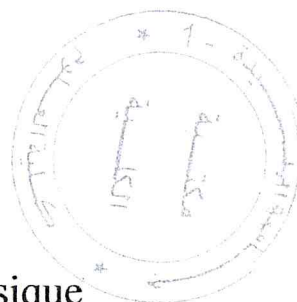
MA-530-M-1

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
Université Saad Dahleb Blida 1



Faculté des sciences
Département de physique

Mémoire de fin d'étude
Pour l'obtention du diplôme de Master en Physique



Option : Nano Physique

Thème :

**ETUDE ET SIMULATION PAR ELEMENTS FINIS DE
L'UTILISATION DU FLUX ACOUSTIQUE DANS UNE
SECTION TRANSVERSALE DE MICROCANAL POUR
LA MANIPULATION ET SEPARATION DES
CELLULES EN MICROFLUIDIQUE**

Présenté par :

Mohamed CHOUALI et Fatma Zohra ZEROUALI

Soutenu le 17 / 09 / 2018 devant le jury composé de :

Dr. S. AOUDJ	MCB	Université Blida 1	Président
Dr. A. HASSEIN-BEY	MCB	Université Blida 1	Examineur
Mr. A. BENHAFFAF	MAA	Université Blida 1	Encadreur

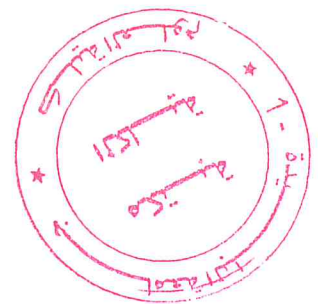
Blida 1-2017/2018-

MA-530-111-1

RESUME

Ce travail se propose d'étudier la modélisation et la simulation dans une section de microcanal afin de résoudre le champ acoustique de 1er ordre en utilisant l'interface *Thermoviscous Acoustics*, dans le domaine fréquentiel. Afin de résoudre le problème acoustique thermovisqueux complet et pour la couche limite acoustique. Le flux de diffusion est piloté dans cette couche. Dans une seconde étape, le flux net moyenné dans le temps du 2ème ordre est résolu. Ceci est réalisé en ajoutant les termes source nécessaires (ils proviennent des champs de premier ordre) à l'interface du flux laminaire.

Finalement, la trajectoire des microparticules de polystyrène dans la section transversale des microcanaux est modélisée à l'aide de l'interface *Tracing for Fluid Flow*. La force de radiation est ajoutée comme une expression analytique basée sur les dernières recherches.



ملخص

يقترح هذا العمل دراسة النمذجة والمحاكاة في قسم قناة متناهية الصغر من أجل حل الحقل الصوتي من الدرجة الأولى باستخدام واجهة تارموفيسكوس اكوستيك في مجال التردد. من أجل حل المشكلة الصوتية الحرارية الكاملة للطبقة الحدودية الصوتية. يتم تشغيل تيار البث في هذه الطبقة. في الخطوة الثانية، يتم حل معدل التدفق الصافي مع مرور الوقت من الطلب الثاني. ويتحقق ذلك عن طريق إضافة الشروط الضرورية (تؤخذ من حقول الدرجة الأولى) إلى واجهة التدفق الصافي.

و أخيراً، تمتص ميم مسار الجزيئات الدقيقة من البوليمر ينفي المقطع العرضي من القنوات المصغرة باستخدام واجهة البحث عن تتبع السوائل. يتم إضافة قوة الإشعاع كتعبير تحليلي يستند إلى أحدث الأبحاث.

ABSTRACT

This work is to study the modeling and simulation in a microchannel section to solve the acoustic field of the first order using the Thermoviscous Acoustics interface in the frequency domain. To solve the full problem thermovisqueux acoustic and acoustic boundary layer. The diffusion flow is controlled in this layer. In a second step, the net flow averaged over time of the second order is solved. This is achieved by adding the necessary source terms (they come from prime fields) at the interface of the laminar flow.

Finally, the trajectory of the polystyrene microparticles in the cross section of the microchannels is modeled using the Tracing for Fluid Flow interface. The radiation force is added as an analytical expression based on the latest research.

Remerciements

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

Nous adressons nos remerciements à Monsieur Abderahmane BENHAFFAF de nous avoir encadré dans ce travail avec une grande rigueur scientifique.

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

Nous tenons à remercier Dr. S. AOUDJ d'avoir accepté de présider le jury de notre soutenance.

Nous tenons également à remercier l'équipe de Nano physique au sein du département de Physique qui ont su nous accueillir et nous prodiguer une ambiance studieuse ainsi qu'un cadre scientifique tout au long de ces six derniers mois de stage .

Dédicaces

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

Ma mère

Mon père

Mes frères et mes sœurs

A mes ami(e)s

Et tous la famille Chouali Et Ramdani.

MOHAMED

Dédicaces

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

Ma mère

Mon père

Mes frères et mes sœurs surtout ma sœur samo

Et toute la famille Zerouali

Mon bébé Mohamed Amine

Mon Maré et toute la famille Aissa

A mes ami(e)s.

Fatma zohra

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

Un crayon et une feuille de papier

Un peu de compréhension modestes des lois de l'univers

Des solutions les plus simples possibles !

Proverbe Malaisien

TABLE DES MATIERES

RESUME.....	3
<i>Remerciements</i>	6
Dédicaces	7
Dédicaces	8
TABLE DES MATIERES	10
LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX.....	14
INTRODUCTION GENERALE	19
CHAPITRE 1: SEPARATION DES CELLULES DANS LES SYSTEMES MICROFLUIDIQUES.....	21
1.1 Introduction	21
1.2 L'apport des BioMEMS (<i>Systèmes Micro-électro-mécaniques biologique</i>)	21
1.2.1. Historique.....	21
1.2.2. Applications des <i>BioMEMS</i>	24
1.2.3. Matériaux utilisés dans la technologie des <i>BioMEMS</i>	25
1.3. Bio-puces	26
1.3.1. Laboratoire sur puce (<i>Lab-On-Chip</i>)	27
1.3.2. Technique du <i>micro-TAS</i>	29
1.4. Séparation et tri cellulaire.....	30
1.4.1. Principe de la séparation cellulaire	30
1.4.2. Différents type de tri cellulaire.....	32
1.4.2.1 Magnétophorèse.....	32
1.4.2.2 Acoustophorèse.....	33
1.4.2.3 Électrophorèse.....	33
1.4.2.4 Diélectrophorèse (<i>DEP</i>).....	35
1.4.2.5 .Méthodes hydrodynamiques.....	38
1.4.2.6 Filtration	39
1.5 Eléments de base des systèmes microfluidique	41
1.5.1 Eléments de base des systèmes microfluidique	41
1.5.1.1 Introduction	41

1.5.1.2 Définition microfluidiques	42
1.5.1.3 Les dispositifs de base constituant un système microfluidique	42
1.5.1.3.1 Les interconnexions en microfluidiques	43
1.5.1.3.2 Les microcanaux.....	44
1.5.1.3.3 Les microvalves	46
1.5.1.3.4 Les micropompes	46
1.5.2. Procédé de microfabrication des systèmes microfluidiques	47
1.5.2.1 Méthode de microfabrication des dispositifs microfluidique	47
1.5.2.2 <i>PolyDyMethylSiloxane (PDMS)</i>	50
CHAPITRE 2: MICROFLUIDIQUE ET PIEZOELECTRICITE.....	51
2.1 Introduction	51
2.2 Définition microfluidique.....	51
2.3 Origines de la microfluidique.....	52
2.4 Physique des écoulements microfluidiques	53
2.5 Ecoulement diphasique en microfluidique.....	55
2.6.2 Ecoulements de suspensions denses	59
2.7. Piézoélectricité.....	60
2.7.1. Introduction	60
2.7.2 .Définition	61
2.7.3 Découverte et histoire de la piézoélectricité.....	62
2.7.4. Applications de la piézoélectricité	64
2.7.5. Théorie de la piézoélectricité	64
2.7.5.1. Les matériaux piézoélectriques.....	64
2.7.5.2. Classification des matériaux piézoélectriques.....	65
2.8 Polymère piézoélectrique.....	68
CHAPITRE 3: MODELISATION DES DISPOSITIFS MICROFLUIDIQUES	74
3.1 Introduction	74
3.2 Modélisation analytique des écoulements dans les microcanaux.....	74
3.2.1 Les équations.....	74
3.2.2 Équations de premier ordre.....	77
3.2.3 Du second ordre, le temps moyenne des équations	78
3.2.4 Moyenne temporelle des forces acoustiques sur une seule suspension microparticulaire.....	79

3.3 <i>Comsol Multiphysics</i>	80
3.4 Modélisation par éléments finis	81
3.4.1 Principe de la modélisation par la méthode des éléments finis	82
3.4.1.1 Procédure d'introduction d'un modèle pour la méthode des éléments finis (<i>FEM</i>) sous <i>Comsol Multiphysics</i>	83
3.4.1.2 Les éléments	86
3.4.1.3 Le maillage	87
3.5 Simulation d'un écoulement de fluide dans un microcanal	88
3.5.1 Définition du model	88
CHAPITRE 4: UNE ETUDE NUMERIQUE DE MICROPARTICULE ACOUSTOPHORESE ENTRAINE PAR LES FORCES DE RAYONNEMENT ACOUSTIQUE ET DES FORCES DE TRAINEE INDUITE EN CONTINU	
4.1 Introduction	91
4.2 Modèle numérique	91
4.2.1 Système de modèle et domaine de calculer	91
4.2.2 Modèle de traçage des particules	92
4.2.3 procédure numérique	94
4.2.4 Configuration matérielle requise	95
4.2.5 Convergence de maillage	95
4.3 Résultats	97
4.3.1 mise en scène	98
4.3.2 Champs de premier ordre	100
4.3.5 Streaming pour un rapport d'aspect accru	109
4.3.6 Streaming dans un tampon à haute viscosité	110
4.4 Conclusion	113
Conclusion générale	118
Références bibliographiques	119

Liste des abréviations

<i>BioMEMS</i>	Biologic Micro-Electro-Mechanical Systems.
<i>LOC</i>	Lab-On-a-Chip.
<i>μ-TAS</i>	Micro-Total-Analysis-System.
<i>ADN</i>	Acid Desoxyribo Nucleique.
<i>MEMS</i>	Micro-Electro-Mechanical Systems.
<i>PDMS</i>	PolyDiMethylSiloxane.
<i>VNF</i>	Voies Navigables de France.
<i>MAFIAS</i>	Micro Ammonia Flow Injection Systeme.
<i>Anti-EPCAM</i>	Molécule d'Adhésion des Cellules épithéliales.
<i>DEP</i>	Diélectrophorétique.
<i>pDEP</i>	diélectrophorétique positive.
<i>nDEP</i>	diélectrophorétique négative.
<i>UV</i>	UltraViolet.
<i>PGMEA</i>	Propylene Glycol Methyl Ether Acetate.
<i>VNF</i>	Voies Navigable de France.
<i>PVDF</i>	Polyvinylidème Fluoride.
<i>PVDF-TrFE</i>	<i>PVDF</i> tétrafluoroéthylène.
<i>FEM</i>	Finite Element Method.
<i>EDO</i>	Equation Différentielle Ordinaire.

LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX

Figure1.1	Un diagramme de Venn décrivant et contrastant certain Aspects des champs de bioMEMS, Lab-On-Chip, Mtas.	23
Figure1.2	Schéma basique d'un BioMEMS.	24
Figure1.3	Différents champs d'applications résultant de l'interaction entre les micros et nano technologies et les sciences biomédicales.	25
Figure1.4	Microlaboratoires (a et b (puce à ADN)) et (c) réseau d'aiguilles micro-usinées.	26
Figure1.5	Un exemple d'un dispositif LOC.	28
Figure1.6	Le système d'injection de microdébit d'ammoniac (MAFIAS).	29
Figure1.7	Une architecture de tri cellulaire microfluidique, basée sur la baie microscope compatible centrée sur le piégeage hydrodynamique passive des cellules et la libération active en utilisant la force de diffusion optique.	31
Figure1.8	Dispositif microfluidique typique avec des électrodes pour Séparer les cellules. Le tri s'effectue dans le canal de séparation grâce à l'application du champ électrique externe.	35
Figure1.9	Différentes configurations d'électrodes pour utiliser la DEP, tiré de.	36
Figure1.20	Schéma de principe de l'ODEP, tiré de.	37
Figure1.31	Exemple d'applications utilisant l'ODEP : (a) un « tapis roulant », (b) Regroupement de cellules,(c) Un filtre selon la taille. Tiré de.	38
Figure1.42	Principe de fonctionnement hydrodynamique: En contrôlant le débit des deux entrées, les particules sont alignées dans le segment qui précède la bifurcation et sont écrasées contre les parois. Leur direction de séparation dépend de leur taille.	39
Figure1.53	Comparaison des échelles de longueur approximative pour plusieurs structures biologiques et de microfabrication.	41
Figure1.64	Un système d'interconnexion microfluidique avec le monde extérieur.	43
Figure1.75	Différents types de connexions microfluidique :(a) Connexions à aiguilles, (b) connexions à base de polymère souple de type	44

	"tygon", (c) connexions à base de polymère rigide en téflon-PTFE, (d) connexions à montage/démontage rapide de type "nanoport".	
Figure1.86	Un microréacteur chimique à base de microcanal.	45
Figure1.97	Les Microcanaux fabriqués en différents matériaux : (a) Microcanaux en PDMS, (b) microcanaux en silicium,(c) microcanaux en verre.	45
Figure1.108	Le principe de fonctionnement d'une pompe volumétrique.	47
Figure1.119	Représentation schématique des différentes étapes de la photolithographie et démoulage de puces en PDMS :(a) déshydratation du substrat de silicium, (b) spincoating de la résine, (c) exposition UV,d) révélation, (e) moulage du PDMS, (f) découpage,(g) collage.	48
Figure1.20	Photographie d'une puce microfluidique composée d'un substrat de verre et de PDMS.	49
Figure1.212	Schéma représenté la structure chimique du polydiméthylsiloxane.	50
Figure2.13	Laboratoire sur les puce « lab. on chip », Image Advanced Matériels.	52
Figure2.2	Ecoulements turbulent et laminaire.	55
Figure2.3	Profil parabolique de la vitesse lors d'un écoulement de Poiseuille.	55
Figure2.4	Ecoulement stratifié de deux solutions colorées.	56
Figure2.5	Différents types d'écoulement diphasique en microfluidique. Dans cet exemple les fluides non miscibles sont le kérosène et l'eau distillée.(a), (b), (c) écoulement à gouttelettes ; (d) écoulement stratifié, (e) écoulement annulaire. (a) l'effet piézoélectrique direct, (b) l'effet piézoélectrique indirect :(i) contraction ; (ii) expansion, les lignes discontinues indiquent les dimensions originales.	57
Figure2.6		62
Figure2.7	Illustration 2D de l'apparition de la piézoélectricité avec : a) corps centrosymétrique et b) corps non-centrosymétrique.	66
Figure2.8	Organigramme des classes cristallines.	67

Figure2.9	Chemical structure of α -phase PVDF structure.	71
Figure2.140	Chemical structure of β -phase PVDF structure.	71
Figure2.115	Illustration schématique de la région cristalline en phase bêta.	71
Figure2.162	Illustration schématique de la structure poly cristalline du polymère PVDF.	72
Figure3.17	Une esquisse du motif de diffusion classique Rayleigh-Schlichting dans un espace rempli de liquide de hauteur h entre deux infinis.	75
Figure3.2	Profil du logiciel COMSOL Multiphysics.	81
Figure3.3	La subdivision en 2D du domaine en éléments.	83
Figure3.4	Les procédures et les étapes de la simulation par éléments finis.	84
Figure3.5	Des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D.	86
Figure3.6	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.	87
Figure3.7	La géométrie de la structure du microcanal.	89
Figure3.8	Le maillage de la structure avec le logiciel Comsol.	90
Figure4.18	esquisse de fin vue de la puce d'Acoustophorèse avec un canal fluide et Le domaine de calcul à deux dimensions correspondant Ω .	92
Figure4.2	Le maillage de calcul pour une taille d'élément avec Tracé semi-logarithmique de la convergence relative paramètre C.	96
Figure4.3	Trois modes d'actionnement différents v_{bc} (flèches magenta) de la cavité remplie d'eau.	99
Figure4.4	Tracés de couleur des amplitudes des champs oscillants du premier ordre dans le canal rempli d'eau à la demi-onde horizontale.	101

Figure4.5	Tracés linéaires le long des lignes blanches en pointillés à $y = w / 4$.	102
Figure4.6	Champs de second ordre moyennés dans le temps dans le canal rempli d'eau excité dans la demi-onde horizontale.	105
Figure4.7	Les positions de départ (points) de 144 particules réparties uniformément.	109
Figure4.8	Acoustophorèse dans un canal à rapport d'aspect élevé.	112
Figure4.9	Acoustophorèse dans un mélange à 50% de glycérol dans l'eau.	114
Tableau2.1	Appartenance de quelques matériaux piézoélectriques aux différentes classes cristallines.	68
Tableau2.2	Propriété matérielle des matériaux piézoélectriques communs.	70
Tableau4.1	Les paramètres du modèle. Les paramètres sont donnés à la température $T = 25$ u et tiré de la bibliothèque de matériaux COMSOL, sauf indication contraire explicite.	92

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

L'introduction de nouvelles technologies d'intégration de dispositifs électriques et non électriques sur la même puce ainsi que la miniaturisation des systèmes, entraîne une croissance des besoins pour la communication entre différents environnements : mécanique, électrique, électrochimique, thermique, fluïdique ou optique. Ces dispositifs seront utilisés dans plusieurs domaines sensibles tel que le médical, l'automobile, la météorologie, les constructions antisismiques. La diffusion des techniques de conception et de fabrication de la microélectronique a permis le développement de nouveaux dispositifs miniaturisés plus complexes et de plus en plus intégrés, appelés microsystèmes ou *MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)*, Ces microsystèmes permettent 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 technologie 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 microdispositif appelés laboratoires sur puces ou *LOC (Lab-On-Chip)* 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 microdispositif sont leurs faibles coûts, la possibilité de faire plusieurs tests en même temps et des délais d'analyse très courts.

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

Le premier chapitre a pour objectif de situer notre travail par des généralités sur l'état de l'art des microsystèmes. L'apport des *BioMEMS* et son application, 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 devisé en deux parties :

- La première partie va traiter les éléments de base les plus importants dans les Systèmes microfluidiques.

- La deuxième partie de ce chapitre survolera le concept des polymères nanocomposites généralement utilisé dans les systèmes microfluidiques. La théorie et l'application des piézoélectricités, nous allons introduire aussi piézoélectricité dans les polymères semi-cristallins.

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

Le dernier chapitre concerne la présentation des résultats de simulation de microparticule acoustophorèse entraîné par les forces de rayonnement acoustique et des forces de traînée induite en continu par la méthode des éléments finis (*FEM*) implémentées dans le logiciel *Comsol Multiphysics*.

CHAPITRE 1: SEPARATION DES CELLULES DANS LES SYSTEMES MICROFLUIDIQUES

1.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous donnons une description sur les *bioMEMS* et les bio puce, laboratoire sur puce (*Lab-On-Chip*), technique du μ -TAS, et on donne les principes de la séparation cellulaire avec les différent type de tri cellulaire, et nous donnons une description sur les microfluidique et microfabrication.

1.2 L'apport des BioMEMS (Systèmes Micro-électro-mécaniques biologique)

1.2.1. Historique

En 1967, S. B. Carter a signalé l'utilisation d'îlots de palladium évaporés par des ombres pour la fixation des cellules. Après cette première étude *bioMEMS*, le développement ultérieur sur le terrain a été lent pendant environ 20 ans. En 1985, *Unipath Inc.* a commercialisé *ClearBlue*, un test de grossesse encore utilisé aujourd'hui qui peut être considéré comme le premier dispositif microfluidique contenant du papier et le premier produit microfluidique sur le marché [1]. En 1990, *Andreas Manz* et *H. Michael Widmer* de *Ciba-Geigy* (aujourd'hui Novartis), la Suisse a d'abord inventé le terme système de micro-analyse totale (μ TAS) dans leur document proposant l'utilisation de systèmes d'analyse chimique totale miniaturisés pour la détection chimique [2]. Il y a eu trois principaux facteurs motivant le concept de μ TAS.

Tout d'abord, la découverte de médicaments au cours des dernières décennies qui ont précédé les années 1990 avait été limitée en raison du temps et du coût de l'exécution de nombreuses analyses chromatographiques en parallèle sur les équipements macroscopiques. Deuxièmement, le projet du génome humain (HGP), qui a débuté en octobre 1990, a créé une demande d'amélioration de la capacité de séquençage de l'ADN. L'électrophorèse capillaire est donc devenue une cible pour la séparation chimique et l'ADN [3]. Troisièmement, le *DARPA* du Département de la Défense des États-Unis a soutenu une série de programmes de recherche microfluidique dans les années 1990, après avoir constaté qu'il était nécessaire de développer des microsystèmes déployables sur le terrain pour la détection d'agents

chimiques et biologiques potentiels et de menaces terroristes potentiels [4]. Les chercheurs ont commencé à utiliser des équipements de photolithographie pour la microfabrication de systèmes micro électromécaniques (*MEMS*) tels qu'ils ont été hérités de l'industrie de la microélectronique. À l'époque, l'application de *MEMS* à la biologie était limitée car cette technologie était optimisée pour les plaquettes de silicium ou de verre et utilisait des photorésistants à base de solvants qui n'étaient pas compatibles avec le matériel biologique.

- En 1993, George M. Whitesides, un chimiste de Harvard, a introduit une microfabrication peu coûteuse à base de *PDMS* et ceci a révolutionné le champ *bioMEMS* [6]. Depuis lors, le domaine du *BioMEMS* a explosé. Les principales réalisations techniques importantes au cours du développement des *bioMEMS* des années 1990 comprennent :
- En 1991, la première puce d'oligonucléotide a été développée [5].
- En 1998, les premières micro-aiguilles ou micronodules solides ont été développées pour la délivrance de médicaments [6].
- En 1998, la première puce de réaction en chaîne à polymérase à flux continu a été développée (le rôle est la duplication de l'ADN) [7].
- En 1999, la première démonstration de flux lamellaires hétérogènes pour le traitement sélectif des cellules dans les microcanaux [8].

Aujourd'hui, les hydrogels tels que l'agarose, les photorésistances biocompatibles et l'auto-assemblage sont des domaines clés de recherche pour améliorer les *bioMEMS* en remplacement ou en complément au *PDMS*.

Par définition l'acronyme « *BioMEMS* » est une abréviation de systèmes micro électromécaniques biomédicaux (ou biologiques). Les *BioMEMS* ont un impact considérable et sont parfois considérés comme synonymes, avec des systèmes d'analyse de laboratoire sur puce (*LOC*) et micro total (μ *TAS*). *BioMEMS* est généralement plus axé sur les pièces mécaniques et les technologies de microfabrication adaptées aux applications biologiques. D'autre part, *Lab-On-a-Chip* s'intéresse à la miniaturisation et à l'intégration des processus de laboratoire et des expériences en puces uniques (souvent microfluidiques). Dans cette définition, les périphériques de laboratoire sur puce ne possèdent pas strictement des applications Obiologiques, bien que la plupart soient modifiables ou adaptables à des fins

biologiques. De même, les systèmes de micro-analyse totale peuvent ne pas avoir des applications biologiques à l'esprit et sont généralement consacrés à l'analyse chimique. Une large définition pour les *BioMEMS* peut être utilisée pour désigner la science et la technologie d'exploitation à une micro échelle pour des applications biologiques et biomédicales, qui peuvent ou non comporter des fonctions électroniques ou mécaniques. La nature interdisciplinaire du *bioMEMS* combine les sciences des matériaux, les sciences cliniques, la médecine, la chirurgie, l'électrotechnique, l'ingénierie mécanique, l'ingénierie optique, l'ingénierie chimique et l'ingénierie biomédicale. Certaines de ses principales applications comprennent la génomique, la protéomique, le diagnostic moléculaire, le diagnostic de point de soins, l'ingénierie tissulaire et les micro-dispositifs implantables [9].

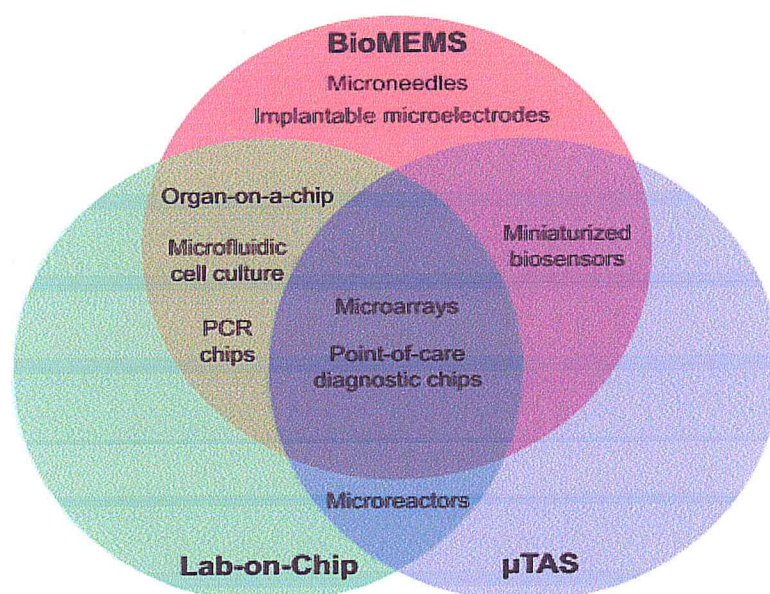


Figure 1.1: Un diagramme de Venn décrivant et contrastant certains aspects des champs de *bioMEMS*, *Lab-On-Chip*, *Mtas* [9].

Ces dispositifs (Figure 1.2) sont généralement composés d'une partie microfluidique incluant des microcanaux, des microvalves, des micropompes, des micromélangeurs, des microréacteurs pour la manipulation des différents liquides ou objets biologiques, d'une plateforme de détection plus au moins complexe contenant un ou plusieurs capteurs, et de la composante biologique qui peut être intégrée (biorécepteur) ou momentanément introduite pour les besoins d'analyse [10].

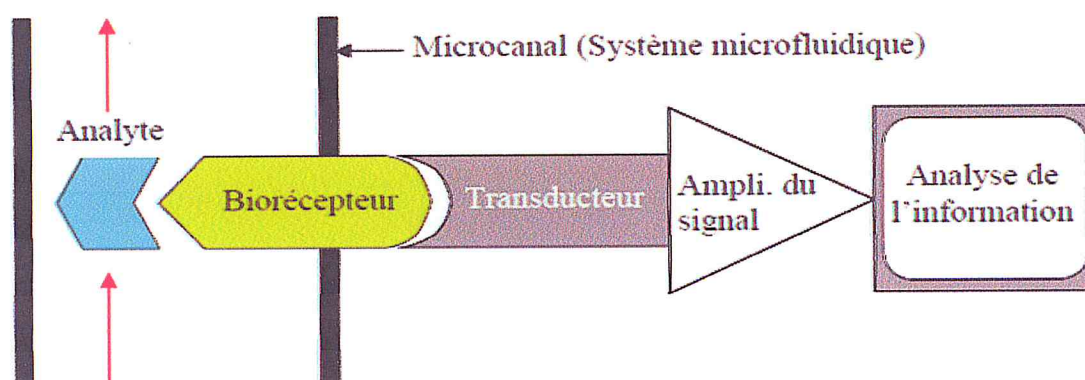


Figure 1.2 : Schéma basique d'un *BioMEMS* [10].

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

1.2.2. Applications des *BioMEMS*

Les champs de recherches et d'applications des *BioMEMS* sont donc très vastes. La (Figure 1.3) résume ces domaines à fort potentiel parmi lesquels nous pouvons notamment citer [11] :

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

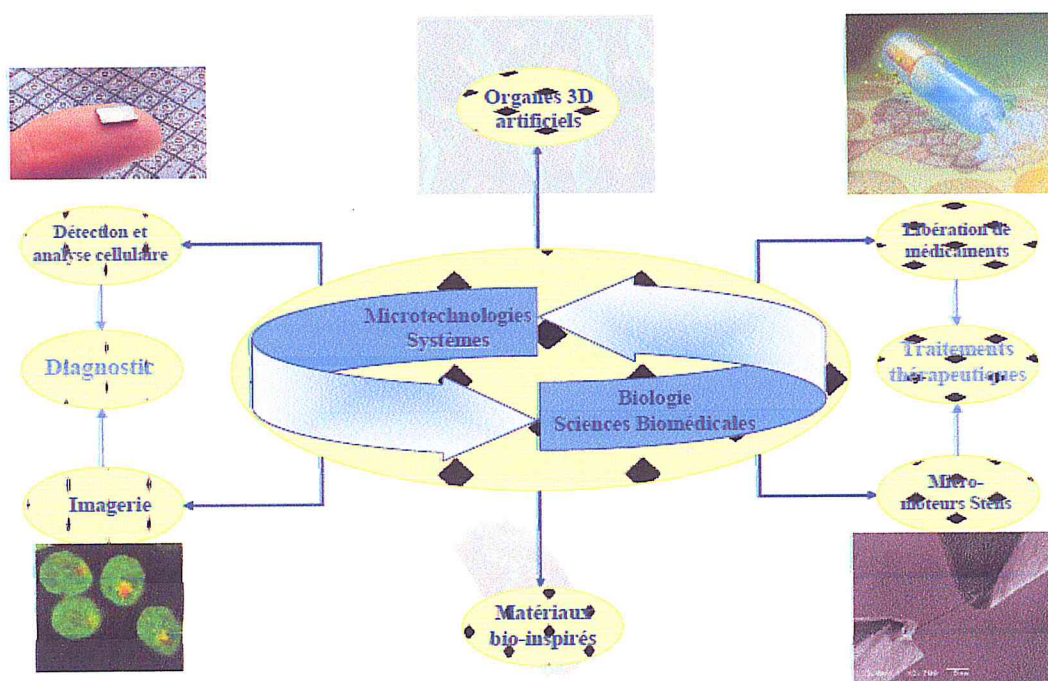


Figure 1.3: Différents champs d'applications résultant de l'interaction entre les micros et nano technologies et les sciences biomédicales [12].

1.2.3. Matériaux utilisés dans la technologie des *BioMEMS*

Les matériaux composants les *BioMEMS* sont classés en trois catégories. La première regroupe les matériaux traditionnels de la technologie MEMS et de la microélectronique fortement relatés dans la littérature depuis plusieurs décennies (diélectriques, métaux, semi-conducteurs).

Les matériaux plastiques et polymères forment la seconde catégorie. La forte biocompatibilité, la capacité d'intégration de matériaux hydrogels et la simplicité de fabrication induite par les polymères [13], associées aux faibles coûts et aux méthodes rapides de prototypage des matériaux plastiques, les rendent très attractifs. Enfin, l'utilisation, encore peu répandue, d'entités biologiques telles que les protéines, les cellules et les tissus, ouvre des perspectives nombreuses et excitantes. Elle autorise le développement d'outils pour comprendre leur fonctionnement biologique et permet une synthèse et une production dirigées de ces structures pour réaliser des organes artificiels [14].

Le domaine du diagnostic biologique et biomédical est le secteur de recherche le plus vaste de la famille des *BioMEMS*. De nombreux dispositifs se distinguent de

manière significative à travers leur topologie, leur technologie et leurs applications. Ces micro dispositifs, nommés *BioChips*, sont utilisés pour la détection et la quantification de cellules, de micro-organismes, de virus, de protéines, d'acides nucléiques, d'ADN et de petites molécules dans un environnement extérieur donné.

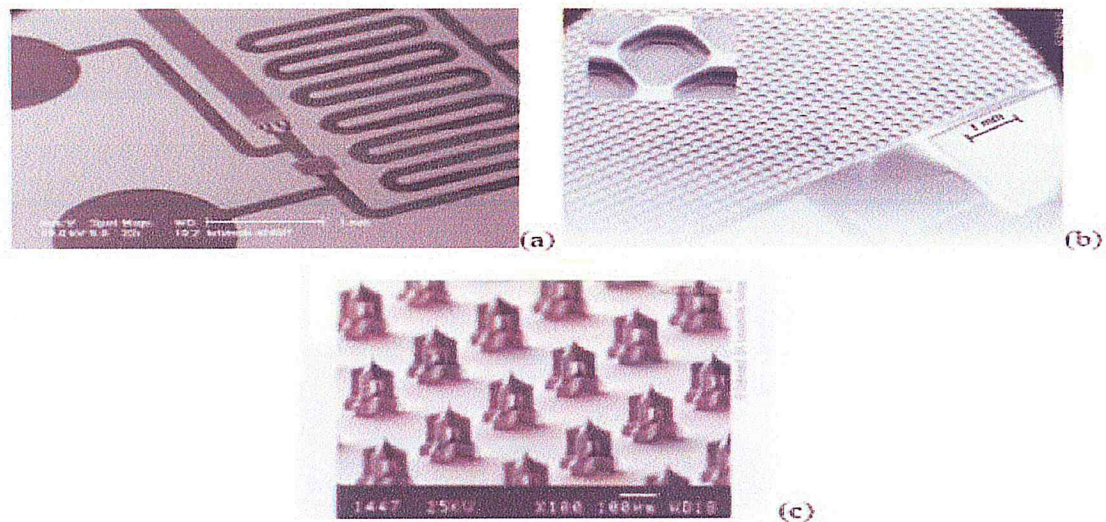


Figure 1.4 : Microlaboratoires (a et b (puce à ADN)) et (c) réseau d'aiguilles micro-usinées [15].

1.3. Bio-puces

Les bio-puces sont des microsystèmes dédiés à l'analyse biologique, et ont pour objectif d'automatiser, miniaturiser et paralléliser les différentes étapes utilisées lors d'analyses en biologie, jusqu'à présent longues et coûteuses parfois. L'idée est de rétrécir le laboratoire d'analyse médicale à une puce de quelques centimètres carrés et de n'utiliser qu'une goutte de sang pour effectuer ces analyses. Ces biopuces sont nées de la fusion de compétences en biologie et également en microélectronique, microsystèmes et microfluidique [16].

Les biopuces peuvent se répartir en 3 catégories :

- Les puces à ADN, (DNA microarrays) qui sont des surfaces sur lesquelles sont fixées des sondes (molécules d'ADN), chacune étant spécifique d'une séquence cible d'ADN à identifier dans une solution biologique (hybridation d'ADN...).

- Les laboratoires sur puce (*Lab-On-Chip*), aussi appelés μ TAS (*Micro Total Analysis Systems*), intègrent les différentes étapes d'analyse pour un échantillon. Ce sont des laboratoires miniaturisés comprenant le transport des fluides à fin de réaliser des analyses automatisées, sur de petits volumes et à faibles coûts.
- Les puces à cellules (*Cell-On-Chip*) : ces microsystèmes hébergent des cellules vivantes entières et sont destinés à analyser et manipuler des cellules vivantes de manière individuelle.

1.3.1. Laboratoire sur puce (*Lab-On-Chip*)

Le concept de laboratoire sur puce (*Lab-on-chip*) a émergé au début des années 1990. Il s'agit de miniaturiser et d'intégrer des systèmes d'analyse chimique ou biologique permettant des analyses rapides sur une même puce, tout en utilisant de faibles quantités d'échantillons et de réactifs. Un tel dispositif intègre à la fois des technologies chimiques, biologiques, microélectroniques, et des éléments microfluidiques assurant la préparation et le transfert de la solution à analyser. Au cours des dernières décennies, les technologies de la microélectronique ont commencé à être appliquées aux processus chimiques et biologiques [17].

La microfluidique aujourd'hui joue un rôle de plus en plus important en ce qui concerne le potentiel d'intégration des applications de diagnostic *in vitro*, permettant des analyses plus rapides et moins coûteuses, tout en conservant une bonne sensibilité ainsi qu'une bonne spécificité de détection. Ainsi sur quelques centimètres carrés, ces microsystèmes intègrent la manipulation et le mélange de fluide (micromélangeurs), la préparation d'échantillon (lyse cellulaire, préconcentration), la séparation de molécules et la détection.

De nombreux exemples de tels dispositifs intégrés et de laboratoires sur puce ont été rapportés dans la littérature pour le traitement et la détection de cellules, de protéines, d'ADN [18]. Même si le développement de laboratoires sur puces en est encore à son début, on trouve déjà sur le marché des réalisations pratiques, essentiellement pour l'analyse d'ADN comme la Puce à ADN *MicamTM* fabriquée par la firme Apibio [19] et le Bioanalyseur 2100, qui a été proposé par Agilent Technologies et la société Caliper [20].

Néanmoins, des obstacles techniques subsistent, notamment le contrôle du mouvement des fluides qui est l'une des principales difficultés rencontrées dans le développement des laboratoires sur puces.

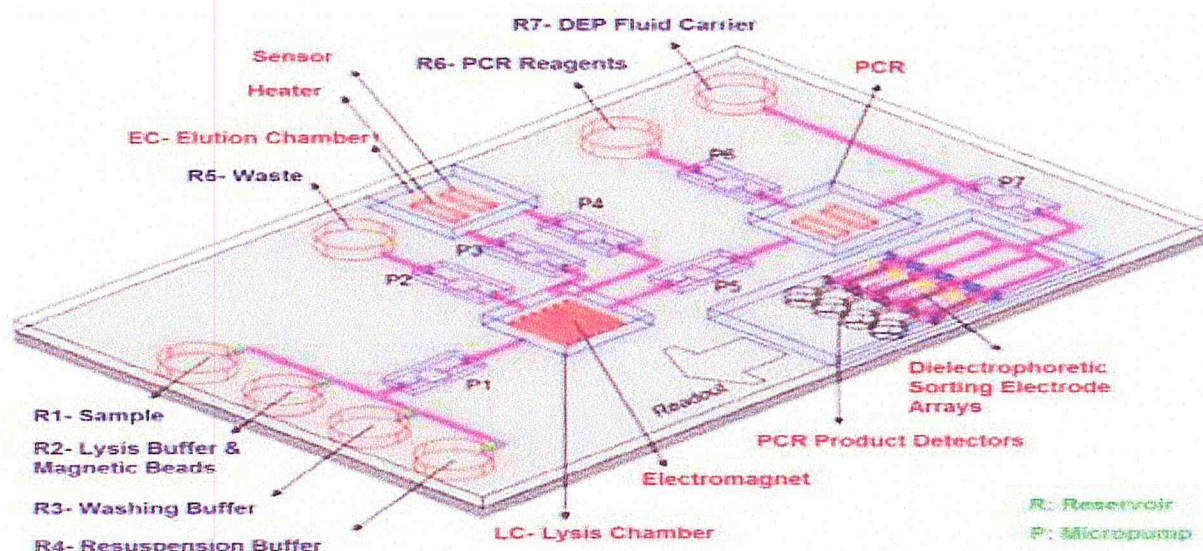


Figure 1.5 : Un exemple d'un dispositif LOC [21].

Les laboratoires sur puce ont été conçus pour automatiser les processus de laboratoire classique, du coup, quelques 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 maîtrise de la technologie LOC. Généralement le mouvement fluide possède un écoulement continu mais les écoulements segmentés à base de microgouttelette sont également favorisés dans ce qu'on appelle communément la microfluidique digitale [22-23]. Ces microgouttelettes se trouvent habituellement dans les applications telles que les micro-bioréacteurs pour les dosages cellulaires et moléculaires pour des thérapies avancées [24].

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 [25].

1.3.2. Technique du *micro-TAS*

Micro-TAS ou μ -*TAS* est l'abréviation de l'appellation anglaise *Micro-Total-Analysis-System* ou système de microanalyse miniaturisé et intégré incluant des systèmes de préparation, de séparation et de détection des échantillons sur la même puce. A leur début les microdispositifs μ -*TAS* ont été utilisés pour les systèmes d'analyse chimique qui agissaient comme des capteurs pour la mesure automatisée des échantillons en général en utilisant le savoir-faire de la chimie analytique. Par la suite, ils ont été également utilisés pour la synthèse de substances chimiques afin de déterminer leurs propriétés. La figure (1.7) montre un bon exemple de μ -*TAS*, qui est le système d'injection microdébit d'ammoniac *MAFIAS* (*Micro Ammonia Flow Injection System*). Ce système est constitué d'une micropompe, d'un microcapteur de débit, des micromélangeurs, des microfiltres et des détecteurs optiques [26].

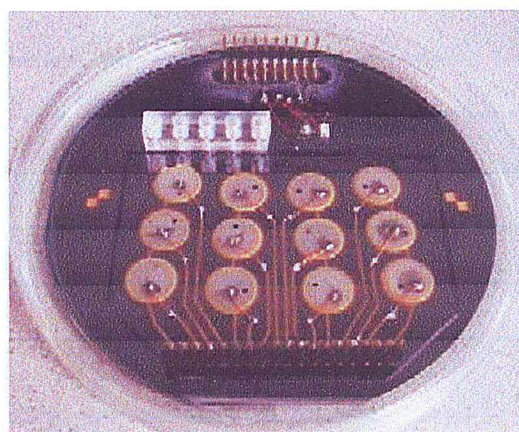


Figure 1.6 : Le système d'injection de microdébit d'ammoniac (*MAFIAS*) [26].

1.4. Séparation et tri cellulaire

1.4.1. Principe de la séparation cellulaire

Nous présentons ici une architecture de tri cellulaire microfluidique, basée sur la baie microscope compatible centrée sur le piégeage hydrodynamique passive des cellules et la libération active en utilisant la force de diffusion optique (Figure 1.12). Comme les plus simples dispositifs microfluidiques, notre plate-forme nécessite flux seulement et un chemin optique clair à la puce. En conséquence, nous réduisons la complexité sur puce, et l'approche ne nécessite pas de fabrication en dehors d'un processus traditionnel de moulage *SU-8 / PDMS*. Chargement Array est passif, ne nécessite pas d'interconnexion vers les sites individuels, et permet ainsi mise à l'échelle simple de grande taille du tableau et minimise la complexité hors puce. Aborder lors de la libération nécessite également aucun interconnecte permanent et nécessite simplement l'incorporation d'un laser dans le microscope, ce qui rend la plate-forme évolutive vraiment pour trier de grandes populations de cellules [27].

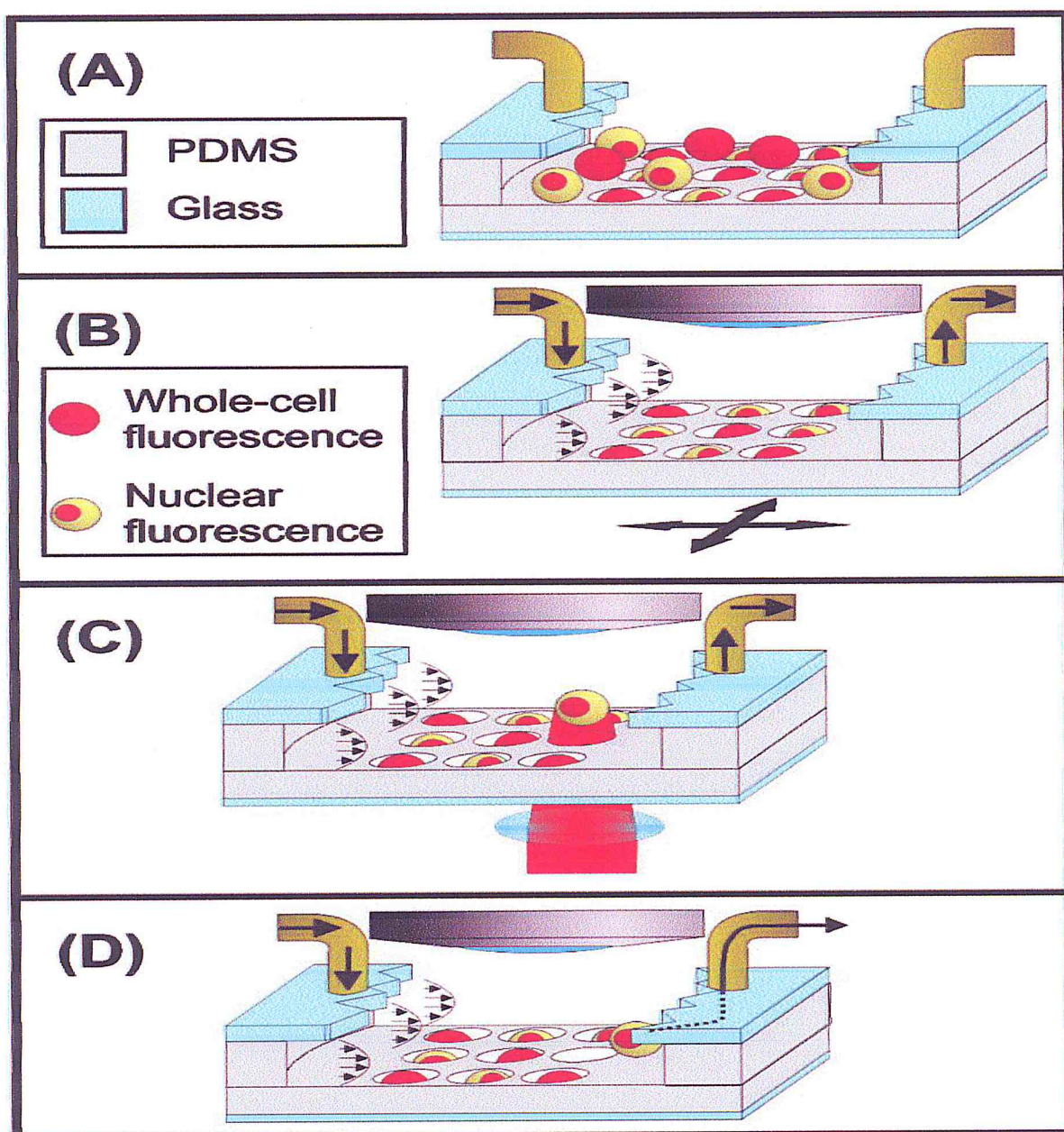


Figure 1.7 : Une architecture de tri cellulaire microfluidique, basée sur la baie microscope compatible centrée sur le piégeage hydrodynamique passive des cellules et la libération active en utilisant la force de diffusion optique [27].

Présentation de l'appareil. (A) Après injection dans le dispositif, les cellules sédimentent dans le réseau de micropuits. (B) des cellules restantes à l'extérieur des puits écoulent après la reprise de la circulation. Nous inspectons ensuite le tableau en utilisant une technique de microscopie désirée (fond clair, DIC, fluorescence, etc.). (C) Après avoir localisé les cellules d'intérêt, on concentre un faisceau laser infrarouge (IR) sur des cellules cibles, les cellules en lévitation dans le champ d'écoulement avec la force de dispersion optique. (D) la traînée de fluide surmonte

les forces latérales optiques, libérant la cellule et le laver en aval pour le fractionnement.

1.4.2. Différents type de tri cellulaire

Les différentes méthodes microfluidiques utilisées pour le tri des cellules sont:

- Magnétophorèse
- Acoustophorèse
- Électrophorèse
- Diélectrophorèse (*DEP*)
- Méthodes hydrodynamiques
- Filtration

1.4.2.1 Magnétophorèse

Le magnétophorèse est une technique largement utilisée pour la séparation cellulaire. Il utilise une force magnétique pour séparer les cellules magnétiques d'une solution non magnétique. Les propriétés magnétiques utilisées pour effectuer les magnétophorèse proviennent des molécules magnétiques qui sont liées aux cellules cibles en fonction de la liaison antigène-anticorps.

Cette solution, bien que très répandue, est assez invasive car elle nécessite la fixation de particules qui pourraient avoir des dimensions très proches de celles des cellules cibles, risquant ainsi l'échec de la séparation.

De plus, la séparation des cellules se produit au moyen d'un seul paramètre, qui est la présence ou l'absence d'aimantation, et la séparation simultanée de différentes populations cellulaires avec une grande efficacité en utilisant la magnétophorèse restent un grand défi. Récemment Lee et al. [28] ont utilisé des anti-*EpCAM* (molécule d'adhésion des cellules épithéliales) avec des nanobilles immuno-magnétiques pour lier les *CTC* et les séparer du sang total humain, grâce à la magnétophorèse latérale. Ils ont atteint un très haut niveau de récupération pourcentage (environ 93%) de *CTC* en utilisant cette technique appliquée à un dispositif microfluidique. Schields et al. [29] ont mis au point un dispositif microfluidique capable non seulement de séparer différents types de cellules, mais aussi de planifier leur dépôt, atteignant des précisions supérieures à 95%. L'appareil utilise uniquement un aimant permanent sans autres sources externes. De toute

évidence, la séparation des cellules magnétiques pourrait être utilisée non seulement pour trier les cellules cancéreuses, mais tout type de cellule. Il est nécessaire d'étudier les propriétés de surface des cellules cibles, en trouvant des anticorps très spécifiques pour la population à séparer.

1.4.2.2 Acoustophorèse

Les forces acoustiques peuvent également être utilisées pour le tri cellulaire dans les canaux microfluidiques. Si au sein d'un microcanal est établie une onde acoustique stationnaire, il y aura la formation de points dans l'espace où il n'y a pas d'oscillation (nœuds), et l'autre dans lequel il y a toujours l'oscillation maximale (antinodes). Ces lieux ne changent pas au fil du temps. Les cellules auront tendance à se déplacer vers les nœuds à des vitesses différentes selon leur taille, leur densité et leur compressibilité [30]. Ding et al. [31] ont mis au point un dispositif qui effectue la séparation des cellules du cancer du sein *MCF-7*, à partir de leucocytes non malins en utilisant l'acoustophorèse. L'échantillon à analyser est placé dans un microcanal. Les cellules sont investies par deux ondes acoustiques qui viennent des deux côtés du tunnel avec un angle légèrement différent. Les cellules sont triées en fonction de leur taille et de leur densité en raison de la pression générée par les deux vagues. Les premières expériences ont été plutôt satisfaisantes avec une récupération élevée (71%).

Récemment, il a été développé une technique similaire avec des ondes acoustiques superficielles [32], ce qui permet d'appliquer les mêmes méthodes utilisées pour l'acoustophorèse même avec des substrats en polydiméthylsiloxane (*PDMS*). Cette technique représente une avancée significative par rapport aux méthodes de séparation classiques, basées sur des centrifugeuses ou des biomarqueurs qui, le plus souvent, provoquent altérations structurelles dans les cellules à trier. En effet, les ondes acoustiques sont capables de maintenir l'intégrité de la cellule et n'entraînent pas de coûts élevés pour effectuer l'analyse.

1.4.2.3 Électrophorèse

L'électrophorèse est une technique de tri qui utilise un champ électrique externe pour déplacer des particules chargées.

En particulier, la séparation se produit en utilisant le rapport entre la charge et le volume des particules. Dans le domaine biomédical, l'électrophorèse est une technique utilisée pour séparer les molécules biologiques dans une solution, comme les cellules et les protéines. L'application d'un champ électrique provoque la migration cellulaire; ceci est possible s'ils ont une charge nette, par exemple due à des groupes ionisables [33].

La technique la plus basique pour réaliser des expériences d'électrophorèse consiste à placer l'échantillon à trier entre deux électrodes.

Ici, un champ électrique est appliqué et une différence de potentiel est établie entre les deux électrodes. Dans un système comme celui-ci, le mouvement des molécules n'est pas exclusivement dû à la migration supportée par le champ électrique, mais aussi aux phénomènes de diffusion.

Afin de réduire les mouvements dus à la diffusion, un gel (le gel de polyacrylamide le plus courant) est utilisé comme source de support pour la solution à analyser.

Le principe physique derrière l'électrophorèse est bien connu. Lorsque des particules chargées sont immergées dans un champ électrique, elles auront tendance à se déplacer vers la cathode ou l'anode, selon leur charge, où est le champ électrique appliqué; est la charge de la particule; est le rayon de Stokes-Einstein, qui implique à la fois le rayon de la particule et son interaction avec le solvant; est la viscosité du milieu dans lequel il est immergé.

De nombreuses micropuces utilisant des techniques d'électrophorèse ont été testées ces dernières années [34]. La (figure 1.13) montre une configuration typique d'un dispositif microfluidique qui utilise des électrons pour séparer les cellules.

Cependant, il y a des problèmes non désirés en raison du champ électrique appliqué, en particulier les températures élevées produites par le chauffage par effet Joule et des fréquences élevées. Ceux-ci sont très difficiles à contrôler dans les microcanaux et compromettent souvent le succès de la séparation.

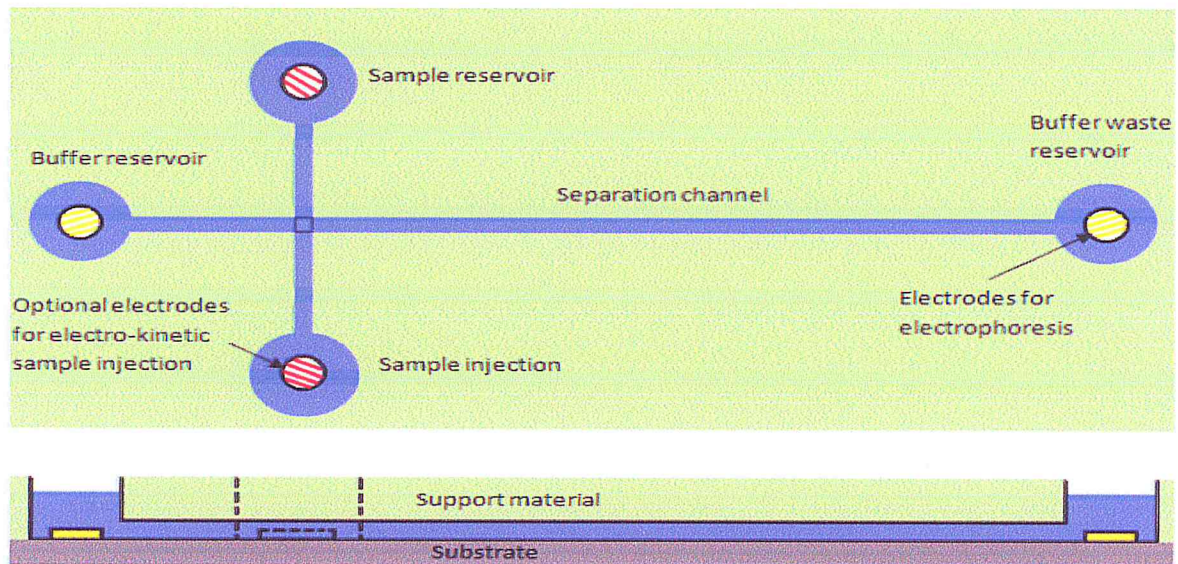


Figure 1.8 : Dispositif microfluidique typique avec des électrodes pour séparer les cellules. Le tri s'effectue dans le canal de séparation grâce à l'application du champ électrique externe.

1.4.2.4 Diélectrophorèse (DEP)

Quand une particule neutre est placée dans un champ électrique non uniforme, elle se polarise et est soumise à une force appelée force diélectrophorétique. L'expression, moyennée dans le temps de cette force est donnée par :

$$F_{DEP} = 2\pi r^3 R(f_{CM}(\omega)) \nabla E_{RMS}^2 \quad \text{Eq. 1.1}$$

$$f_{CM}(\omega) = \frac{\epsilon_p^*(\omega) - \epsilon_m^*(\omega)}{\epsilon_p^*(\omega) + 2\epsilon_m^*(\omega)} \quad \text{Eq. 1.2}$$

$$\epsilon^* = \epsilon - j \frac{\sigma_{el}}{\omega} \quad \text{Eq. 1.3}$$

Elle est proportionnelle au volume de la particule (en r^3) et au gradient du champ électrique E_{RMS} au carré. Dans un champ uniforme cette force est donc nulle. L'intensité et le signe de la force dépendent également du facteur de Clausius-Mossotti (), explicité Eq. 1.2 et Eq. 1.3. Les indices « p » et « n » sont utilisés pour différencier les propriétés de la particule et celles de son milieu environnant.

En particulier, le signe de la force peut varier quand la fréquence varie. Pour une même particule, on peut donc avoir plusieurs comportements diélectrophorétique. Quand la partie réelle est positive, la force est orientée dans le sens du gradient de champ électrique et les particules migrent vers un maximum de champ. On parle de diélectrophorèse positive ou *pDEP*. Dans le cas contraire, les particules migrent vers

des minima de champs et on parle de diélectrophorèse négative ou *nDEP*. Ceci est illustré (Figure 1.9) où deux populations de particules ne subissent pas une force du même signe pour un même dispositif et une même fréquence. Une application qui vient rapidement à l'esprit est le tri de particules sur ce principe.

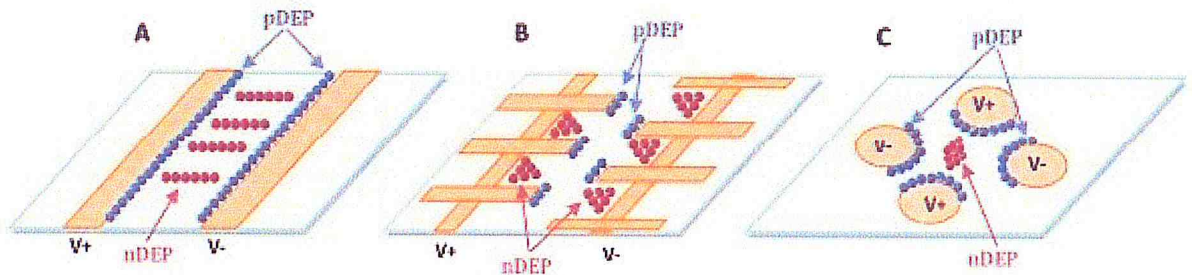


Figure 1.9 : Différentes configurations d'électrodes pour utiliser la *DEP*, tiré de [35].

Grâce à une fabrication aisée des microélectrodes et un contrôle de la force rendu possible en jouant sur la fréquence, la *DEP* est devenu un outil très étudié pour la manipulation de particules. Beaucoup d'applications peuvent ainsi être répertoriées, allant de la manipulation de cellules [36] et de biomolécules [37], à la caractérisation électrique de particules colloïdales [38], [39], et à l'assemblage de micro et nanostructures [40] ayant une fonctionnalité électronique ou photonique [41].

Il faut cependant noter que des champs électriques étant en jeu, si le milieu est conducteur, celui-ci va s'échauffer par effet Joule, ce qui peut être indésirable, notamment pour des applications biologiques. Généralement, on utilise donc des milieux non conducteurs, dont il faut également contrôler l'osmolarité, ce qui peut être contraignant selon l'application envisagée.

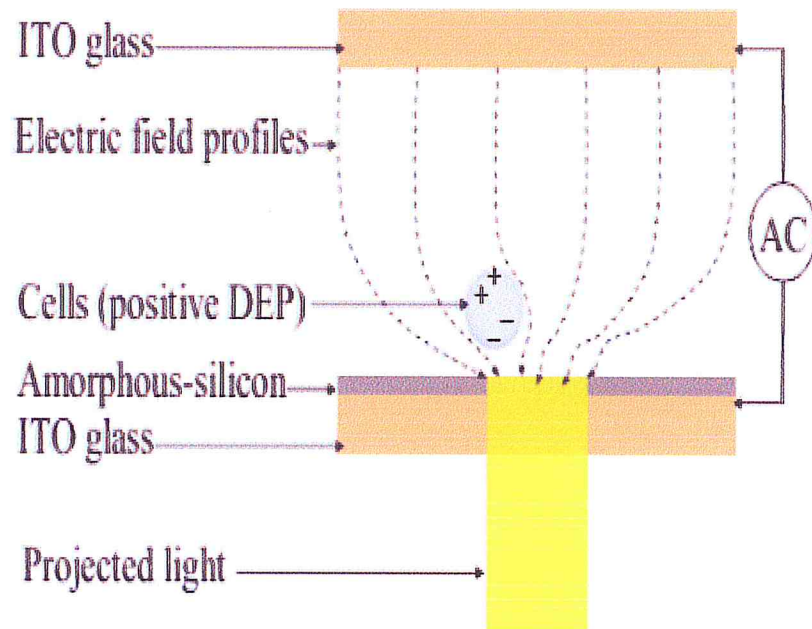


Figure 1.10 : Schéma de principe de l'ODEP, tiré de [42].

Plus récemment, *Chiou et al.* ont utilisé des électrodes induites de façon optique pour manipuler des cellules avec précision [43]. Le principe est illustré (Figure 1.10) : une tension est appliquée entre deux plaques de verre rendues conductrices en les recouvrant d'ITO. L'une d'elle est également recouverte d'une couche photosensible, par exemple de silicium amorphe. En l'absence d'illumination de la couche de silicium, la chute de tension se fait de façon homogène et presque entièrement dans cette couche (à cause de sa haute impédance). Le fait d'illuminer en un endroit spécifique le silicium amorphe le rend photoconducteur et la chute de tension entre les deux électrodes se fait dans le liquide. Une électrode induite avec de la lumière est ainsi créée et le champ étant non uniforme, des forces diélectrophorétique peuvent apparaître.

Le principal avantage de cette technique est que la configuration des électrodes est reconfigurable en temps réel. On parle alors d'ODEP et d'OET. On peut en voir quelques applications (Figure 1.11).

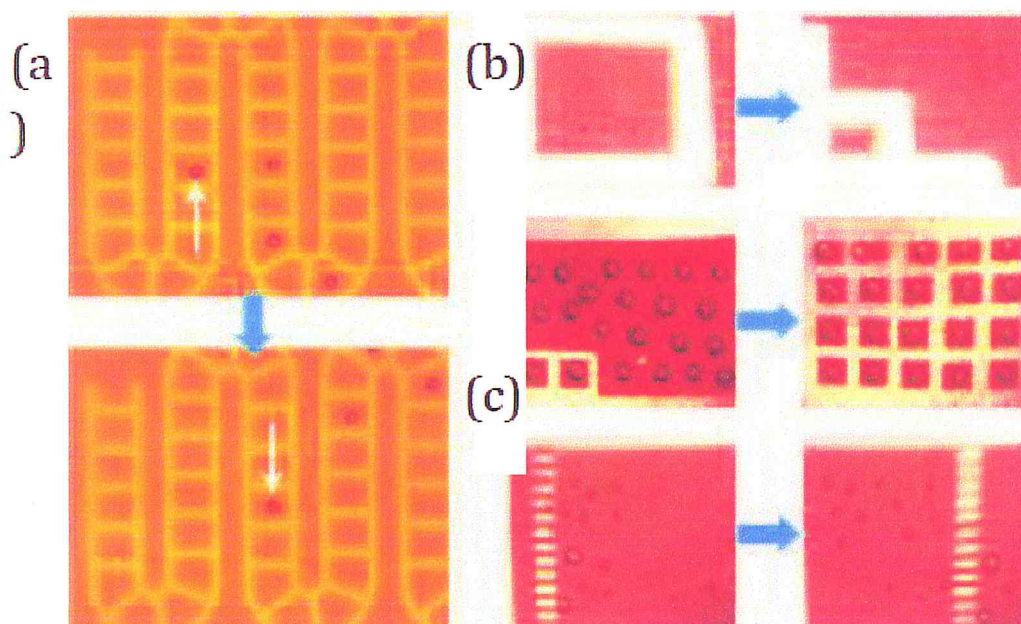


Figure 1.11 : Exemple d'applications utilisant l'*ODEP* : (a) un « tapis roulant », (b) Regroupement de cellules, (c) Un filtre selon la taille. Tiré de [44]

1.4.2.5 .Méthodes hydrodynamiques

Cette méthode n'utilise pas l'application de champs externes pour favoriser la séparation cellulaire, mais elle profite de l'écoulement laminaire au sein des canaux microfluidiques [45]. Le flux dans un microcanal est défini laminaire si les différents niveaux d'écoulement du fluide coulissent indépendamment sans se mélanger. Dans cette technique, les particules sont maintenues sur un plan de canal. De cette manière, toutes les particules touchent ce côté du canal particulier, mais leur centre est situé à des hauteurs différentes en raison de leur taille singulière. Pour garder les particules d'un côté du canal, deux entrées sont utilisées: la première contient uniquement un tampon à haute pression et l'autre contient le fluide avec les particules à une pression plus basse. Le fluide est comprimé par le tampon et les particules s'organisent d'un côté du canal (figure 1.12). Après la compression, le canal s'élargit et les cellules suivent les lignes de courant du fluide en fonction de leur Taille.

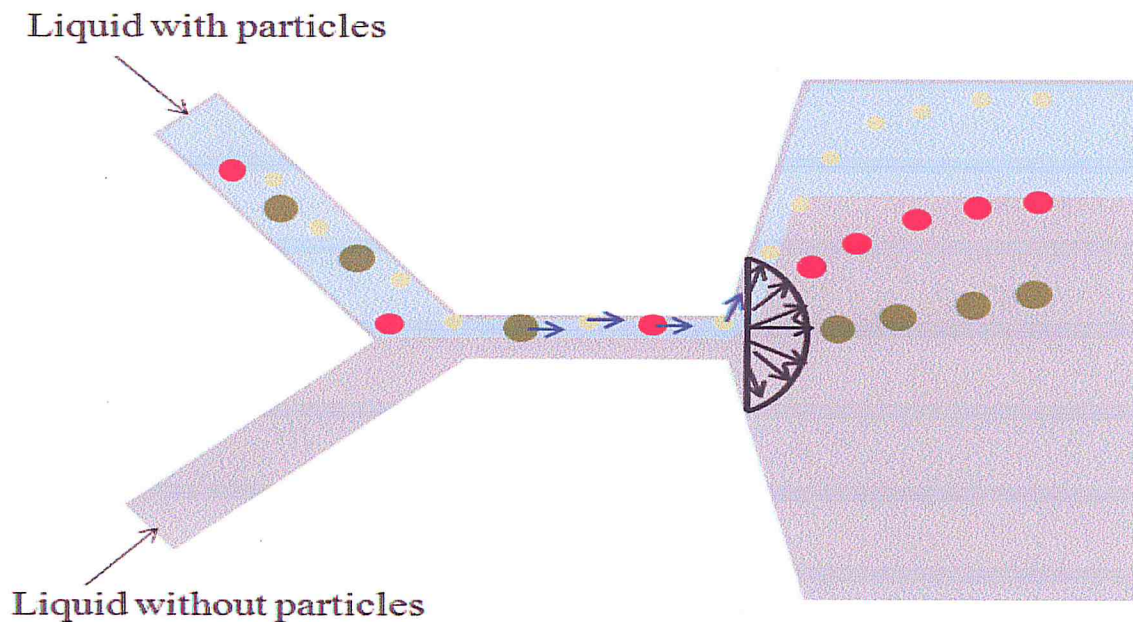


Figure 1.12 : Principe de fonctionnement hydrodynamique: En contrôlant le débit des deux entrées, les particules sont alignées dans le segment qui précède la bifurcation et sont écrasées contre les parois. Leur direction de séparation dépend de leur taille.

Une très bonne expérience dans ce domaine a été faite par Yang et al. [46]; ils ont utilisé des méthodes hydrodynamiques pour la séparation du plasma dans le sang de mouton, atteignant une sélectivité d'environ 100%. Il y a certains facteurs à prendre en compte lorsque cette technique est appliquée. Les débits de fluide et de tampon et les volumes initiaux sont des paramètres essentiels pour le succès de la séparation; il faut que leur rapport soit bien calculé pour permettre la compression des particules. Un deuxième paramètre important est la structure des canaux microfluidiques. Ceux-ci doivent contenir des particules de tailles différentes et avoir des géométries spécifiques (par exemple l'angle entre le canal d'alignement et les canaux de collecte) qui ne compromettent pas la séparation.

1.4.2.6 Filtration

La technique de filtrage consiste à utiliser des filtres appropriés pour trier sélectivement les cellules en fonction de leur taille, de leur forme et de leur déformabilité. Chaque type de cellule possède sa propre capacité de déformation et la possibilité de séparer les cellules par rapport à cette propriété est un avantage intéressant [47].

Un problème majeur associé à cette technique est le colmatage du filtre. Lorsque les cellules bloquent les trous du filtre, la résistance mécanique change fortement en compromettant la sélectivité du système [48]. Il est également nécessaire d'essayer de réduire autant que possible le contact entre la surface du filtre et l'échantillon cellulaire pour éviter le colmatage et faciliter la récupération des cellules triées. Pour essayer de résoudre l'obstruction différents dispositifs, qui éliminent périodiquement les cellules bouchées par l'utilisation d'éléments perpendiculaires au filtre, ont été développés [49]. L'introduction de ces éléments, cependant, provoque la formation de courants perpendiculaires qui empêchent la formation des forces de déformation correctes; cela compromet grandement la sélectivité du filtre. Une méthode efficace pour empêcher le colmatage du filtre a été proposée par *McFaul* et al [50]. en utilisant un mécanisme à cliquet dans un dispositif microfluidique. Les cellules à séparer sont filtrées à l'aide d'une matrice en entonnoir. Les plus petites cellules et celles qui ont le plus de capacité à se déformer passent à travers le filtre, tandis que les plus grandes sont bloquées. Pour éviter le colmatage du filtre, un flux inverse est utilisé: les cellules plus petites déjà triées ne peuvent pas traverser le filtre en raison de la forme de l'entonnoir.

Puisque les types de cellules singulières ont des tailles différentes, une seule puce avec un design défini doit être créée pour chaque type de séparation. Cela pourrait allonger le processus de tri des cellules, bien que la fabrication des puces soit relativement facile. Pour éviter ce problème, *Lo et Zahn* [51] ont créé une micropuce particulière. Dans le même dispositif, il existe trois membranes filtrantes différentes, chacune avec des tailles de pores particulières. Dans les trois compartiments, trois analyses différentes utilisant le même dispositif peuvent être effectuées. Filtration de bioaffinité: Très intéressant est le domaine de la filtration de bioaffinité. De nombreux dispositifs microfluidiques sont «enrichis» en interne avec la présence de molécules particulières ou d'anticorps qui lient spécifiquement les protéines membranaires exprimées 35 surface cellulaire [52]. Ces molécules fournissent une reconnaissance de type cellulaire spécifique. Des filtres, tels que des membranes perforées, peuvent être recouverts de ces anticorps et peuvent ainsi augmenter la sélectivité de séparation en prenant avantage de la taille des cellules, de la déformabilité et de la bioaffinité.

La sélectivité que l'on peut atteindre par des méthodes de filtration par bioaffinité est beaucoup plus élevée que les autres techniques de séparation cellulaire; Cependant, un problème très commun est la séparation des cellules qui sont liées à la surface de la micropuce. Une solution récente à ce problème a été trouvée avec l'utilisation d'un polymère particulier, le *poly N-isopropylacrylamide*, qui possède des propriétés intéressantes liées à sa température critique: il est en effet capable d'absorber ou de libérer des protéines en fonction de la chaleur. Ce polymère a été utilisé et testé par Gurkan et al. [53] avec d'excellents résultats.

1.5 Eléments de base des systèmes microfluidique

1.5.1 Eléments de base des systèmes microfluidique

1.5.1.1 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 [54-55]. 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 [56-57].

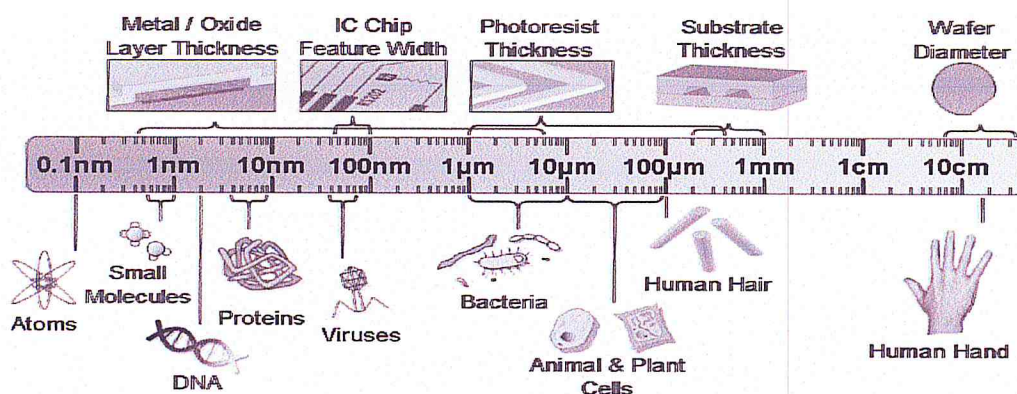


Figure 1.13 : Comparaison des échelles de longueur approximative pour plusieurs structures biologiques et de microfabrication [56].

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 1.18) une échelle comparative de plusieurs entités biologiques en contraste de structures couramment utilisées dans la technologie microfluidique et *MEMS* [56].

1.5.1.2 Définition microfluidiques

A la base la microfluidique représente une plate-forme miniaturisée et polyvalent 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 [58]. En utilisant la variété des moyen technologique disponibles [58-59], 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... [60]. Deux systèmes apparaissent régulièrement dans la littérature comme étant historiquement les premiers à être développés [58-61].

1.5.1.3 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 [62].

1.5.1.3.1 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 1.14). Il est souhaitable que cette liaison soit réalisée d'une manière simple, normalisée, sans fuites et similaire à la connexion de deux circuits électroniques [62].

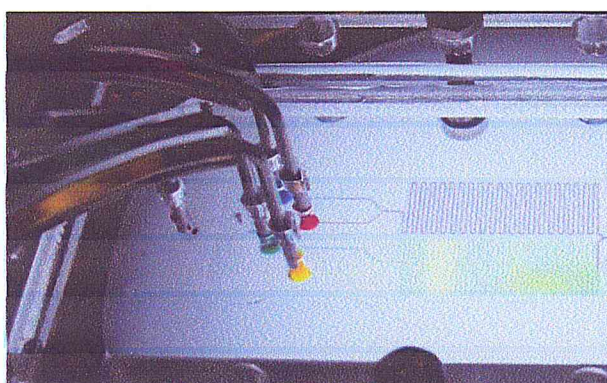


Figure 1.14 : Un système d'interconnexion microfluidique avec le monde extérieur [63].

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 (1.15.a), des connexions à base de polymère souple de type "tygon" figure (1.15.b), des connexions aussi à base de polymère cette fois-ci rigide en téflon-PTFE figure (1.15.c) et finalement des connexions à montage-démontage rapide de type "nanoport" figure (1.15.d).

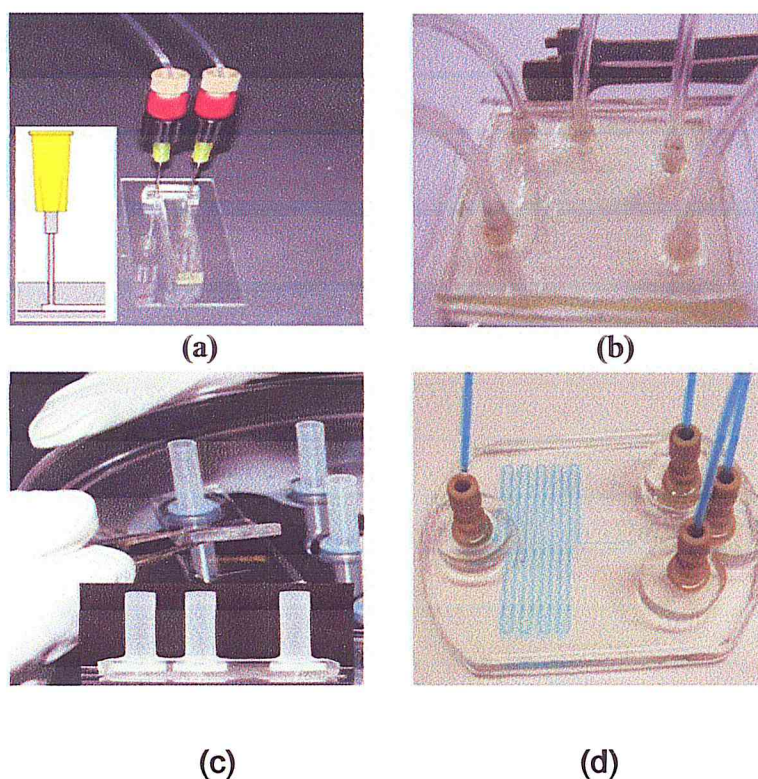


Figure 1.15 : Différents types de connexions microfluidique : (a) Connexions à aiguilles, (b) connexions à base de polymère souple de type "tygon", (c) connexions à base de polymère rigide en téflon-*PTFE*, (d) connexions à montage/démontage rapide de type "nanoport" [64-65].

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 [62].

1.5.1.3.2 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 (1.16). 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* [66]. 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 [67].

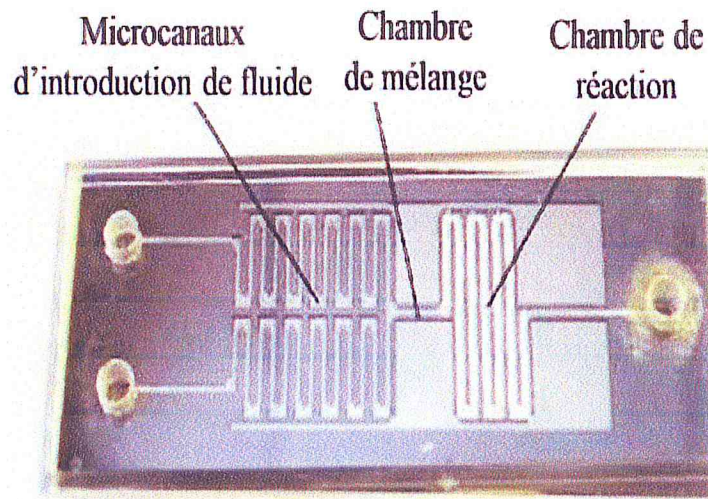
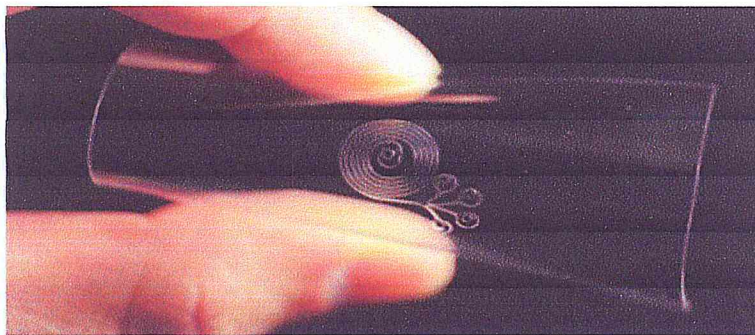
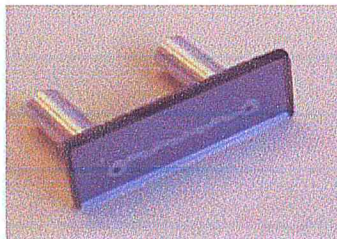


Figure 1.16 : Un microréacteur chimique à base de microcanal [66].

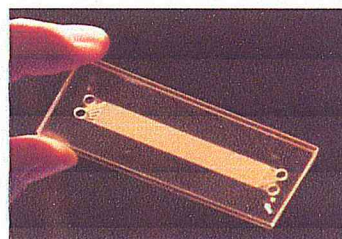
De manière générale, un microcanal a des dimensions latérales moindres que le millimètre et supérieure au micron. Au-dessus de 1 millimètre, l'écoulement présente un comportement du même type que les écoulements classique. De nos jours, les microcanaux présentent des dimensions caractéristiques qui varient de l'échelle submicronique à plusieurs centaines de microns [67].



(a)



(b)



(c)

Figure 1.17 : Les Microcanaux fabriqués en différents matériaux : (a) Microcanaux en PDMS, (b) microcanaux en silicium, (c) microcanaux en verre [65-68].

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 (1.17). 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 [67].

1.5.1.3.3 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 [69].

Les microvalves passives sont commandées par la différence de pression laissant s'écouler le fluide dans un seul sens (clapet anti-retour) [70-71]. Pour son fonctionnement, ce type de microvalve ne nécessite pas d'énergie extérieure [69]. Contrairement aux microvalves actives qui peuvent être commandées par des actionneurs de type : piézoélectrique [72], 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 élevé les rendant moins attractifs pour plusieurs applications commerciales.

1.5.1.3.4 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 [69].

Cependant, le principe de la plupart des micropompes est basé sur le fonctionnement d'une pompe mécanique volumétrique (figure. 1.18). 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 [69].

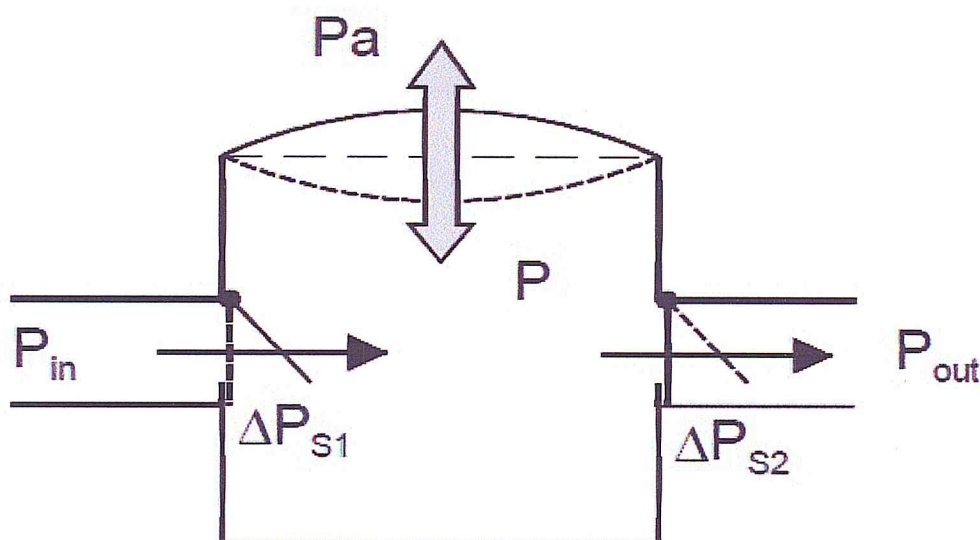


Figure 1.18 : Le principe de fonctionnement d'une pompe volumétrique [69].

Les différences entre toutes ces micropompes se situent essentiellement au niveau du type d'actionnement. Nous pouvons ainsi trouver des actionneurs piézoélectriques [72-77], électrostatiques [71], pneumatiques [78] et thermo pneumatiques [74-79].

1.5.2. Procédé de microfabrication des systèmes microfluidiques

1.5.2.1 Méthode de microfabrication des dispositifs microfluidique

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

La réalisation du moule par photolithographie et celle de la matrice contenant les canaux par la technologie *PDMS*. Les différentes étapes de microfabrication sont présentées en (figure 1.19) et détaillées par la suite.

La photolithographie douce permet de transférer les motifs d'un masque dans une résine déposée sur un substrat de silicium. La hauteur des canaux est déterminée

par la viscosité de la résine utilisée ainsi que la vitesse de rotation lors de l'étalage de la résine par *spincoating*.

Les temps de cuisson et d'exposition dépendent de l'épaisseur de la couche de résine. Nous utilisons des résines *SU8* (résine photosensible positive, société Microchem). Le substrat de silicium est préalablement déshydraté à 200 °C pendant 30 minutes (figure 1.19 (a)) [80].

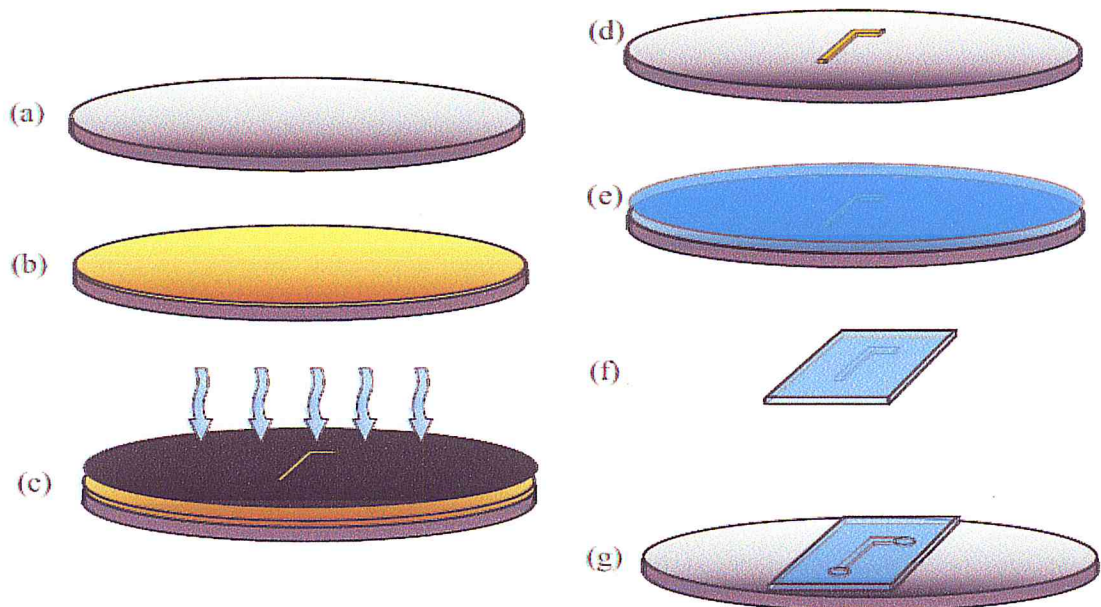


Figure 1.19 : Représentation schématique des différentes étapes de la photolithographie et démoulage de puces en *PDMS* : (a) déshydratation du substrat de silicium, (b) spincoating de la résine, (c) exposition UV, (d) révélation, (e) moulage du *PDMS*, (f) découpage, (g) collage [80].

La résine est ensuite déposée sur ce substrat par spincoating (figure 1.24 (b)). Afin d'évaporer le solvant de la résine, une cuisson à 95 °C est effectuée. La résine est alors exposée à un rayonnement UV parfaitement rectiligne à travers un masque sur lequel est reproduite en négatif la géométrie des canaux (figure 1.19 (c)). Le substrat est alors recuit à 95 °C pour durcir la résine réticulée. Enfin, la résine non réticulée est dissoute via un bain révélateur de *PGMEA* (Propylène Glycol Méthyle Ether Acétate) (figure 1.19 (d)).

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

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

Un mélange de silicone et de durcisseur, en général en proportions respectives 10/1, est déposé sur le moule en silicium. Il est ensuite réticulé dans une étuve à 65 °C pendant 45 minutes (figure 1.19(e)), puis découpé et démoulé (figure 1.19 (f)). La plaque de *PDMS* microstructurée est alors percée avec un emporte-pièce aux extrémités des canaux afin de permettre l'insertion future des connectiques pour l'entrée et la sortie des fluides.

Les canaux ainsi obtenus sont fermés par une plaque de verre ou de silicium (figure 1.19 (g)). L'assemblage se fait par simple mise en contact après oxydation de surface dans une chambre plasma ou un ozoneur. Cette opération est réalisée au plasma ozone, pendant 20 minutes pour le verre ou le silicium et 1 minute pour le *PDMS*. Une fois collé, le dispositif est placé plusieurs heures à 65 °C en étuve (figure 1.20) [80].

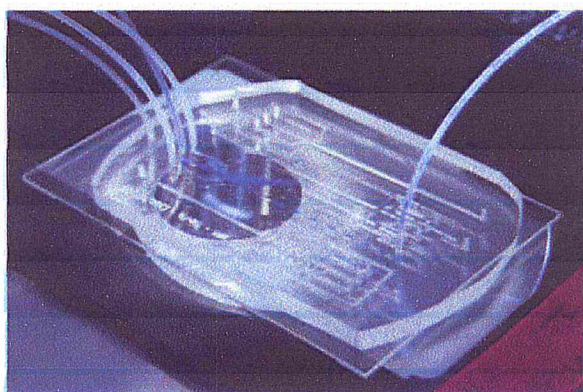
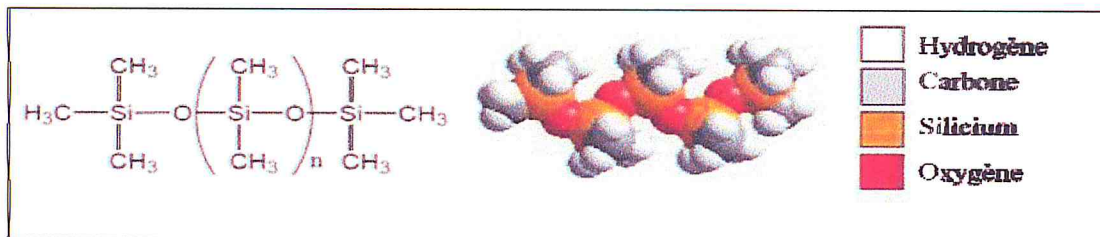


Figure 1.20 : Photographie d'une puce microfluidique composée d'un substrat de verre et de *PDMS* [80].

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

1.5.2.2 PolyDiméthylsiloxane (PDMS)

Le *PolyDiméthylsiloxane (PDMS)* est un polymère organique siliconé de la famille des organosiloxanes dont la structure générale est représentée sur la (figure 1.21) Il est composé de liaisons Si-C et Si-O. Le *PDMS* est viscoélastique. On peut le trouver sous forme de liquide visqueux et quand le nombre de motifs $[\text{SiO}(\text{CH}_3)_2]$ est élevé on le trouve sous la forme d'un solide élastique.



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

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

CHAPITRE 2: MICROFLUIDIQUE ET PIEZOELECTRICITE

2.1 Introduction

La microfluidique peut être définie comme la science et la technologie des systèmes manipulant des fluides dont l'une des dimensions caractéristiques est de l'ordre du micromètre [82]. A cette échelle, le comportement des fluides et les propriétés associées sont particulières : les écoulements sont généralement laminaires, le mélange est principalement lié à la diffusion moléculaire et l'importance de la surface par rapport au volume favorise les échanges de chaleur [83]. 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, on a parlé sur les physique des écoulements microfluidiques et l'écoulement des particules. En suite on a parlé sur la génération de la piézoélectricité.

2.2 Définition microfluidique.

La microfluidique est une science encore très jeune, et peut être définie de différentes manières. Selon P. Tabeling [84], "on peut définir la microfluidique comme [une discipline] portant sur les écoulements de fluides simples ou complexes, mono ou multiphasiques, dans des microsystèmes artificiels, c'est-à-dire fabriqués à l'aide des nouvelles technologies 1". Georges M. Whitesides, dans son article [85], définit la microfluidique comme "la science et la technologie des systèmes qui manipulent des petites quantités de fluides (10^{-9} à 10^{-18} litres) dans des canaux ayant des dimensions de plusieurs dizaines de microns". Cette définition fait bien apparaître la dualité de la microfluidique qui, en tant que science, englobe la physique des fluides et l'étude des phénomènes à l'échelle micrométrique et qui, en tant que technologie, contient également une dimension applicative. Tabeling donne quant à lui une définition d'ingénieur qui, comme il le souligne lui-même, exclut l'ensemble des systèmes microfluidiques naturels, tels que les capillaires sanguins ou le transport de sève dans les plantes. On peut définir plus largement la microfluidique comme la science et la technologie des systèmes manipulant des fluides et dont au moins l'une des dimensions caractéristiques est de l'ordre du micromètre. C'est une science interdisciplinaire ou l'ingénierie, la physique, la chimie et les biotechnologies

cohabitent pour fournir de nombreuses applications dans les domaines de l'analyse biologique et chimique.

Les premières études expérimentales datent d'il y a plus de 150 ans. Le médecin *Jean-Louis Marie Poiseuille*, s'intéressant à la circulation sanguine, réussit l'exploit de mesurer des débits de fluides visqueux dans des capillaires en verre d'environ 10 μm de diamètre [Poiseuille, 1846]. Il est ainsi considéré comme le pionnier de la microfluidique [86].

Grâce à la microfluidique, on peut envisager des systèmes d'analyse complets (L.O.C) qui, à partir d'une simple goutte d'échantillon, véhiculeront les liquides vers des capteurs pour en extraire des informations sur leur contenu (Figure 2.1).

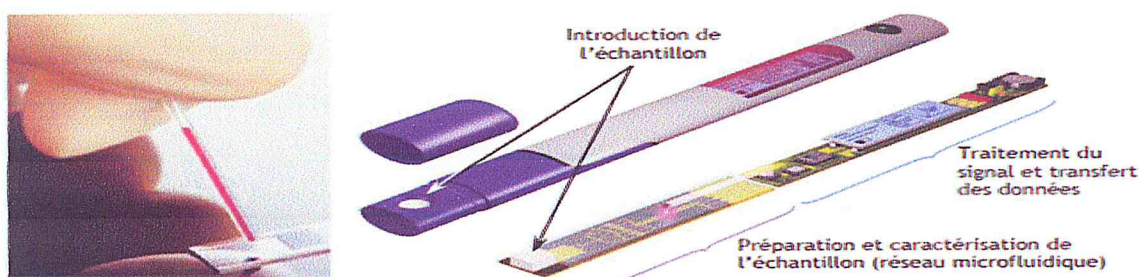


Figure 2.1: Laboratoire sur puce « lab. on chip », Image Advanced Matériels [87].

On aborde la microfluidique, en posant les principes physiques des écoulements à bas nombre de Reynolds. Elle présente ensuite les outils technologiques utilisés pour la réalisation de canaux de dimensions micrométriques [88].

2.3 Origines de la microfluidique

En 1978 Le premier microdispositif était un microdispositif de refroidissement pour la mesure des températures pouvant arriver jusqu'à 80 K (-193°C). Ceci en utilisant une micro-détente de *Joule-Thomson* profitant de l'augmentation des échanges thermiques du fait de la miniaturisation [89].

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, mais il a fallu attendre près de 20 ans pour le 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. Les microcanaux ont permis à des physiciens d'étudier des phénomènes fondamentaux, puis les chimistes et les biologistes commencèrent à utiliser la microfluidique à partir des années 90. Parmi ces recherches dans ce nouveau domaine de la microfluidique, deux axes principaux sont apparus [90].

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 [90-91].

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 [90-91].

2.4 Physique des écoulements microfluidiques

En réduisant les dimensions des systèmes, la miniaturisation introduit un comportement physique différent dans le domaine de la fluidique. Elle n'introduit pas des interactions physiques nouvelles mais change l'équilibre entre les forces mises en jeu dans le système : par exemple, à l'échelle micrométrique les forces de gravité deviennent négligeables devant les forces capillaires ou visqueuses s'exerçant sur un fluide.

L'équation de Navier-Stokes définit le comportement d'un écoulement d'un fluide Newtonien (sa viscosité ne varie pas avec la contrainte appliquée) incompressible [92] :

$$\rho \left(\frac{dv}{dt} + v \nabla v \right) = -\nabla p + \eta \Delta v + \rho g \quad (2.1)$$

où v est la vitesse du fluide en ms^{-1} , η sa viscosité en Pa.s , ρ sa masse volumique en kg/m^3 et g l'accélération de la gravité. Les termes à droite de

l'équation correspondent aux forces hydrauliques, de viscosité et de gravité. Un autre terme (ρE) peut s'ajouter lorsqu'un champ électrique E est appliqué dans le cas d'un écoulement électrophorétique [93].

Les termes de convection à gauche de l'équation sont non linéaires, ce qui va jouer sur la nature des écoulements suivant l'importance de ce terme. Une manière permettant d'évaluer la contribution des différentes forces consiste à examiner le rôle des longueurs caractéristiques dans plusieurs nombres sans dimension [94].

Le nombre de Reynolds (R_e) compare les forces d'inertie avec les forces visqueuses selon la relation :

$$R_e = \rho \cdot l \cdot \bar{v} / \eta \quad (2.2)$$

Où v et l sont respectivement la vitesse moyenne du fluide et une longueur typique d'échelle comme la hauteur du canal fluide par exemple. Pour des valeurs élevées de R_e , les forces d'inertie sont importantes et induisent des instabilités menant l'écoulement à la turbulence.

On peut observer expérimentalement ceci à partir des valeurs de quelques milliers de R_e mais certains motifs peuvent apparaître bien avant, par exemple pour $R_e = 10$ en présence d'obstacles [93]. En microfluidique, la réduction d'échelle implique une réduction du nombre de R_e et une faible valeur de R_e correspond à un écoulement non turbulent, dit laminaire.

Comme l'écoulement en microfluidique est généralement laminaire, le terme convectif peut être négligé. De plus, à cette petite échelle, le terme exprimant les forces de gravité est aussi négligeable devant les forces importantes de viscosité. L'équation (2.1) devient alors, pour l'écoulement en microsystème :

$$\nabla p = \eta \Delta v \quad (2.3)$$

Cette équation est connue sous le nom d'équation de Stokes. Dans ce cas, les lignes d'écoulement sont régulières (figure 2.2), ce qui conduit à des écoulements reproductibles sans fluctuations [95].

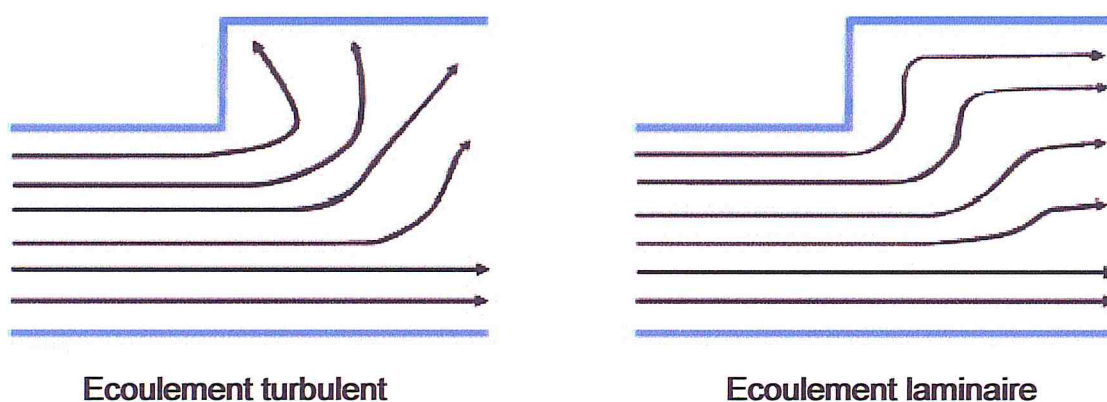


Figure 2.2 : Ecoulements turbulent et laminaire [96]

Lorsque l'écoulement laminaire d'un fluide incompressible se fait entre deux plaques parallèles sous l'effet d'un gradient de pression uniforme, il est dit « écoulement de Poiseuille ». La résolution de l'équation de Stokes dans ce cas montre que la vitesse d'écoulement a un profil parabolique comme le montre la (Figure 2.3).



Figure 2.3 : Profil parabolique de la vitesse lors d'un écoulement de Poiseuille [96].

2.5 Ecoulement diphasique en microfluidique

Le nombre croissant de procédés industriels souligne l'importance des écoulements diphasiques, en particulier ceux impliquant deux phases où une phase liquide ou gazeuse est dispersée à diverses échelles dans une phase liquide continue. En microfluidique l'utilisation d'écoulements diphasiques permet de dépasser certaines limitations telles que le faible mélange ou la dispersion des composés tout en conservant ses atouts. Parmi les différentes applications de cet écoulement, la fabrication d'objets microscopiques (émulsions ou microparticules par exemple), la synthèse en chimie et l'analyse biologique ou chimique sont les axes

principaux. Lorsque deux fluides immiscibles sont introduits dans un microcanal, trois types d'écoulement stable peuvent être observés :

1) Un écoulement stratifié où les deux fluides s'écoulent parallèlement l'un à l'autre dans le canal [97], comme dans le cas de deux fluides miscibles (Figure 2.4)

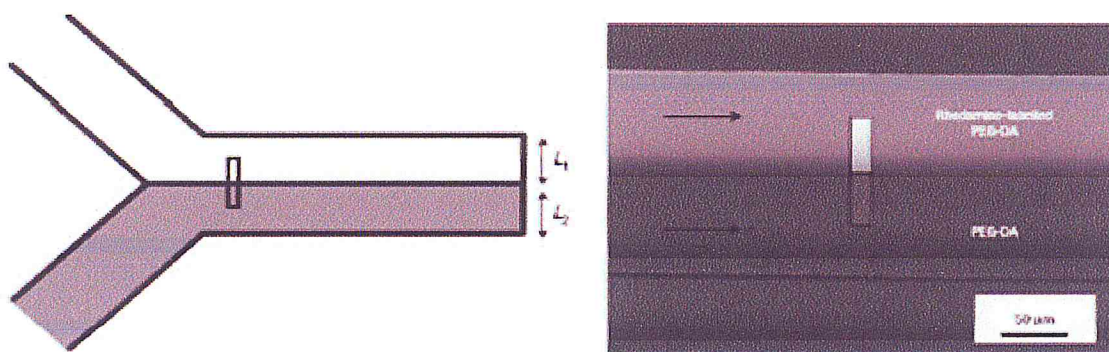


Figure 2.4 : Ecoulement stratifié de deux solutions colorées [98].

2) Un écoulement à gouttelettes ou à bulles où un fluide (phase dispersée) forme des gouttelettes ou des bulles à l'intérieur d'un deuxième fluide immiscible (phase continue). Les gouttelettes ou les bulles microfluidiques formées peuvent présenter deux formes, une forme sphérique si leur taille est inférieure à la dimension du microcanal ou une forme allongée (bouchon ou « plug » en anglais), si leur longueur est supérieure à la dimension du microcanal [97].

3) Un écoulement annulaire où un des deux fluides s'écoule à proximité des parois et un filet continu du deuxième fluide se crée au milieu du canal. C'est une forme dérivée de l'écoulement stratifié lorsque la vitesse superficielle totale est augmentée [99]. *Zhao et al.* [100] ont montré ces formes pour un écoulement diphasique kérosène/eau (Figure 2.4). Lorsque ces deux fluides se croisent, des gouttelettes de kérosène dans l'eau sont formées. Ils ont également montré que la taille des gouttelettes diminue lorsque le débit d'eau augmente. D'autre part, un écoulement stratifié s'établit (Figure 2.4.d) quand le débit de kérosène augmente. Par contre, quand le débit total (débit eau et débit kérosène) est élevé, on observe un écoulement annulaire.

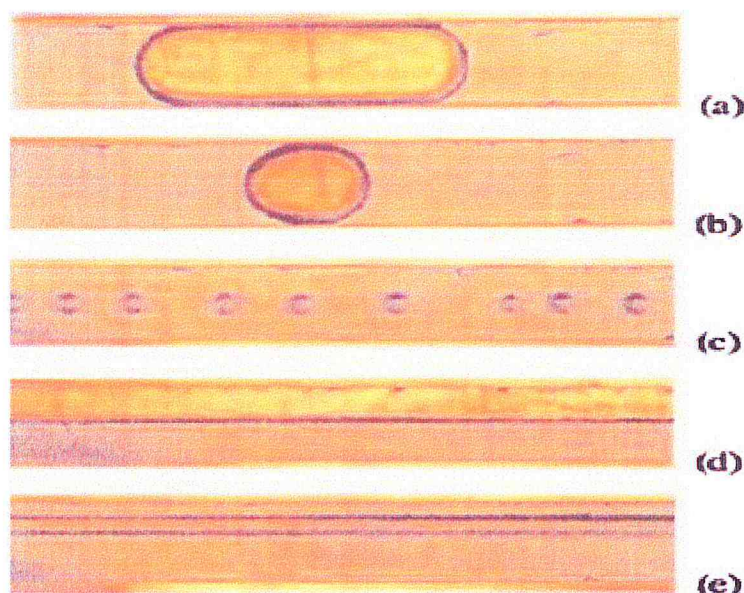


Figure 2.5 : Différents types d'écoulement diphasique en microfluidique. Dans cet exemple les fluides non miscibles sont le kérosène et l'eau distillée. (a), (b), (c) écoulement à gouttelettes ; (d) écoulement stratifié, (e) écoulement annulaire [101].

Guillot et Colin [102] ont déterminé les conditions permettant de maintenir un écoulement stratifié de l'eau dans l'huile dans des microcanaux de section carrée. De leur côté, *Dessimoz et al.* [97] ont pu déterminer les conditions pour obtenir un écoulement stratifié et un écoulement à gouttelettes pour un système eau-toluène. Les différentes formes d'écoulement dépendent du nombre de Reynolds et du nombre capillaire qui sera défini dans le paragraphe suivant. Concernant l'écoulement annulaire, *Guillot et al* [99] ont étudié la stabilité d'un jet d'une solution aqueuse et visqueuse dans des capillaires cylindriques contenant de l'huile. Ils ont également déterminé les paramètres jouant sur la transition entre un jet et un régime de gouttelettes en recherchant la nature des instabilités provoquant cette transition. L'écoulement stratifié présente quelques intérêts. Par exemple, *Surmeian et al.* [102] ont utilisé un écoulement stratifié (eau/solvant organique/eau) comme une membrane biologique permettant le transport de solutés. Ils ont envisagé d'appliquer ceci au transport de médicaments à travers cette membrane. *Guillot et al.* [103] ont montré la possibilité de calculer la viscosité d'un fluide à partir d'un écoulement stratifié en mesurant le déplacement de l'interface entre les deux fluides quand la viscosité de l'autre fluide est connue. Leur technique a l'avantage d'utiliser de très

faibles quantités de fluides. La gamme de mesure de la viscosité par cette technique est de l'ordre de 10^{-3} à 70 Pa.s.

2.6 Ecoulement des particules

Deux types d'écoulement de particules sont étudiés : les écoulements turbulents et les écoulements de suspensions denses.

2.6.1 Ecoulement turbulents des particules

Les recherches concernent le développement d'outils prédictifs de la dynamique d'une population de particules sphériques ou non (régime dilué, particules inertes), en écoulement turbulent. Les interactions particules/particules, particules/paroi et particules/turbulence ont été modélisées par voie numérique, pour des diamètres allant du nanomètre à plusieurs micromètres. Dans le cas des interactions particules/turbulence, une analyse menée à partir de données de simulation numérique directe a mis en lumière les performances de deux modèles de type Langevin, souvent utilisés de façon juxtaposée depuis les années 90. En ce qui concerne la prédiction des interactions entre particules (collisions et agrégation) ou entre nanoparticules, deux approches de modélisations ont été développées : une approche euléro/eulérienne en partenariat avec l'*INRS*

(équipe projet Modélisation et Prévention de la Pollution) basée sur une équation de bilan de population et une approche euléro-lagrangienne dans le cadre d'un suivi lagrangien de particules. De même, une étude a été entreprise, concernant les interactions particules/surface (déposition) pour les nanoparticules (en partenariat avec le laboratoire de l'*ESTACA*) ou des colloïdes (avec *EDF*). Des travaux menés sur des particules non sphériques (interactions particules/fluide) ont été initiés à travers le projet *ANR PLAYER* (2012-2016). Une contribution nouvelle a été apportée à la formulation des coefficients de traînée, de portance et de couple de tangage pour des ellipsoïdes dans une large gamme de rapports d'aspect, de nombres de Reynolds particuliers ainsi que d'angles d'incidence. Grâce à ces corrélations et à partir de l'outil de simulation numérique directe développé, ce travail a aussi contribué à une meilleure description des interactions des particules avec la turbulence en dehors du régime de Stokes. L'étude du transfert thermique autour d'une particule de forme ellipsoïdale allongée a été initiée et des corrélations pour

décrire le nombre de Nusselt en fonction de l'orientation de la particule, du nombre de Reynolds et du nombre de Prandtl ont été établies. Afin de transférer le savoir-faire acquis, le transport et la déposition de sédiments dans les canaux naturels ont été abordés par une modélisation macroscopique afin d'optimiser leur dragage, en partenariat avec VNF (Voies Navigables de France).

2.6.2 Ecoulements de suspensions denses

Les avancées réalisées dans la compréhension des phénomènes mettant en jeu des suspensions granulaires ont permis de répondre à de nombreuses questions intervenant dans des disciplines allant du génie des procédés à la stabilité des sols. Il a été montré qu'une maîtrise des vibrations appliquées à des suspensions granulaires permettait de contrôler et d'optimiser leur porosité et leurs propriétés d'écoulement. Des outils expérimentaux originaux couplant des mesures rhéologiques à des mesures réalisées par *IRM* et à l'aide d'outils de diffusion de la lumière afin d'évaluer la distribution de la fraction volumique et les temps de relaxation associés ont été mis au point, et une large gamme de paramètres (taille et nature des grains, viscosité du fluide, amplitude et fréquence des vibrations) a ainsi été explorée. La diversité des expériences menées a permis pour la première fois de donner une caractérisation multiéchelle des suspensions granulaires vibrées, en allant de leurs propriétés macroscopiques à leurs propriétés microscopiques. Sous écoulement, il a été mis en évidence que l'application de vibrations contrôlées permet de faire disparaître la contrainte seuil du système en favorisant une nouvelle réorganisation des particules. La rhéologie est alors contrôlée par un nombre de Péclet de lubrification qui rend compte de la compétition entre la contrainte de lubrification et la contrainte frictionnelle inter-particulaire. En complément, un modèle structural phénoménologique très complet de transition à deux états a été développé, qui permet de décrire et de prédire une multitude de comportements rhéologiques. Par ailleurs en absence d'écoulement, la dynamique de compaction a été étudiée en mettant en évidence que celle-ci est contrôlée par le nombre de Péclet de lubrification et qu'elle diffère de celle des milieux granulaires secs. Dans cette situation, on observe un premier régime de compaction inhomogène rapide dont le front de compaction traverse l'empilement suivi par un second régime diffusif où le système présente un vieillissement homogène par migration de lacunes.

Un second aspect est relatif aux suspensions de particules biologiques (bactéries et virus), concernant le transfert de masse pariétal de ces particules par diffusion convective sous conditions hydrodynamiques contrôlées. Ce transfert pariétal est caractéristique des bactéries qui forment des biofilms dont les forces d'adhésions à la paroi sont assurées par un réseau enchevêtré d'exopolymères qu'elles secrètent. Par une approche viscoélastique et par des mesures réalisées par *AFM*, il a été possible de quantifier les longueurs de corrélation dans les réseaux d'exopolymères et d'en déduire le nombre de points de contact entre les chaînes qui composent ces réseaux (lié à la cohésion du biofilm et son adhérence à la paroi). Les variations de la cohésion des biofilms suite à un stress hydrodynamique ou chimique par chloration ont également été évaluées par cette même approche. Dans le même cadre d'investigations sous des conditions hydrodynamiques contrôlées, il a été possible également d'évaluer le coefficient de transfert de masse de particules virales (échelles nanométriques) en fonction de leur charge et hydrophobicité. Ce coefficient, établi pour trois types de virus bactériophages, est crucial pour évaluer la distribution des temps de séjour de particules virales convectées dans un écoulement en conduite. Ces travaux ont été réalisés en collaboration avec le *LCPME*, le Syndicat des eaux de l'île de France, Anjou Recherche (Veolia Environnement) et plus récemment avec *EDF* sur la problématique de transfert d'amibes (particules non browniennes et ayant la faculté de modifier leurs formes) [104].

2.7. Piézoélectricité

2.7.1. Introduction

Les matériaux piézoélectriques, qui réalisent une conversion électromécanique directe, ils sont utilisés depuis de nombreuses années dans des applications de puissance telles que la génération ultrasonore ou l'actionnement.

Le champ d'utilisation de ces matériaux ne cesse de croître en électronique de puissance notamment avec le transformateur piézoélectrique et les microsources d'énergie.

Le transformateur piézoélectrique a trouvé un débouché commercial dans les alimentations de lampe à cathodes froides pour le rétro-éclairage des écrans à cristaux liquides grâce à ses performances en élévateur de tension [105].

2.7.2 .Définition

Les matériaux piézoélectriques sont des matériaux dans lesquels le centre de gravité des charges positives et négatives ne coïncide plus lorsqu'on soumet le matériau à une contrainte qui agit dans une certaine direction cristallographique. Il s'ensuit une déformation élastique qui induit des charges positives et négatives sur les faces opposées du cristal [106].

La piézoélectricité est l'aptitude de certains matériaux cristallins à produire une charge électrique proportionnelle à la contrainte mécanique qui les déforme. C'est l'effet piézoélectrique direct, ce phénomène est réversible : l'application d'un champ électrique externe provoque une déformation mécanique (effet piézoélectrique inverse) [107]. Ces effets piézoélectriques ne peuvent être observés que sur des corps isolants.

Par exemple si une plaque piézoélectrique (figure 2.6) polarisée dans la direction indiquée par P, porte des électrodes au-dessus de ses deux faces plates, alors un effort de compression fait entrer un courant transitoire dans le circuit externe et un effort de tension produit le courant dans le sens opposé (figure 2.6(a)).

Réciproquement, l'application d'un champ électrique produit une contrainte dans le cristal, dite une contrainte négative, l'inversion du champ cause une contrainte positive (figure 2.6(b)). Les changements de la polarisation qui accompagnent l'effet piézoélectrique direct se manifestent par l'apparition des charges sur la surface en cristal [108].

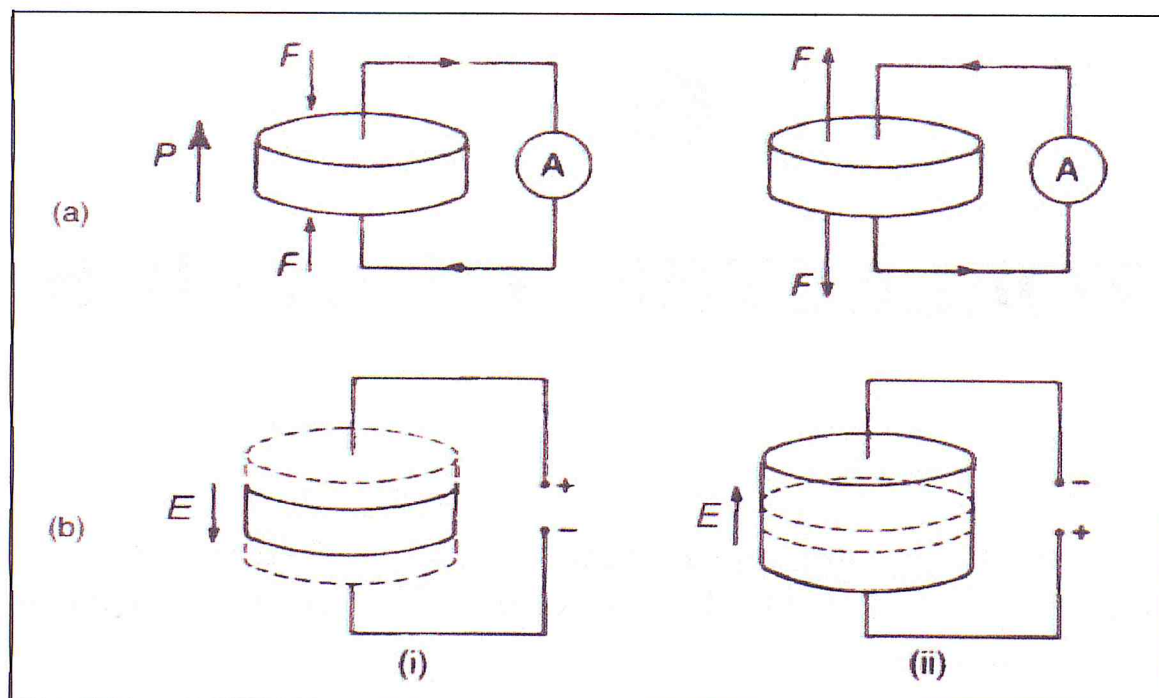


Figure 2.6 : (a) l'effet piézoélectrique direct, (b) l'effet piézoélectrique indirect : (i) contraction ; (ii) expansion, les lignes discontinues indiquent les dimensions originales [108].

2.7.3 Découverte et histoire de la piézoélectricité

La première démonstration expérimentale de la piézoélectricité directe a été faite en 1880 par les frères Pierre et Jacques Curie. Ces derniers ont mis expérimentalement en évidence ce phénomène en soumettant différents cristaux de structures cristallines particulières (tourmaline, quartz, topaze, sucre de canne, sel de Rochelle...) à une sollicitation mécanique. Ils avaient alors observé l'apparition de charges positives et négatives sur certaines faces des cristaux. Ce comportement avait été entrevu par Haüy au milieu du XIX^{ème} siècle. Dans les cercles scientifiques de l'époque, cette découverte n'est pas passée inaperçue et en 1881, Hankel propose de nommer le phénomène : « piézoélectricité », du grec « *Piézein* » (appuyer), permettant ainsi de le distinguer d'autres effets tels que la pyroélectricité ou la triboélectricité.

En 1881, Lippman commence à élaborer la théorie de la piézoélectricité à l'aide des principes thermodynamiques fondamentaux. Il prédit la piézoélectricité inverse, c'est-à-dire la déformation de certains cristaux sous l'action d'un champ électrique. Les frères Curie s'empressent de démontrer expérimentalement le phénomène et

donnent quantités de preuves de la complète réversibilité du couplage électromécanique de la déformation des cristaux piézoélectriques.

Entre 1882 et 1917, la piézoélectricité devient un domaine de recherche dynamique. Dès 1884, les bases sont établies par l'identification des cristaux piézoélectriques, par leur structure cristalline asymétrique et par l'établissement du cadre thermodynamique permettant de quantifier les relations complexes entre les variables mécaniques, thermiques et électriques.

De 1884 à 1910, de nombreuses études ont été menées pour définir complètement les 20 classes cristallines dans lesquelles l'effet piézoélectrique apparaît, ainsi que leurs coefficients piézoélectriques macroscopiques, déterminés grâce au progrès de la physique du solide et au développement du calcul tensoriel.

En 1910, Voigt publie « *Lerbuch der Kristallphysik* », qui devient vite la référence sur la piézoélectricité. C'est alors encore une science de laboratoire. Les premières applications ont été développées pendant la Première Guerre mondiale.

En 1917, Pierre Langevin met au point le sonar, en utilisant un transducteur constitué par une mosaïque de cristaux de quartz, collés entre deux plaques d'acier. Dans les années 1940, la découverte de cristaux ferroélectriques tels que le BaTiO_3 , permet un accroissement du couplage électromécanique et le développement de diverses applications, en particulier dans les domaines militaire (sonar puissant) et de l'acoustique (microphone, hautparleurs...).

Entre 1950 et 1960, l'émergence de nouvelles céramiques à base d'oxyde de plomb (*PZT*) génère un renouveau d'intérêt pour la piézoélectricité. L'avantage de ces matériaux réside dans leurs excellentes propriétés piézoélectriques qui leur permettent d'être efficaces et linéaires dans leur gamme de fonctionnement. Ces céramiques sont alors utilisées pour effectuer des micros déplacements et commencent à être intégrées sous forme de films minces.

Entre 1965 et 1980, la majeure partie de la recherche et de l'ingénierie sur la piézoélectricité a été conduite au Japon. On y développe de nouveaux matériaux et de nombreuses applications (télécommande à ultrasons, dispositif de filtrage de signal...).

De 1980 à nos jours, le succès commercial du Japon a poussé les industries à s'intéresser à la piézoélectricité et à ses applications ainsi le domaine connaît un intérêt croissant. Cet intérêt a été ravivé par le développement des polymères

piézoélectriques et des nanostructures piézoélectriques, qui ouvrent la voie à de nombreuses applications en robotique, défense, santé, capteurs...et à l'alimentation énergétique pour l'électronique nomade [109].

2.7.4. Applications de la piézoélectricité

Depuis sa découverte, l'effet piézoélectrique est largement utilisé pour la possibilité d'exploiter l'effet direct ou inverse ou les deux alternativement (ou simultanément). On lui reconnaît son efficacité, sa fiabilité, sa commodité de mise en œuvre, et son coût relativement modeste. La première application utilisant ce phénomène fut la balance à quartz. La masse posée sur la surface du quartz modifie la fréquence de résonance de façon proportionnelle à son poids. Mais c'est lors de la première guerre mondiale que le premier composant électronique intégrant un cristal de quartz voit le jour. Paul Langevin et ses collaborateurs construisent en 1917 le premier générateur ultrasonore à quartz pour les mesures et la détection sous-marine appelé Sonar pour *Sound Navigation And Ranging*. Le premier oscillateur électronique stabilisé par un cristal de quartz sera réalisé par Walter G. Cady en 1920 [110].

La première exploitation commerciale des matériaux piézoélectriques est japonaise après la présentation en 1951 d'un appareil de détection de bancs de poissons. Depuis, les industriels se sont lancés dans l'aventure. Actuellement, la piézoélectricité est présente partout, dans l'usage courant : allume-gaz, briquet, tourne-disque, imprimante à bulles d'encre, etc, comme dans les hautes technologies pour contrôler, analyser et caractériser la matière, en échographie industrielle, en imagerie médicale et dans la radiocommunication. Elle est aussi utilisée dans un but esthétique pour le nettoyage d'édifices ou le détartrage dentaire.

2.7.5. Théorie de la piézoélectricité

2.7.5.1. Les matériaux piézoélectriques

Les matériaux piézoélectriques présentent un intérêt particulier en raison de la forte densité d'énergie élastique qu'ils peuvent générer dans un volume réduit et de leur faible impédance électrique, ce qui permet de faire des actionneurs de basse

tension fortement miniaturisés et des capteurs de micro-déformations très sensibles. Les concepts ont été validés dans de nombreux domaines concernant l'optique, le contrôle de vibration et l'acoustique haute fréquence.

Les premiers cristaux piézoélectriques connus avaient surtout des propriétés intéressantes pour faire des oscillateurs, à savoir le quartz pour générer des signaux très stables en fréquences [111], la tourmaline et le sel de seignette ou de rochelle ($\text{NaKC}_2\text{O}_6, 4\text{H}_2\text{O}$).

Les matériaux utilisés et étudiés pour leurs propriétés piézoélectriques sont essentiellement :

- les cristaux naturellement piézoélectriques (qui appartiennent aux classes non Centrosymétrique) :

- Cristaux ioniques tels que : SiO_2 , AlPO_4 , AlN , TeO_2 , Ti_3VS_4 , $\text{Bi}_{12}\text{GeO}_{12}$, Ti_3TaSe_4 .
- Cristaux semi-conducteurs tels que CdS , CdSe , AsGa .

-les matériaux ferroélectriques rendus monodomaine par polarisation tels que :

Les cristaux LiTaO_3

, LiNbO_3 , LiIO_3 , LiGaO_2 et les plastiques polymères non polaires PVF_2 (polyvinylidène difluoride) etc...

- les céramiques PZT [$\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$] [112].

2.7.5.2. Classification des matériaux piézoélectriques

La piézoélectricité est liée à la structure cristalline du matériau. Si l'on applique une contrainte mécanique à un matériau piézoélectrique, les mailles cristallines se déforment. Il y a séparation du centre de gravité des charges positives noté Q^+ et des charges négatives noté Q^- au niveau de chaque maille du réseau cristallin, d'où la création d'un moment dipolaire. L'équilibre électrostatique initial est rompu et une polarisation macroscopique apparaît aux bornes du cristal. Il a été démontré que l'absence de centre de symétrie dans la maille élémentaire était nécessaire à l'apparition du phénomène (Figure 2.7).

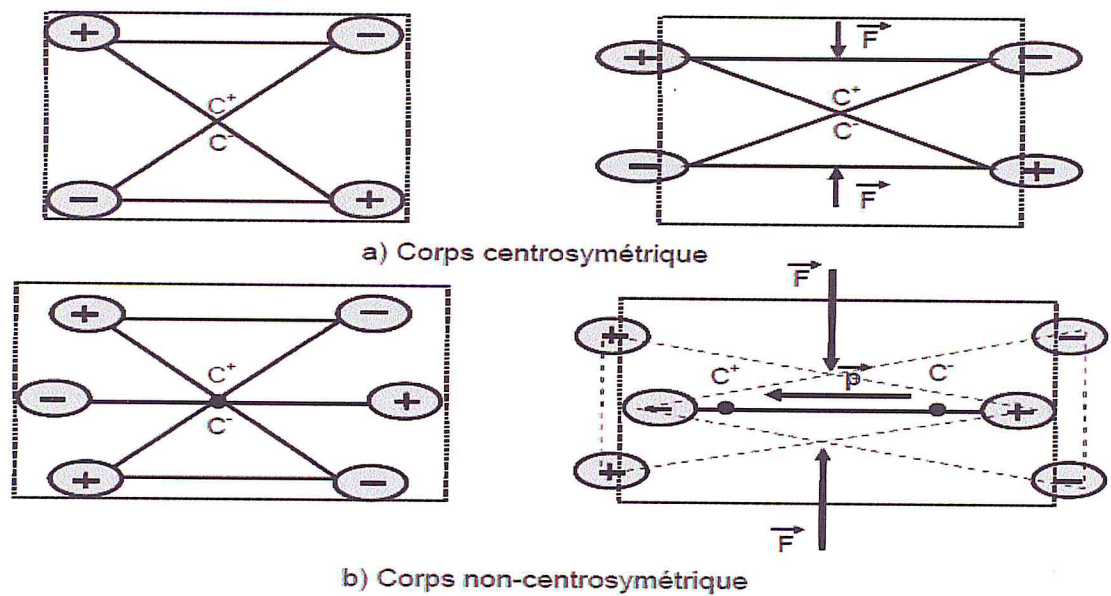


Figure 2.7 : Illustration 2D de l'apparition de la piézoélectricité avec : a) corps centrosymétrique et b) corps non-centrosymétrique

A trois dimensions, un cristal est formé d'un empilement ordonné d'un grand nombre d'atomes, de molécules ou d'ions. Il est défini par une forme géométrique, régulière et périodique, qui traduit ce qu'on appelle l'état cristallin. La présence de points, de plans ou d'axes de symétrie définit ce qu'on appelle une classe cristalline (exemple : la classe cristalline 432 possède trois axes de rotation de $2\pi/4$, $2\pi/3$ et $2\pi/2$). Cristallographiquement, on distingue 32 classes de symétrie cristalline (Figure 2.8). Sur ces 32 classes, 21 sont dépourvues de centre de symétrie, 20 classes parmi ces 21 présentent des cristaux à propriétés piézoélectriques.

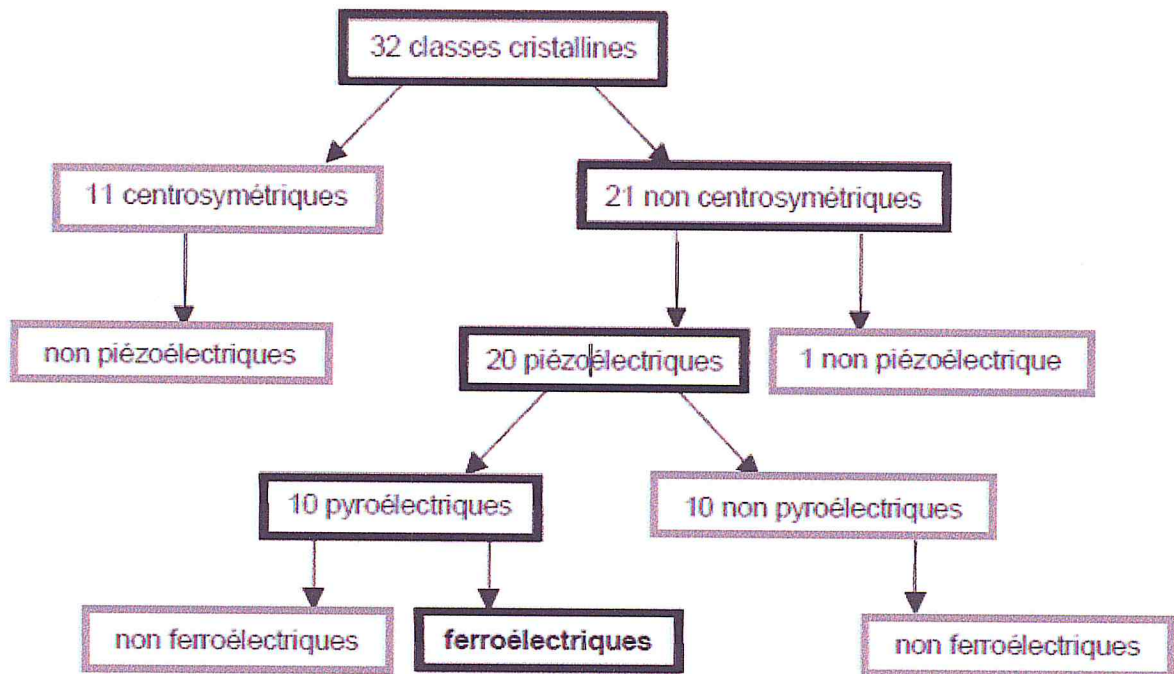


Figure 2.8 : Organigramme des classes cristallines

Pratiquement, on peut classer les matériaux piézoélectriques en deux catégories :

Les monocristaux qui sont naturellement piézoélectriques, tels que le quartz- α (SiO_2), toujours utilisé aujourd'hui dans les montres pour générer des impulsions d'horloge, la tourmaline (borosilicate naturel d'aluminium) et les cristaux à base de lithium ou de bismuth, découverts par Matthias en 1949, comme le sulfate de lithium (Li_2SO_4), le niobate de lithium (NbLiO_3), le tantalite de lithium (LiTaO_3), l'oxyde mixte de bismuth et de germanium ($\text{Bi}_{12}\text{GeO}_{20}$).

Les matériaux dits ferroélectriques qui comprennent :

- les matériaux amorphes, tels que les polymères polaires. Ils peuvent être naturels d'origine biologique (cellulose, collagène, etc.) ou artificiels comme le polyvinylidène difluoré (*PVDF*) découvert par Kawai en 1969 [112]. Ils sont semi-cristallins et présentent des avantages au niveau de la mise en forme mais demeurent limités au niveau de l'activité piézoélectrique et ce sont essentiellement le *PVDF* et ses dérivés qui sont les plus couramment utilisés.
- les céramiques piézoélectriques comme le titanate de plomb (PbTiO_3), le titanate de baryum (BaTiO_3) élaboré par Thurnauer en 1941 [113], le titanate-zirconate de plomb (*PZT*) élaboré depuis 1954 par Jaffe, etc. Gray a été le

premier à développer un transducteur piézo-céramique à base de titanate de baryum en 1946 [114].

Le tableau 2-1 illustre l'appartenance de quelques matériaux piézoélectriques à certaines des 32 classes cristallines [115].

Systèmes cristallins	Classes cristallines	Matériaux	Formules
Triclinique	1	Sulfate de cuivre pentahydraté	$\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$
Monoclinique	m	Sélénite de lithium et de tri-hydrogène	$\text{LiH}_3(\text{SeO}_3)_2$
Orthorhombique	222	Sel de rochelle	$\text{NaKC}_4\text{H}_4\text{O}_6 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$
	2mm	Niobate de baryum et de sodium	$\text{Ba}_2\text{NaNb}_5\text{O}_{15}$
Quadratique	4mm	Titanate de baryum	BaTiO_3
	4	Niobate de strontium et de potassium	$\text{KSr}_2\text{Nb}_5\text{O}_{15}$
Trigonal	32	Quartz- α	SiO_2
	3m	Tantalate de lithium	LiTaO_3
Hexagonal	6mm	PZT	PbZrTiO_3
	622	Quartz- β	SiO_2
Cubique	23	Oxyde de bismuth et de germanium	$\text{Bi}_{12}\text{GeO}_{20}$

Tableau 2.1 : Appartenance de quelques matériaux piézoélectriques aux différentes classes cristallines.

2.8 Polymère piézoélectrique

Bien que l'idée de polymères piézoélectriques ait été introduite il y a environ 40 ans [116], les polymères piézoélectriques ont seulement attiré l'attention au début de l'an 2000 de la part de la société de recherche en raison d'éventuelles applications biomédicales [117, 118]. Traditionnellement, solide comme piézoélectrique les céramiques ont été utilisées dans diverses applications telles que médicales, aérospatiales, l'électronique, et même l'industrie automobile. Cependant, comme le montre le tableau 1, le polymère piézoélectrique *PVDF* est léger, flexible, a une faible impédance acoustique et haute constante piézoélectrique, ce qui en fait un bon candidat pour les capteurs acoustiques ou biomédicaux.

La valeur d'impédance acoustique typique pour le *PVDF* est d'environ $2,7 \times 10^6 \text{ kg / m}^2 \cdot \text{s}$ [119] bien avec le corps ($1,6 \times 10^6 \text{ kg / m}^2 \cdot \text{s}$) ou l'eau ($1,4 \times 10^6 \text{ kg / m}^2 \cdot \text{s}$) [120]. Cependant, la cristallinité du polymère de *PVDF* sera un facteur majeur sur la constante piézoélectrique de des polymères. Les polymères piézoélectriques

typiques ont une région cristalline qui a un moment dipolaire. Ces moments dipolaires sont orientés au hasard sans aucun le processus de polarisation électrique [121, 122], et le moment dipolaire net est nul dans cette condition. Ce type de structure est appelé film de *PVDF* en phase α qui n'a pas de réponse piézoélectrique. Le film *PVDF* en phase α est couramment utilisé comme matériau isolant en raison de sa faible conductivité thermique, faible densité et haute résistance chimique et thermique [119]. Avec post des processus tels que l'étirement mécanique et la polarisation électrique sous un champ électrique élevé, les régions cristallines à l'intérieur du film *PVDF* en vrac s'alignent dans la direction du champ électrique [119]. La structure *PVDF* avec cette morphologie est appelée film en phase β . Il a été démontré qu'une partie plus élevée de la phase β du film de *PVDF* montre une constante piézoélectrique plus élevée en tant que capteur Matériel. Typiquement, environ 90 ~ 95% de la partie de la phase β montre une forte piézoélectrique réponse pour le polymère de *PVDF* [123, 124]. Copolymères de *PVDF* tels que *PVDF* tétrafluoroéthylène (*PVDF-TrFE*) montrent une cristallinité plus élevée en raison de sa structure chimique, résultant en une meilleure réponse piézoélectrique. Lors de l'application des processus de post-traitement au *PVDF* le film *PVDF* en phase β conserve sa morphologie sauf s'il y a des changements température au film.

La température de fonctionnement maximale pour le film de *PVDF* en phase β est de 80 ° C et de 110 ° C pour le film *PVDF-TrFE* en phase β [119].

Tableau 2.2 : Propriété matérielle des matériaux piézoélectriques communs [125] [119]

<i>Material property</i>	<i>Units</i>	<i>PVDF</i>	<i>Nylon 11</i>	<i>PVC</i>	<i>PZI</i>	<i>Barium Titanate</i>
Density	g/cm ³	1.78	1.15	1.45	7.5	5.7
d ₃₁ piezoelectric Constant	pC/N	23	0.26	0.7	1200	1700
g ₃₁ voltage constant	V•m/N	216	2.5	6.6	10	5
Acoustic impedance	10 ⁶ kg/m ² •s	2.7	2.9	3.27	30	30

2.9 Le polyfluorure de vinylidène PVDF

2.9.1 Présentation du PVDF

Le polyfluorure de vinylidène est un polymère semi-cristallin. Son nom anglais est « PolyVinylidène Fluoride », ce qui explique son code ISO : PVDF. Il est commercialisé sous les noms de Florafon, Kynar et Solef.

Le PVDF est constitué de longues chaînes moléculaires, avec la répétition d'une unité appelée monomère $-CH_2-CF_2-$, son poids moléculaire moyen en nombre est de l'ordre de 105, correspondant à 2000 unités répétées [120].

Le PVDF est un thermoplastique très résistant. À l'instar des autres polymères fluorés, il supporte les variations de température, les ultraviolets et les agents chimiques les plus corrosifs.

Les applications du PVDF sont multiples. On l'utilise pour la tuyauterie, les accessoires et les cuves dans l'industrie chimique, l'isolation de fils et d'éléments piézo-électriques en électronique, il est utilisé aussi comme transducteur d'ondes ultrasonores. On l'inclut aussi dans les revêtements liquides pour la construction. On l'utilise en biotechnologie comme membrane (à l'instar de la nitrocellulose plus commune) pour transférer des protéines que l'on a préalablement séparées par électrophorèse. Le PVDF est un polymère ferroélectrique [122], présentant des propriétés piézoélectriques [121] et pyroélectriques [123] efficaces. Ces caractéristiques le rendent utile pour faire des sondes et batteries.

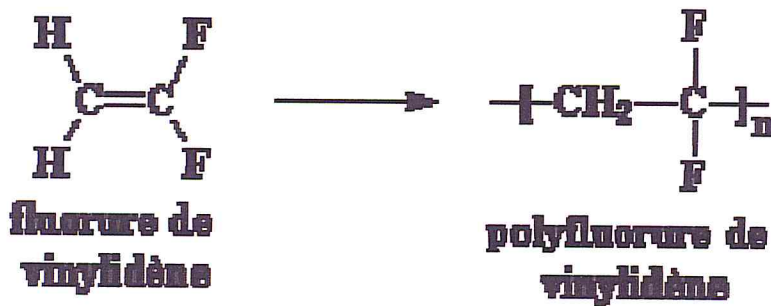
Utilisé également par les pêcheurs, pour faire des bas de ligne solides et performants (appellation Fluorocarbone). Remplaçant avantageusement les fils d'acier, son indice de réfraction très proche de celui de l'eau, lui procure une quasi-invisibilité. Sa résistance est supérieure au fils nylon grâce à une parfaite imperméabilité. Il coule 3 fois plus vite qu'un fil traditionnel. De plus, il amortit parfaitement les chocs et bénéficie d'une excellente résistance à l'abrasion.

Le PVDF que l'on peut qualifier de polymère à haute performance mécanique est en plus un polymère qui peut être extrudé et qui a un haut poids moléculaire.

Il fait partie des fluoropolymères les plus résistants, offrant notamment une grande résistance chimique en plus d'une bonne tenue en fluage, Il a également de bonnes propriétés liées à sa famille des fluoropolymères comme une bonne résistance en température, une stabilité thermique, une bonne résistance au vieillissement et à l'environnement.

2.9.2 Structure moléculaire

Le PVDF est fabriqué par polymérisation radicalaire du 1 difluoroéthylène comme ceci :



Où n dépend des conditions de préparation (n peut atteindre plusieurs centaines de milliers), Cette polymérisation peut être réalisée en suspension ou en émulsion [124]. Le polyfluorure de vinylidène (*PVDF*) fait partie des thermoplastiques hautement cristallins. Sa structure moléculaire et sa grande cristallinité lui donnent une grande rigidité, même dans la plage supérieure de température. Son excellente résistance chimique ouvre à ce matériau un vaste champ d'application. De plus, le *PVDF* présente une innocuité physiologique et il est difficilement inflammable.

_ La température élevée de polymérisation favorise la formation des défauts d'enchaînements.

2.9.3 Piézoélectricité dans les polymères semi-cristallins

Un film de *PVDF* sans post-traitement tel que l'étirement mécanique ou le poling électrique conduit à la structure *PVDF* en phase alpha qui a un dipôle net nul moment dans la région cristalline, comme le montre la (figure 2.9). Ce type de structure cristalline n'a pas de caractéristique piézoélectrique, car les régions cristallines *PVDF* en phase α aligné de telle sorte que tous les moments dipolaires s'annulent mutuellement. D'autre part, la phase β La structure *PVDF* du *PVDF* a du fluor d'un côté et de l'hydrogène de l'autre montré dans la(figure 2.10) .Cela va former un moment dipolaire net dans une direction empilée à l'intérieur de la β -phases cristallines de *PVDF* en phase. Lorsque la contrainte est appliquée à cette chaîne de polymère empilée région illustrée à la (figure 2.11), il va modifier les distributions dipolaires locales et induire un champ électrique dans la pile. Le champ électrique induit accumule les charges à la fois haut et bas du film, démontrant le principe de l'effet piézoélectrique. Divers des études montrent des moyens

d'augmenter la partie de la phase β dans le film par des moyens mécaniques ou électriques poling. [119] (La figure 2.12) montre l'ensemble de la structure du polymère avec une phase β cristalline alignée régions à l'intérieur. Un copolymère de *PVDF*, *PVDF-TrFE*, montre une gamme de température plus élevée de utilisation, une constante de contrainte piéze légèrement supérieure, et une plus grande partie de la morphologie de la phase β avec seulement un processus de recuit thermique [125, 126]. *PVDF-TrFE* est un bon candidat pour capteur polymère piézoélectrique, car il peut atteindre une grande partie de la morphologie de la phase β sans processus de polissage

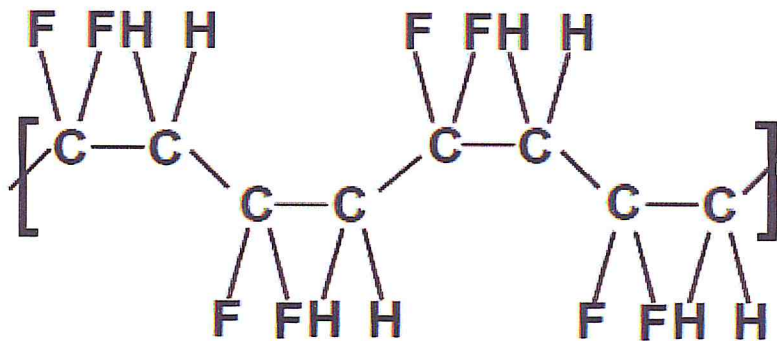


Figure2.9 : Chemical structure of α -phase *PVDF* structure

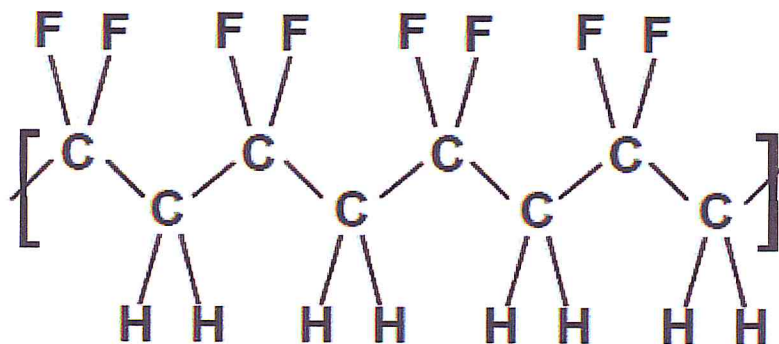


Figure2.10 : Chemical structure of β -phase *PVDF* structure

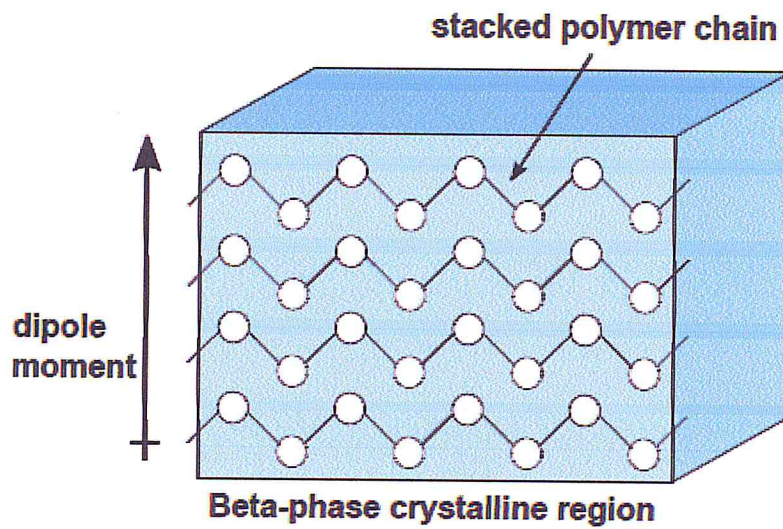


Figure2.11 : Illustration schématique de la région cristalline en phase bêta

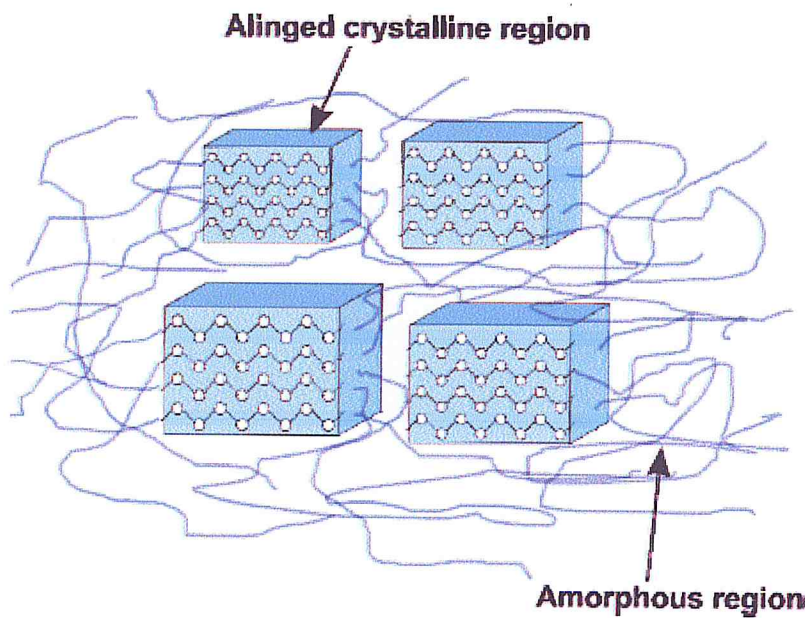


Figure2.12 : Illustration schématique de la structure poly cristalline du polymère PVDF.

CHAPITRE 3: MODELISATION DES DISPOSITIFS MICROFLUIDIQUES

3.1 Introduction

La microfluidique s'est développée rapidement depuis l'apparition de la notion de systèmes de micro analyse totale (μ TAS). Elle peut effectuer des opérations de laboratoire typique avec de très faibles consommations en réactifs et en temps de réaction extrêmement court. La microfluidique est un domaine en pleine expansion aussi bien au niveau académique qu'industriel. Elle s'intéresse à la compréhension, à la manipulation et à l'exploitation d'écoulements de fluides dans des canaux, capillaires ou milieux poreux, dont les dimensions varient de quelques centaines de nanomètres à quelques dizaines de micromètres. Une des promesses les plus attrayantes de la microfluidique concerne la réalisation de laboratoire sur puce, qui se propose de concentrer et d'intégrer sur un seul microdispositif l'ensemble des activités pratiquées habituellement dans un laboratoire de chimie ou de biologie médicale [127]. Dans ce chapitre, nous allons présenter les connaissances nécessaires à la modélisation des écoulements. Et étudier la partie analytique des écoulements dans les microcanaux, et définit *Comsol Multiphysics*, avec la modélisation des microécoulements laminaires d'un fluide Newtonien par la méthode ²des éléments finis.

3.2 Modélisation analytique des écoulements dans les microcanaux

3.2.1 Les équations

Les équations de perturbation pour les champs thermoacoustiques sont matériel manuel bien connu. [128-129] La pleine acoustique.

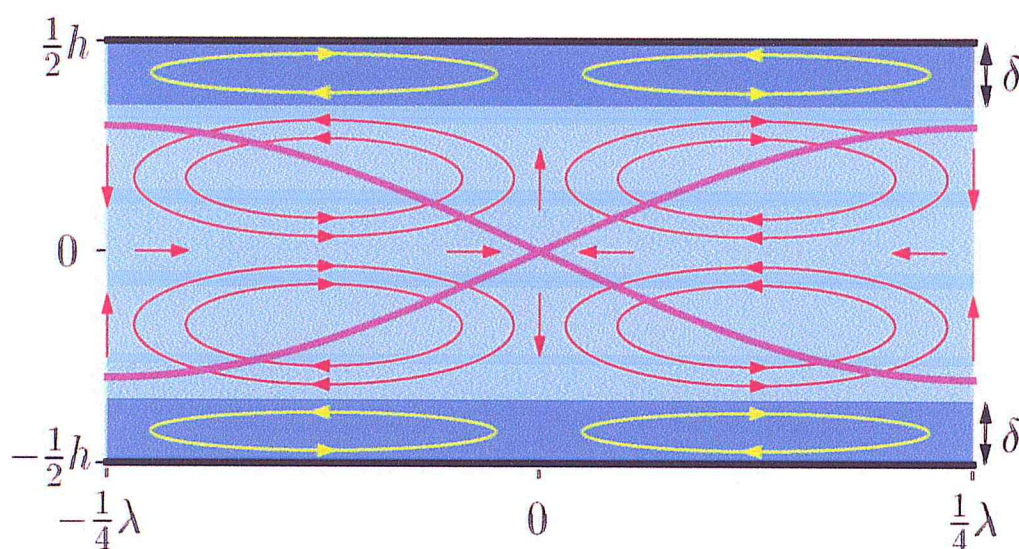


Figure 3.1 : Une esquisse du motif de diffusion classique *Rayleigh-Schlichting* dans un espace rempli de liquide de hauteur h entre deux infinis.

Figure 3. 1 Une esquisse du motif de diffusion classique *Rayleigh-Schlichting* dans un espace rempli de liquide de hauteur h entre deux infinis, des parois rigides parallèles (lignes noires). Le liquide en vrac (bleu clair) prend en charge une onde de pression sinusoïdale stationnaire horizontale (ligne magenta) de longueur d'onde λ dans la direction horizontale parallèle aux parois. Dans les couches limites visqueuses (bleu foncé) d'épaisseur submicronique δ , de grandes contraintes de cisaillement apparaissent, qui génèrent des couches limites (*Schlichting*) des rouleaux de transmission en continu (jaune). Ceux-ci entraînent alors la majeure partie (*Rayleigh*) rouleaux en continu (rouge). Le motif de transmission en continu est périodique dans la direction horizontale avec une fréquence $\lambda/2$, et donc que les parois supérieure et inférieure sont soumises à la condition de limite de non-glissement.

Problème dans un fluide, qui, avant la présence d'une onde acoustique est au repos à température constante T_0 , densité ρ_0 , et la pression p_0 , est décrit par les quatre champs scalaires pression p , Température T , densité ρ , et de l'entropie s par unité de masse, ainsi que le champ de vecteurs de vitesse v . Changements dans ρ et s sont données par les deux relations thermodynamiques.

$$d\rho = \gamma \kappa \rho d\rho - \alpha \rho dT \quad (3.1a)$$

$$ds = \frac{c_p}{T} dT - \frac{\alpha}{\rho} dp \quad (3.1b)$$

qui, en plus de la capacité thermique spécifique C_p à une pression constante, contiennent également le rapport de la capacité thermique spécifique γ , la compressibilité isentropique κ , et le coefficient de dilatation thermique isobare α donné par :

$$\gamma = \frac{c_p}{c_v} \quad (3.2a)$$

$$\kappa = \frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \rho}{\partial p} \right)_s \quad (3.2b)$$

$$\alpha = -\frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \rho}{\partial T} \right)_p \quad (3.2c)$$

Equation (1) peut être utilisée pour éliminer ρ et s , de sorte que nous ne devons traiter les perturbations acoustiques en température T , pression p , et de la vitesse v . Prendre le premier et deuxième ordre (1 et 2 indice, respectivement) en compte, nous écrivons la série de perturbation

$$T = T_0 + T_1 + T_2 \quad (3.3a)$$

$$p = p_0 + p_1 + p_2 \quad (3.3b)$$

$$v = v_1 + v_2 \quad (3.3c)$$

On modélise la mise en action d'ultrasons externe par des conditions aux limites de la vitesse du premier ordre v_1 tout en maintenant la température constante,

$$T = T_0, \text{ sur tous les murs} \quad (3.4a)$$

$$v = 0, \text{ sur tous les murs} \quad (3.4b)$$

$$n \cdot v_1 = v_{bc}(y, z) e^{-i\omega t}, \text{ ajoutée aux parois actionnés.} \quad (3.4c)$$

Ici n est le vecteur normal de surface pointant vers l'extérieur, et ω est la fréquence angulaire caractérisant la dépendance temporelle harmonique.

3.2.2 Équations de premier ordre

Au premier ordre de l'amplitude du champ ultrasonore imposée, l'équation thermodynamique de transfert de chaleur pour T_1 , l'équation de continuité cinématique exprimée en termes de p_1 , et l'équation de *Navier-Stokes* dynamique pour v_1 , devenir :

$$\partial_t T_1 = D_{th} \nabla^2 T_1 + \frac{\alpha T_0}{\rho_0 c_p} \partial_t p_1 \quad (3.5a)$$

$$\partial_t p_1 = \frac{1}{\gamma \kappa} [\alpha \partial_t T_1 - \nabla v_1] \quad (3.5b)$$

$$\rho_0 \partial_t v_1 = -\nabla p_1 + \eta \nabla^2 v_1 + \beta \eta \nabla (\nabla \cdot v_1) \quad (3.5c)$$

Ici, D_{th} est la diffusivité thermique, η est la viscosité dynamique, et β est le rapport de la viscosité, qui a la valeur 1/3 pour les liquides simple [130]. Une simplification supplémentaire peut être obtenue lorsque l'on suppose que tous les champs du premier ordre ont une dépendance à l'égard du temps harmonique $e^{-i\omega t}$ hérité du champ ultrasonore imposé (de parallèles l'équation (3.4c)), parce que p_1 est éliminé par l'insertion, l'équation (3.5b) avec $\partial_t p_1 = -i\omega p_1$ dans l'équation (3.5a) et (3.5c). Après avoir utilisé l'identité thermodynamique [135], $\frac{T_0 \alpha^2}{(\rho_0 c_p \kappa)} = \gamma - 1$, dans nous arrivons à

$$i\omega T_1 + \gamma D_{th} \nabla^2 T_1 = \frac{\gamma - 1}{\alpha} \nabla \cdot v_1 \quad (3.6a)$$

$$i\omega v_1 + \nu \nabla^2 v_1 + \nu \left[\beta + i \frac{1}{\gamma \rho_0 \kappa \nu \omega} \right] \nabla (\nabla \cdot v_1) = \frac{\alpha}{\gamma \rho_0 \kappa} \nabla T_1 \quad (3.6b)$$

Où $\nu = \eta / \rho_0$. De l'équation (3.6) se poser la thermique et la profondeur de pénétration visqueux δ_{th} et δ , respectivement (valeurs des ondes ultrasonores à 2 MHz dans l'eau à 25°C),

$$\delta_{th} = \sqrt{\frac{2D_{th}}{\omega}} = 0.15 \mu\text{m} \quad \text{et} \quad \delta = \sqrt{\frac{2\nu}{\omega}} = 0.38 \mu\text{m} \quad (3.7)$$

Ce sont les échelles de longueur sur laquelle les champs thermoacoustiques changent de leurs valeurs en vrac aux conditions aux limites des parois rigides indiquées dans l'équation (3.4).

3.2.3 Du second ordre, le temps moyenne des équations

Pour l'eau et la plupart des autres liquides, les effets thermiques dans les équations de premier ordre ci-dessus sont minute en raison de l'exiguïté du préfacteur $\gamma - 1 \approx 10^{-2}$ et $\delta_{th}/\delta \approx 0,3$. Pour simplifier le traitement suivant, nous négligeons donc le couplage dans les équations du second ordre entre le champ de température T_2 et les variables mécaniques v_2 et p_2 . En outre, les valeurs de η et β sont maintenus fixés à ceux donnés à $T = T_0$. L'équation de continuité de second ordre et l'équation de Navier-Stokes sont :

$$\partial_t \rho_2 = -\rho_0 \nabla \cdot v_2 - \nabla \cdot (\rho_1 v_1) \quad (3.8a)$$

$$\rho_0 \partial_t v_2 = -\nabla \rho_2 + \eta \nabla^2 v_2 + \beta \eta \nabla (\nabla \cdot v_2) - \rho_1 \partial_t v_1 - \rho_0 (v_1 \cdot \nabla) v_1 \quad (3.8b)$$

Et par conséquent, les effets thermiques entrent uniquement dans les champs de premier ordre dépendant de la température ρ_1 et v_1 .

Dans une expérience typique sur acoustophorèse microparticulaire, l'échelle de temps de microseconde des oscillations d'ultrasons n'est pas résolue. Il suffit donc de ne traiter que les équations moyennes dans le temps. La moyenne temporelle sur une période d'oscillation complète, notée par les supports angulaires, du second ordre équation de continuité et l'équation de Navier-Stokes devient [131]

$$\rho_0 \nabla \langle v_2 \rangle = -\nabla \langle \rho_1 v_1 \rangle \quad (3.9a)$$

$$\eta \nabla^2 \langle v_2 \rangle + \beta \eta \nabla (\nabla \langle v_2 \rangle) - \langle \nabla \rho_2 \rangle = \langle \rho_1 \partial_t v_1 \rangle + \rho_0 \langle (v_1 \cdot \nabla) v_1 \rangle. \quad (3.9b)$$

On voit que les produits des champs de premier ordre agissent comme des termes sources (aux côtés droits) pour les champs de second ordre (à gauche côtés). Nous notons que pour les champs à valeurs complexes $A(t)$ et $B(t)$ avec la dépendance temporelle harmonique $e^{-i\omega t}$, la moyenne temporelle est donnée par la règle de la partie réelle $\langle A(t)B(t) \rangle = \frac{1}{2} \text{Re}[(A)^* B(0)]$, où l'astérisque représente une conjugaison complexe.

Le problème de second ordre a été résolu dans le cas de *Rayleigh* [132-133]. Voir la Figure 3.1. En supposant un champ de vitesse en vrac de premier ordre avec seulement la composante y horizontale v_{1y} étant non nulle et de la forme

$v_{1y} = U_1 \cos(2\pi y/\lambda)e^{-i\omega t}$, la composante y résultante $\langle v_{2y}^{bnd} \rangle$ de $\langle v_2 \rangle$ juste à l'extérieur des couches limites (dans notre notation à $z \approx \pm[h/2 - 3\delta]$), devient :

$$\langle v_{2y}^{bnd} \rangle = \frac{3U_1^2}{8c_0} \sin\left(4\pi \frac{y}{\lambda}\right) \quad (3.10)$$

Par rapport au premier ordre en vrac vitesse v_{1y} , le champ de second ordre $\langle v_{2y}^{bnd} \rangle$ est décalé en phase par $\pi/2$, période doublé dans l'espace, et plus petite d'un facteur de U_1/c_0 , où c_0 est la vitesse du son du liquide.

3.2.4 Moyenne temporelle des forces acoustiques sur une seule suspension microparticulaire

Une fois les champs acoustiques de premier et de second ordre ont été calculés, il est possible de déterminer le temps moyenné forces acoustiques sur une seule particule en suspension. Ce sont la force de rayonnement acoustique F^{rad} en raison de la diffusion des ondes acoustiques sur la particule et la force de traînée Stokes F^{drag} traîne de la diffusion acoustique.

Le rayonnement acoustique moyen temporelle vigueur F^{rad} sur une seule petite particule sphérique de rayon a , densité ρ_p , et compressibilité κ_p dans un fluide visqueux est donnée par [134].

$$F^{rad} = -\pi a^3 \left[\frac{2\kappa_0}{3} \text{Re}[f_1 * p_1 * \nabla p_1] - \rho_0 \text{Re}[f_2 * v_1 * \nabla v_1] \right] \quad (3.11)$$

Où $\kappa_0 = 1/(\rho_0 c_0^2)$ est la compressibilité du fluide, et où les pré-facteurs f_1 et f_2 sont donnés par :

$$f_1(\tilde{\kappa}) = 1 - \tilde{\kappa} \quad \text{avec} \quad \tilde{\kappa} = \frac{\kappa_p}{\kappa_0} \quad (3.12a)$$

$$f_2(\tilde{\rho}, \tilde{\delta}) = \frac{2[1-\Gamma(\tilde{\delta})](\tilde{\rho}-1)}{2\tilde{\rho}+1-3\Gamma(\tilde{\delta})} \quad \text{avec} \quad \tilde{\rho} = \frac{\rho_p}{\rho_0} \quad (3.12b)$$

$$\Gamma(\tilde{\delta}) = -\frac{3}{2} [1 + i(1 + \tilde{\delta})] \tilde{\delta} \quad \text{avec} \quad \tilde{\delta} = \frac{\delta}{a} \quad (3.12c)$$

Dans le cas particulier de la pression horizontale résonance demi-onde, $p_1 = p_a \sin(qy)$, avec une largeur de canal w et nombre d'onde $q = \pi/w$, la densité

d'énergie acoustique est $E_{ac} = \frac{1}{4} \kappa_0 p_a^2 = \frac{1}{4} \rho_0 U_1^2$. L'expression de la force de rayonnement simplifiée en suite

$$F_{1D}^{rad} = 4\pi\Phi(\tilde{\kappa}, \tilde{\rho}, \tilde{\delta}) a^3 q E_{ac} \sin(2qy) \quad (3.13a)$$

$$\Phi(\tilde{\kappa}, \tilde{\rho}, \tilde{\delta}) = \frac{1}{3} f_1(\tilde{\kappa}) + \frac{1}{2} \text{Re}[f_2(\tilde{\rho}, \tilde{\delta})] \quad (3.13b)$$

Où Φ est le soi-disant facteur de contraste acoustique.

La moyenne temporelle force de traînée Stokes F^{drag} traîne sur une particule sphérique de rayon a se déplaçant avec la vitesse u dans un fluide présentant la vitesse de transmission en continu $\langle v_2 \rangle$ est donnée par l'expression habituelle

$$F^{drag} = 6\pi\eta a (\langle v_2 \rangle - u) \quad (3.14)$$

Valable pour des particules suffisamment loin des parois de canal [135].

3.3 Comsol Multiphysics

Ce logiciel a d'abord été une boîte à outil dans Matlab. Ensuite, il a été vendu séparément de Matlab sous le nom Femlab. Ce logiciel utilisait un langage de script très proche du langage de Matlab. Depuis la version 4, *Comsol Multiphysics* a complètement évolué sous une nouvelle forme. Le langage de script est maintenant Java. Ce logiciel est avant tout un logiciel de résolution de système d'équations différentielles algébriques. Il présente l'avantage d'être un environnement de modélisation intégrée avec une approche semi-analytique : l'utilisation spécifique ses équations ce qui rend son utilisation très flexible. Afin de répondre à des problèmes plus spécifiques, des modèles sont déjà construits pour étudier par exemple la mécanique des structures, la mécanique des fluides, les transferts de chaleur, l'électromagnétisme. La dernière particularité de ce logiciel est de pouvoir coupler des phénomènes physiques entre eux. *Comsol Multiphysics* intègre l'ensemble des outils à la réalisation d'une simulation : le prétraitement, la résolution et le post-traitement. Le prétraitement consistera à construire la géométrie du problème considéré, indiquer les matériaux, décrire les équations, imposer les conditions aux limites et mailler le domaine. La résolution est le calcul de la solution avec le solveur intégré. Le post-traitement permet de visualiser les résultats et sauvegarder la solution.

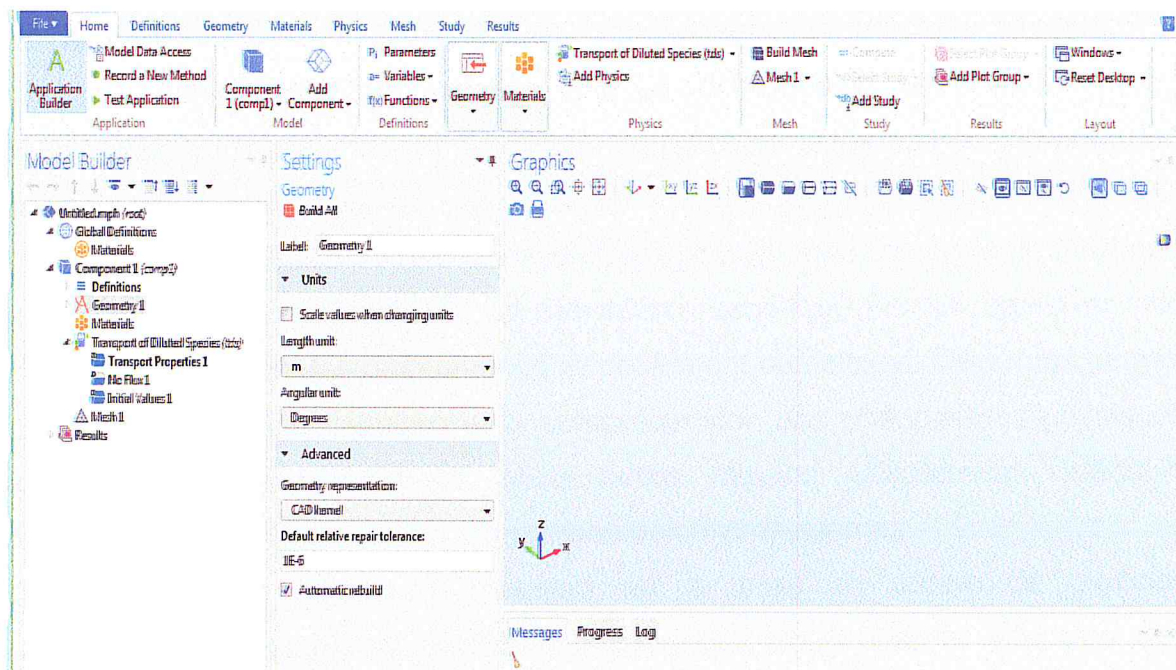


Figure 3.2 : Profil du logiciel *COMSOL Multiphysics*.

COMSOL Multiphysics est un environnement de simulation et de modélisation de presque toutes les physiques. Son point fort : le couplage entre différents phénomènes. Des modules optionnels offre des interfaces spécialisées en acoustique, génie chimique, géophysique, électromagnétisme, transfert de chaleur, *MEMS* et mécanique des structures.

3.4 Modélisation par éléments finis

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

Il est important à travers cette modélisation de pouvoir simuler le fonctionnement des microdispositifs à partir de modèles physiques ou multiphysiques dans le cas de couplage de plusieurs modèles physique. Cette modélisation permet, à moindre frais, de prédire le comportement du 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 [136].

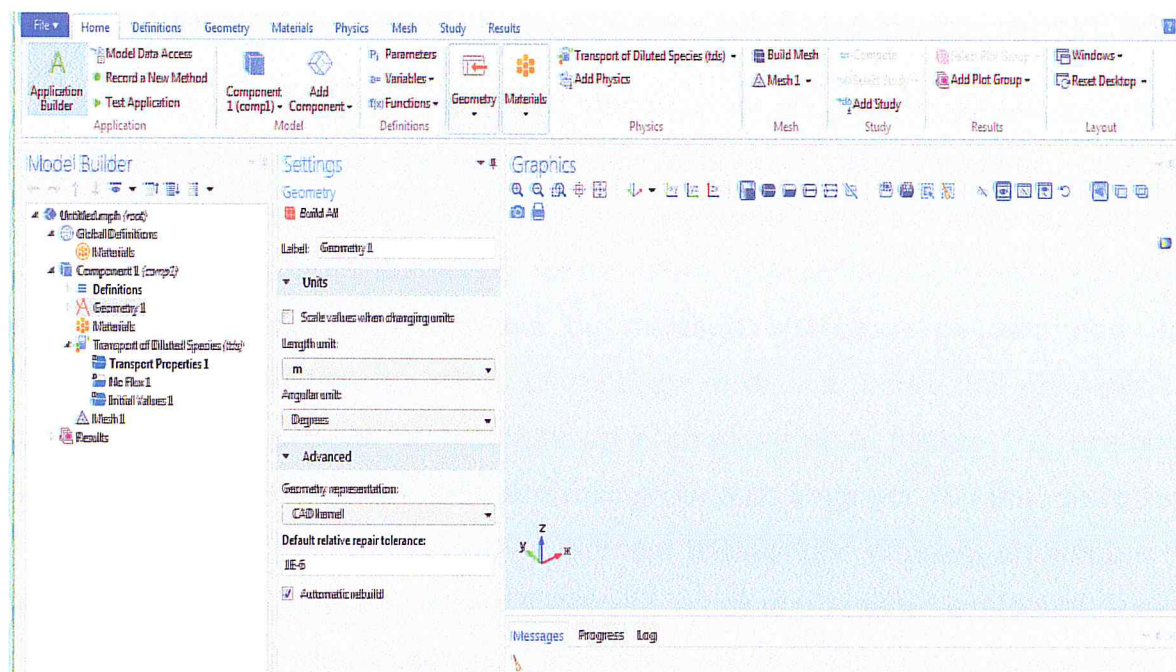


Figure 3.2 : Profil du logiciel *COMSOL Multiphysics*.

COMSOL Multiphysics est un environnement de simulation et de modélisation de presque toutes les physiques. Son point fort : le couplage entre différents phénomènes. Des modules optionnels offre des interfaces spécialisées en acoustique, génie chimique, géophysique, électromagnétisme, transfert de chaleur, *MEMS* et mécanique des structures.

3.4 Modélisation par éléments finis

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

Il est important à travers cette modélisation de pouvoir simuler le fonctionnement des microdispositifs à partir de modèles physiques ou multiphysiques dans le cas de couplage de plusieurs modèles physique. Cette modélisation permet, à moindre frais, de prédire le comportement du 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 [136].

fini d'éléments, nommés "éléments" ou "mailles", possédant des formes géométriques fondamentales (2D ou 3D) (figure 3.3).

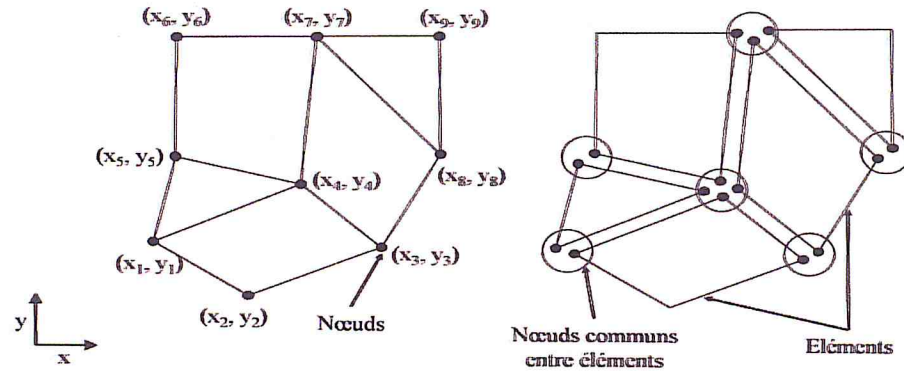


Figure 3.3 : La subdivision en 2D du domaine en éléments [138].

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 3.3) [138].

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

Une analyse complète d'un microdispositif par la méthode des éléments finis sous *Comsol Multiphysics* doit comporter une série d'étapes séparées. En effet, une interface interactive permet de guider l'utilisateur novice ou même l'utilisateur expérimenté afin de ne rien omettre le long de cette procédure pouvant causer des problèmes de convergence ou des erreurs lors du lancement de l'opération de calcul [139].

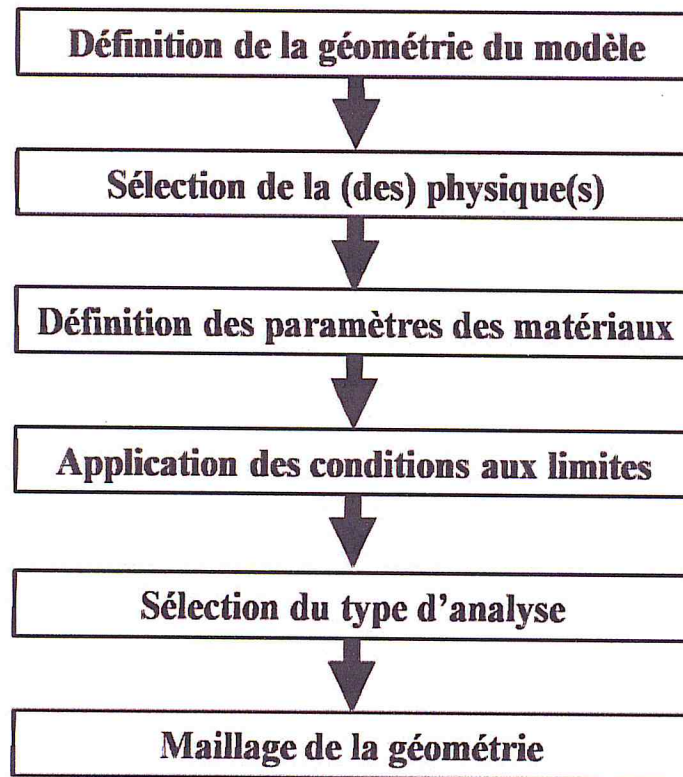


Figure 3.4 : Les procédures et les étapes de la simulation par éléments finis.

La (figure 3.4) résume ces étapes qui sont comme suit :

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

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

- **Définition des conditions aux limites :** Afin de permettre aux simulations d'être le plus près possible de la réalité expérimentale et de limiter le nombre de solutions éventuelles, il est impératif de fixer des conditions aux frontières. Ces conditions peuvent être la valeur d'une grandeur physique imposée sur des surfaces ou des lignes ou même des points 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 (encastree, 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 [140].

3.4.1.2 Les éléments

Afin de résoudre le problème multiphysique et, en tenant compte du principe de la méthode *FEM*, la géométrie du modèle est discrétisé en un nombre finis d'éléments. Ces éléments sont les éléments de base dont le maillage va représenter le système géométrique à simuler. Les éléments sont donc voisins formant un réseau et connectés les uns aux autres par des nœuds communs. La (figure 3.5) représente des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D [138].

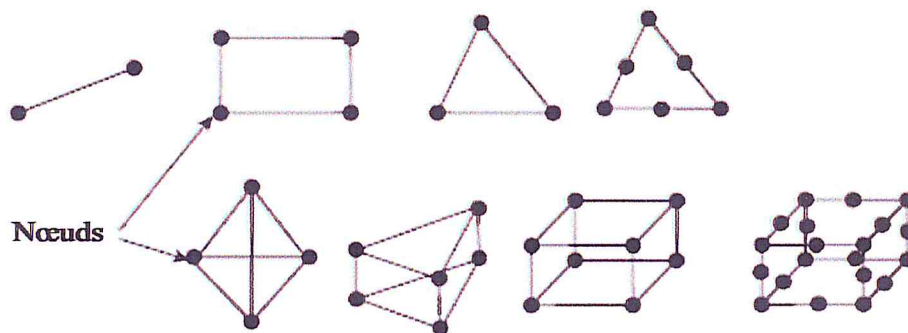


Figure3.5 : Des exemples d'éléments définis dans un espace 2D ou 3D [138].

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

3.4.1.3 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 $100\ \mu\text{m}$, de largeur $20\ \mu\text{m}$ et d'épaisseur $0.1\ \mu\text{m}$, 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 [138].

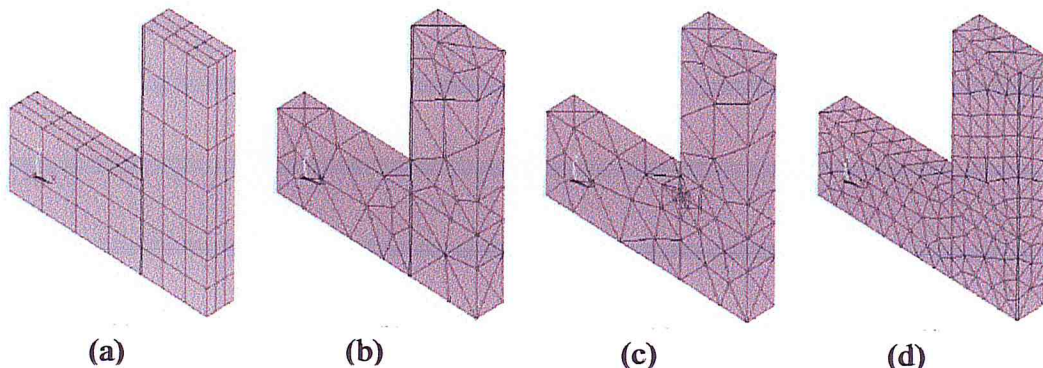


Figure 3.6 : Les différents types de maillage : (a) Maillage avec éléments cubiques, (b) maillage avec éléments tétraédrique uniforme, (c) maillage avec éléments tétraédrique adaptatif, (d) maillage avec éléments tétraédrique uniforme plus fin [138].

La (figure 3.6) montre différentes solutions possibles de maillage appliquées à une structure 3D. Ainsi, la (figure 3.6.a) montre un maillage avec des éléments cubiques alors que les (figure 3.6.b, c et d) montrent des maillages avec des éléments tétraédriques. On note qu'il est possible d'ajuster la densité d'éléments de manière uniforme (figure 3.6.b et d) et non uniforme (figure 3.6.c) de manière à augmenter la précision de calcul dans les zones à fort gradient [138].

3.5 Simulation d'un écoulement de fluide dans un microcanal

Les microcanaux, les canaux ayant un diamètre hydraulique moins de 1mm, sont les éléments de base qui peuvent constituer les systèmes microfluidique. L'étude des microécoulements de fluide dans ces microcanaux sont importants pour la recherche et le développement de ces microdispositifs. Les microcanaux de section rectangulaire sont largement utilisés afin d'améliorer le transfert de chaleur et l'efficacité du mélange de fluide et le contrôle de la direction de son écoulement, etc... Par conséquent, la compréhension fondamentale des caractéristiques telles que la distribution de vitesse et de la chute de pression d'écoulement sont essentielles dans le processus de la conception et le contrôle des dispositifs microfluidiques [141].

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 [136].

3.5.1 Définition du model

Une bonne analyse réside dans la définition du modèle à étudier, sa géométrie, l'adaptation du maillage, et sur la définition des conditions aux frontières. Cette méthode est certainement la plus simple et la plus conviviale puisqu'elle conduit à une étude étape par étape (créer la géométrie, réaliser le maillage, poser les conditions aux limites, etc...) [138]. Pour l'analyse du comportement du microécoulement du fluide dans un microcanal de section rectangulaire, nous avons utilisé le logiciel Comsol Multiphysics version 4.3a [138]. Les différentes étapes que nous avons suivies pour effectuer la simulation 3D sont listées comme suit :

- La définition de la physique et le choix du type d'analyse : Dans cette étape, nous avons ajouté la physique de l'écoulement laminaire monophasique dans le domaine de l'écoulement de fluide. nous avons désigné aussi la nature de l'étude par la sélection de l'analyse temporelle.
- Géométrie du microcanal : La géométrie que nous proposons présente le bloc assimilé à un fluide de forme rectangulaire (figure 3.7). Ces dimensions sont :

240 μm x840 μm x40000 μm , correspondants aux dimensions de microcanal. De plus, pour la simplification des calculs, la modélisation de l'entrée de la sortie ont été simplifié.

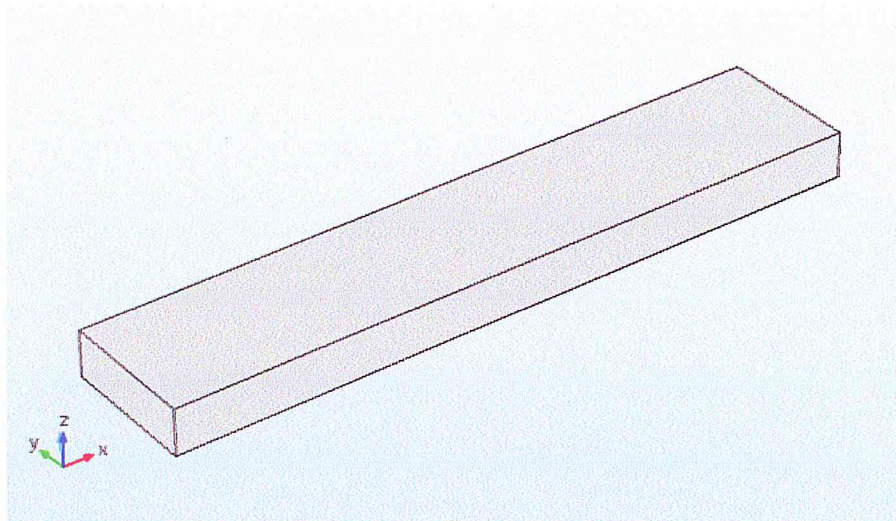


Figure3.7 : La géométrie de la structure du microcanal.

- 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'entré U , le temps t et τ . La vitesse moyenne est donnée par l'expression :

$$U = \frac{D_v}{H_y H_z} \quad (3.15)$$

- 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 3.8). 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.

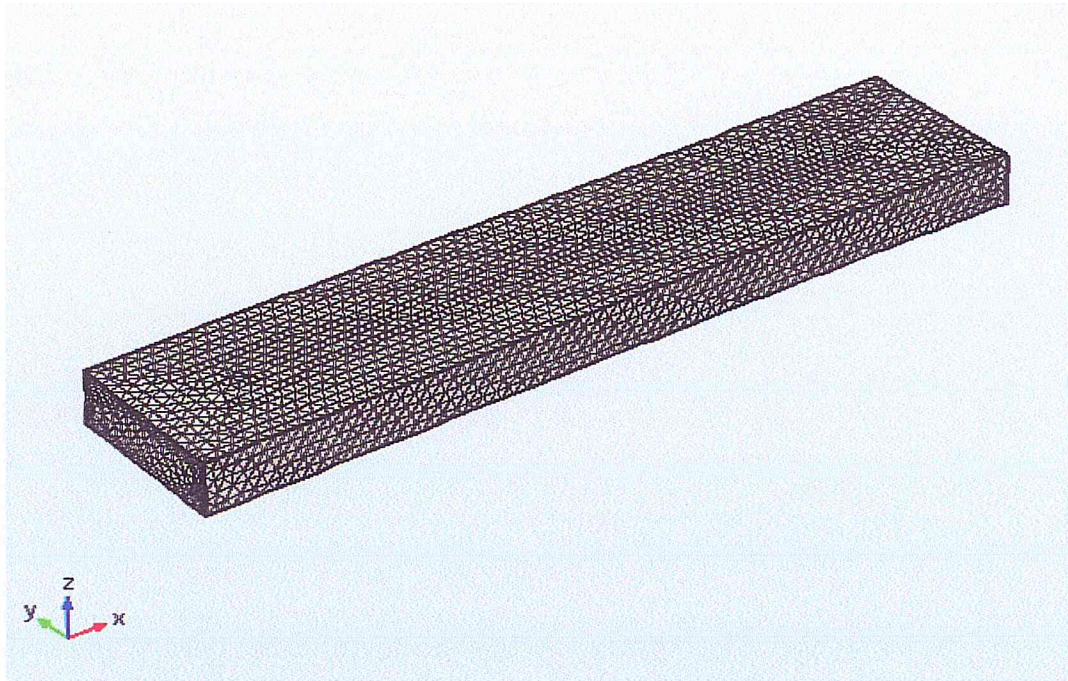


Figure3.8 : Le maillage de la structure avec le logiciel *Comsol*.

CHAPITRE 4: UNE ETUDE NUMERIQUE DE MICROPARTICULE ACOUSTOPHORESE ENTRAINEE PAR LES FORCES DE RAYONNEMENT ACOUSTIQUE ET DES FORCES DE TRAINEE INDUITE EN CONTINU

4.1 Introduction

La méthode des éléments finis a été utilisée pour modéliser le mouvement acoustophorétique de microparticules à l'intérieur d'un microcanal.

Nous allons présenter dans ce chapitre les résultats de simulation de microparticule acoustophorèse entraînée par les forces de rayonnement acoustique et des forces de traînée induite en continu.

4.2 Modèle numérique

Dans ce qui suit, nous présentons le modèle numérique idéalisée, et la façon dont nous mettons en œuvre et résolvons les équations qui régissent pour ce modèle en utilisant le logiciel d'éléments finis *COMSOL Multiphasique 4.2a* [142].

4.2.1 Système de modèle et domaine de calculer

Compte tenu des mesures détaillées du mouvement acoustophoretic et la comparaison avec succès avec les prédictions théoriques [143] et [144], il est naturel d'utiliser une idéalisation de leur microcanal droite de longueur 35 mm et de section transversale rectangulaire, en tant que système modèle dans notre étude numérique. Nous négligeons la structure de la puce et représentent simplement la puce en verre de silicium en dur des conditions aux limites. Nous *PRENONS* toute dynamique axiale négligence à long canal droit, et ainsi limitons notre analyse à la section rectangulaire V de largeur $w = 0,38$ mm et la hauteur $h = 0,16$ mm à la verticale yz -avion, voir (Figure 4.1). Enfin, on représente le transducteur piézoélectrique à ultrasons par la condition de limite de vitesse l'équation (4). Les suspensions de particules sont modélisés comme étant monodisperse et ne contenant pas d'interaction, des particules de polystyrène sphériques avec des diamètres de 0,5, 1,0, 2,0, 3,0, ou 5,0 mm, respectivement. Le système modèle a une résonance demi-

onde à travers la largeur horizontale w donné par la fréquence $f = \frac{\omega}{2\pi} = c_0/(2\omega)$, égal à 1,97 MHz pour l'eau. Pour exciter cette résonance, nous laissons tous les excitations acoustiques externes ont une dépendance temporelle harmonique de fréquence $f = 1,97$ MHz.

Tous les paramètres importants pertinents énumérés dans le tableau 1.

4.2.2 Modèle de traçage des particules

Afin d'étudier le mouvement d'acoustophoretic N des particules en suspension dans le microcanal, nous appliquons les particules de traçage COMSOL Module, qui imite étroitement particule expérimentale.

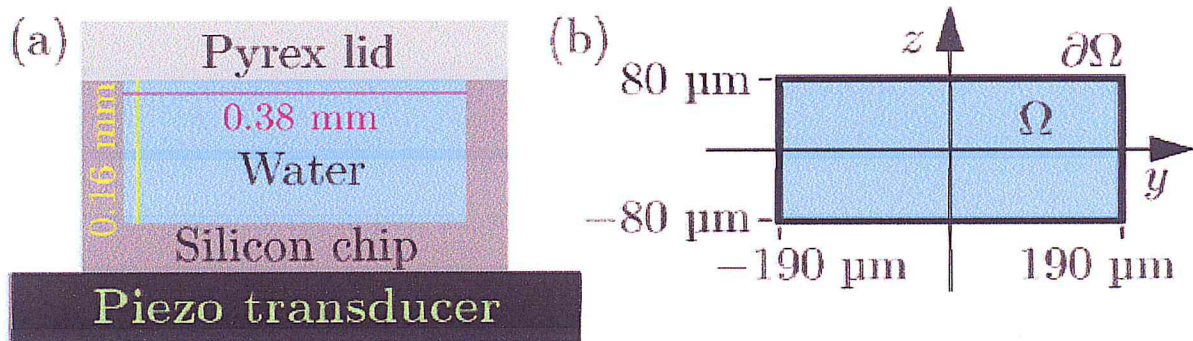


Figure 4.1 : esquisse de fin vue de la puce de Acoustophorèse avec un canal fluide et Le domaine de calcul à deux dimensions correspondant Ω .

Figure. 4.1 (a) esquisse de fin vue de la puce d'acoustophorèse avec un canal fluide de largeur $w = 0,38$ mm et la hauteur $h = 0,16$ mm utilisés dans des expériences. [143-144] Il se compose d'une puce de silicium (gris foncé), un couvercle en pyrex (gris clair), d'eau (bleu), et un transducteur piézo-électrique (noir). (B) Le domaine de calcul à deux dimensions correspondant Ω (bleu) entouré par des parois rigides $\partial\Omega$ (noir) mis en œuvre dans notre modèle numérique.

Tableau 4.1 : Les paramètres du modèle. Les paramètres sont donnés à la température $T = 25$ u et tiré de la bibliothèque de matériaux COMSOL, sauf indication contraire explicite.

Polystyrene			
Density	ρ_{ps}	1050	$kg\ m^{-3}$
Speed of sound (at 20 °C)	c_{ps}	2350	$m\ s^{-1}$
Poisson's ratio	σ_{ps}	0.35	
Compressibility (a)	κ_{ps}	249	TPa^{-1}
Water			
Density	ρ_0	998	$kg\ m^{-3}$
Speed of sound	c_0	1495	$m\ s^{-1}$
Compressibility (b)	κ_0	448	TPa^{-1}
Viscosity	η	0.893	$mPa\ s$
Visc.boundary layer, 1.97 MHz	δ	0.38	μm
Thermal conductivity	K_{th}	0.603	$W\ m^{-1}K^{-1}$
Specific heat capacity	C_p	4183	$Jkg^{-1}K^{-1}$
Specific heat capacity ratio (c)	γ	1.014	
Thermal diffusivity (d)	D_{th}	1.43×10^{-7}	m^2s^{-1}
Thermal expansion coeff (e)	α	2.97×10^{-4}	K^{-1}
50% glycerol-in-water mixture			
Density	ρ_0	1129	$kg\ m^{-3}$
Speed of sound	c_0	1725	$m\ s^{-1}$
Compressibility (b)	κ_0	298	TPa^{-1}
Viscosity	η	5.00	$mPa\ s$
Visc.boundary layer, 2.27 MHz	δ	0.79	μm
Thermal cond (at 20 °C)	K_{th}	0.416	$W\ m^{-1}K^{-1}$
Specific heat cap (at 1.7 °C)	C_p	3360	$Jkg^{-1}K^{-1}$
Specific heat capacity ratio (c)	γ	1.043	
Thermal diffusivity (d)	D_{th}	1.10×10^{-7}	m^2s^{-1}
Thermal expansion coeff (e)	α	4.03×10^{-4}	K^{-1}
<p>(a) Calculated as $\kappa_{ps} = \frac{3(1-\sigma_{ps})}{1+\sigma_{ps}} \frac{1}{(\rho_{ps}c_{ps}^2)}$.</p> <p>(b) Calculated as $\kappa_0 = 1/(\rho_0c_0^2)$ from equation (3.2b).</p> <p>(c) Calculated from $T_0\alpha^2/(\rho_0C_p\kappa) = \gamma - 1$.</p> <p>(d) Calculated as $D_{th} = \kappa_{th}/(\rho_0C_p)$.</p> <p>(e) Calculated from equation (3.2c).</p>			

Le traçage et vélocimétrie. [143-144] Ce module fournit une description Lagrangien du mouvement des particules, dont chacune est considérée comme une particule ponctuelle régie par la loi du mouvement de Newton, et impliquant donc une équation différentielle ordinaire pour chaque direction spatiale (*EDO*). Par conséquent, au total $2N E_s DO$ sont résolus pour la suspension de particules. L'entrée est les masses des particules m_j et toutes les forces $F_i(r_j)$ agissant sur chaque particule en position r_j . Le *EDO* pour la j^{th} particule avec la vitesse $v_j = \frac{dr_j}{dt}$ est

$$m_j \frac{dv_j}{dt} = \sum F_i(r_j) \quad (4.1)$$

Négliger effets gravitationnels, les forces qui agissent sur une particule dans notre modèle sont la force de rayonnement F^{rad} , l'équation (3.11), et la force de traînée Stokes F^{drag} , l'équation (3.14). Ces forces sont calculées numériquement comme décrit dans la sous-section suivante.

4.2.3 procédure numérique

Nous avons utilisé la procédure séquentielle suivante pour résoudre le problème numériquement dans *COMSOL*:

- Les premiers ordres des champs acoustiques de l'équation (3.5), sous réserve des conditions aux limites de l'équation (3.4), sont calculés en utilisant l'interface physique prédéfinie thermoacoustique.
- Le flux de second ordre à moyenne temporelle $\langle v_2 \rangle$ est calculé par mettre en œuvre eq (3.9) dans l'interface physique du flux laminaire, modifié pour inclure l'ajout de la première moyenne temporelle produits de l'étape (i) sur le côté droit: le côté droit de l'équation (3.9a) est inclus en tant que terme source en ajoutant une contribution dite faible aux équations gouvernantes, $-1 \int_{\Omega} [\partial_x Re(\rho_1 v_{1x}^*) + \partial_y Re(\rho_1 v_{1y}^*)] \tilde{p}_2 dv$ (\tilde{p}_2 étant le test de pression fonction), tandis que la partie droite de l'équation (3.9b) est ajoutée simple comme un terme de force du corps. De plus, le quatrième ordre terme non linéaire $\rho_0 \langle v_2 \rangle \cdot \nabla \langle v_2 \rangle$ est maintenu dans le flux laminaire équations dans *COMSOL* pour améliorer la stabilité numérique.
- Les forces de rayonnement acoustique sont déterminées à l'aide d'eq (3.11) avec les champs du premier ordre de l'étape (i).

- Enfin, le mouvement dépendant du temps des particules est déterminé à l'aide du module de traçage des particules *COMSOL* uniquement compte tenu de la force de rayonnement de l'étape (iii) et de la traînée force de l'équation (3.14).

La stratégie de la solution a été réalisée sur un ordinateur mesh assez grand pour que toutes les variables dépendantes atteignent convergence, tout en veillant particulièrement à résoudre le problème couche limite acoustique avec un maillage de calcul adéquat, voir Section III E. Ce maillage fin a été utilisé lors de la détermination des champs du premier ordre et les champs du second ordre moyennés dans le temps. Dans la simulation ultérieure du mouvement des particules dépendant du temps, le champ d'écoulement et les forces de rayonnement ont été interpolés à une plus grossière maille pour accélérer considérablement la procédure de résolution transitoire.

4.2.4 Configuration matérielle requise

Le calcul a été effectué sur un DELL Précision 7500 poste de travail sous Windows 7 (64 bits) équipé de 48 Go RAM (1333 MHz) et deux processeurs Intel Xeon X5650 hexa-core processeurs de fréquence d'horloge 2,66 GHz et 12 Mo de cache. Lors du calcul des champs acoustiques du premier ordre à l'étape (i), nous avons utilisé le maillage trouvé par l'analyse de maille-convergence décrite dans la sous-section suivante, et il en est résulté environ 3×10^6 degrés de liberté, un temps de calcul de 4,5 min et un pic Utilisation de la RAM de 64% ou 31 Go. Le calcul des second ordre champs acoustiques à l'étape (ii) requis autour de 5×10^5 degrés de liberté et a pris 2 min, tout en ayant un pic d'utilisation de RAM de 19% ou 9 Go. Le temps de calcul pour les étapes (iii) et (iv) était moins de 15 s pour le calcul de 144 trajectoires de particules de 100 pas de temps et résolu sur un maillage plus grossier entraînant environ 9×10^4 degrés de liberté.

4.2.5 Convergence de maillage

Le maillage de calcul est généré à partir d'un élément maximum longueur de taille d_{mail} aux limites du domaine $\partial\Omega$ et un maximum taille de l'élément dans la majeure

partie du domaine Ω donnée par $10d_{\text{mail}}$. Pour des fins illustratives, le maillage de calcul représenté sur la figure (4.2 (a)) est un maillage grossier avec 1204 éléments et $d_{\text{mail}} = 20\delta$, ou $\frac{\delta}{d_{\text{mail}}} = 0.05$, où δ est l'épaisseur de la couche limite définie dans l'équation (3.7). Afin de vérifier l'exactitude de la solution, une convergence de maillage l'analyse est nécessaire. Les solutions sont comparées pour taille de l'élément maillé décroissant d_{mail} pour déterminer le point à la solution devient indépendante de toute diminution supplémentaire de d_{mail} . Nous définissons un paramètre de convergence relatif $C(g)$ pour une solution g en ce qui concerne une solution de référence g_{ref} prise pour être

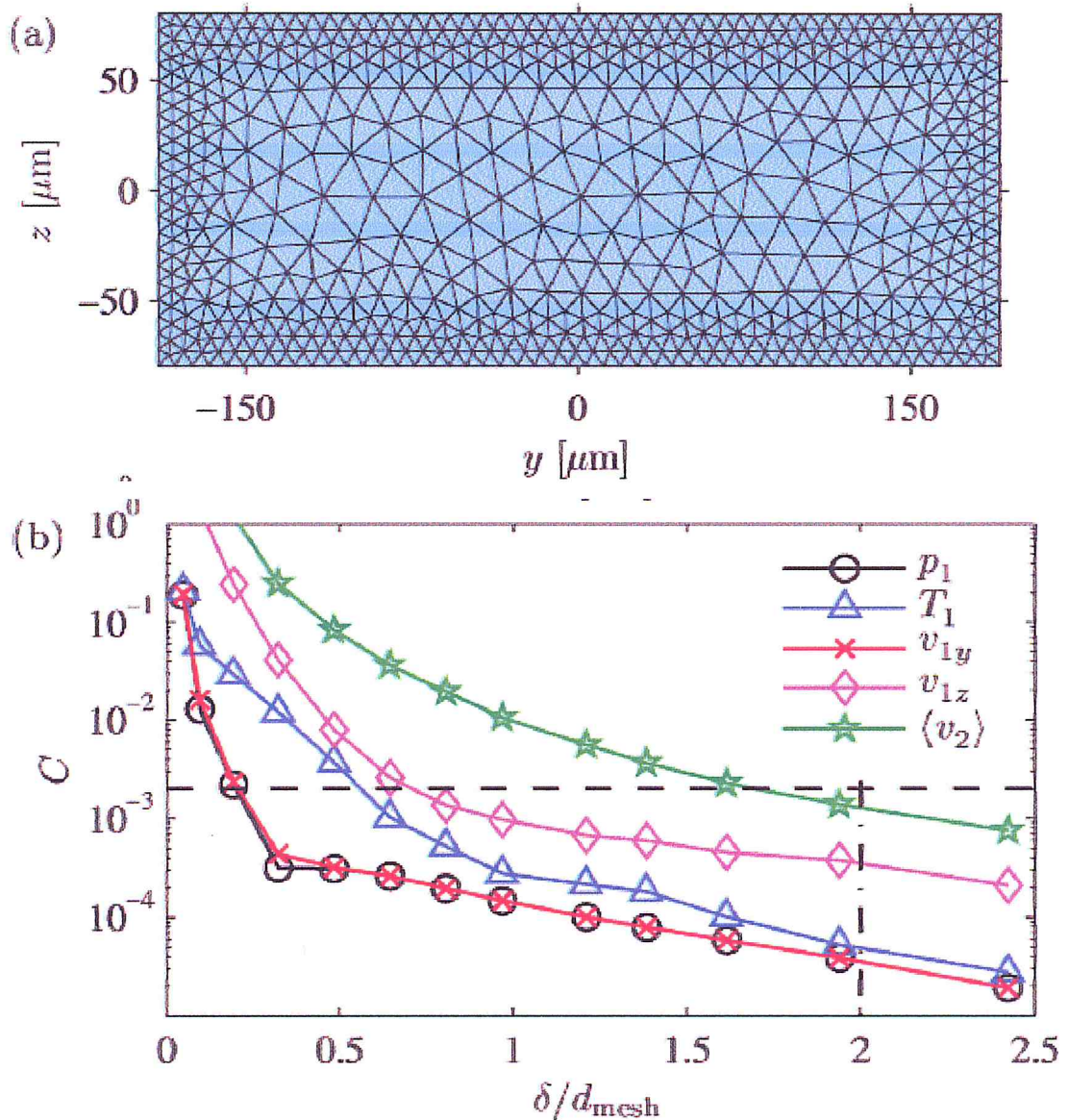


Figure 4.2 : Le maillage de calcul pour une taille d'élément avec Tracé semi-logarithmique de la convergence relative paramètre C .

Figure (4.2 (a)) Le maillage de calcul pour une taille d'élément maximale de $d_{\text{mail}}=20\delta$ aux limites, résultant en un maillage grossier avec seulement 1204 éléments triangulaires. (b) Tracé semi-logarithmique de la convergence relative paramètre C, l'équation (3.16), pour les champs physiques comme taille du maillage les éléments sont diminués. La ligne pointillée indique un seuil de $C = 0,002$, choisi comme un compromis entre la précision et le temps de calcul. Pour le champ de vitesse de second ordre pour descendre en dessous de ce seuil de convergence, un la taille maximale de l'élément $d_{\text{mail}} = 0.5\delta$ ou $\frac{\delta}{d_{\text{mail}}}$ est nécessaire à la limites du domaine (ligne pointillée).

Solution pour la plus petite valeur de d_{mail} ,

$$C(g) = \sqrt{\frac{\int (g-g_{\text{ref}})^2 dydz}{(g_{\text{ref}})^2 dydz}} \quad (4.2)$$

Pour g_{ref} , nous avons choisi $d_{\text{mail}} = 0.3\delta$ ou $\frac{\delta}{d_{\text{mail}}} = 3.3$, ce qui résultant en 2.6×10^5 éléments de mailles triangulaires. La convergence exponentielle du premier et du second ordre champs pour $d_{\text{mail}} < \delta$ apparaît comme des lignes droites dans le semilogarithmic parcelles de la figure (4.2 (b)). Le second ordre moyen en temps champ de vitesse $\langle v_2 \rangle$ converge considérablement plus lentement que le premier ordre champs, car cela dépend des gradients du premier ordre champs, et exige donc une meilleure résolution. Pour obtenir une convergence relative du champ de vitesse du second ordre ci-dessous 0.002 (ligne pointillée), une taille d'élément maximale de $d_{\text{mail}} = 0.5\delta$ ou $\frac{\delta}{d_{\text{mail}}} = 2.0$ est nécessaire aux limites. Cette taille de maille, qui donne 1.2×10^5 élément triangulaire, est utilisée pour les résultats présentés dans cet article.

4.3 Résultats

Les résultats suivants visent à montrer l'insensibilité de la demi-onde horizontale résonance à la forme spécifique du actionnement par ultrasons, caractérisant le premier et le second ordre champs acoustiques, et à enquêter sur la dépendance du mouvement acoustophorétique des microparticules sur la géométrie du système et paramètres matériels

4.3.1 mise en scène

L'actionnement par ultrasons est modélisé en utilisant la limite de vitesse condition en l'équation (3.4c) à la fréquence 1,97 MHz pour exciter la demi-onde horizontale résonance dans notre système modèle Figure (4.1 (b)).

En utilisant les trois modes d'actionnement suivants pour la vitesse condition aux limites v_{bc} dans l'équation (3.4c),

$$v_{bc}^A \left(\pm \frac{w}{2}, z \right) = \pm v_{bc,0}^A, \quad (4.3a)$$

$$v_{bc}^B \left(y, -\frac{h}{2} \right) = v_{bc,0}^C \sin(2\pi \frac{y}{w}) \quad (4.3b)$$

$$v_{bc}^C \left(y, -\frac{h}{2} \right) = v_{bc,0}^C \left(\frac{1}{2} - \frac{y}{w} \right) \left(\frac{1}{2} + \frac{y}{w} \right)^2 \quad (4.3c)$$

Nous montrons le résultat attendu que cette résonance est en effet excitée indépendamment de la dépendance spatiale détaillée de v_{bc} tant que la fréquence d'oscillation est égale à la fréquence de résonance.

Pour les trois modes d'actionnement, l'amplitude de la vitesse les conditions aux limites sont choisies de telle manière que l'intégrale de la ligne de la valeur absolue $|v_{bc}|$ De la vitesse le long du périmètre $\partial\Omega$ du domaine Ω est donné en termes de fréquence angulaire ω et une valeur caractéristique d_0 du déplacement d'un actionné Frontier,

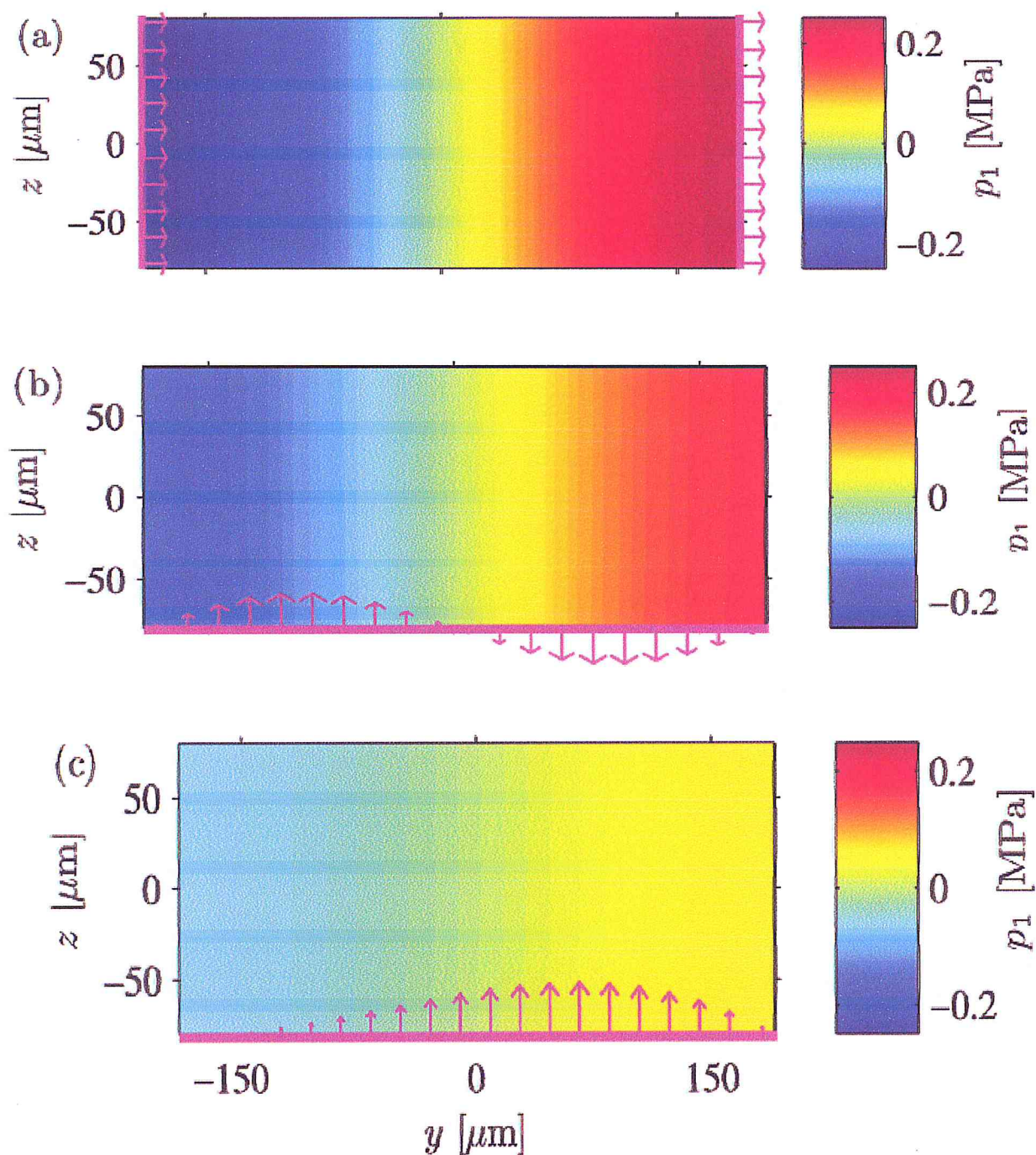


Figure 4.3 : Trois modes d'actionnement différents v_{bc} (flèches magenta) de la cavité remplie d'eau.

Figure (4.3) Trois modes d'actionnement différents v_{bc} (flèches magenta) de la cavité remplie d'eau. Diagramme de couleur du champ de pression de premier ordre p_1 résultant de l'actionnement, l'équation (4.3). Dans tous les cas, la fréquence d'actionnement est 1,97 MHz, correspondant à la fréquence de résonance la plus faible de la cavité, et on voit que les trois modes d'actionnement excitent la demi-

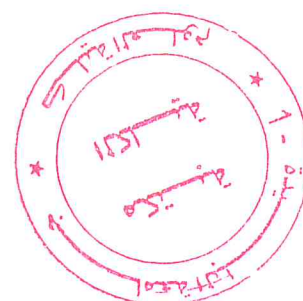
onde horizontale résonance. L'amplitude de pression du mode de résonance est (a) 0,24 MPa avec actionnement latéral, (b) 0,16 MPa avec paroi inférieure anti-symétrique actionnement et (c) 0,06 MPa avec actionnement non symétrique de la paroi inférieure

$$\oint_{\partial\Omega} |v_{bc}^x| dl = 2h\omega d_0, \quad X = A, B, C \quad (4.4)$$

En particulier, la constante de normalisation $2h$ est choisie pour que $v_{bc,0}^A = \omega d_0$, avec $d_0=0,1$ nm, une valeur typique des déplacements, [145] ce qui se traduit par des amplitudes de résonance dans la gamme de ceux mesurée dans des expériences typiques.[143-146-147] Les champs de pression de premier ordre résultant des trois différents les modes d'actionnement sont illustrés à la Figure 4.3. On voit que tous les, modes d'actionnement excitent la demi-onde horizontale à 1,97 MHz résonance. Bien que les conditions aux limites de vitesse aient été normalisées, l'amplitude de la résonance est différente pour chacun des trois modes d'actionnement, à savoir chaque mode d'actionnement se couple au mode de résonance avec sa propre force. Les études présentées dans le reste de cet article, nous avons utilisé la condition limite de vitesse l'équation (4.3a), représentée sur la figure (4.3 (a)), en raison de sa simplicité et son fort couplage au mode de résonance.

4.3.2 Champs de premier ordre

Nous passons maintenant à l'étude des domaines de premier ordre résultant de la condition limite de vitesse l'équation (4.3a) et figure (4.3 (a)). Dans la Figure (4.4), Tracés de couleur de la pression p_1 , température T_1 , vitesse horizontale



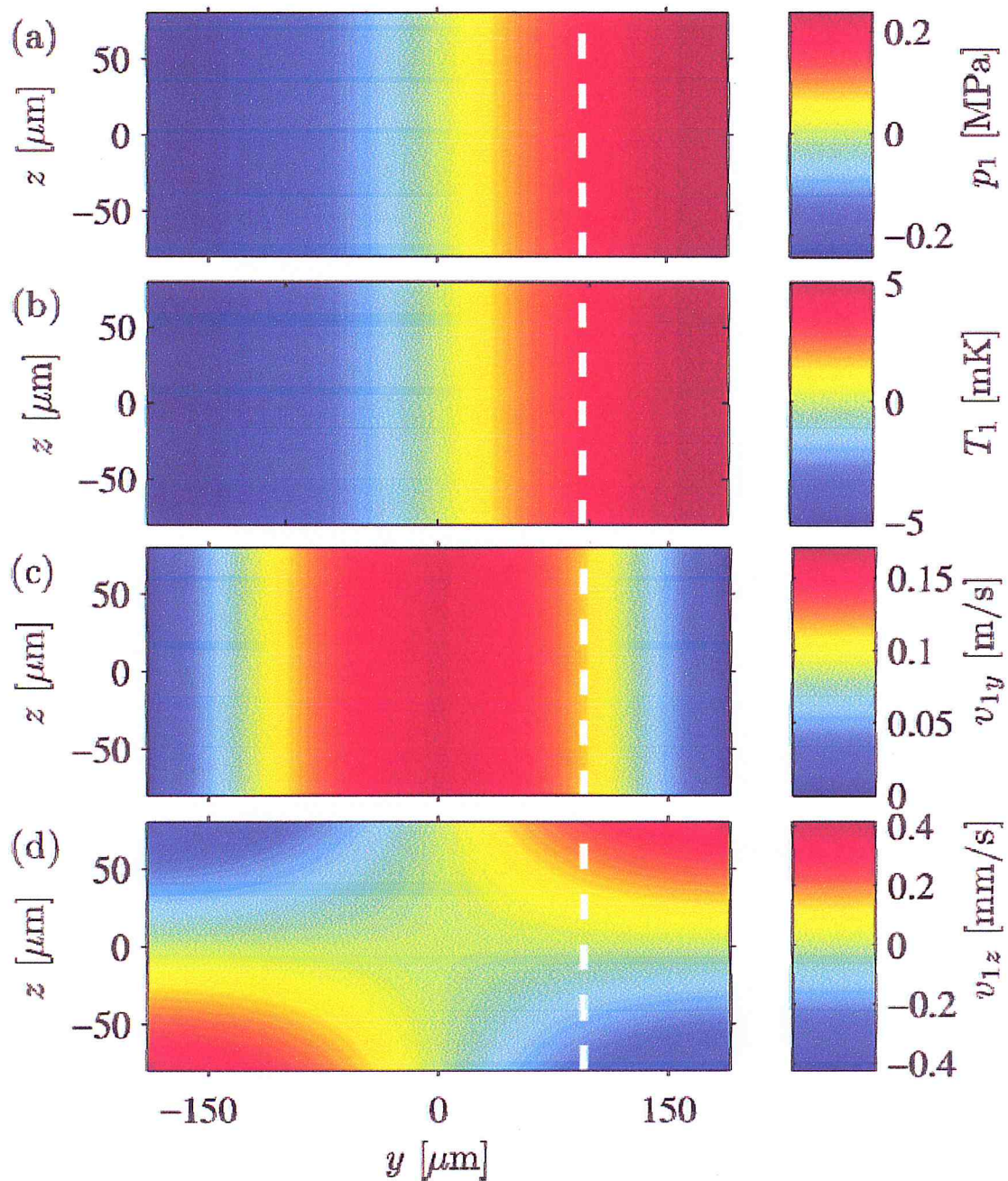
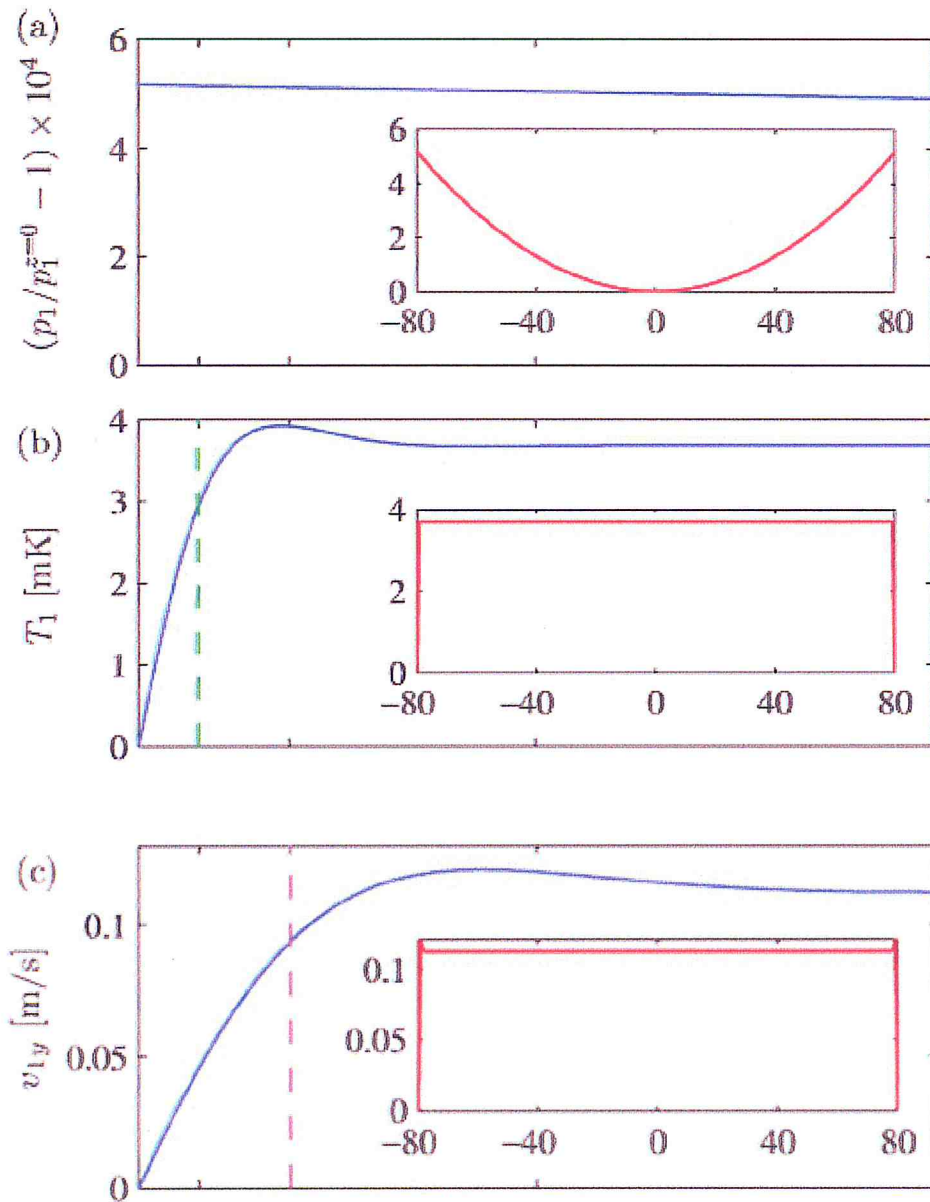


Figure 4.4 : Tracés de couleur des amplitudes des champs oscillants du premier ordre dans le canal rempli d'eau à la demi-onde horizontale.

Figure (4.4) Tracés de couleur des amplitudes des champs oscillants du premier ordre dans le canal rempli d'eau à la demi-onde horizontale debout à 1,97 MHz résonance excitée par la condition de limite de vitesse l'équation eq (4.3a): (a) pression p_1 , identique au panneau (a) de la figure(4.3), (b) température T_1 , (c) vitesse horizontale v_{1y} et (d) vitesse verticale v_{1z} . L'horizontale la vitesse est beaucoup plus grande que la vitesse verticale, due à l'interaction de la résonance

acoustique avec le bas et le haut des murs. La limite visqueuse mince inférieure au micromètre ne peut pas être vue sur l'échelle de 100 mm de la parcelle. Les lignes blanches en pointillés indiquent le domaine pour les tracés de ligne dans la(Figure 4.5).



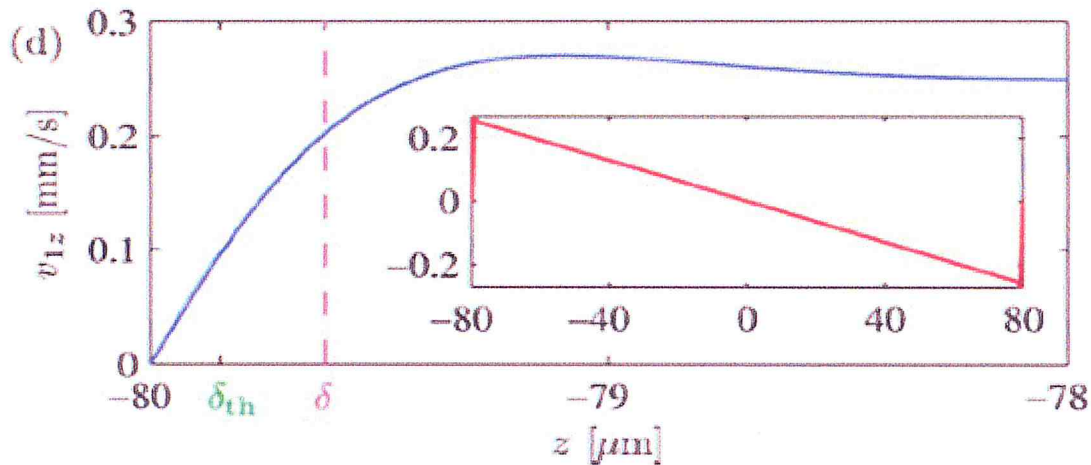


Figure 4.5 : Tracés linéaires le long des lignes blanches en pointillés à $y = w / 4$.

Figure. 4.5 Tracés linéaires le long des lignes blanches en pointillés à $y = w / 4$ Figure 4.4, des amplitudes des champs du premier ordre oscillant: (a) relative Changement de pression $P_1/p_1^{z=0} - 1$, b) température T_1 , c) vitesse horizontale v_{1y} , et (d) la vitesse verticale v_{1z} . Les tracés principaux (courbes bleues) montrent les amplitudes de champ proches de la paroi inférieure, tandis que les insertions (courbes rouges) affichent les amplitudes de champ sur toute la hauteur du canal. Les échelles de longueur caractéristique des couches limites thermiques et visqueuses, δ_{th} et δ , sont indiqués par les lignes en pointillés verts et magenta, respectivement. T_1 , v_{1y} et v_{1z} présentent toutes des variations marquées sur la longueur échelle de la couche limite, tandis que p_1 et v_{1z} ne montrent que des variations à travers la pleine hauteur du domaine.

v_{1y} , et la vitesse verticale v_{1z} sont affichées. Les amplitudes et les structures de p_1 , T_1 et v_{1y} se rapportent à la résonance acoustique, tandis que v_{1z} survient en raison de l'interaction visqueuse de l'horizontale demi-onde de résonance dans la masse avec les parois inférieure et supérieure. Par conséquent, la magnitude de v_{1z} est insignifiante par rapport à l'ampleur de v_{1y} . Les amplitudes de p_1 et T_1 ont les mêmes structure spatiale, décalée horizontalement de $1/4$ par rapport à la structure spatiale de v_{1y} .

Sur la (figure 4.5), les amplitudes des champs du premier ordre sont tracées le long des lignes blanches en pointillés à $y = w / 4$ montré dans la (Figure 4.4). Dans (Figure 4.5(a)) nous avons tracé le changement de pression relative, $p_1/p_1^{z=0} - 1$ par rapport à l'amplitude de pression au centre $(y, z) = (w/4, 0)$. Ce changement relatif est de l'ordre de 10^{-4} , ce qui implique p_1 qu'est presque indépendant de z . En particulier, ne montre aucune marque variation de l'échelle de longueur de l'épaisseur de la couche limite δ opposé à la vitesse v_{1y} et à la température T_1 de la (figure 4.5 (b) - (c)). À remplir les conditions aux limites dans l'équation (4), les deux dernières diminuent de leurs valeurs en vrac à zéro au mur sur quelques fois δ_{th} et δ , respectivement, qui définit les épaisseurs du thermique et couches limites visqueuses, respectivement (lignes pointillées sur la figure (4.5)).

En outre, v_{1z} augmente également de zéro au mur, mais ensuite présente une diminution linéaire lente en dehors de la couche limite, (Figure 4.5 (d)). T_1 , v_{1y} et v_{1z} dépassent légèrement avant de se fixer à leurs valeurs en vrac respectives, un effet similaire à celui observé dans le problème classique de l'exécution d'une paroi plane dans le plan oscillations. [148] Alors que T_1 et v_{1y} ne montrent aucune variation de hauteur du canal en dehors des couches limites, p_1 et v_{1z} le font, avec p_1 étant symétrique (presque parabolique) et v_{1z} antisymétrique (presque linéaire). Ces variations de p_1 et v_{1z} résultent de l'interaction visqueuse entre l'acoustique horizontale résonance et la paroi inférieure et supérieure, délimitant l'acoustique champ de résonance.

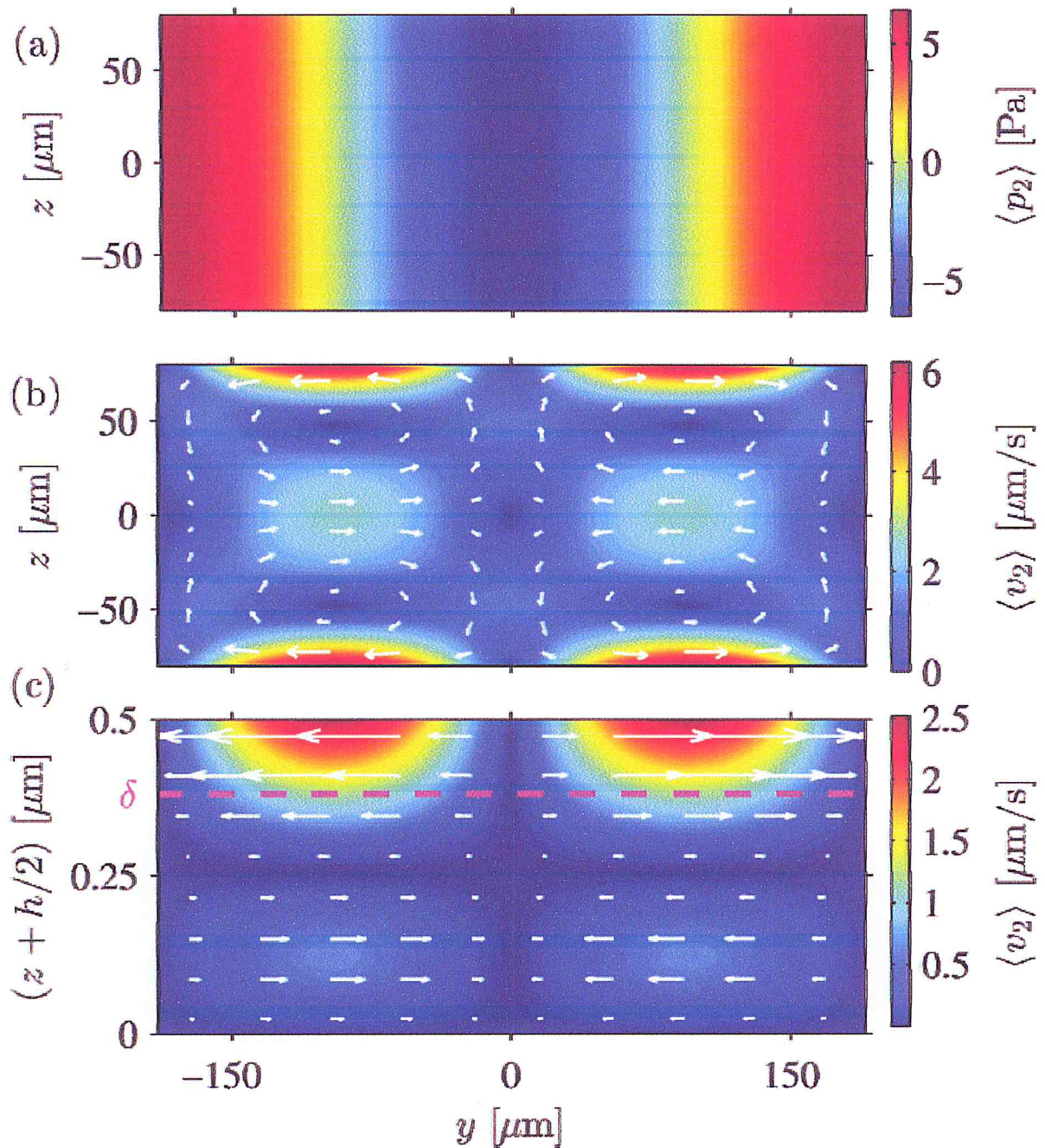


Figure 4.6 : Champs de second ordre moyennés dans le temps dans le canal rempli d'eau excités dans la demi-onde horizontale.

Figure (4.6) Champs de second ordre moyennés dans le temps dans le canal rempli d'eau excité dans la demi-onde horizontale résonante de 1,97 MHz par la paroi latérale actionnement représenté sur la Figure (4.3 (a)) et piloté par les champs de premier ordre tracés en Figure (4.4(a)) Courbe de couleur de la pression de deuxième ordre moyennée dans le temps $\langle p_2 \rangle$ avec une magnitude d'environ 2.5×10^{-5} fois plus petite que l'amplitude de la pression oscillante de premier ordre p_1 sur la figure (4.4(a)). b) Vecteur tracé (flèches blanches) de la vitesse de

transmission en continu du second ordre en moyenne dans le temps $\langle v_2 \rangle$ et tracé de couleur de sa magnitude $\langle v_2 \rangle$. Quatre en vrac (*Rayleigh*) les rouleaux de streaming sont clairement vus avec la vitesse maximale près du sommet et les murs inférieurs. (c) Zoom sur la couche limite de $0,4 \mu\text{m}$ d'épaisseur près de la paroi inférieure présentant les deux délimitations (*Schlichting*) en streaming rouleaux qui entraînent les rouleaux de diffusion en vrac (*Rayleigh*).

4.3.3 Champs de second ordre et diffusion acoustique

Comme décrit par l'équation (3.9) les interactions non linéaires du premier ordre les champs donnent lieu à des champs de second ordre moyennés dans le temps, résultant en un champ de pression statique et un champ de vitesse constante comme illustré à la Figure (4.6). Les champs de second ordre moyennés dans le temps présentent une oscillation spatiale dans la direction horizontale de la longueur d'onde

$\lambda/2$. Cela rappelle la période spatiale doublée pour le système classique à plaques parallèles infinies de la Figure(4).

L'amplitude de la pression de second ordre moyennée dans le temps $\langle p_2 \rangle$ sur la figure (4.6 (a)) est environ 2.5×10^{-5} fois plus petit que l'amplitude de la pression oscillante du premier ordre sur la figure (4.4 (a)). Le champ de vitesse moyenné dans le temps $\langle v_2 \rangle$ sur la figure (4.6 (b)) contient quatre rouleaux en vrac (*Rayleigh*) en continu. La vitesse de diffusion est maximum près du mur supérieur et inférieur et a deux local maxima sur l'axe central horizontal $z = 0$, où paires opposées des rouleaux en vrac se rencontrent. La solution de la figure (4.6 (b)) est similaire à La solution analytique de *Rayleigh* [148-149] esquissée à la Figure(4), mais elle dévie sur les deux points suivants: (i) comme nous considérons un géométrie rectangulaire et non des plaques parallèles, la vitesse est forcé à être nul sur les parois latérales, ce qui ralentit légèrement la le flux de rotation des rouleaux de flux, et (ii) comme nous ne sommes pas dans le limite $h \ll \lambda$, la force des rouleaux de diffusion diminue légèrement avant de se réunir au centre de la chaîne, ce qui se traduit par un moindre amplitude de la vitesse de diffusion dans l'horizontale plan central que prévu par *Rayleigh*.

La figure (4.6 (c)) montre un zoom avant sur la viscosité visqueuse de $0,4 \mu\text{m}$ couche limite près de la paroi inférieure contenant deux rouleaux de délimitation (*Schlichting*). Ces rouleaux de délimitation sont très allongé dans la direction

horizontale; l'axe z sur la figure (4.6 (c)) est étiré d'un facteur 10^3 par rapport à l'axe y. C'est important de mentionner que les rouleaux de diffusion en limite sont générés par les interactions non linéaires des champs du premier ordre à l'intérieur de la couche limite, alors que les rouleaux en vrac sont entraînés par les rouleaux de diffusion de la limite et non par la non-linéaire interaction des champs de premier ordre dans la masse. La moyenne du temps la vitesse de second ordre $\langle v_2 \rangle$ est nulle sur la paroi inférieure, donc remplissant les conditions limites l'équation (4b), tandis que le maximum de sa composante horizontale $v_{2y}^{\text{bnd}} = 6.42 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ est atteint à une distance d'environ 3δ du mur. Le volume maximum amplitude $U_1 = 0.162 \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ de la vitesse horizontale de premier ordre composant, v_{1y} montré à la Figure (4.4 (c)), est atteint au canal centre $y = 0$. De là, on calcule la vitesse caractéristique ratio $\Psi = C_0 v_{2y}^{\text{bnd}} / U_1^2 = 0.367$, qui diffère de moins de 3% la valeur $\Psi = 3/8 = 0.375$ du modèle à plaques parallèles l'équation (3.10).

4.3.4 Simulations de traçage des particules

Dans la plupart des techniques expérimentales de visualisation des écoulements microfluidiques, des particules de traceur sont employées.[150] Imiter ceci et soulager comparaison avec l'expérience, nous avons effectué un traçage des particules simulations utilisant la technique décrite dans la section III B. simulations, nous avons étudié le mouvement du polystyrène 144 des microparticules en suspension dans l'eau et réparties uniformément au temps initial $t = 0$ comme indiqué sur la figure (4.7 (a)).

Dans figure (4.7 (b) - (f)), les trajectoires des particules après 10 s de Le mouvement acoustophorétique des 144 microparticules sont présentées. Dans chaque panneau, toutes les particules ont le même diamètre $2a$, mais la taille des particules est progressivement élargie d'un panneau à la suivant: (b) $2a = 0,5 \mu\text{m}$, (c) $1 \mu\text{m}$, (d) $2 \mu\text{m}$, (e) $3 \mu\text{m}$ et (f) $5 \mu\text{m}$.

Pour les plus petites particules, les panneaux (b) et (c), la force de traînée de le streaming acoustique domine le mouvement des particules, et le des flux de flux caractéristiques sont clairement visualisés. Pour les particules plus grosses, panneaux (e) et (f), la force de rayonnement acoustique domine le mouvement des particules, et la vitesse des particules u est presque horizontale avec la dépendance spatiale sinusoïdale donnée par $u_y(y) = F_{1D}^{\text{rad}}(y) / (6\pi\eta a)$ trouver à partir de l'équation

(3.13a). Cela se traduit par une focalisation mouvement des particules vers le plan nodal de pression verticale à $y = 0$. Les panneaux (d) et (e) montrent un régime intermédiaire où la traînée et les forces de rayonnement sont du même ordre de grandeur. Au plan nodal $y = 0$, les forces de rayonnement sont nulles et par conséquent, pour des temps t supérieurs à 10 s, toutes les particules du panneau (f) qui ont atteint $y = 0$ finissent à $(y, z) = (0, \pm h/2)$ n raison des forces de traînée induites par le flux, faibles mais non nulles.

Le passage d'un comportement acoustophorétique à un autre en fonction de la taille des particules, avec une particule critique diamètre de $2 \mu\text{m}$ trouvé sur la figure (4.7 (d)), est en accord avec le argument de mise à l'échelle suivant: [151] Si nous supposons un équilibre de force entre la force de rayonnement et la force de traînée de l'acoustique streaming, $F^{\text{rad}} = -F^{\text{drag}}$, en gardant une particule donnée fixée ($u = 0$), et si nous estimons l'ampleur de la vitesse de diffusion à être donnée par l'équation (3.10) comme $\langle v_z \rangle = \Psi U_1^2 / c_0$, où Ψ est une géométrie dépendante facteur d'unité d'ordre, alors l'équation (3.13) et (3.14) conduisent à

$$\pi a_c^3 q p_0 u_1^2 \phi \approx 6 \pi \eta a_c \Psi \frac{u_1^2}{c_0} \quad (4.5)$$

Où a_c est le rayon de particule critique. Ainsi, comme trouvé dans l'équation (4.2), le diamètre de particule critique $2a_c$ devient

$$2a_c = \sqrt{12 \frac{\Psi}{\phi}} \delta \approx 2.0 \mu\text{m} \quad (4.6)$$

La valeur est calculée en utilisant $y = 0.375$, valable pour un mur plan l'équation (3.10), et $w = 0.165$, obtenu pour les particules de polystyrène avec diamètres compris entre 0,5 mm et 5 mm dans l'eau obtenue à partir l'équation (3.13b) en utilisant les valeurs de paramètre du tableau 1. La relation l'équation (4.6) pour le diamètre critique des particules croisées est importante pour concevoir des expériences reposant sur des acoustophorétique spécifiques comportements en fonction de la taille des particules.

La géométrie du canal entre à travers les paramètres de facteur y , de particule et de matériau liquide par w , et les paramètres liquides et la fréquence à travers la épaisseur de la couche limite δ .

4.3.5 Streaming pour un rapport d'aspect accru

Comme exemple de la façon dont la géométrie affecte l'acoustophorétique mouvement de microparticules de polystyrène, nous étudions ici la conséquence de l'augmentation du ratio d'aspect du canal section transversale de $h/w = 0.42$ à 2 en gardant tous les autres paramètres fixé. Comme illustré à la Figure (4.8 (a)), le champ de vitesse de transmission est seulement significatif près du haut et du bas du canal pour le grand rapport d'aspect $h/w = 2$. Cela se produit parce que donné, espace vertical suffisant, l'extension verticale Δ du streaming, roll est identique à celui horizontal, qui est $\Delta = \lambda/4$. Pour la demi-onde horizontale résonance dans un canal de format $h/w = 2$ nous avons $\lambda = 2w = h$, ce qui implique $\Delta = h/4$, et nous avons donc attendez-vous à une région sans flux avec une extension verticale de $h - 2(h/4) = h/2$ autour du centre de la chaîne, ce qui est effectivement vu dans Figure (4.8 (a)).

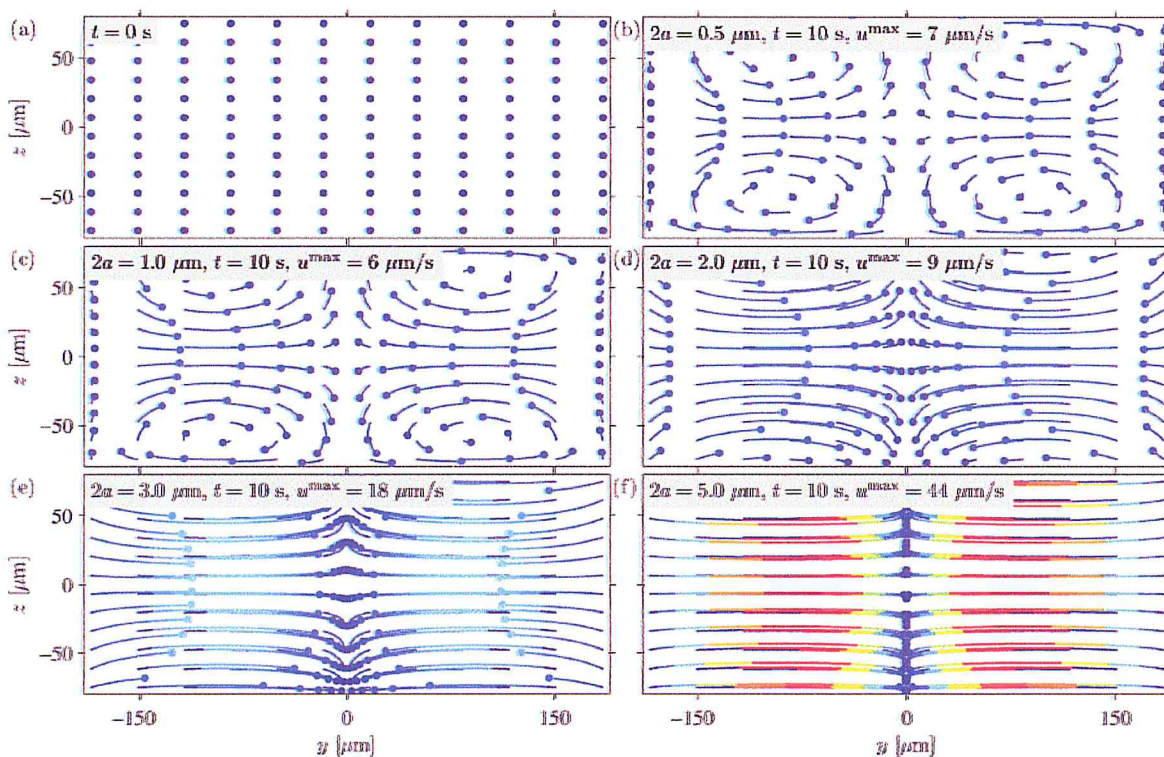


Figure 4.7 : Les positions de départ (points) de 144 particules réparties uniformément.

Figure (4.7 (a)) Les positions de départ (points) de 144 particules réparties uniformément à $t = 0$ s dans le domaine de calcul au début de l'alternance horizontale Résonance de 1,97 MHz indiquée dans les Figure (4.4 et 4.6). Les cinq panneaux suivants montrent les trajectoires (lignes colorées) et les positions (points)

des particules. Ont atteint par Acoustophorèse à $t = 10$ s pour cinq diamètres de particules différents: (b) $0,5 \mu\text{m}$, (c) $1 \mu\text{m}$, (d) $2 \mu\text{m}$, (e) $3 \mu\text{m}$ et (f) $5 \mu\text{m}$. Les couleurs indiquent la vitesse instantanée des particules u allant de $0 \mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ (bleu foncé) à $44 \mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ (rouge foncé). Les longueurs des trajectoires indiquent la distance parcourue par les particules en 10 s. La traînée induite par le streaming domine le mouvement des particules les plus petites, qui sont par conséquent avancées le long des rouleaux de diffusion acoustique de la figure (4.6 (b)). En revanche, la force de rayonnement acoustique domine le mouvement des plus grosses particules, qui sont donc forcées au plan nodal vertical à $y = 0$ de la pression de premier ordre p_1 représentée sur la figure (4.4 (a)).

En conséquence, le mouvement acoustophorétique des particules dans la région centrale est contrôlée par la force de radiation. Ceci est illustré sur la figure (4.8 (b)), où les trajectoires de petites particules de $1 \mu\text{m}$ de diamètre sont montrées. Pour $-h/4 < z < h/4$ leur mouvement est similaire à la force de radiation mouvement dominé des particules de plus grand diamètre de $5 \mu\text{m}$ se déplaçant dans le canal peu profond avec $h/w = 0.42$ comme indiqué sur la figure (4.7(f)). Près des parois supérieure et inférieure, les particules de $1 \mu\text{m}$ de diamètre présentent le mouvement habituel induit par le flux de petites particules. Clairement, la géométrie peut être utilisée pour obtenir plus de contrôle du mouvement acoustophorétique de particules en suspension dans des microcanaux.

4.3.6 Streaming dans un tampon à haute viscosité

Selon l'équation (4.6), le diamètre de particule critique pour le croisement entre dominé par le rayonnement et dominé par le streaming le mouvement acoustophorétique est proportionnel à la couche limite épaisseur $\delta = \sqrt{2\eta/(\rho_0\omega)}$. De toute évidence, la viscosité peut également être utilisée pour contrôle acoustique. Nous avons donc étudié les effets du remplacement eau ($\eta = 1 \text{ mPa}\cdot\text{s}$) avec des mélanges de glycérol, en particulier les 50% mélange de glycérol dans l'eau ($\eta = 5 \text{ mPa}\cdot\text{s}$), pour lequel les paramètres matériels sont listés dans le tableau 1.

Tout d'abord, pour assurer des conditions comparables, nous avons voulu exciter la demi-onde horizontale résonance dans le glycérol dans l'eau système. Comme la vitesse du son du mélange de glycérol est de 15% plus grande que celle de l'eau,

nous avons trouvé la fréquence de résonance à être $f = c_0/(2w) = 2.27$ MHz. Cette fréquence a été utilisée dans la vitesse condition limite l'équation (17a) pour calculer les résultats indiqués dans Figure (4.9) pour le champ de pression du premier ordre, la moyenne temporelle champ de vitesse de diffusion de second ordre et trajectoires de particules pour les particules de polystyrène de 5 μm de diamètre Le glycérol dans l'eau et le système d'eau sont actionnés avec la même vitesse limite donnée dans l'équation (4.4), mais la différence la viscosité des deux liquides conduit à une acoustique différente les réponses L'amplitude de la résonance induite de premier ordre la pression est réduite d'un facteur 2,6 à partir de 0,243 MPa dans la faible viscosité eau de la figure (4.4 (a)) à 0,094 MPa dans la viscosité élevée mélange de glycérol de la figure (4.9 (a)). De même, le streaming induit vitesse $\langle v_{2y}^{\text{bnd}} \rangle$ près de la limite est réduit d'un facteur de 15 de $6.42 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ dans l'eau, Figure (4.6 (b)) à $0,43 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ dans la glycéroline- eau, figure (4.9 (b)). En revanche, compte tenu de la validité de *Rayleigh* théorie du *streaming*, le rapport de vitesse $\Psi = c_0 \langle v_{2y}^{\text{bnd}} \rangle / U_1^2$ devrait être indépendamment de la viscosité. Pour le mélange glycérol-dans-eau, il est 0,336 s'écartant de 8% de la valeur dans l'eau, voir section IV C et 10% de la valeur *Rayleigh* 3/8 de l'équation (3.10). La significative différence dans les valeurs de Ψ déterminées numériquement pour l'eau et le glycérol dans l'eau indique l'inadéquation du *Rayleigh*.

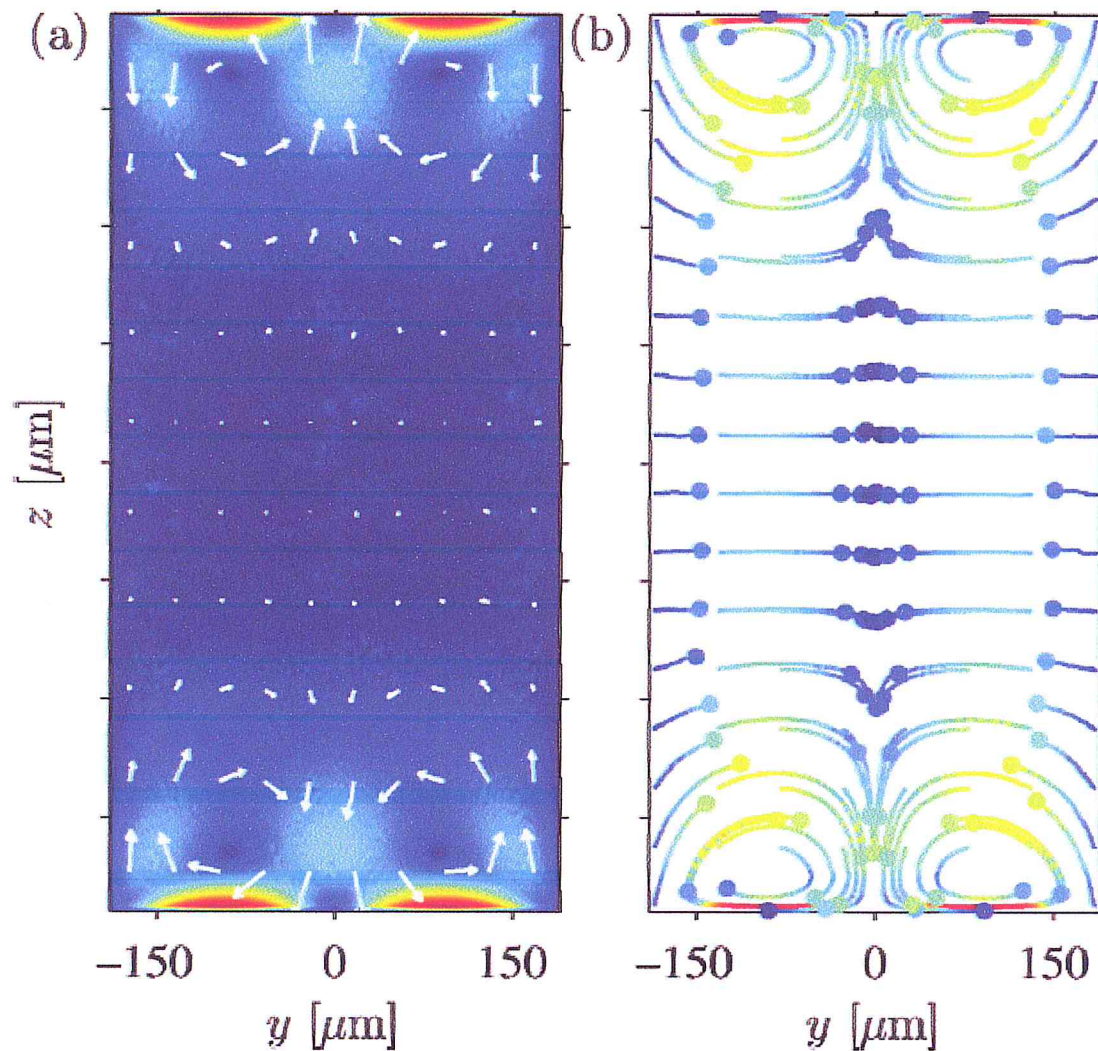


Figure 4.8 : Acoustophorèse dans un canal à rapport d'aspect élevé.

Figure (4.8) Acoustophorèse dans un canal à rapport d'aspect élevé. La configuration est identique à la Figure (4.3(a)) sauf que pour la largeur fixe $w = 0,38 \mu\text{m}$ la hauteur du canal h a été augmentée de $0,16 \mu\text{m}$ (rapport hauteur / largeur = 0,42) à $0,76 \mu\text{m}$ (rapport hauteur / largeur = 2). a) Tracé vectoriel (flèches blanches), similaire à la figure (4.6 (b)), de la vitesse de transmission en continu du second ordre moyennée dans le temps $\langle v_2 \rangle$ et tracé de couleur [de $0 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ (bleu foncé) à $4,2 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ (rouge foncé)] de son ampleur. b) Tracé des particules pour le polystyrène de $1 \mu\text{m}$ de diamètre correspondant à la figure (4.7 (c)) mais pour le temps

$t = 100 \text{ s}$, rapport d'aspect $h / w = 2$ et vitesse allant de $0 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ (bleu foncé) à $3,3 \mu\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ (Rouge foncé). Dans cette géométrie à haut rapport d'aspect, le flux de flux acoustique les rouleaux sont situés près des murs supérieurs et inférieurs,

laissant la région centrale presque en streaming gratuit. Théorie dans un canal rectangulaire. Ce n'est peut-être pas une surprise, car cette théorie est dérivée pour un canal infini à plaques parallèles.

Sur la figure (4.9 (c)), il est montré que la couche limite visqueuse l'épaisseur dans le mélange glycérol-dans-eau à 2,27 MHz es $t\delta = 0,79 \mu\text{m}$, un facteur 2,1 supérieur à la valeur $\varepsilon = 0,38 \mu\text{m}$ dans l'eau à 1,97 MHz représenté sur la figure (4.6(c)). Comme les deux résonances les fréquences ne diffèrent que de 10%, la modification de la couche limite l'épaisseur est principalement due au rapport de viscosité , $\sqrt{5\text{mPa. s}} / \sqrt{1\text{mPa. s}} \approx 2.2$.

Enfin, frome l'équation (3.10) en utilisant $\Psi = 3/8$ et $W = 0.031$, nous avons calculé le diamètre de particule critique doit être $2a_c = 9.5 \mu\text{m}$ pour le croisement de l'acoustophorétique dominée par le rayonnement à l'acoustique mouvement dans le système glycérol dans l'eau. Cette valeur explique pourquoi les trajectoires de particules pour les particules de polystyrène de $5 \mu\text{m}$ de diamètre sur la figure (4.9 (d)) semblent être beaucoup plus influencés par l'acoustique des rouleaux en continu, comparés aux particules de même taille dans l'eau, Figure(4.7 (f)). Au lieu de cela, la figure (4.9(d)) ressemble plus au mouvement du Particules de $1 \mu\text{m}$ de diamètre dans l'eau, Figure (4.7 (c)). Cette ressemblance peut être quantifié par le rapport a / a_c : pour les particules de $5 \mu\text{m}$ de diamètre dans le mélange de glycérol dans l'eau: 0,52, pour un diamètre de $1 \mu\text{m}$ particules dans l'eau pure, il est 0,50, seulement 4% de moins. Notez que parce que de la réduction de la vitesse de diffusion par le mentionné ci-dessus facteur de 15, nous avons choisi de suivre les particules dans la glycérine- mélange d'eau pour 150 s et dans l'eau seulement pendant 10 s.

4.4 Conclusion

La méthode des éléments finis a été utilisée avec succès pour modéliser mouvement acoustophorétique de microparticules à l'intérieur d'un microcanal

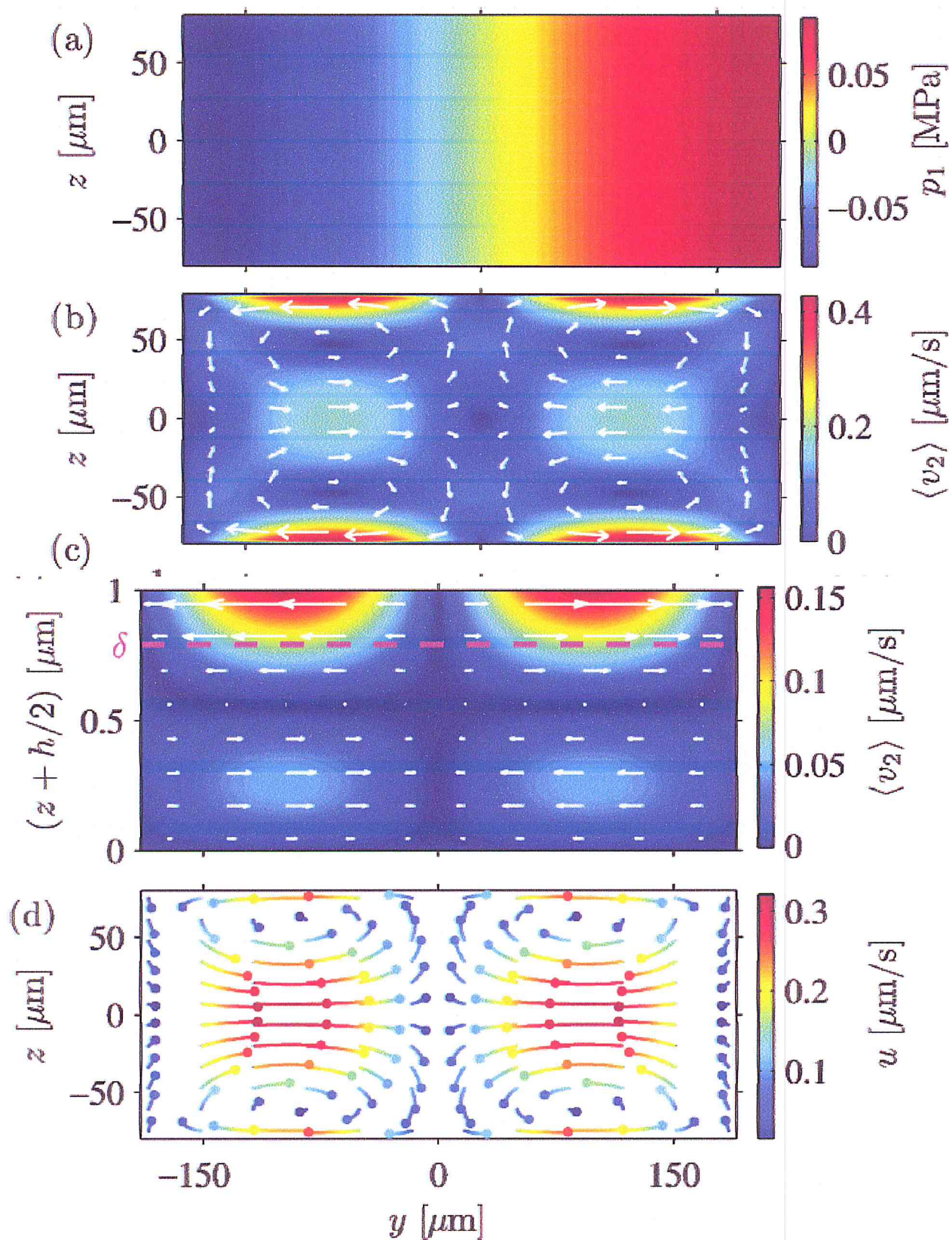


Figure 4.9 : Acoustophorèse dans un mélange à 50% de glycérol dans l'eau.

Figure (4.9) Acoustophorèse dans un mélange à 50% de glycérol dans l'eau. La mise en place est identique à la Figure (4.3 (a)) sauf que la fréquence de résonance est augmentée à $f = c_0/(2w) = 2.27\text{MHz}$. a) Diagramme de couleur de la pression p_1 montrant la demi-onde horizontale résonance. b) Tracé vectoriel (flèches blanches) du vitesse de diffusion en continu du second ordre en moyenne temporelle $\langle v_2 \rangle$ et tracé de couleur de son magnitude correspondant à la figure (4.6 (b)). C) Zoom sur l'épaisseur de $0,4 \mu\text{m}$ couche limite près de la paroi inférieure correspondant à la figure (4.6) (c). (d) Tracé des particules pour des particules de polystyrène de $5 \mu\text{m}$ de diamètre correspondant à la figure 4.7 (f) mais pour 150 s. Contrairement au canal rempli d'eau dans Figure 4.7 (f), le mouvement des particules de $5 \mu\text{m}$ dans le glycérol dans l'eau plus visqueux mélange sont dominés par la traînée induite par le streaming, les trajectoires des particules finissent par ressembler davantage à celles du diamètre $1 \mu\text{m}$ particules Figure (4.7) (c). Soumis à une résonance transversale ultrasonore horizontale demi-onde.

Le mouvement est dû à l'effet combiné de la traînée de Stokes du flux de flux de second ordre moyenné dans le temps et l'acoustique forces de radiation. Pour ce faire, le champ acoustique de premier ordre d'une onde stationnaire a été déterminé à l'intérieur d'une cavité de microcanal par résoudre l'équation de compression alinéatisée Navier-Stokes, le équation de continuité, et l'équation de la chaleur, tout en résolvant le couches limites près des parois rigides. Le champ du *premier* ordre était alors utilisé pour déterminer le flux de flux et le rayonnement acoustique les forces, et à partir de cela les trajectoires dépendantes du temps d'un ensemble de microparticules non interagissant a été calculé.

Un résultat principal est la caractérisation du cross over de dominé par le *streaming* pour acoustophoretic dominé par le rayonnement mouvement des microparticules en fonction du diamètre des particules, géométrie et viscosité. Utilisation d'un microcanal peu profond rempli d'eau comme exemple de base, nous avons montré comment se débarrasser de effets de streaming dans la région centrale d'un microcanal par augmenter le rapport hauteur / largeur. En revanche, en remplaçant l'eau par un mélange de glycérol dans l'eau à 50%, nous avons démontré comment pour améliorer les effets de streaming. La première étude peut former un bon point de départ pour la conception de périphériques sans flux pour la manipulation de particules sub-micrométriques, telles que des petites cellules, les

bactéries et les virus, et donc le soutien expérimental simultanément les efforts pour supprimer le streaming, par exemple par le calcul de la moyenne sur des fréquences d'actionnement alternées.[152] Cette dernière étude est pointant dans la direction des dispositifs de développement avec amélioré capacités de mixage en améliorant le streaming.[153-154] Nous avons donc montré que notre outil de simulation a un grand potentiel pour activer conception améliorée des dispositifs acoustofluidiques.

Une prochaine étape importante consiste à obtenir un essai expérimental direct. Vérification de notre simulation numérique. Comme le parent incertitude des vitesses mesurées des particules acoustophorétique dans acoustofluidiques expérimentale actuelle est 5% ou mieux, il est dans atteindre pour obtenir une telle vérification expérimentale. Un problème est bien sûr que les champs de streaming calculés dans ce travail sont enlié plan vertical, perpendiculaire à l'horizontale habituelle plan de visualisation, et donc visualisation en 3 dimensions spécialisée des techniques sont nécessaires, telles que des microparticules stéréoscopiques. Vélocimétrie d'image [150-155] ou vélocimétrie de suivi de particules d'astigmatisme. [156] Mais même si de telles méthodes 3D sont complexes à réaliser, cela en valait la peine compte tenu de la grande utilité d'avoir un modèle numérique du mouvement des particules acoustophorétique. Avec une vérification expérimentale réussie, ce serait clairement précieux pour étendre le modèle numérique. Une étape évidente, qui n'est pas difficile sur le plan conceptuel, mais cela nécessiterait ressources informatiques, serait de faire un modèle 3D complet prenant les propriétés élastiques de la puce entourant le microcanal en compte. La pertinence d'une telle extension réside dans la sensibilité du flux acoustique sur la frontière condition. Seule une théorie acousto-élastique complète fournirait conditions aux limites réalistes et précises. Une autre classe des extensions de modèle évidentes traitent de la modélisation de la particule suspension. Une extension triviale serait d'inclure la gravité et la flottabilité, mais plus important et beaucoup plus difficile serait être l'inclusion des interactions particule-particule et particule-paroi qui sont négligés dans le présent travail. Ces effets multi-particules inclure, par exemple, la génération de flux de flux dans la limite couche de chaque particule [157] et pas seulement la couche limite du mur.

Après une telle extension, notre modèle pourrait être utilisé avec des expériences de haute précision comme nouvel outil de recherche étudier et clarifier les nombreux

problèmes encore non résolus avec les particules interactions particules et particules-paroi dans les acoustofluidiques.

Les applications susmentionnées démontrent toutes que notre modèle numérique est à la fois opportun et a un énorme potentiel au sein de conception de l'appareil et études des aspects physiques de base de l'Acoustophorèse.

Conclusion générale

Ce travail de master consiste à étudier l'utilisation du flux acoustique dans une section transversale de microcanal pour la manipulation et séparation des cellules en microfluidique.

Tout d'abord, nous avons commencé par une étude bibliographique illustrant les progrès réalisés dans la bioMEMS au cours des dernières décennies ainsi que le domaine de la microfluidique et aussi la séparation et tri cellulaire, évoquant les différents types de tri cellulaire.

Ensuite en utilisant le logiciel de simulation numérique *COMSOL Multiphysics* basé sur la méthode des éléments finis. A partir d'une conception préexistence difficilement réalisable pour les procédés de la microfabrication, nous avons proposé une conception planaire beaucoup plus facile à réaliser.

En fin en à montrer Les résultats qui visent l'insensibilité de la demi-onde horizontale résonance à la forme spécifique du actionnement par ultrasons, caractérisant le premier et le second ordre champs acoustiques, et à enquêter sur la dépendance du mouvement acoustophorétique des microparticules sur la géométrie du système et paramètres matériels.

Nous avons réussi à simuler une structure 2D mais les simulations prenaient un temps très long car on ne dispose pas de station poussée en calcul.

Des structure 3D dans un microcanal a été proposée et devra être amélioré dans des projets futurs.

Références bibliographiques

- [1] Steven S. Saliterman (2006). *Fundamentals of BioMEMS and medical microdevices*. Bellingham, Wash., USA: SPIE-The International Society for Optical Engineering. ISBN 0-8194-5977-1
- [2] Folch, Albert (2013). *Introduction to BioMEMS*. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-1-4398-1839-8.
- [3] Manz, A.; Graber, N.; Widmer, H.M. (1990). "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing". *Sensors and Actuators B: Chemical*.
- [4] Manz, A.; Graber, N.; Widmer, H.M. (1990). "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing". *Sensors and Actuators B: Chemical*.
- [5] Fodor, S.; Read, J.; Pirrung, M.; Stryer, L; Lu, A.; Solas, D (1991). "Light-directed, spatially addressable parallel chemical synthesis". *Science*. 251 (4995): 767–773.
- [6] Henry, Sebastien; McAllister, Devin V.; Allen, Mark G.; Prausnitz, Mark R. (1998).
- [7] Kopp, M. U.; de Mello, A. J.; Manz, A. (1998). "Chemical Amplification: Continuous-Flow PCR on a Chip". *Science*. 280 (5366): 1046–1048.
- [8] Takayama, S.; McDonald, J. C.; Ostuni, E.; Liang, M. N.; Kenis, P. J. A.; Ismagilov, R. F.; Whitesides, G. M. (1999). "Patterning cells and their environments using multiple laminar fluid flows in capillary networks". *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*.
- [9] Steven S. Saliterman (2006). *Fundamentals of bioMEMS and medical microdevices*. Bellingham, Wash., USA: SPIE—the International Society for Optical Engineering. ISBN 0-8194-5977-1
- [10] Fabrication et fonctionnalisation de BioMEMS par plasma froid pour l'analyse de la biocatalyse en spectroscopie TeraHertz, Abdenour ABBAS, 2009.
- [11] Lagally E.T., Simpson P.C., Mathies R.A., « monolithic integrated microfluidic DNA amplification and capillary electrophoresis analysis system », *Sensors and Actuators B* 63_(2000), 138-146. (2001), 102-107.
- [12] "Une pharmacie dans la bouche", *Ca M'INTÉRESSE*, Février 2007, n°312.
- [13] Y. XIA, G.M. WHITESIDES. "Soft lithography", *Annual Review of Materials Science*, vol. 28 (1), August, 1998, pp. 153-184.
- [14] D.J. MOONEY, A.G. MIKOS.

"Growing new organs", Scientific American, 1999, vol. 280, no4, pp. 60-65.

[15] DEBIOTECH <http://www.debiotech.com>

[16] Jacobson S.C., Hergenroder R., Koutny L.B., Ramsey J.M., "High-speed Separations on a Microchip", Anal. Chem. 66 (1994), 1114-1118.

[17] Manz A., Graber N., Widmer H.M., "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing", Sensors and Actuators B 1 (1990), 244-248

[18] Lagally E.T., Simpson P.C., Mathies R.A., « monolithic integrated microfluidic DNA amplification and capillary electrophoresis analysis system », Sensors and Actuators B 63_(2000), 138-146. (2001), 102-107.

[19] « La révolution des biopuces » CEA, Petit déjeuner de presse du 14 octobre (2002).

[20] Nachamkin I., Panaro N.J., Li M., Ung H., Yuen P.K., Kricka L.J., Wilding P., "Agilent 2100 Bioanalyzer for Restriction Fragment Length Polymorphism Analysis of the *Campylobacter jejuni* Flagellin Gene" Journal of Clinical Microbiology, (2001), 754757.37]: "Une pharmacie dans la bouche", Ca M'INTÉRESSE, Février 2007, n°312.

[21] Jamshaid T., Tenorio Neto E. T., Eissa M. M., Zine N., Kunita M. H., El-Salhi A. E., Elaissari A., "Magnetic particles: From preparation to lab-on-a-chip, biosensors, microsystems and microfluidics applications", Trends in Analytical Chemistry, (2015).

[22] Pamme N., "Continuous flow separations in microfluidic devices", Lab Chip, 7, 2007, 1644-1659.

[23] 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.

[24] Tchavtchavadze M. B., Perrier M., Jolicoeur M., "Small scale bioreactor platform for bioprocess optimisation", Pharmaceutical Engineering, vol. 27, (2007), 1-10.

[25] Giannitsis A. T., "Microfabrication of biomedical lab-on-chip devices, A review", Estonian Journal of Engineering, vol. 17, n°. 2, (2011), 109-139.

- [26] 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.
- [27] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2536524/>
- [28] Lee, Dae-Sik, et al. "Fabrication of microdevices for separation of circulating tumor cell using lateral magnetophoresis and immunomagnetic nanobeads." *SENSORS*, 2013 IEEE. IEEE, 2013.
- [29] Shields IV, C. Wyatt, et al. "Magnetographic array for the capture and enumeration of single cells and cell pairs." *Biomicrofluidics* 8.4 (2014): 041101.
- [30] Marx, Vivien. "Biophysics: using sound to move cells." *Nature methods* 12.1 (2015): 41-44.
- [31] Ding, Xiaoyun, et al. "Cell separation using tilted-angle standing surface acoustic waves." *Proceedings of the National Academy of Sciences* 111.36 (2014): 12992-12997.
- [32] Wang, Zhuochen, and Jiang Zhe. "Recent advances in particle and droplet manipulation for lab-on-a-chip devices based on surface acoustic waves." *Lab on a Chip* 11.7 (2011): 1280-1285.
- [33] Cecala, Christine, and Jonathan V. Sweedler. "Sampling techniques for single-cell electrophoresis." *Analyst* 137.13 (2012): 2922-2929.
- [34] Lewis, A. P., et al. "Review on the development of truly portable and in-situ capillary electrophoresis systems." *Measurement Science and Technology* 24.4 (2013): 042001.
- [35] S. Menad, A. El-Gaddar, N. Haddour, S. Toru, M. Brun, F. Buret, and M. Frenea-Robin, "From bipolar to quadrupolar electrode structures: an application of bond-detach lithography for dielectrophoretic particle assembly.," *Langmuir*, Apr. 2014.
- [36] D. S. Gray, J. L. Tan, J. Voldman, and C. S. Chen, "Dielectrophoretic registration of living cells to a microelectrode array," *Biosens. Bioelectron.*, vol. 19, no. 7, pp. 771-780, Feb. 2004.
- [37] O. D. Velev and E. W. Kaler, "In Situ Assembly of Colloidal Particles into Miniaturized Biosensors," *Langmuir*, vol. 15, no. 11, pp. 3693-3698, May 1999.

- [38] N. G. Green and H. Morgan, "Dielectrophoresis of Submicrometer Latex Spheres. 1. Experimental Results," *J. Phys. Chem. B*, vol. 103, no. 1, pp. 41–50, Jan. 1999.
- [39] M. P. Hughes and N. G. Green, "The influence of stern layer conductance on the dielectrophoretic behavior of latex nanospheres.," *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 250, no. 1, pp. 266–8, Jun. 2002.
- [40] C. Zhang, K. Khoshmanesh, F. J. Tovar-Lopez, A. Mitchell, W. Wlodarski, and K. Klantarzadeh, "Dielectrophoretic separation of carbon nanotubes and polystyrene microparticles," *Microfluid. Nanofluidics*, vol. 7, no. 5, pp. 633–645, Feb. 2009.
- [41] O. Benson, "Assembly of hybrid photonic architectures from nanophotonic constituents.," *Nature*, vol. 480, no. 7376, pp. 193–9, Dec. 2011.
- [42] S. Huang, J. Chen, J. Wang, C. Yang, and M. Wu, "A New Optically-Induced Dielectrophoretic (ODEP) Force- Based Scheme for Effective Cell Sorting," vol. 7, pp. 12656–12667, 2012.
- [43] P. Y. Chiou, A. T. Ohta, and M. C. Wu, "Massively parallel manipulation of single cells and microparticles using optical images.," *Nature*, vol. 436, no. 7049, pp. 370–2, Jul. 2005.
- [44] M. Wu, "Optoelectronic tweezers," *Nat. Photonics*, 2011.
- [45] Yamada, Masumi, Megumi Nakashima, and Minoru Seki. "Pinched flow fractionation: continuous size separation of particles utilizing a laminar flow profile in a pinched microchannel." *Analytical chemistry* 76.18 (2004): 5465-5471.
- [46] Yang, Sung, Akif Ündar, and Jeffrey D. Zahn. "A microfluidic device for continuous, real time blood plasma separation." *Lab on a Chip* 6.7 (2006): 871-880
- [47] Rosenbluth, Michael J., Wilbur A. Lam, and Daniel A. Fletcher. "Force microscopy of nonadherent cells: a comparison of leukemia cell deformability." *Biophysical journal* 90.8 (2006): 2994-3003.
- [48] Tarleton, E. Steven. *Progress in Filtration and Separation: Fundamentals and Core Principles*. Academic Press, 2014.
- [49] Kuo, Jason S., et al. "Deformability considerations in filtration of biological cells." *Lab on a chip* 10.7 (2010): 837-842.

- [50] McFaul, Sarah M., Bill K. Lin, and Hongshen Ma. "Cell separation based on size and deformability using microfluidic funnel ratchets." *Lab on a chip* 12.13 (2012): 2369-2376.
- [51] Lo, Meng-chen, and Jeffrey D. Zahn. "Development of a multi-compartment microfiltration device for particle fractionation." 16th international conference on miniaturized systems for chemistry and life sciences, Okinawa, Japan. 2012.
- [52] Battle, Katrina N., et al. "Solid-phase extraction and purification of membrane proteins using a UV-modified PMMA microfluidic bioaffinity μ SPE device." *Analyst* 139.6 (2014): 1355-1363.
- [53] Gurkan, Umut Atakan, et al. "Smart Interface Materials Integrated with Microfluidics for on-demand Local Capture and Release of Cells." *Advanced healthcare materials* 1.5 (2012): 661-668
- [54] Sia S. K., Whitesides G. M., "Microfluidic devices fabricated in poly(dimethylsiloxane) for biological studies", *Electrophoresis*, vol. 24, (2003), 3563-3576.
- [55] Whitesides G. M., "The origins and the future of microfluidics", *Nature*, vol. 442, (2008), 368-373.
- [56] W-C. Tian, Finehout E., "Microfluidics for Biological Applications", Springer, 2008.
- [57] Zhou J., Ellis A.V., Voelcker N. H., "Recent developments in PDMS surface modification for microfluidic devices", *Electrophoresis*, vol. 31, (2010), 2-16.
- [58] Senguota A., "Topological Microfluidics: Nematic Liquid Crystals and Nematic Colloids in Microfluidic Environment", Springer International Publishing Switzerland, (2013)
- [59] Groisman A., Steinberg V., "Elastic turbulence in a polymer solution flow" *Nature*, vol. 405, (2000), 53-55.
- [60] 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.

- [61] Khelfaoui R., "Micromelangeurs : Etude experimentale et numerique de solutions techniques adaptees aux microsystemes", Thèse de doctorat, INSAT, Université de Toulouse, France, (Décembre 2007).
- [62] Tabeling P., "Introduction to Microfluidics", Édition originale: Introduction à la microfluidique, Éditions Belin (Paris 2003), English translation Oxford University Press (2005).
- [63] 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.
- [64] 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
- [65] 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-nanoportconnections-to-pdms-chips/>
- [66] 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.
- [67] 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).
- [68] 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.
- [69] Anduze M., "Etude experimentale et numerique de microécoulements liquides dans les microsystemes fluidiques", Thèse doctorat, INSAT, Université de Toulouse, France, (Février 2000).
- [70] 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.

- [71] Zengerle R., Ulrich J., Kluge S., Richter M., Richter A., "A bidirectional silicon micropump", *Sensors and Actuators A*, vol.50, (1995), 81-86.
- [72] 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.
- [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] Shoji S., Esashi M., Van Der Schoot B., De Rooij N., "A study of a highpressure micropump for integrated chemical analysis systems", *Sensors and Actuators A*, vol. 32, (1992), 335-339.
- [78] 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.
- [79] 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.
- [80] Cindy H. Développement de méthodes thermiques pour la caractérisation de réactions chimiques en microfluidique. thèse de doctorats. universite bordeaux i 2009.
- [81] W. A. Lirtie. *Review of Scientific Instruments*, 55(5) (1984) 661.
- [82] Squires et Quake *Microfluidics : fluid physics at the nanoliter scale Review of Modern Physics* 77 (2005) 977.
- [83] Thèse nicolas lorber acquisition de données en conditions non-conventionnelles par l'utilisation de gouttes comme microréacteurs de polymérisation dans un réseau millifluidique. l'université de bordeaux 1 octobre 2011
- [84]. P. Tabeling, *Introduction à la microfluidique*, Belin, 2003.

- [85]. M. Whitesides "les origines et le futur de la microfluidique"2006.
- [86]. Annane K. extraction et transport des ions de cadmium (ii) par membranes d'affinités dans des dispositifs microfluidique. Thèse de doctorat. Université de Tizi – Ouzou 2015.
- [87]. Advanced materials, Volume 23, Issue 24, pages H151-H176, 13 MAY 2011 DOI:10.1002/adma.201100464.<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/adma.201100464/full>.
- [88]. Olivier FRANÇAIS – Hélène HORSIN MOLINARO, Edité le 31/03/2016, Ressource publiée sur EDUSCOL-STI : <http://eduscol.education.fr/sti/si-ens-cachan/>
- [89]. Faiza Boukazouha , Conception, Réalisation, Modélisation et Caractérisation Expérimentale d'un Transformateur de Tension de Type Rosen , THESE de doctorat 17-01-2016
- [90]. Tabeling P., "Introduction to Microfluidics", Édition originale: Introduction à la microfluidique, Éditions Belin (Paris 2003), English translation Oxford University Press (2005).
- [91] E. Guyon, J. P. Hulin, L. Petit, Hydrodynamique physique, (2001).
- [92] J. P. Kutter. Current developments in electrophoretic and chromatographic separation methods on microfabricated devices, *Trac-Trends in Analytical Chemistry* 19 (2000) 352-363.
- [93] T. M. Squires, S. R. Quake, *Microfluidics: Fluid physics at the nanoliter scale*, *Reviews of Modern Physics* 77 (2005) 977-1026.
- [94] D. Rabaud, Manipulation et interaction de micro-bulles sous champ acoustique : Applications aux laboratoires sur puce, Thèse de doctorat de l'Université de Grenoble (2010).
- [95] J. Granger, J. Dodds, N. Midoux, laminar-flow in channels with porous walls, *Chemical Engineering Journal and the Biochemical Engineering Journal* 42 (1989) 193-204.
- [96] A. -L. Dessimoz, L. Cavin, A. Renken, L. Kiwi-Minsker, Liquid-liquid two-phase flow patterns and mass transfer characteristics in rectangular glass microreactors, *Chemical Engineering Science* 63 (2008) 4035-4044.

- [97] P. Guillot, A. Colin, A. S. Utada, A. Ajdari, Stability of a jet in confined pressuredriven biphasic flows at low reynolds numbers, *Physical Review Letters* 99 (2007).
- [98] P. Martins, A. C. Lopes, and S. Lanceros-Mendez, "Electroactive phases of poly (vinylidene fluoride): Determination, processing and applications," *Progress in Polymer Science*, vol. 39, no. 4, pp. 683–706, Apr. 2014.
- [99] P. Guillot, A. Colin, Stability of parallel flows in a microchannel after a T junction, *Physical Review E* 72 (2005).
- [100] M. Surmeian, M. N. Slyadnev, H. Hisamoto, A. Hibara, K. Uchiyama, T. Kitamori, Three-layer flow membrane system on a microchip for investigation of molecular transport, *Analytical Chemistry* 74 (2002) 2014-2020.
- [101] P. Guillot, P. Panizza, J.-B. Salmon, M. Joanicot, A. Colin, C.-H. Bruneau, T. Colin, Viscosimeter on a microfluidic chip, *Langmuir* 22 (2006) 6438-6445.
- [102] Salaheddine Skali-Lami, salaheddine.skali-lami AT univ-lorraine.fr./ https://lemta.univ-lorraine.fr/eclmt_particules.html.
- [103]. Applications des éléments piézoélectriques en électronique de puissance par Dejan VASIC Maître de conférences à l'université de Cergy-Pontoise Chercheur au laboratoire SATIE ENS Cachan et François COSTA Professeur à l'université de Paris Est Créteï Chercheur au laboratoire SATIE ENS Cachan.
- [104] J. P. Baïlon, J. M. Dorlot, *Des matériaux*, 427, 433, Édition de l'École Polytechnique de Montréal, (2000).
- [105] B. Guiffard, Thèse de doctorat. Université de Lyon, (1999).
- [106] A.J. Moulson, J.M. Herbert, *Electroceramics: Materials, Properties, Applications*, 52, 53, 340, 2nd Ed., Chichester, England 2003.
- [107] Nicolas Jamond. Des nanofils Nitrure à la génération piézoélectrique. *Physique [physics]*. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2016. Français. <NNT : 2016PA066511>. <tel-01525850>
- [108] A. Ballato. Piezoelectricity: Old Effect, New Thrusts. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. Volume 42. (1995). P 916.
- [109] P. Gaucher, *SFC-mems V3. Doc* (2002)1.
- [110] R. Berterottière, *Technique de l'ingénieur E1890-4*, (1984).

- [111] H. Kawai. The Piezoelectricity of Polyvinylidene Fluoride. Japanese Journal of Applied Physics. Volume 8. (1969). P 975-976.
- [112] H. Thurnauer, J Daederick. U.S patent 2, 429, 588. (1941).
- [113] B. GRAY. Transducer and Method of Making Same, US. Pat. N°2. 486 560 September 20. (1946).
- [114] Gascoyne, Peter RC, and Jody Vykoukal. "Particle separation by dielectrophoresis." *Electrophoresis* 23.13 (2002): 1973.
- [115] N. Murayama, K. Nakamura, H. Obara, M. Segawa, "The strong piezoelectricity in polyvinylidene fluoroide (PVDF)", *Ultrasonics*, Vol 14, Issue 1, pp 15-24, 1 Jan 1976.
- [116] M. B. Rao, M. R. Bhat, C. R. L. Murthy, K. V. Madhav, and S. Asokan, *Structural Health Monitoring (SHM) Using Strain Gauges, PVDF Film and Fiber Bragg Grating (FBG) Sensors: A Comparative Study*. 2006.
- [117] S. Choi and Z. Jiang, "A novel wearable sensor device with conductive fabric and PVDF film for monitoring cardiorespiratory signals," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 128, no. 2, pp. 317–326, Apr. 2006.
- [118] S. Bauer, F. Bauer, "Piezoelectric Polymers and Their Applications", *Springer Series in Materials Science*, Vol. 114, pp.157-177.
- [119] E. Hipp, A. Partanen, G. S. Karczmar, and X. Fan, "Safety limitations of MRHIFU treatment near interfaces: a phantom validation," *J Appl Clin Med Phys*, vol. 13, no. 2, p. 3739, Mar. 2012.
- [120] G.M. Ssseler, *I. Acoust Soc. An.* 70(6) 1596 (1981).
- [121] H. Kawai, The piezoelectricity of Poly (vinylidene fluoride) Japan. *J. Appl. phys.* 8, P 975-976(1969).
- [122] V.Sencadas, S. Lanceros-Méndez, J. F. Mano, Characterization of poled and non-poled h-PVDF films using thermal analysis techniques *thermochimica Acta*] 424, P 201-207 (2004)
- [123] J.G.Bergman, Jr. J. H. Mc Fee, and G.R.Crane, *Appl. phys. Lett.* 18,20(1971)
- [124] A.J.Lovinger, IN "Developments in crystalline Polymers " Elsevier Applied Science Publishers Lt d. Barking, 1 P.195-273, (1982).]
- [125] V. Sencadas, R. G. Jr, and S. Lanceros-Méndez, "α to β Phase Transformation

- and Microstructural Changes of PVDF Films Induced by Uniaxial Stretch,” *Journal of Macromolecular Science, Part B*, vol. 48, no. 3, pp. 514–525, May 2009.
- [126] S. K. Mahadeva, J. Berring, K. Walus, and B. Stoeber, “Effect of poling time and grid voltage on phase transition and piezoelectricity of poly(vinylidene fluoride) thin films using corona poling,” *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 46, no. 28, p. 285305, 2013.
- [127] S. Satapathy, P. K. Gupta, S. Pawar, and K. B. R. Varma, “Crystallization of Beta-phase Poly (vinylidene fluoride) films using dimethyl sulfoxide (DMSO) solvent and at suitable annealing condition,” arXiv:0808.0419 [cond-mat], Aug. 2008.
- [128] P. Martins, A. C. Lopes, and S. Lanceros-Mendez, “Electroactive phases of poly(vinylidene fluoride): Determination, processing and applications,” *Progress in Polymer Science*, vol. 39, no. 4, pp. 683–706, Apr. 2014.
- [128] J. Xu, M.J. Dapino, D. Gallego-Perez, D. Hansford, “Microphone based on Polyvinylidene Fluoride (PVDF) micro-pillars and patterned electrodes”, *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 153, Issue 1, pp. 24-32, 25 June 2009.
- [129] K. Lau, Y. Liu, H. Chen, and R. L. Withers, “Effect of Annealing Temperature on the Morphology and Piezoresponse Characterisation of Poly(vinylidene fluoridetrifluoroethylene) Films via Scanning Probe Microscopy,” *Advances in Condensed Matter Physics*, vol. 2013, Article ID 435938, 5 pages, 2013.
- [130] B. Wang, M. Yin, R. Lv, B. Na, Y. Zhu, and H. Liu, “Critical Composition of the β Form of Poly (vinylidene fluoride) in Miscible Crystalline/Crystalline Blends,” *J. Phys. Chem. B*, vol. 119, no. 44, pp. 14303–14308, Nov. 2015.
- [131] Polydimethylsiloxane-integratable micropressure sensor for microfluidic chips
Limu Wang, Mengying Zhang, Min Yang, Weiming Zhu, Jinbo Wu, Xiuqing Gong, and Weijia Wen_Department of Physics and KAUST-HKUST Micro/Nano-fluidics Joint Laboratory, The Hong Kong University of Science and Technology, Clear Water Bay, Kowloon, Hong Kong, People’s Republic of China_ Received 20 July 2009; accepted 25 August 2009; published online 17 September 2009_
- [132] P. M. Morse and K. U. Ingard, *Theoretical Acoustics*, Princeton University Press, Princeton NJ, 1986.
- [133] D. T. Blackstock, *Physical acoustics*, John Wiley and Sons, Hoboken NJ, 2000.

- [134] L. D. Landau and E. M. Lifshitz, *Statistical physics, Part 1*, Butterworth-Heinemann, Oxford, 3rd edn, 1980, vol. 5.
- [135] W. L. Nyborg, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1953, 25, 68–75. 28 M. Koklu, A. C. Sabuncu and A. Beskok, *J. Colloid Interface Sci.*, 2010, 351, 407–414
- [136] nadir B. conception, modelisation et simulation a elementsfinis d'un capteur MEMS a microdebit a base de PDMS piezoresistive pour les systèmes microfluidique. Thèse de doctorat. Université de blida1 2016.
- [137] L. D. Landau and E. M. Lifshitz, *Fluid Mechanics*, Pergamon Press, Oxford, 2nd edn, 1993, vol. 6, *Course of Theoretical Physics*.
- [138] Nadir B. conception, modelisation et simulation a elementsfinis d'un capteur MEMS a microdebit a base de PDMS piezoresistive pour les systèmes microfluidique. Thèse de doctorat. Université de blida1 2016
- [139] W. L. Nyborg, *J. Acoust. Soc. Am.*, 1953, 25, 68–75. 28 M. Koklu, A. C. Sabuncu and A. Beskok, *J. Colloid Interface Sci.*, 2010, 351, 407–414
- [140] Cheng L.L., "Simulation of fluid flow and fluid-structure interactions in microdevices", B.S. Thesis, Department of Mechanical Engineering, National University of Singapore, Singapore, (2007).
- [141] COMSOL Multiphysics 4.3a User's Guide, Copyright. (1998-2012), COMSOL. <http://www.mscs.dal.ca/cluster/manuals/comsol/modeling.pdf>
- [142] Juneidi Z., " Outils CAO pour les microsystèmes", Thèse de doctorat, INPG, Université de Grenoble, France, (Mai 2003).
- [143] 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
- [144] Liu G. R., Quek S. S., "Finite Element Method - A Practical Course", Butterworth-Heinemann, (2003).
- [145] 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).
- [146] COMSOL Multiphysics 4.2a, www.comsol.com, 2012.
- [147] R. Barnkob, P. Augustsson, T. Laurell and H. Bruus, *Lab Chip*, 2010, 10, 563–570.

- [148] P. Augustsson, R. Barnkob, S. T. Wereley, H. Bruus and T. Laurell, *Lab Chip*, 2011, 11, 4152–4164.
- [149] J. Dual and T. Schwarz, *Lab Chip*, 2012, 12, 244–252. 39 M. Wiklund, P. Spe'gel, S. Nilsson and H. M. Hertz, *Ultrasonics*, 2003, 41, 329–333.
- [150] F. Gucker and G. Marsh, *Ind. Eng. Chem.*, 1948, 40, 908–915
- [151] J. Hultstro'm, O. Manneberg, K. Dopf, H. M. Hertz, H. Brismar and M. Wiklund, *Ultrasound Med. Biol.*, 2007, 33, 145–151. 41 R. Barnkob, I. Iranmanesh, M. Wiklund and H. Bruus, *Lab Chip*, 2012, 12, 2337–2344.
- [152] L. D. Landau and E. M. Lifshitz, *Fluid Mechanics*, Pergamon Press, Oxford, 2nd edn, 1993, vol. 6, *Course of Theoretical Physics*.
- [153] J. Hultstro'm, O. Manneberg, K. Dopf, H. M. Hertz, H. Brismar and M. Wiklund, *Ultrasound Med. Biol.*, 2007, 33, 145–151. 41 R. Barnkob, I. Iranmanesh, M. Wiklund and H. Bruus, *Lab Chip*, 2012, 12, 2337–2344.
- [154] L. Rayleigh, *Philos. Trans. R. Soc. London*, 1884, 175, 1–21.
- [155] M. Raffel, C. E. Willert, S. T. Wereley and J. Kompenhans, *Particle Image Velocimetry*, Springer, New York, 2007.
- [156] H. Bruus, *Lab Chip*, 2012, 12, 1578–1586.
- [157] M. Ohlin, A. Christakou, T. Frisk, B. O' nfelt and M. Wiklund, *Proc. 15th MicroTAS*, 2 - 6 October 2011, Seattle (WA), USA, 2011, pp. 1612–1614.
- [158] K. Sritharan, C. Strobl, M. Schneider, A. Wixforth and Z. Guttenberg, *Appl. Phys. Lett.*, 2006, 88, 054102.
- [159] T. Frommelt, M. Kostur, M. Wenzel-Schaefer, P. Talkner, P. Haenggi and A. Wixforth, *Phys. Rev. Lett.*, 2008, 100, 034502. 46 R. Lindken, M. Rossi, S. Grosse and J. Westerweel, *Lab Chip*, 2009, 9, 2551–2567.
- [160] T. Frommelt, M. Kostur, M. Wenzel-Schaefer, P. Talkner, P. Haenggi and A. Wixforth, *Phys. Rev. Lett.*, 2008, 100, 034502. 46 R. Lindken, M. Rossi, S. Grosse and J. Westerweel, *Lab Chip*, 2009, 9, 2551–2567.
- [161] C. Cierpka, M. Rossi, R. Segura and C. J. Kaehler, *Meas. Sci. Technol.*, 2011, 22, 015401.
- [162] S. Sadhal, *Lab Chip*, 2012, 12, 2600–2611.

