

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement supérieur et de la Recherche Scientifique
Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf
Faculté de Génie Mécanique

THESE

Présentée par

KHALDI ABDELAZIZ

Pour l'obtention du diplôme de doctorat en sciences en génie mécanique

Option : Génie Mécanique

THEME

Contribution à l'étude d'écoulements traversant les microcanaux

Composition du jury :

Président	:	Mokhtari Abdellah	Prof	USTO MB
Examineurs	:	Aounallah Mohamed	Prof	USTO MB
		Belkadi Mustapha	Prof	USTO MB
		Draoui Belkacem	Prof	U.Bechar
		Saim Rachid	Prof	UABB Tlemcen
Encadreur	:	Nehari Driss	Prof	U.AinTémouchent

Remerciements

Remerciements

Ce travail est le fruit de plusieurs années, assisté et dirigé par le professeur Nehari Driss que je souhaite remercier dans un premier temps.

Et d'une longue formation effectuée au sein de l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, que tous les enseignants qui ont contribué à ma formation trouvent ici mes remerciements les plus distingués.

Je tiens à adresser mes vifs remerciements à M. Mokhtari Abdellah, Professeur à l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, d'avoir bien voulu présider mon jury de thèse. Je remercie également M. Aounallah Mohamed, Professeur à l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, M. Belkadi Mustapha, Professeur à l'Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, M. Draoui Belkacem Professeur à l'Université de Bechar et M. SAIM Rachid, Professeur à l'Université Abou Bekr Belkaid de Telemcen, pour avoir accepté d'examiner mon manuscrit de thèse.

Merci à Anne-Marie Haghiri-Gosnet, directrice de recherches au CNRS et animatrice du groupe NANOFLU (Microfluidiques et Nanostructures pour la Chimie et la Biologie) du Laboratoire de Photonique et Nanostructures (LPN / CNRS), Paris, France, de m'y avoir accueilli, ainsi qu'à tous les membres du groupe.

Enfin, mes dernières pensées se tournent vers ma famille, mes parents, que je remercie pour leur amour et pour m'avoir toujours soutenu tout au long de mon parcours pour m'offrir les meilleures conditions afin d'en être là aujourd'hui. Merci Père, merci Mère.

Je remercie également mes sœurs et mon frère, ma belle-sœur, mes beaux-frères, mes neveux et mes nièces. Je souhaite également joindre à ces remerciements ma belle-famille,

Merci à mes enfants, Anes, Radja et le bébé Abdelhakim,

Je ne peux terminer ces remerciements que par la personne avec qui je partage ma vie, qui a toujours été présente près de moi dans les bons et les mauvais moments. Merci pour tout, merci pour ta patience, merci d'avoir su me rassurer dans mes moments de doutes,

Merci pour tout.

Résumé

Cette thèse présente une contribution à l'étude des écoulements microfluidiques, basée sur une simulation d'un modèle en deux dimensions en utilisant le logiciel COMSOL 3.5a.

Dans une première partie nous étudions un écoulement à travers un élargissement brusque d'un microcanal pour voir l'influence du nombre de Reynolds (Re) sur l'écoulement. Cette étude a montré que pour les petits $Re = 0.1- 0.5$, la formation du tourbillon est séparée des lignes de courant, mais au fur et à mesure que le nombre de Reynolds augmente, ce tourbillon se développe et se rapproche aux lignes de courant jusqu'à ce qu'ils se collent.

Dans la deuxième étude nous avons appliqué le phénomène de l'électrocinétique pour augmenter le taux d'attachement des analytes à une surface de réaction. En changeant la tension du courant électrique, les dimensions des électrodes et la position de la surface de réaction. Les résultats de cette étude indiquent que si nous changeons la hauteur de la position de la surface de réaction, le taux d'attachement des analytes à la surface de réaction change d'une manière proportionnelle et la longueur de la surface de réaction a un effet inversement proportionnel sur l'augmentation du taux des analytes.

Dans la dernière partie de ce travail, nous avons analysé l'impact de la géométrie des deux électrodes sur un écoulement à travers un microcanal, la première géométrie est sous la forme d'une marche tandis que la deuxième a une forme triangulaire ou dite dent. Nos résultats prouvent que la hauteur de la marche et la tension du courant électrique ont un effet positif sur l'augmentation du taux de concentration des analytes ; mais à partir d'une certaine tension électrique l'effet de la hauteur de la marche est inversement proportionnel à la vitesse maximale.

Mots-Clés : Simulation, Microfluidique, Élargissement brusque, Electrocinétique, Électrode.

Abstract

This thesis presents a contribution to the study of microfluidic flows, based on a simulation of a two-dimensional model using COMSOL 3.5a software.

In the first part, we study a flow through a sudden enlargement of a microchannel to see the influence of the Reynolds number (Re) flow. This study has shown that for small $Re = 0.1- 0.5$, the formation of the vortex is separated from the streamlines, but as the Reynolds number increases, vortex grows and gets closer to the streamlines up 'that it sticks.

In the second study, we applied the electrokinetic phenomenon to increase the rate of attachment of the analytes to a reaction surface, by changing the voltage of the electric current, the dimensions of the electrodes and the position of the reaction surface. The results of this study indicate that if we change the height of the position of the reaction surface, the rate of attachment of the analytes to the reaction surface changes proportionally and the length of the reaction surface has an effect inversely proportional to the increase rate of the analytes.

In the latter study, we analyzed the impact of the geometry of the two electrodes on a flow through a microchannel, the first geometry is in the form of a step and the second has a triangular shape or said tooth. Our results show that the height of the step and the voltage of the electrical current have a positive effect on increasing the concentration of the molecules rates; but from a certain voltage the effect of the height of the step are inversely proportional to the maximum speed.

Keywords : Simulation, Microfluidics, sudden enlargement, Electrokinetics, Electrode.

الملخص

هذه الأطروحة تقدم مساهمة في دراسة التدفقات عبر القنوات ذات المقياس الميكروميتري. حيث أنها تعتمد في ذلك على محاكاة نموذج ذو بعدين ببرنامج كومسول 3.5 .

في الجزء الأول ندرس تأثير عدد رينولدز على التدفق من خلال محاكاة لتوسيع مفاجئ للقناة. وقد أظهرت هذه الدراسة أنه إذا كان عدد رينولدز محصور بين 0.1 و 0.5 تكون الدوامة منفصلة عن خطوط التيار، ولكن مع زيادة هذا العدد تنمو الدوامة و تقترب من خطوط التيار حتى تلتصق بها.

في الدراسة الثانية، طبقنا ظاهرة الكهروحركية لزيادة معدل حجز الحلائل على سطح التفاعل وذلك عن طريق تغيير جهد التيار الكهربائي، وأبعاد الأقطاب و الموقع من سطح التفاعل. نتائج هذه الدراسة تشير إلى أنه إذا غيرنا ارتفاع موقع سطح لتفاعل، فإن معدل حجز الحلائل يتغير بتناسب طردي غير أن طول سطح التفاعل له تأثير يتناسب عكسيا مع زيادة معدل حجز الحلائل.

في الجزء الأخير من هذا العمل، قمنا بتحليل تأثير شكل القطبين على التدفق عبر القناة. القطب الأول لديه شكل درج في حين أن الثاني لديه شكل مثلث أو سن. نتائجا تظهر أن ارتفاع الدرج و جهد التيار الكهربائي يكون لها تأثير إيجابي على زيادة معدل حجز الحلائل . في حين أنه انطلاقا من جهد تيار معين، فإن تأثير ارتفاع الخطوة يتناسب عكسيا مع الحد الأقصى للسرعة.

كلمات مفتاحية: محاكاة، الموائع الدقيقة، توسيع مفاجئ، كهروحركية، قطب.

Nomenclature

Paramètres sans dimension

Symboles	Dénominations
Re	Nombre de Reynolds
Pe	Nombre de Péclet
Sc	Nombre de Schmidt
λ	Rapport d'élargissement

Lettres latines

Symboles	Dénominations	Unités
B	Concentration des analytes liés à la surface de réaction	mol.m^{-2}
c	Concentration des analytes	mol.m^{-3}
C_p	Capacité thermique du fluide	$\text{J.Kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$
D	Coefficient de diffusion des analytes dans le fluide	$\text{m}^2.\text{s}^{-1}$
k	Conductivité thermique du fluide	$\text{W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$
K_{off}	Constante de vitesse de dissociation	s^{-1}
K_{on}	Constante de vitesse d'association	$\text{m}^3.\text{mol}^{-1}.\text{s}^{-1}$
p	Pression	Pa
R	Vitesse de réaction	$\text{mol.m}^{-3}.\text{s}^{-1}$
R_t	Concentration totale de ligands d'anticorps	mol.m^{-2}
T	Température	K
u	Vitesse du fluide	m.s^{-1}
V	Tension électrique	Volts

Lettres grecques

Symboles	Dénominations	Unités
ε	Permittivité du fluide	F.m^{-1}
η	Viscosité dynamique du fluide	$\text{Kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$
ρ	Masse volumique	kg.m^{-3}
σ	Conductivité électrique du fluide	S.m^{-1}
τ	temps de relaxation	s
ω	fréquence angulaire du courant électrique	rad.s^{-1}

Table des Matières

Table des Matières

Introduction Générale.....	01
Chapitre 01 : Introduction à la microfluidique.....	04
1.1. Introduction	05
1.2. Les microsystèmes et leurs applications	09
1.2.1. Le médical	09
1.2.2. Les biotechnologies	10
1.2.3. Le génie chimique et le génie des procédés	11
1.3. La fabrication des microsystèmes	13
1.3.1. Techniques de microfabrication dures	14
1.3.1.1. La lithographie.	14
1.3.1.2. La gravure	15
1.3.1.2.1. La gravure par voie chimique (gravure humide)	16
a. Gravure isotrope	16
b. Gravure anisotrope.....	16
1.3.1.2.2. La gravure par voie sèche	17
1.3.1.3. Le collage.....	18
1.3.1.3.1. Le collage par fusion atomique	18
1.3.1.3.2. Le collage anodique	18
1.3.2. Techniques de microfabrication douces	19
1.3.2.1. Le Polydimethylsiloxane ou PDMS	19
1.3.2.1.1. Réalisation d'un microcanal en PDMS.....	19
Chapitre 02 : La physique de la microfluidique.....	21
2.1. Introduction	22
2.2. Les avantages de la microfluidique	24
2.3. Polarisation de la matière	26
2.3.1. Polarisation électrique, ionique et d'orientation.....	26
2.3.2. La double couche électrique.....	29
2.4. Comment créer un écoulement dans les dispositifs microfluidique ?.....	30
2.4.1. Application d'un gradient de pression	30
2.4.2. Application de l'électrocinétique	31
2.4.2.1. La diélectrophorèse	32
2.4.2.2. L'électrodéformation.....	33
2.4.2.3. L'électro-osmose	33
2.4.2.4. L'électrothermique.....	34
2.4.2.5. L'électrorotation.....	35
2.4.2.6. L'électrophorèse.....	35
2.4.2.7. L'électromouillage.....	36
2.4.2.8. L'électrostriction.....	37
2.5. contrôle des écoulements	38
Chapitre 03 : Etude numérique d'un écoulement dans un microcanal à élargissement brusque.....	42
3.1. Introduction	43
3.2. Etude numérique	45
3.3. Résultats et interprétation	46
3.4. conclusion..	50

Chapitre 04 : Amélioration du taux d'attachement des analytes par l'électrocinétique...	51
1.1. Introduction	52
4.2. Théorie.....	56
4.2.1. L'écoulement du fluide.	56
4.2.2. Le champ électrique.....	57
4.2.3. Le transfert thermique	58
4.2.4. La convection et la diffusion de l'analyte	58
4.3. Simulation et résultats.....	59
4.3.1. La première configuration.....	59
4.3.1.1. Effets de la longueur des électrodes	60
4.3.1.2. Effets de l'espace entre les électrodes.....	61
4.3.1.3. Effets du courant électrique.	61
4.3.1.4. Effets de la position de la surface de réaction	65
4.3.1.5. Effets de la longueur de surface de réaction	66
4.3.2. La deuxième configuration.....	67
4.3.2.1. Effets de la tension du courant électrique.....	68
4.3.2.2. Effets de la longueur des électrodes	70
4.3.2.3. Effets de l'espace entre les électrodes	71
4.3.2.4. Effets de la longueur de la surface de réaction	72
4.4. Conclusion.....	73
Chapitre 05 : Effet de la géométrie des électrodes sur l'écoulement microfluidique.....	75
5.1. Introduction	76
5.2. Première configuration : Les électrodes sous forme d'une marche.....	77
5.2.1. Description du modèle de la simulation	77
5.2.2. Résultats de la simulation	78
5.2.2.1. Effets de la hauteur de la marche	78
5.2.2.2. Effets du courant électrique sur le taux de concentration	80
5.2.2.3. Effets de l'intensité du courant électrique sur la vitesse	81
5.2.3. Conclusion.	82
5.3. Deuxième configuration : Les électrodes sous forme d'un triangle.....	82
5.3.1. Description du modèle de la simulation	82
5.3.2. Résultats de la simulation	83
5.3.3. Conclusion.	87
Conclusion générale et perspectives.....	89
Liste des publications et communications	92
Annexe.....	93
Bibliographie :.....	111

Liste des figures et des tableaux :

N° de la figure	Intitulé de la figure	Page
1.1 :	Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de la taille des objets....	6
1.2 :	Schéma de chromatographe à gaz miniaturisé	7
1.3 :	Exemple de mini-laboratoires (a) Mesure de taux de glycémie et (b) test de grossesse.....	8
1.4 :	Pompe en silicium permettant la délivrance contrôlée de médicaments	10
1.5 :	Laboratoire sur puce	11
1.6 :	Photo et schéma de principe d'une puce pour l'analyse et la réplication d'ADN.....	11
1.7 :	Formation de gouttes d'eau dans de l'huile dans un microcanal.....	12
1.8 :	Séquence d'une scission de goutte dans une jonction en T donnant lieu à la formation de gouttes symétriques dans les branches de sortie.....	13
1.9 :	Mélange au sein de gouttes par advection chaotique.....	13
1.10 :	(a) Machine ROBOnano-Ui . (b) Masque usiné par usinage traditionnel	14
1.11 :	Principe de la lithographie	15
1.12 :	Profils obtenus par gravure isotrope	16
1.13 :	Profils obtenus par gravure anisotrope	16
1.14 :	Principe de gravure plasma	17
1.15 :	Collage par fusion.....	18
1.16 :	Le collage anodique.....	18
1.17 :	Formule chimique du PDMS.....	19
1.18 :	Etapas nécessaire à la réalisation d'un canal en PDMS.....	20
2.1 :	Ecoulements laminaires en microfluidique	22
2.2 :	Les deux différents modes d'écoulements rencontrés	23
2.3 :	Effet de polarisation électronique d'un atome	27
2.4 :	Le phénomène de la double couche électrique.....	29
2.5 :	Profil de la vitesse d'écoulement d'un fluide dans un canal microfluidique soumis à un gradient de pression	30
2.6 :	Pousse-seringue.....	31
2.7 :	L'application d'un champ électrique sur une goutte provoque sa déformation.....	33

Table des matières

2.8 :	Profil de la vitesse d'écoulement d'un fluide dans un canal microfluidique soumis à une tension électrique.....	34
2.9 :	Le phénomène de l'électrothermique.....	35
2.10 :	Le phénomène de l'électrorotation.....	35
2.11 :	Electrophorèse de particules chargées par application d'un champ électrique.....	36
2.12 :	Le phénomène de l'électromouillage.....	37
2.13 :	Déplacement d'une goutte dans un système EWOD	37
2.14 :	Le phénomène de l'électrostriction.....	38
2.15 :	Vannes à la Quake	40
3.1 :	Représentation du microcanal	46
3.2 :	Le maillage utilisé pour le microcanal	46
3.3 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,1$. (a) par le présent calcul ; (b) résultat numérique 2-D de Chien-Hsing Tsai et al.....	47
3.4 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,3$	47
3.5 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,5$	47
3.6 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,6$	48
3.7 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,75$	48
3.8 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 1$	48
3.9 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 5$	49
3.10 :	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 20$	49
3.11 (a):	Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 30$	49
3.11 (b):	Simulation 2-D de Chien-Hsing Tsai et al. des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 30$	49

Table des matières

3.12 :	Représentation de l'évolution de la longueur de séparation en fonction du nombre de Reynolds.....	50
4.1 :	Le modèle en 2-D.....	59
4.2 :	Vue générale du maillage.....	60
4.3 :	Variation de la concentration des molécules, (nos résultats et les résultats de Wu et al.).....	60
4.4 :	Variation de la concentration des molécules,(nos résultats et les résultats de Wu et al.).....	61
4.5 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différents tensions électrique).....	62
4.6 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes tensions électrique).....	63
4.7 :	Distribution du champ de température avec une tension électrique de 25V	64
4.8 :	Différence de température en fonction de la tension, (nos résultats et ceux de Wu et al.).....	64
4.9 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes positions de la surface de réaction).....	65
4.10 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes longueurs de surface de réaction).....	66
4.11 :	Géométrie du deuxième modèle du microcanal.....	67
4.12 :	Le maillage du microcanal.....	68
4.13 :	La distribution de la concentration à 100 s E = 0V.....	69
4.14 :	La distribution de la concentration à 100 s avec une tension électrique de 25 V.....	69
4.15 :	Variation du taux de la concentration en fonction du temps (pour différentes tensions électriques).....	70
4.16 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes longueurs des électrodes).....	71
4.17 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes distances des électrodes).....	72
4.18 :	Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes longueurs de surface de réaction).....	73
5.1 :	Schéma du microcanal avec les électrodes.....	77

Table des matières

5.2 :	Les deux électrodes sous tension	77
5.3 :	le maillage du microcanal.....	78
5.4 :	Variation de la concentration en fonction du temps pour 0V et h de 0-10 10 μm	79
5.5 :	L'influence de la hauteur de la marche sur l'allure du flux pour h=0 et 10 μm	80
5.6 :	L'influence de la tension électrique sur l'allure du flux pour E = 0V et E = 25V.....	80
5.7 :	Variation de la concentration en fonction du temps pour h=10 μm et de 0 à 25V.....	80
5.8 :	Variation de la vitesse maximale en fonction de la tension du courant électrique pour h qui varie de 0 à 10 μm	81
5.9 :	Schéma du microcanal avec les électrodes.....	82
5.10 :	Le maillage du microcanal.....	83
5.11 :	La distribution de la température dans le microcanal pour une tension de 25V	83
5.12 :	Variation de la température en fonction de la tension du courant électrique..	84
5.13 :	L'allure des lignes de courant pour des différentes tensions électriques.....	85
5.14 :	Variation de la vitesse en fonction de la tension du courant électrique.....	85
5.15 :	Variation de la concentration en fonction du temps pour une tension électrique de 0 à 25V.....	86

N° du tableau	Intitulé du tableau	Page
1.1 :	Le nom des petites quantités et leurs puissances.....	9

Introduction Générale

La miniaturisation est la cause de la plupart des récents progrès en science et technologie qui a visé à rendre les dispositifs plus petits. L'industrie électronique fournit le meilleur exemple des gains dans la productivité, l'efficacité, l'encombrement et même les produits, changeants de nouvelles cultures qui résultent de concevoir et de commander de petits dispositifs.

La réduction de taille s'est développée dans beaucoup de domaines. Elle a atteint le domaine de médecine, biologie ou chimie. Comme exemple on peut citer les « laboratoires sur puce ». Cette technologie a réduit la taille d'un laboratoire de plusieurs mètres, pour le rendre d'une taille d'une puce. Cette dernière n'a pas réduit que la taille, mais le temps, le coût, et les réactifs des analyses.

Cette miniaturisation a obligé les chercheurs durant ces dernières années à étudier l'écoulement des fluides dans des espaces réduits de quelques microns et de créer des applications avancées en dynamique des fluides. Alors, une nouvelle technologie est née, elle s'appelle la « microfluidique ».

La microfluidique s'applique quand les longueurs caractéristiques de l'écoulement traversant les canaux sont inférieures à un millimètre. Mais il y a des difficultés pour commander des fluides dans des microcanaux et les véhiculer. Plusieurs notions de la mécanique de fluide classique ou à l'échelle macro ne s'appliquent pas là.

Les progrès sont remarquables dans la recherche orientée vers le domaine microfluidique, les nouveaux matériaux, nouvelles méthodes de fabrication et la création des configurations appropriées aux microcanaux.

L'application du courant électrique ou l'électrocinétique dans la microfluidique a permis aux chercheurs d'éviter l'utilisation des pièces mobiles pour la transmission des fluides, L'utilisation de l'électrocinétique a entraîné de nombreuses réalisations qui se basent sur différents phénomènes à savoir : Déplacement de fluide par électro-osmose, Diélectrophorèse, et l'électrothermiques.

L'utilisation de l'électrocinétique et l'étude des différentes configurations des micros conduites nous a inspiré dans la réalisation de cette thèse.

Introduction générale

Tout d'abord, dans le premier chapitre, nous avons préparé une introduction sur la microfluidique, sa définition, son historique, son domaine d'application et ses techniques de fabrication.

L'hydrodynamique de la microfluidique a été traitée dans le deuxième chapitre.

Dans les trois chapitres qui suivent, nous avons utilisé le logiciel COMSOL 3.5a pour effectuer une simulation numérique de deux dimensions des écoulements traversant des microcanaux en comparons nos résultats avec d'autres travaux.

Le travail réalisé dans le troisième chapitre étudie un écoulement à travers un élargissement brusque d'un microcanal pour voir l'influence du nombre de Reynolds sur l'écoulement.

L'électrocinétique est appliquée dans le quatrième chapitre où nous avons mélangé une petite concentration de molécules biologiques (analytes) avec le liquide dans un microcanal où une surface de réaction est localisée sur les parois de microcanal. En changeant la tension du courant électrique, les dimensions des électrodes et la position de la surface de réaction, nous avons pu étudier l'influence de ces paramètres sur le taux d'attachement des analytes à la surface de réaction.

Dans le cinquième chapitre, nous avons introduit des géométries non planes avec des marches en relief comme électrodes en première partie. Puis, en deuxième partie, nous avons introduit une autre forme de géométrie sous forme de triangle (ou dite dents) aux électrodes. Nous avons étudié l'influence de la forme géométrique des électrodes avec la variation de la tension du courant électrique sur la vitesse de l'écoulement et sur le taux d'attachement des analytes sur la surface de réaction.

CHAPITRE 01

Introduction à la microfluidique

1.1. Introduction

Au cours de la réunion annuelle de l'American physical society, en 26 décembre 1959, à CALTHEC, le professeur Feynman (prix Nobel de physique 1965) déclare : « There is a plenty of room at the bottom » qui veut dire « il y'a plein d'espace en bas de l'échelle », faisant allusion à une éventuelle possibilité de réduire les dimensions des systèmes, Feynman (1992) [1]. C'est là que l'histoire des microsystèmes a commencé.

Le développement technologique réalisé en microélectronique, a permis aux microsystèmes de franchir un pas gigantesque et de passer à l'échelle micrométrique et même nanométriques.

Ces réalisations ont donné naissance à une nouvelle discipline qui est les MEMS (Micro Electro Mechanical Systems), qui sont des systèmes électromécanique dont la taille varie d'un micron à 1 millimètre.

Micro : traduit une réduction des dimensions du système. Pour certains, il ne s'agit que d'une miniaturisation de système, sans changement fondamental de technologie (ex : micro-ordinateur), alors que pour d'autre, il s'agit d'un facteur absolu de réduction lié à l'utilisation de microtechnologies de fabrication.

Electro-mechanical : traduit l'association de microcomposant électronique et mécanique. La partie mécanique assure la fonction du capteur, récupérateur d'énergie, reçoit les données issues de son environnement, ou d'actionneur via des mouvements ou de déformations suite aux instructions résultantes de traitement de données par la partie électrique ou électronique. Cette dernière peut être connectée vers d'autres systèmes externes qui peuvent être un circuit électronique, un bus de donnée relié à un système de traitement d'information complexe ou d'autre MEMS. Actuellement, la partie mécanique est constituée par d'autre types de composants qui entrent dans la constitution des MEMS, où interviennent des processus mécanique, thermique, électriques, magnétiques, optiques, fluidiques, chimiques et ou biologiques, Curtis (1999) [2].

System : traduit par certains, seulement un simple capteur ou actionneur ou autre composant élémentaire, alors que pour d'autres, le système est composé de plusieurs composants élémentaires distincts, hétérogènes et coopérants. Cet assemblage se constitue d'au moins un ensemble de capteurs et/ou d'actionneurs (pour différentes natures de variables

à mesurer et à contrôler) et une unité de traitement assurant les fonctions nécessaires à l'autonomie de fonctionnement d'un système, qui doit présenter des capacités de traitement, d'interaction avec l'environnement, voire de communication, Coumar (2003)[3].

La figure 1.1 montre la position des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets.

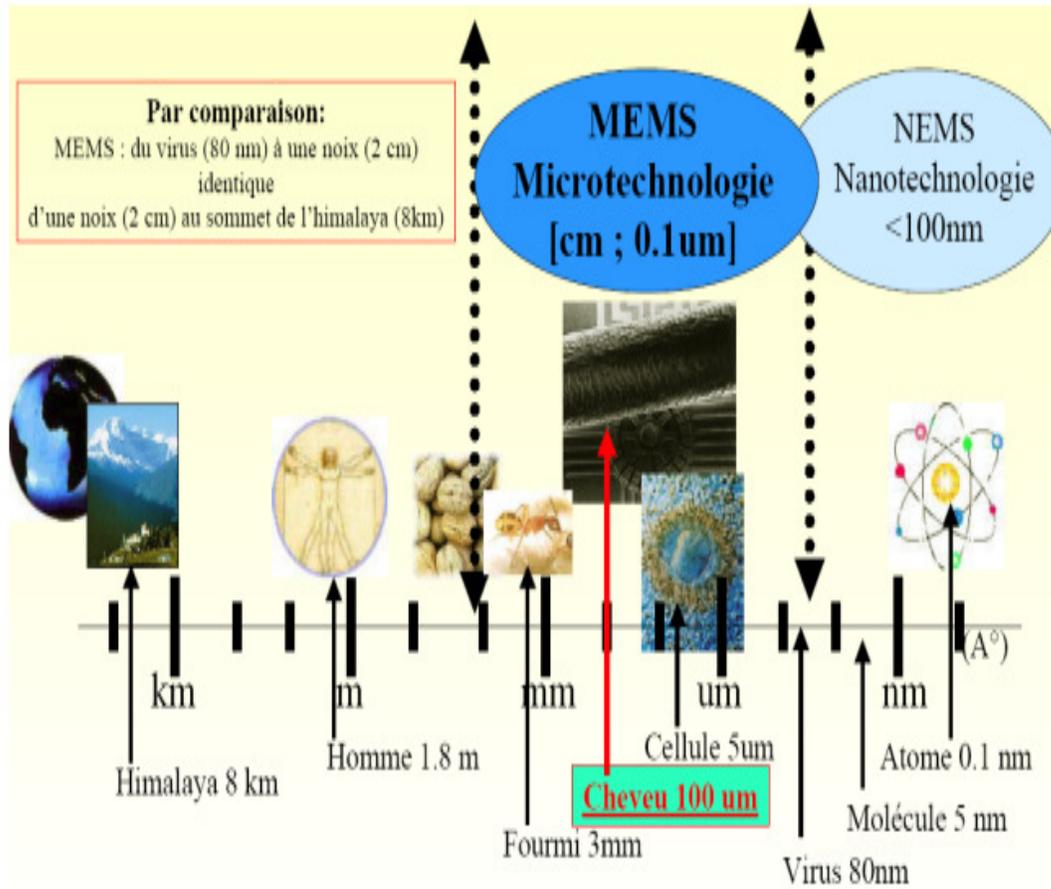


Figure 1.1 : positionnement des microsystèmes dans l'échelle de la taille des objets, Rodriguez (2008) [4]

Dans les années 1990, ce domaine s'est considérablement diversifié. On a notamment fabriqué des MEMS pour la chimie et la biologie, avec de multiples applications dans le domaine biomédical et l'analyse chimique. Ces systèmes mettant en œuvre des écoulements de fluides dans des conditions inhabituelles et inexplorées, ce qui a donné naissance à une nouvelle discipline qui est la microfluidique.

La microfluidique est la manipulation des petits volumes à l'échelle micrométrique. C'est un domaine de recherche en pleine expansion depuis des années, dont la vitalité est nourrie par la diversité de ses applications. Sa définition, peut être donnée comme la science étudiant le transport des fluides de l'échelle de quelques microns à quelques centaines de microns.

Le premier chromatographe à gaz miniaturisé (voir figure 1.2) a pu être obtenu dès 1975, Terry et *al.* (1979) [5]. Il s'agit d'un dispositif remarquable, où le gaz circule le long de microcanaux gravés dans le silicium. Le système comprenait une injection électromagnétique miniaturisée, une détection thermique également miniaturisée, et le tout tenait sur une puce de quelques centimètres. Cette réalisation resta isolée, probablement parce que la communauté des sciences de la séparation n'était pas prête à développer des technologies de silicium pour ses propres besoins, Reyes et *al.* (2002) [6].

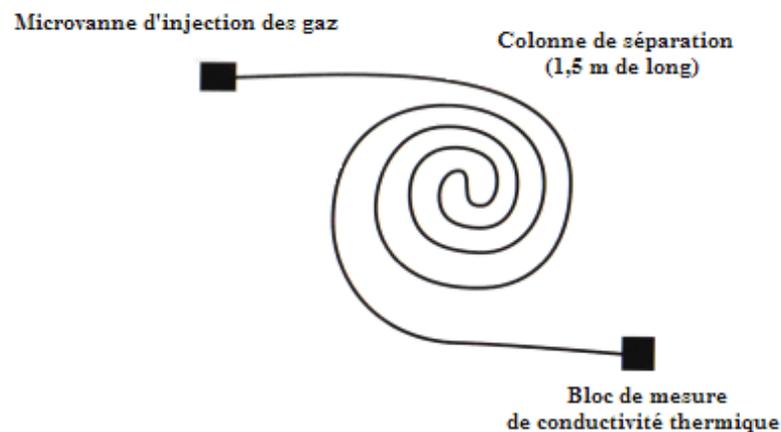


Figure 1.2 : Schéma de chromatographe à gaz miniaturisé, réalisé par Terry en 1975, Terry (1975) [7]

Ce n'est qu'à partir de 1991 que l'on souligna l'intérêt considérable de la miniaturisation, notamment pour la chromatographie, et que commença dans les laboratoires la fabrication de toutes sortes de systèmes microfluidiques comme les systèmes de séparation électrophorétique, les systèmes de pompage électro-osmotiques, les séparateurs diffusifs, les micromélangeurs, les systèmes d'amplification de l'ADN des cytomètres, les microréacteurs chimiques, Tabeling, (2003) [8].

Aujourd'hui, des dizaines de millions d'imprimantes à jet d'encre utilisent des MEMS. En parallélisant les têtes d'injection, on construit également des dispenseurs de gouttes. La destination des gouttes, dans ce cas, n'est pas une feuille de papier, mais des plaques, comportant des puits, utilisés pour des analyses chimiques ou biologiques.

Voici quelques repères :

- **1976** : première imprimante à jets d'encre.
- **1990** : premier chromatographe liquide et concept de μ TAS, Manz et *al.* (1990) [9].
- **1990 -1998** : Premiers systèmes élémentaires en microfluidique (micromixeurs, microréacteurs, système de séparation...).
- **1998-2004** : Apparition de la « soft lithography technology ».



(a)

(b)

Figure 1.3 : Exemple de mini-laboratoires (a) Mesure de taux de glycémie et (b) test de grossesse

1.2. Les microsystemes et leurs applications

Parmi tous les microsystemes, on trouve les microsystemes à fluide qui sont des dispositifs utilisant ou véhiculant des fluides liquides ou gazeux. Permettant d'envisager le transport et la manipulation de nanolitres de fluide dans des canaux de la taille d'un cheveu, la microfluidique est une discipline en plein essor trouvant de nombreuses applications dans des domaines très variés, Erickson et Li, (2004) [10].

Avant de citer les applications de la microfluidique, il est utile de connaître quelques expressions utilisées dans le monde des microsystemes pour décrire des quantités extrêmement faibles. On a ainsi le tableau suivant :

Nom	Puissance
milli	10^{-3}
micro	10^{-6}
nano	10^{-9}
pico	10^{-12}
femto	10^{-15}
atto	10^{-18}
zepto	10^{-21}
yocto	10^{-24}

Tableau 1.1 : Le nom des petites quantités et leurs puissances, Tabeling (2003) [8]

Les petites unités sont fréquemment utilisées, et on peut en donner quelques exemples : les volumes contenus dans les systèmes microfluidiques valent couramment des dizaines ou des centaines de nanolitres. Une cellule biologique est typiquement une sphère de 10 micromètre de diamètre, enfermant un volume de 4 picolitre.

1.2.1. Le médical

Les μ TAS (Micro Total Analysing Systems) apparus dans les années 1990, Manz et *al.* (1990)[9], sont des microsystemes à vocation biomédicale pouvant s'implanter dans le corps humain. A terme, ces systèmes permettront d'administrer la dose de médicament nécessaire après une analyse faite sur le patient. Parmi ces microsystemes,

les micropompes à insuline qui deviennent de plus en plus courantes et compactes afin de permettre aux usagers d'être autonomes.

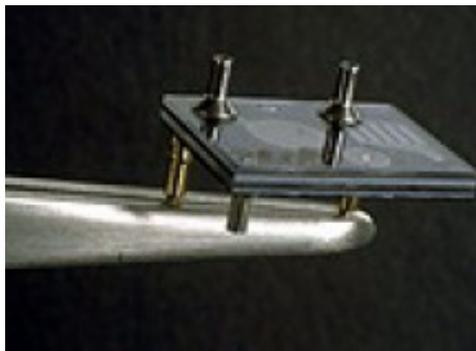


Figure 1.4 : Pompe en silicium permettant la délivrance contrôlée de médicaments ;
Debiotech SA, (2004) [11]

Ces micropompes font intervenir des éléments micrométriques comme des cathéters venant s'implanter dans le corps. Certaines commencent à s'équiper d'outils de diagnostic permettant de gérer le débit d'insuline à distribuer en fonction du besoin du patient. A terme, l'idée des diabétologues et plus généralement des chercheurs est de fabriquer un injecteur d'insuline implantable sur le corps humain et réglé automatiquement en fonction du taux de glycémie. Autrement dit un vrai pancréas artificiel.

1.2.2. Les biotechnologies

Grâce à la miniaturisation, on a pu réaliser des systèmes permettant d'effectuer de multiples opérations, comme détecter des molécules biologiques, les transporter, les mélanger et de les caractériser, à partir d'un échantillon brut. Dans l'analyse génomique traditionnelle, le fragment d'ADN doit être purifié et amplifié avant d'être analysé. Il s'agit d'un travail complexe et il serait intéressant d'intégrer toutes les opérations sur une même puce, afin de pouvoir analyser directement et immédiatement un échantillon brut, comme une goutte de sang par exemple. Cela implique la miniaturisation des systèmes tels que cytomètres, séparateurs, bioréacteurs, ensuite les associer. On définit ainsi le domaine des microsystèmes d'analyse intégrés, désigné par μ TAS, ou encore celui des lab-on-chip (laboratoire sur puce).

En 1994, un groupe de recherche était parvenu à fabriquer une puce intégrant trois fonctions : le mélange de réactifs, la réaction enzymatique, et la séparation, Jacobson et *al.* (1994) [12]. Quatre ans plus tard, un dispositif, capable de titrer des solutés aqueux, mélanger,

amplifier, effectuer une digestion enzymatique, séparer par électrophorèse et détecter a été publié dans la revue Science par Burns et *al.* (1998) [13]. Ces dernières années ont été imaginées toutes sortes de solutions pour améliorer et simplifier la maîtrise des fluides sur puce.

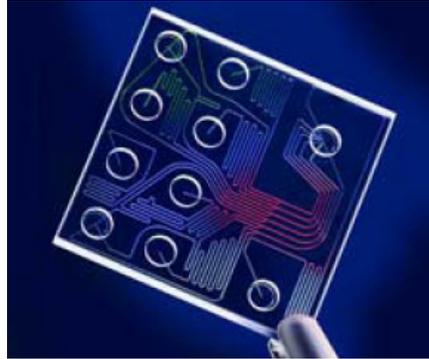


Figure 1.5 : Laboratoire sur puce, Agilent Technologies, (2006) [14]

Les puces réalisant une Amplification en Chaîne par Polymérase (ACP) (voir figure 1.6), sont en plein essor. Cette technique permet de répliquer massivement une séquence d'ADN à partir d'une très faible quantité initiale afin de détecter, par exemple, des anomalies génétiques.

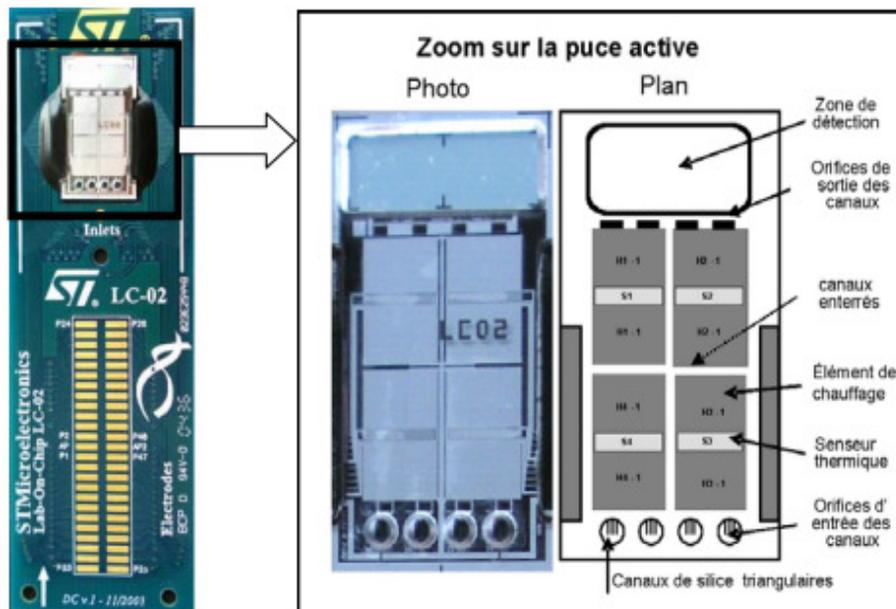


Figure 1.6 : Photo et schéma de principe d'une puce pour l'analyse et la répllication d'ADN, pour la détection de *Streptococcus pneumoniae* [15]

1.2.3. Le génie chimique et le génie des procédés

La miniaturisation favorise les échanges de chaleurs, et permet le contrôle de réactions fortement endothermiques ou exothermiques, difficiles à maîtriser dans des installations traditionnelles du génie chimique. En améliorant le contrôle, on améliore également la sélectivité pour éviter la formation des espèces chimiques parasites.

L'intérêt des microsystèmes pour le génie chimique avait été perçu dès 1996 par Ehrfeld *et al.* (1996) [16], Srinivasan *et al.* (1997) [17]. Les petites quantités mises en jeu permettent de mieux contrôler certaines réactions chimiques rendant la maîtrise du risque plus facile. Les microréacteurs peuvent alors être de simples gouttes. Plusieurs travaux ont été réalisés sur la géométrie des microcanaux permettant de créer ces gouttes, de les scinder, de les convoier ou de mélanger leur contenu (voir figure 1.7, 1.8 et 1.9).

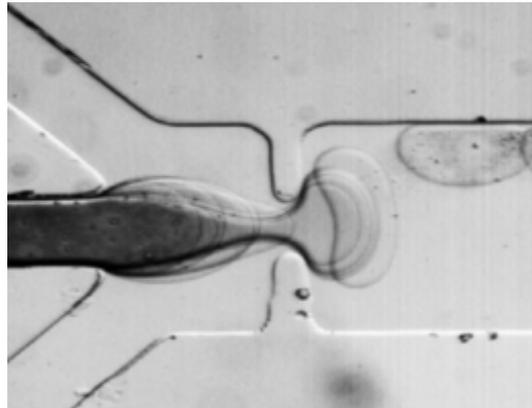


Figure 1.7 : Formation de gouttes d'eau dans de l'huile dans un microcanal, Ladhys, (2005) [18]

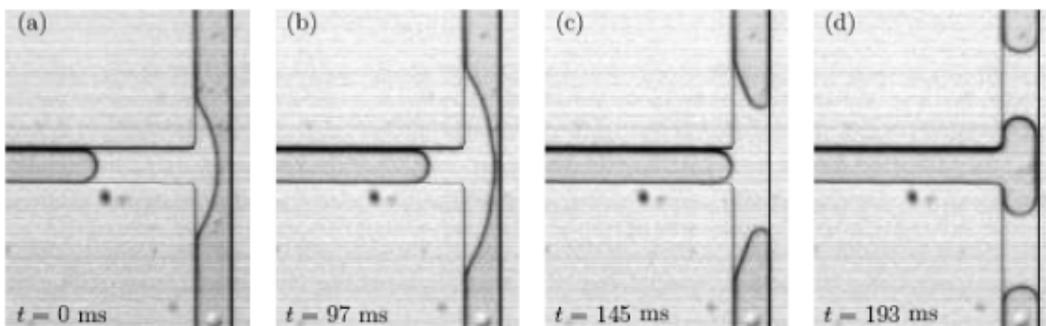


Figure 1.8 : Séquence d'une scission de goutte dans une jonction en T donnant lieu à la formation de gouttes symétriques dans les branches de sortie, Ody *et al.* (2006) [19]

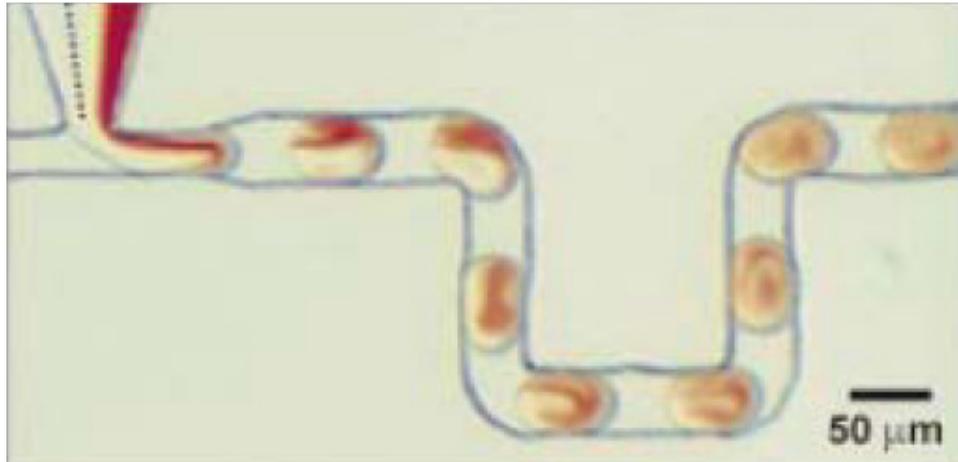


Figure 1.9 : Mélange au sein de gouttes par advection chaotique, Song *et al.* (2003) [20]

1.3. La fabrication des microsystèmes

La microfluidique s'est développée à partir des techniques de microfabrications mises au point pour la microélectronique. Depuis la fin des années 90, des méthodes de fabrication ont été développées spécifiquement pour la microfluidique. Cet héritage technologique est toujours très présent car les avantages liés à la miniaturisation dépendent considérablement de l'étape de fabrication.

Un bon contrôle des écoulements et une bonne reproductibilité ne peut être assurée que dans des systèmes dont les dimensions sont parfaitement définies. De plus, tous les phénomènes de surfaces, dépendent considérablement des techniques de fabrication.

Il existe des machines spéciales permettant d'usiner des objets métalliques avec une précision de quelques dizaines de nanomètres. Ces machines représentent un exploit technologique. Un exemple, présenté lors de la conférence MEMS, par Kawai *et al.* (2001) [21] est représenté sur la figure 1.10 (a). La machine a trois degrés de liberté en translation et deux en rotation axiale. Sa précision de déplacement est de 1 nm (10^{-9} m), et sa précision angulaire est de $(10^{-5})^\circ$. La figure 1.10 (b) montre un exemple d'utilisation d'une telle machine : un micromasque de bouddha de 1 mm de hauteur.

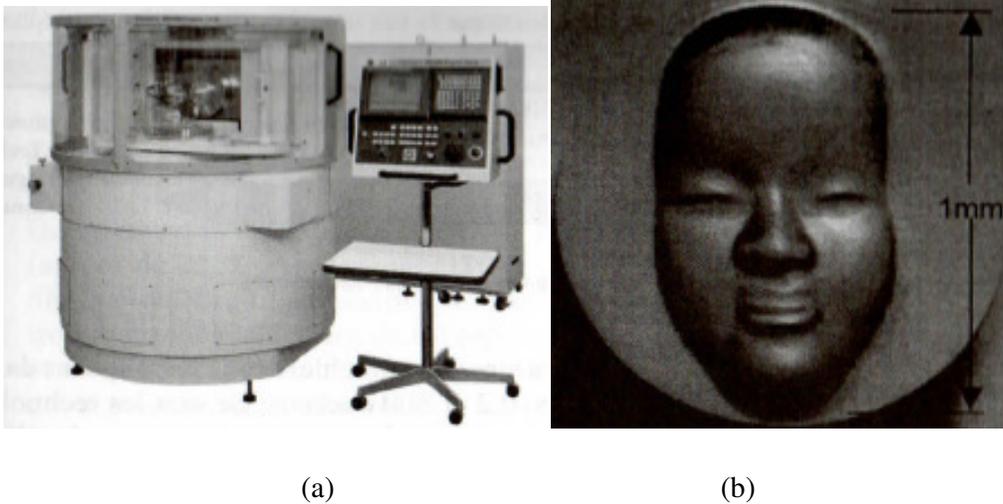


Figure 1.10 : (a) Machine ROBOnano-Ui . (b) Masque usiné par usinage traditionnel, à partir de la machine ROBOnano-Ui (photos du Pr Takenchi, University of electro-Communications, Ooka). Tabelaing, (2003) [8]

Il existe plusieurs techniques de microfabrication :

1.3.1. Techniques de microfabrication dures

1.3.1.1. La lithographie : Danel et Camon, (1994) [22]

Ce procédé, commun à plusieurs techniques de gravure de volume ou de surface, permet de reproduire un motif désiré sur la surface d'un wafer (disque de silicium monocristallin) pour définir la zone délimitant la gravure. Ce motif est d'abord déposé, sous forme d'une fine couche de chrome, sur une plaque de silicium qui constitue le masque.

La première étape (voir figure. 1.11) consiste à protéger l'intégralité de la surface du wafer. Une couche protectrice d'oxyde de silicium (SiO_2), de nitrure de silicium (Si_3N_4) ou de métal est donc créée, par dépôt ou par oxydation. Une résine photosensible est ensuite déposée par centrifugation sur la couche protectrice (1). L'épaisseur de celle-ci est typiquement de un à deux microns. Le masque est alors placé sur la surface recouverte de résine et l'ensemble est soumis à un rayonnement ultraviolet (2). Le dépôt métallique sur le masque étant totalement opaque, seule la résine en vis-à-vis des parties transparentes du masque est modifiée.

L'opération suivante consiste à dissoudre les zones exposées en plongeant le substrat de silicium dans un bain révélateur (trichloréthylène). Suivant le type de résine (positive ou négative) il ne reste alors que le motif reproduit par la résine ou son motif complémentaire (3).

Plongée dans un bain d'attaque (acide fluorhydrique), la couche protectrice est ensuite éliminée aux endroits où la résine a disparu (4). Ce bain dissout l'oxyde, mais est sans effet sur le silicium et sur le reste de résine lors du bref temps d'attaque. La dernière étape avant gravure consiste à supprimer la résine dans un bain d'acide nitrique. Il reste alors le motif décrit par la couche d'oxyde (5).

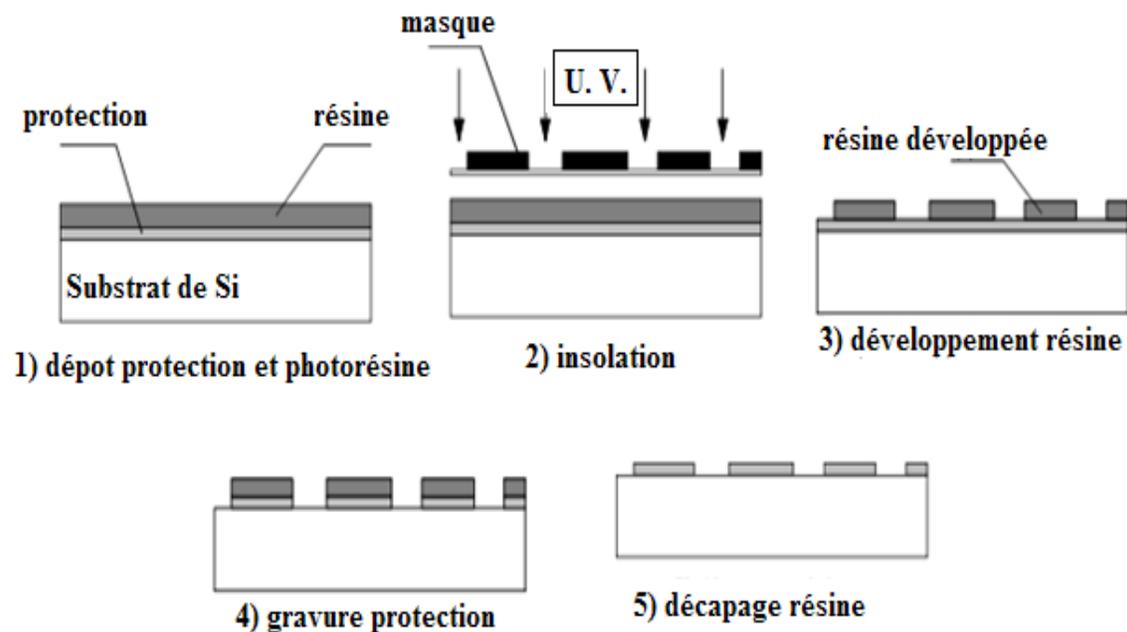


Figure 1.11 : Principe de la lithographie

1.3.1.2. La gravure

Les techniques de gravures consistent à creuser chimiquement ou physiquement un substrat après l'étape de photolithographie. Il existe plusieurs types de gravure qui utilisent la voie chimique pour laquelle le substrat est immergé dans une solution chimique ou la voie sèche qui consiste à venir l'attaquer par un plasma ionique.

1.3.1.2.1. La gravure par voie chimique (gravure humide)

Selon l'agent chimique utilisé, la gravure peut être isotrope ou anisotrope.

a. Gravure isotrope

Les agents acides (par exemple, une solution d'acide chlorhydrique, fluorhydrique et acétique) réagissent sur le substrat (silicium) de la même façon dans toutes les directions à la même vitesse, formant des cavités dont les contours sont arrondis. L'inconvénient d'une telle technique est la difficulté de contrôler exactement le profil. En effet, une partie du substrat étant sous le masque peut être gravée et selon que le bain est agité ou non, les formes peuvent être légèrement différentes (voir figure 1.12).

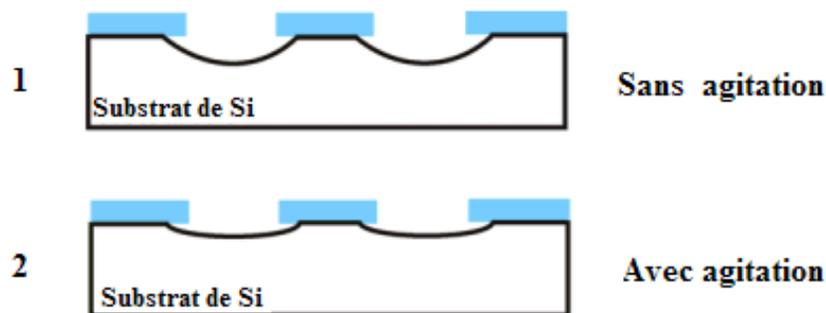


Figure 1.12 : Profils obtenus par gravure isotrope

b. Gravure anisotrope

La solution d'attaque est généralement de l'hydroxyde de potassium (KOH). On parle d'anisotropie car la forme du canal dépend du plan d'orientation du substrat de silicium (cristal cubique à face centrée). Grâce à ce procédé, il est possible de contrôler des profils (voir figure 1.13).

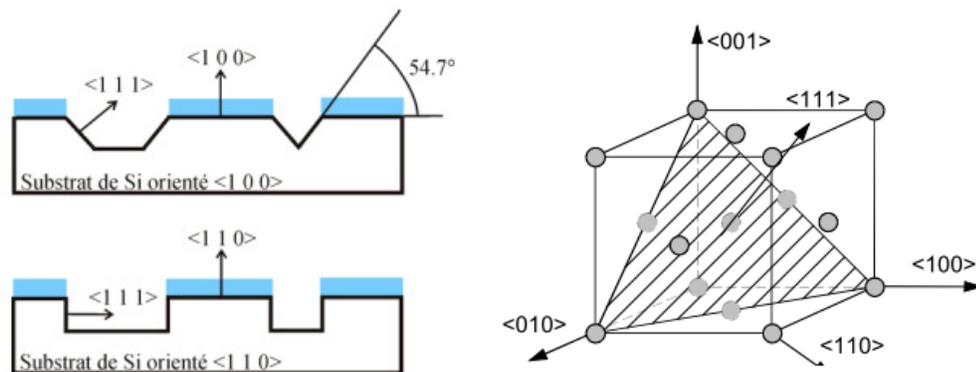


Figure 1.13 : Profils obtenus par gravure anisotrope

1.3.1.2.2. La gravure par voie sèche

Cette technique de gravure consiste à venir bombarder le substrat par des ions. La technique la plus courante utilise du plasma, gaz constitué d'ions négatifs et positifs en quantité égale. Les atomes de silicium présents dans les parties non recouvertes de la couche protectrice sont arrachés. Afin d'augmenter la vitesse de gravure, les ions utilisés réagissent avec le matériau constituant le substrat et le plasma est créé entre deux électrodes. La gravure se produisant au niveau du substrat est issue de deux phénomènes :

- l'attaque chimique isotrope des espèces réactives,
- le bombardement chimique du substrat (gravure anisotrope).

L'intérêt d'une telle technique est qu'il est possible d'obtenir des profils à flancs verticaux sur une grande profondeur et des géométries complexes.

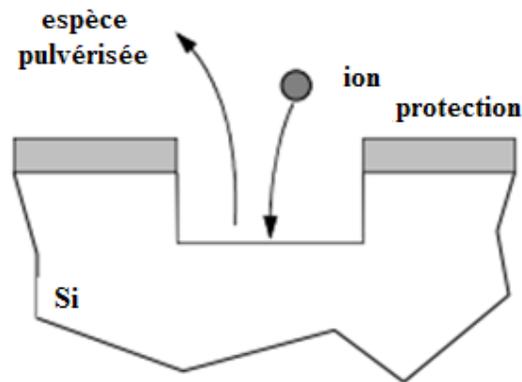


Figure 1.14 : Principe de gravure plasma, Cantier (1998) [23]

1.3.1.3. Le collage

1.3.1.3.1. Le collage par fusion atomique

Après nettoyage et polissage, les deux substrats sont mis en contact puis portés à très haute température (température de transition vitreuse des substrats en contact).

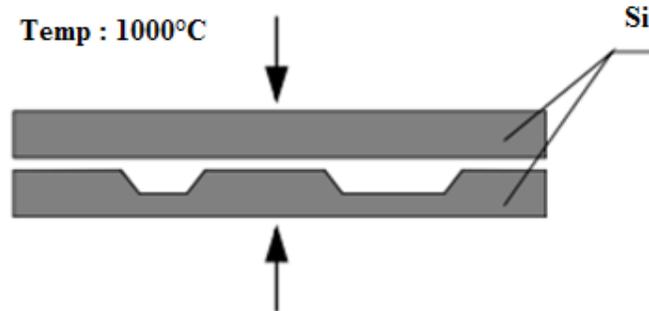


Figure 1.15 : collage par fusion, Münzel (1994) [24]

1.3.1.3.2. Le collage anodique

Le wafer de silicium et un wafer de verre ou également de silicium sont mis en contact puis chauffés à une température de 400°C. Le collage anodique consiste alors à appliquer une différence de potentiel importante entre les deux substrats (plusieurs centaines de volts). Les ions vont alors migrer d'une plaque à l'autre réalisant un collage de très grande qualité pouvant résister à des pressions de plusieurs dizaines de bars.

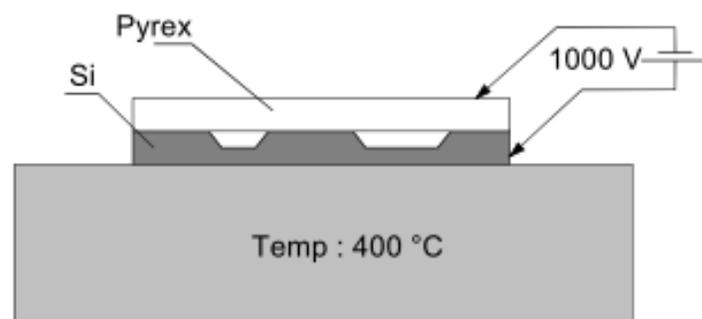


Figure 1.16 : Le collage anodique, Münzel (1994) [24]

1.3.2. Techniques de microfabrication douces

Parmi les nouveaux matériaux utilisés pour les systèmes microfluidiques, deux catégories sont particulièrement utilisées :

- Les plastiques comme le polycarbonate ;
- Les élastomères et tout particulièrement le polydimethylsiloxane.

1.3.2.1. Le Polydimethylsiloxane ou PDMS

Le PDMS est un polymère dont la formule chimique du motif de base est représentée sur la Figure 1.17. Il se présente sous la forme d'un liquide visqueux, transparent dans le visible. Pour obtenir un élastomère, il faut le mélanger à un agent réticulant puis le chauffer pendant quelques heures pour activer les réactions de réticulations.

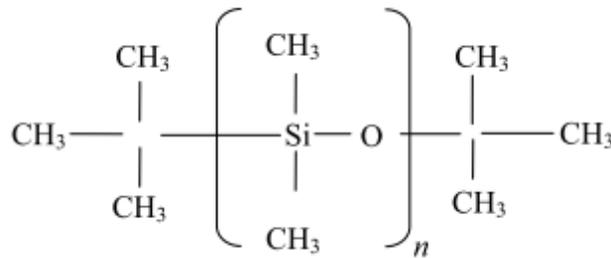


Figure 1.17 : formule chimique du PDMS

Où n dépend du degré de réticulation.

1.3.2.1.1. Réalisation d'un microcanal en PDMS

Premièrement il faut réaliser le moule ou master qui présente en relief les structures que l'on veut obtenir. Ce master est préparé en résine par photolithographie puis mis en présence de vapeur de hexaméthyl-dichloro-silane (HMDS). Cette étape permet de déposer une couche moléculaire de HMDS qui facilite le démoulage du PDMS. Le PDMS et l'agent réticulant sont alors intimement mélangés dans les proportions 10:1.

Le mélange est placé dans une cloche à vide jusqu'à disparition des bulles d'air pouvant être présentes puis versé sur le moule (voir figure 1.18 b).

La durée et la température de l'étape de réticulation déterminent les caractéristiques mécaniques de l'élastomère, L'otters et *al.* (1997)[25]. Le protocole standard suivi implique une température de 72°C pendant 2 heures.

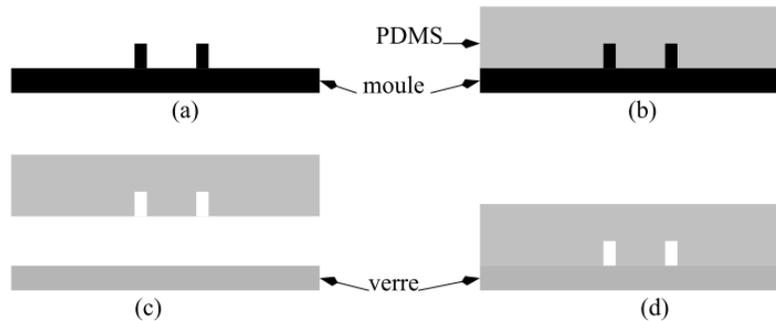


Figure 1.18 : Etapes nécessaires à la réalisation d'un canal en PDMS.

(a) Fabrication du moule ; (b) Réticulation du PDMS ; (c) Nettoyage plasma ;
(d) Collage

Le PDMS étant réticulé, il est démoulé puis les connexions sont percées à l'aide d'un poinçon de diamètre adéquat. La fermeture des canaux s'effectue alors à l'aide d'un substrat en verre ou en PDMS réticulé (voir figure 1.18 d). Le collage peut être réversible, en utilisant simplement l'affinité existant entre des surfaces propres de même nature. Ou bien irréversible en utilisant un plasma d'oxygène. Si les surfaces de verre ou de PDMS exposées à ce plasma sont rapidement mises en contact, des liaisons covalentes sont créées, produisant un collage de grande qualité, Duffy et *al.* (1998) [26].

CHAPITRE 02

La physique de la microfluidique

2.1. Introduction

Les dispositifs microfluidique sont souvent décrits comme les versions miniatures de leurs homologues à macro-échelle. Tandis que cette analogie est vraie pour quelques aspects de dispositifs microfluidique, beaucoup de phénomènes ne changent pas simplement linéairement de grand à de petites échelles.

Aux échelles visées par la microfluidique, les effets inertiels (à l'origine de la turbulence) sont généralement négligeables au profit de la viscosité et des effets de surface.

L'une des caractéristiques principales de la microfluidique est l'écoulement laminaire. Dans l'échelle macro, les écoulements de fluides peuvent être classés en deux catégories : laminaires et turbulents. La frontière entre ces deux régimes est donnée par l'importance relative des forces d'inerties et de viscosité, qui sont d'habitude représentées par le nombre de Reynolds qui décrit la nature de l'écoulement, White (1994) [27] ;Crowe (2000) [28].

Un écoulement est laminaire, quand ses lignes de courant sont parallèles les unes aux autres et que le mélange entre plusieurs liquides ne peut être que diffusif.

La figure 2.1 illustre parfaitement cette propriété puisque le liquide 1 ne pénètre absolument pas dans la zone où se situe le liquide 2 et ceci tout le long de la canalisation.

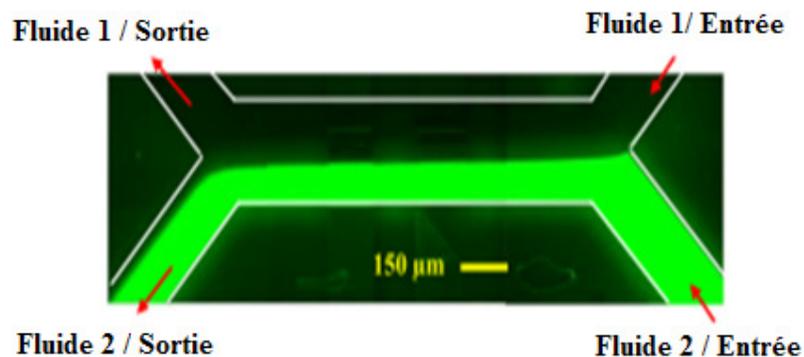


Figure 2.1 : Ecoulements laminaires en microfluidique. Le liquide 1 est de l'eau et le liquide 2 est de l'eau + agent fluorescent.

Le nombre de Reynolds s'écrit :

$$Re = \frac{\text{force d'inertie}}{\text{force de viscosité}} = \frac{\rho u d}{\eta} \quad (2.1)$$

Avec : ρ la masse volumique du fluide, u , la vitesse du fluide, d , le diamètre du canal et η la viscosité dynamique du fluide.

On peut ainsi noter que, lorsque la dimension caractéristique décroît et la viscosité dynamique augmente, le nombre de Reynolds diminue fortement et devient petit devant 1 (typiquement 10^{-2} ou 10^{-3}). Les écoulements sont alors laminaires sans aucune turbulence, (voir figure 2.2).

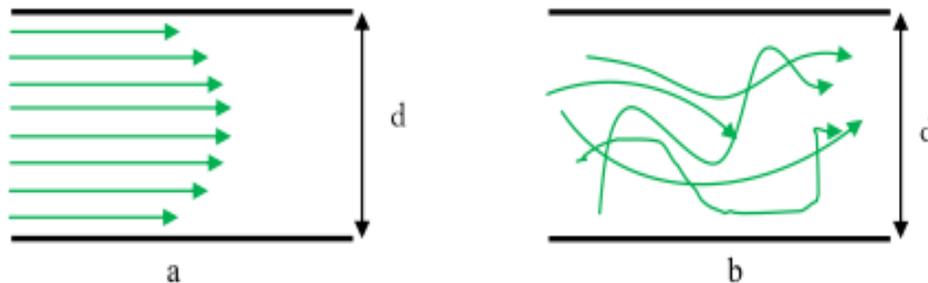


Figure 2.2 : Les deux différents modes d'écoulements rencontrés, (a) écoulement laminaire ($Re < 1$) et (b) écoulement turbulent ($Re \gg 1$).

L'importance relative des effets d'advection et des effets diffusifs est représentée par le nombre de Péclet :

$$Pe = \frac{ud}{D} \quad (2.2)$$

Où D représente le coefficient de diffusivité.

Dans les microcanaux, ce nombre est relativement grand indiquant que les effets diffusifs l'emportent sur les effets convectifs.

Ce nombre mesure l'importance relative des termes de convection vis-à-vis des termes de diffusion de la masse. Il est ainsi équivalent au nombre de Reynolds pour ce qui concerne le transport de masse (au lieu du transport de la quantité de mouvement) et apparaît donc pertinent lorsqu'on s'intéresse au mélange. Plus le nombre de Péclet est élevé, plus l'influence de l'écoulement est grande vis-à-vis de la diffusion moléculaire. L'ordre de

grandeur typique des coefficients de diffusion moléculaire est de $10^{-5} \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$ pour des écoulements classiques, mais les vitesses d'écoulements rencontrées dans les microsystèmes peuvent être très variables et conduire à des nombres de Péclet aussi bien de l'ordre de 10^{-2} que 10^{+2} .

Enfin, le rapport entre le nombre de Péclet et le nombre de Reynolds est appelé nombre de Schmidt et s'exprime donc par :

$$Sc = \frac{\eta}{D\rho} \quad (2.3)$$

2.2. Les avantages de la microfluidique

Les dispositifs microfluidiques présentent des avantages uniques pour le traitement d'échantillon, le mélange de réactifs, la séparation et la détection. Cette technologie est idéale pour manipuler à bas prix les échantillons et les réactifs. Les structures microfluidique exigent entre 100 nL et 10 μ L d'échantillons et des réactifs.

Les dimensions des microcanaux s'étendent typiquement de 1 à 1000 μ m de largeur et de hauteur. Ceci est suffisant pour fournir les caractéristiques d'un écoulement laminaire. En plus des avantages évidents qui sont associés à un échantillon plus petit, la quantité du réactif et les volumes de déchets, plusieurs phénomènes arrivent différemment à ces dimensions que dans des dispositifs traditionnels à plus grande échelle :

- Tout écoulement dans de tels canaux a tendance d'être laminaire, permettant ainsi aux lignes de courant d'être parallèle. Ceci permet la conception des dispositifs de séparation et de détection basés sur des interfaces de diffusion laminaire des fluides.

- À ces dimensions, la diffusion devient une méthode viable pour déplacer des particules, pour le mélange des fluides et le contrôle des taux de réaction. Par exemple, Cephadrine, un petit antibiotique, se propage à environ 14.3 mm/s à température ambiante dans des solutions aqueuses. Ceci permet l'établissement de gradients de concentration contrôlés dans un écoulement, aussi bien que l'équilibration complète de la molécule à travers les 100 μ m du canal dans moins de 1 minute sans aucun élément de mélange actif.

- La Sédimentation à la gravité standard, sans aide de la centrifugation, devient un des moyens les plus viables pour séparer par la densité des particules dispersées à travers des canaux de petites dimensions. Par exemple, des cellules légèrement diluées dans le sang sédimentent dans les 100 μm de profondeur du canal dans environ 1 minute et produisent des couches de 50 μm de plasma légèrement dilué.

- Les méthodes actives de séparation et de transport de particule, comme l'électrophorèse capillaire, montrent l'amélioration des performances de séparation dans de petits canaux.

- Dans des microcanaux, la distance de diffusion peut être faite extrêmement petite, particulièrement si l'écoulement du fluide est hydrodynamiquement concentré. Des réactions chimiques de diffusion contrôlées se produisent plus rapidement que dans des réactions macroscopiques comparables. Par exemple, Hatch et *al.* (2001) [29] ont montré qu'un système microfluidique de dosage immunologique a été achevé dans moins de 25 s, par opposition au temps de réaction de l'immunodosage plus typiques de 10 minutes ou plus.

En plus de ces phénomènes uniques, il y a d'autres avantages :

- Les structures microfluidiques en plastique peuvent être produites en masse au coût unitaire très bas.

- Les micro-dispositifs sont capables d'avoir plusieurs sorties pour traiter plusieurs essais en parallèle.

- Les micro-dispositifs exigent seulement des petits volumes d'échantillon et des réactifs et produisent seulement des petites quantités de déchets.

- La micro échelle permet le développement de systèmes d'analyse totale (Micro-TAS) capable de manipuler toutes les étapes de l'analyse sur puce, de l'échantillonnage, le traitement d'échantillon, la séparation et des étapes de détection à la manipulation des déchets. Cette intégration rend les analyses complexes plus simples.

2.3. Polarisation de la matière [30]

La polarisation affecte aussi bien les liquides, les solides que les gaz. Sont donc concernés dans nos microsystèmes tous les échantillons à traiter : ce sont soit des solutions aqueuses contenant des particules solides ou des cellules biologiques supposées indéformables, soit des huiles contenant des gouttes de solution aqueuse.

Il semble important de s'intéresser à l'origine de cet état afin de comprendre certains phénomènes électrohydrodynamiques (EHD).

2.3.1. Polarisation électronique, ionique et d'orientation

La matière est constituée de molécules. Les molécules sont formées d'atomes constitués d'un noyau chargé positivement $+Q$ et d'un nuage électronique chargé négativement, de charge totale $-Q$. Si le barycentre des charges négatives coïncide avec le barycentre des charges positives, la molécule est dite apolaire (cas des molécules symétriques comme H_2 , O_2 , N_2) et le champ électrique créé par ces deux types de charges en un point A, situé à une distance grande devant la dimension de la molécule, est nul.

Les charges électriques sont désignées comme « libres » lorsque, sous l'action d'un champ électrique externe, elles se déplacent librement dans le matériau, comme si elles se trouvaient dans le vide. Les charges mobiles dans un matériau conducteur (les électrons) réagissent si facilement à la présence d'un champ électrique externe, aussi petit soit-il, qu'elles peuvent être considérées comme libres. Le déplacement des charges libres s'effectue jusqu'à atteindre un état d'équilibre où elles ne subissent plus aucune force. Ce nouvel état d'équilibre se traduit par l'apparition de charges induites à la surface du conducteur. Dans les diélectriques (ou isolants), les charges sont en revanche très peu mobiles. Les électrons sont liés aux atomes et voient leur déplacement, sous l'action d'un champ électrique externe, limité à des distances de l'ordre des distances moléculaires.

Sous l'effet de la force de Coulomb, le nuage électronique se déforme. Le barycentre des charges négatives ne coïncide plus avec celui des charges positives localisé au centre du noyau (voir figure 2.3). D'un point de vue électrique, l'atome devient équivalent à un dipôle électrique. Le champ électrique créé en A par le dipôle n'est plus nul ; il se superpose au champ électrique externe.

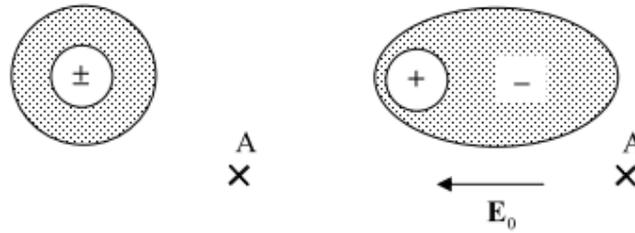


Figure 2.3 : Effet de polarisation électronique d'un atome : les centres de charges positives et négatives se séparent sous l'effet du champ électrique appliqué

Au niveau des atomes, on appelle polarisation électronique ce déplacement du nuage électronique par rapport au noyau. D'autres types de polarisation peuvent exister selon la structure de la matière concernée. Dans les diélectriques solides cristallins (par exemple NaCl), c'est le déplacement mutuel des ions qui est à l'origine de la polarisation désignée alors par polarisation ionique. La polarisation d'orientation se manifeste dans le cas des molécules non symétriques (H_2O , HCl, CO...), qualifiées de polaires, où le barycentre des charges positives ne coïncide pas avec le barycentre des charges négatives du fait de la structure même de la molécule. Ces molécules possèdent un moment dipolaire permanent qui, en l'absence de champ électrique externe et à cause de l'agitation thermique, est orienté de façon aléatoire dans le matériau. L'orientation statistique des moments dipolaires permanents dans la direction du champ électrique appliqué constitue le phénomène de polarisation d'orientation ou dipolaire. Cet alignement, toujours perturbé par l'agitation thermique et donc fortement dépendant de la température, augmente avec l'intensité du champ électrique appliqué. La polarisation organisationnelle nécessite que les dipôles permanents disposent d'une certaine mobilité dans la matière et elle se rencontre plus fréquemment dans les gaz et les liquides. L'eau, liquide polaire, est particulièrement affectée par ce type de polarisation.

L'alignement des dipôles dans les diélectriques polaires est un phénomène qui laisse prévoir un effet de saturation qui apparaît lorsque tous les dipôles sont orientés alors que l'intensité du champ appliqué continue à être augmentée.

Les différents types de polarisation cités ci-dessus peuvent intervenir simultanément dans un même diélectrique. Leur contribution à la polarisation totale peut être limitée notamment dans le cas où le champ électrique appliqué est alternatif.

Par exemple, la polarisation d'orientation n'arrive plus à s'établir lorsque la fréquence est trop élevée.

L'alignement des dipôles dans le champ électrique s'effectue suite à un mouvement de rotation des dipôles. Du fait d'une inertie due au frottement avec les autres molécules du matériau, ce mouvement de rotation prend du retard par rapport aux variations trop rapides du champ électrique. C'est le phénomène de relaxation diélectrique. Par exemple, l'eau qui a une permittivité relative à température ambiante d'environ 80, voit celle-ci chuter à la valeur de 1.77 au-dessus de 10^{10} Hz, Glarum [1960] [31]. Les polarisations électronique et ionique, quant à elles, dépendent peu de la fréquence.

Si le point de vue microscopique permet de comprendre les différents mécanismes de polarisation de la matière, le point de vue macroscopique permet d'établir des modèles simples pour représenter le comportement global de la matière. La polarisation, qu'elle soit issue simplement d'un des trois types de polarisation cités ci-dessus ou une combinaison, est caractérisée par le vecteur polarisation noté P (ou moment dipolaire par unité de volume du matériau diélectrique) qui, pour des diélectriques homogènes, isotropes et linéaires est tel que :

$$P = (\varepsilon - \varepsilon_0) E \quad (2.4)$$

Où ε_0 est la permittivité du vide et ε la permittivité absolue qui caractérise le diélectrique.

On peut définir la permittivité diélectrique relative (ou constante diélectrique) ε_r par la relation :

$$\varepsilon_0 \varepsilon_r = \varepsilon \quad (2.5)$$

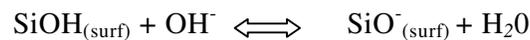
La distinction entre un diélectrique et un conducteur repose, en fait, sur le nombre de charges libres qu'il contient. A température normale, un bon diélectrique contient des électrons libres, en relativement petit nombre mais suffisamment pour provoquer une certaine conduction électrique. Un diélectrique peut être considéré comme un mauvais conducteur et, en plus de sa permittivité électrique ε , sera caractérisé par une conductivité électrique σ .

Le diélectrique est dominé par sa conductivité σ pour les faibles fréquences ($\omega \ll \sigma/\epsilon$) et par sa permittivité ϵ pour les hautes fréquences ($\omega \gg \sigma/\epsilon$).

2.3.2. La double couche électrique

Quand un liquide polaire est mis en contact avec une paroi solide, celle-ci acquiert la plupart du temps une charge électrique. La charge de la paroi dépend notamment de l'ionisation donc du pH de la solution, et de la possibilité d'adsorption à la paroi ou de dissolution dans le liquide des ions à l'interface paroi-liquide, Show (1969) [32].

Par exemple, dans le cas du silicium en contact avec de l'eau, la dissociation des molécules au niveau de la paroi va produire une surface chargée négativement, suite à la réaction :



Il en résulte une modification locale de la concentration ionique de la solution. La zone est affectée par cette redistribution des charges dans le liquide.

Ces charges de surface sont équilibrées dans le fluide par une double couche de contre ions dite de Debye. La première couche est un film moléculaire de contre ions, qui se sont fixées au niveau de l'interface solide/liquide, sous l'effet de forces attractives développées par la surface solide chargée. Cette première couche porte le nom de « couche de Stern ». Elle est liée au solide par interaction électrostatique. La deuxième couche, principalement formée de contre-ions (couche diffuse de Gouy-Chapman) est mobile. Ces deux couches forment la double couche électrique (DCE) (voir figure 2.4). Cette double couche est le siège des forces électrostatiques.

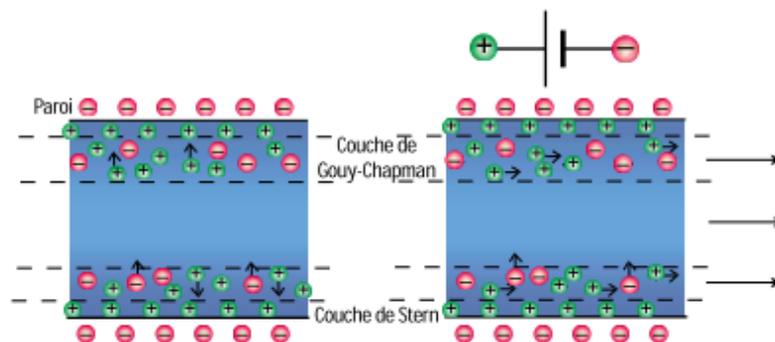


Figure 2.4 : Le phénomène de la double couche électrique

2.4. Comment créer un écoulement dans des dispositifs microfluidique ?

Un des éléments les plus critiques de n'importe quel système microfluidique est son système de transport de fluide. Dépendant de la taille des canaux du réseau, un tel système doit être capable de produire des débits s'étendant de centaines de microlitres par minute pour des grands volumes de sortie comme le flux cytometry, Altendorf *et al.* (1998) [33] ou moins d'un picoliters par seconde pour des applications utilisant des canaux de micron ou de sous-micron de taille, Brody *et al.* (1996) [34].

La microfluidique exploite de nombreux principes physiques pour déplacer et contrôler le mouvement des fluides. Les solutions les plus intéressantes seront, celles qui offrent les meilleures performances en termes de débit, vitesse, précision des différentes opérations, celles qui seront plus facilement intégrables, celles qui seront compatibles avec les caractéristiques des fluides manipulés et bien sûr seront les moins coûteuses.

Nombreuses méthodes de déplacement du fluide dans la microfluidique ont été rapportées. Electrocinétique, le gradient de pression, le déplacement thermique et beaucoup d'autres modes de pompage ou des combinaisons de cela, tous présentent des avantages et des inconvénients.

2.4.1. Application d'un gradient de pression

Une des méthodes permettant de produire un écoulement microfluidique consiste à exercer une différence de pression entre ses extrémités, Weigl *et al.* (2001) [35]. Il en résulte un écoulement qui a un profil non uniforme de vitesse, qui est pseudo-parabolique, maximal dans le centre du canal et diminuant à la vitesse zéro à proximité des murs de canal (voir figure 2.5) du fait des frottements sur les parois dus à la viscosité. Le liquide se déplace en effet beaucoup plus vite au milieu du microcanal que le long des parois.

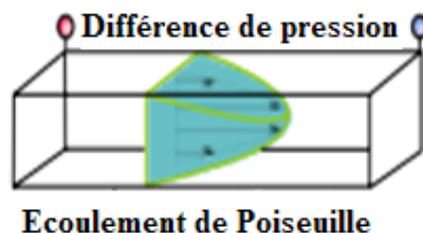


Figure 2.5 : Profil de la vitesse d'écoulement d'un fluide dans un canal microfluidique soumis à un gradient de pression

L'avantage de cette méthode est la simplicité. Elle présente quelques inconvénients cependant. D'abord, avoir à disposition une source de pression de bonne qualité, en général externe, n'est pas toujours possible ou facile. De plus, les pressions mises en jeu augmentent très rapidement avec la diminution de la taille des conduits. Enfin, il est parfois nécessaire que la totalité du liquide transite à la même vitesse dans le dispositif, ce qui n'est pas le cas ici.

Le dispositif le plus utilisé pour créer ce gradient de pression est le pousse-seringue, illustré sur la figure 2.6. Il permet de contrôler les flux, à de faibles valeurs de débit, en jouant sur la vitesse d'un moteur qui appuie sur le piston d'une seringue connectée au canal par des tubes flexibles.



Figure 2.6 : pousse-seringue

2.4.2. Application de l'électrocinétique

Ces dernières années, dans le domaine des microsystèmes, les chercheurs ont profité de l'électrohydrodynamique ou l'électrocinétique (c'est-à-dire le couplage entre un champ électrique et des particules ou des fluides en mouvement) pour agir sur l'écoulement de fluides ou le mouvement des charges dans des systèmes miniaturisés. Les phénomènes de l'électrocinétique sont les suivants :

2.4.2.1. La diélectrophorèse

La diélectrophorèse (DEP) est le déplacement sous champ électrique de la matière polarisée. L'uniformité du champ électrique appliqué est une condition nécessaire et ce phénomène est de plus en plus utilisé dans les microsystèmes pour manipuler sans contact mécanique des particules biologiques ou pour déplacer des gouttes, Jones (1995) [36]. La DEP se caractérise par deux points :

- Elle concerne autant la matière neutre (cellules biologiques, gouttes) que chargée (particules de latex fonctionnalisées), solide (particules de latex) ou liquide (gouttes de tampon biologique),

- Les champs électriques sont alternatifs, ce qui diminue les réactions électrochimiques aux électrodes. La particule se déplace soit vers le champ le plus fort (la diélectrophorèse est dite alors positive) soit repoussée vers le champ le plus faible (la diélectrophorèse est dite négative). Le passage d'un régime de DEP à l'autre dépend, pour une particule et un liquide donnés, uniquement de la fréquence du champ électrique appliqué. La force diélectrophorétique est proportionnelle au volume de la particule et au gradient du champ électrique qui lui est appliqué. Un champ fortement variable dans l'espace ainsi que de grosses particules sont des situations favorables à l'obtention de forces DEP capables de déplacer les particules malgré l'existence de nombreuses forces antagonistes.

Une multitude de configurations d'électrodes ont été étudiées pour des applications diverses. Déplacement et tri de cellules, Fuhr (1995) [37], dispenseurs de nanogouttes (de quelques nanolitres), Jones (2004) [38] sont des exemples d'applications bien maîtrisées aujourd'hui.

2.4.2.2. L'électrodéformation

Un deuxième phénomène est la déformation des interfaces fluide-fluide sous l'effet d'un champ électrique appliqué (voir figure 2.7). Si nous souhaitons déplacer des gouttes par DEP, le champ électrique appliqué, non uniforme et alternatif, va induire la déformation de leur interface, d'une forme initialement sphérique.

La déformation engendrée par le champ électrique provient de l'équilibre local entre les forces électriques, les forces capillaires et les forces hydrodynamiques. Pour

de fortes déformations, les instabilités qui apparaissent provoquent la rupture des gouttes. Ceci s'avère gênant si l'on désire extraire ces gouttes avec un minimum de contamination par le fluide extérieur. La prévision de la déformation de ces gouttes, afin d'estimer les conditions d'instabilités, est donc cruciale dans la conception des microsystèmes.

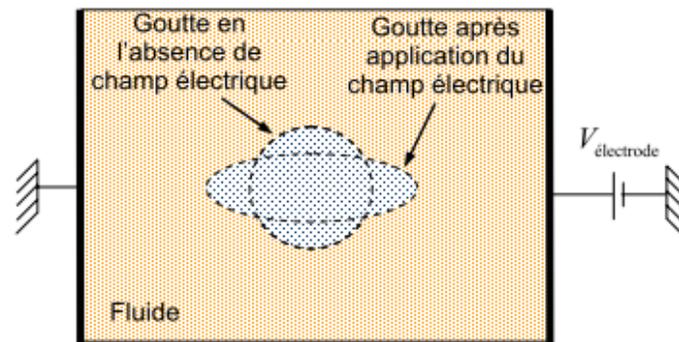


Figure 2.7 : L'application d'un champ électrique sur une goutte provoque sa déformation.

2.4.2.3. L'électro-osmose

Quand une différence de potentiel électrique est appliquée aux extrémités du canal, des forces de Coulomb peuvent se développer et mettre en mouvement les ions de la couche de Gouy-Chapman (couche diffuse). Dans le cas d'un canal de petite dimension, les liaisons visqueuses entre les ions et les molécules du liquide vont ensuite permettre au fluide de se déplacer dans son ensemble. Contrairement au gradient de pression, cet effet est d'autant plus fort, donc efficace, que la section du microcanal est faible. Le profil de vitesse ainsi créé est, à l'inverse du cas précédent, pratiquement uniforme, McCreedy (2000) [39] (voir figure 2.8). Autre avantage, l'intégration au sein d'un composant miniature est également plus facile.

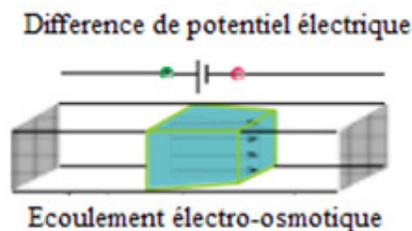


Figure 2.8 : Profil de la vitesse d'écoulement d'un fluide dans un canal microfluidique soumis à une tension électrique

Le flux électro-osmotique (EOF) dépend de l'interaction entre les surfaces de canal et le liquide proche. Le flux électro-osmotique est particulièrement efficace dans les canaux de moins de 0.1 mm de diamètre, Manz (1994) [40]. L'EOF a été utilisé avec succès dans différents matériaux de microcanaux, plus généralement le verre, Harrison *et al.* (1993) [41], par exemple pour mélanger des différentes solutions, exécutant des réactions chimiques, Harrison *et al.* (1996) [42]. Il a été aussi utilisé dans les dispositifs en polymères, Locascio *et al.* (1999) [43], Ocvirk *et al.* (2000) [44].

2.4.2.4. L'électrothermique

L'électrothermique résulte des variations des propriétés électriques du liquide (conductivité et permittivité électriques) avec la température. L'échauffement dû à l'effet de Joule, fait apparaître des gradients de température engendrant des gradients de permittivité et conductivité. Ces gradients de propriétés électriques créent des forces de volume et entraînent le liquide (voir figure 2.9). Notons que l'électrothermique se distingue de la convection naturelle où les variations de la masse volumique avec la température sont à l'origine du mouvement du fluide.

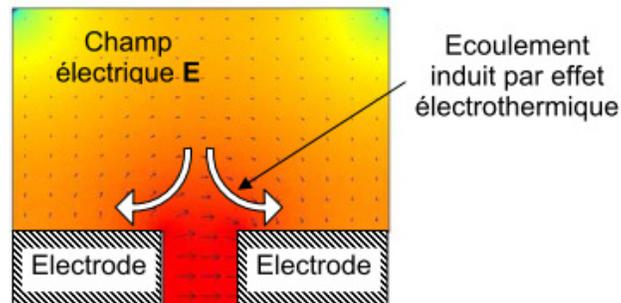


Figure 2.9 : Le phénomène de l'électrothermique

2.4.2.5. L'électrorotation

Si l'on soumet une particule immergée dans un fluide à un champ électrique, une distribution de charges à l'interface se crée et donc un moment dipolaire équivalent s'établissent.

Le temps d'établissement de l'orientation du moment dipolaire électrique équivalent dans la direction du champ appliqué est fini si bien que si l'on fait varier brusquement la direction du champ électrique, un déphasage apparaît entre le champ électrique et le moment

dipolaire. La particule subit alors un couple qui tend à la faire tourner pour réaliser cet alignement : c'est l'électrorotation. Afin d'entretenir cette rotation, le champ électrique doit changer de direction en permanence (il est alors dit champ tournant), comme indiqué par la figure 2.10.

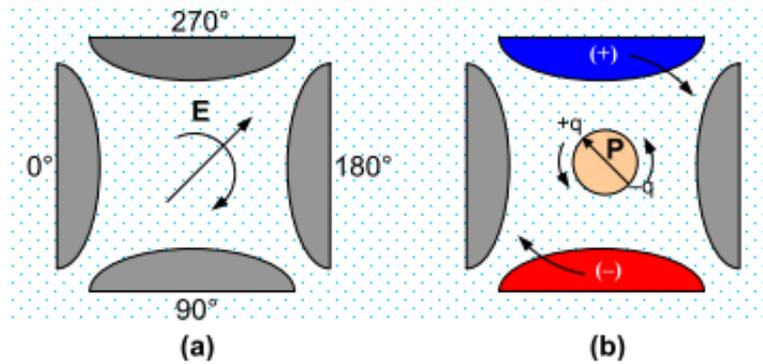


Figure 2.10 : Le phénomène de l'électrorotation

(a) Un champ électrique tournant est engendré entre quatre électrodes par application d'une tension sinusoïdale avec un déphasage de 90° . (b) Selon l'angle de phase entre la polarisation induite P et le champ électrique, le couple agit sur la particule en co-champ ou anti-champ. Pour le cas indiqué ici, la particule tourne à contre sens du champ électrique.

2.4.2.6. L'électrophorèse

L'électrophorèse est une méthode largement utilisée en biologie pour séparer des molécules chargées par migration différentielle sous l'action d'un champ électrique (voir figure 2.11). La force appliquée est la force de Coulomb. Le sens de déplacement des particules dépend du sens du champ électrique appliqué. Quand les champs électriques sont alternatifs, les particules vont subir une force de Coulomb qui s'inverse avec le champ électrique et globalement la particule aura un mouvement oscillant autour d'une position fixe.

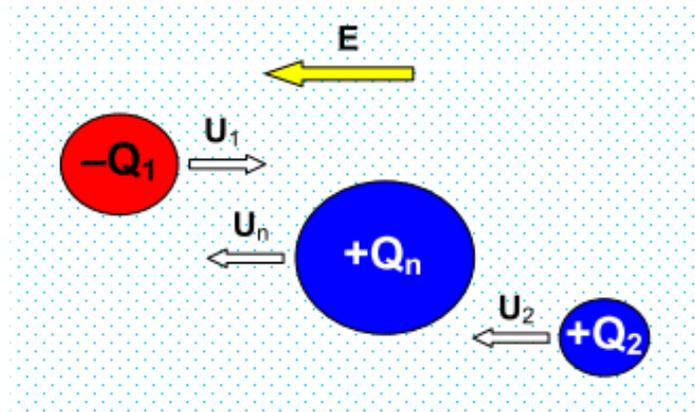


Figure 2.11 : Electrohorèse de particules chargées par application d'un champ électrique.

2.4.2.7. L'électromouillage

Les premiers systèmes EWOD (Electrowetting On Dielectric) mettent en jeu une goutte en contact avec une électrode posée (sans contact électrique) sur une électrode plane. L'électrode plane est reliée à une électrode filaire.

Le dépôt d'une couche isolante sur l'électrode plane permet d'imposer un champ électrique continu ou de faible fréquence (de 100 Hz à 10 kHz) suffisamment intense pour faire varier l'angle de contact apparent de la goutte, Berge (1993) [45] (voir figure 2.12). Les applications de ces systèmes concernent principalement l'optique où la goutte joue le rôle de lentille à focale variable.

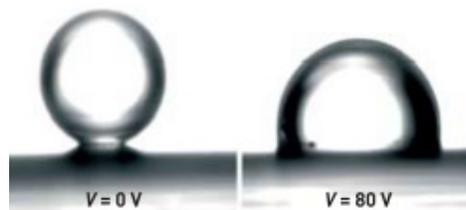


Figure 2.12 : Le phénomène de l'électromouillage

Des systèmes dérivés sont ensuite apparus, dans lesquels le déplacement de la goutte sur l'électrode est recherché, (voir figure 2.13).

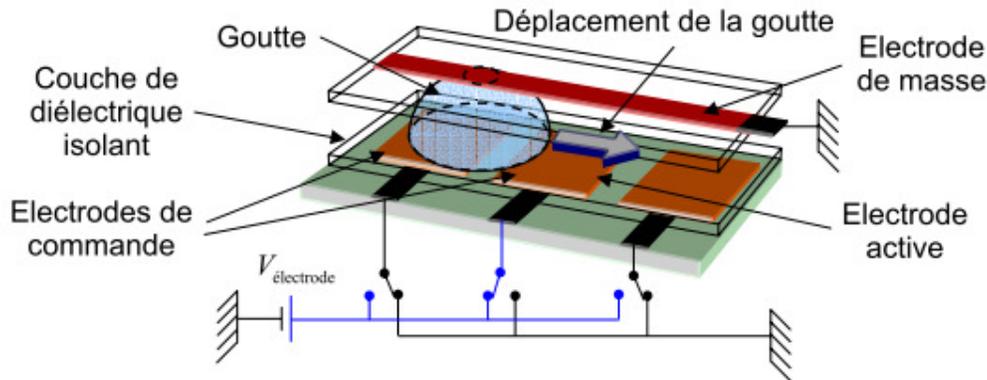


Figure 2.13 : Déplacement d'une goutte dans un système EWOD.

De nombreux travaux plus théoriques ont attribué ce déplacement à la variation de mouillabilité de la goutte. Cette hypothèse a été remise en question par plusieurs auteurs en particulier Jones (2005) [46] qui attribua ce phénomène à l'existence de forces de volume, dues à la polarisation de l'eau et à la non-uniformité du champ électrique appliqué ; le phénomène EWOD serait alors identique au phénomène de diélectrophorèse cité ci-dessus.

Par définition, l'électromouillage n'opère que si la goutte est posée sur une paroi initialement hydrophobe (non mouillante) et qui devient hydrophile (mouillante) lorsqu'elle est soumise au champ électrique. Cependant, la goutte (conductrice) doit aussi être en contact permanent avec une électrode pour que l'électromouillage soit effectif. Dans ce cas, la goutte arrive à être propulsée à une vitesse de plusieurs millimètres par seconde.

2.4.2.8. L'électrostriction

Un phénomène sous-jacent à la polarisation d'un milieu soumis à un champ électrique est l'interaction mutuelle qui se produit quand les dipôles électriques (molécules polarisées) s'alignent dans la direction du champ. L'attraction des pôles opposés de ces dipôles provoque la contraction du milieu parallèlement au champ électrique appliqué (voir figure 2.14). Ce rétrécissement de la matière sous champ électrique est appelée électrostriction. A la différence du phénomène piézoélectrique (effort mécanique engendré par l'application d'un champ électrique et réciproquement) qui est spécifique à un type restreint de cristaux, l'électrostriction est un phénomène qui concerne tous les milieux diélectriques.

L'attraction des dipôles électriques est proportionnelle à trois facteurs. Elle est proportionnelle à l'intensité du champ électrique, à la polarisation des molécules et la proximité des molécules les unes aux autres. Si cette attraction est homogène, c'est-à-dire, si les molécules s'attirent partout avec la même intensité, il est évident que la résultante de ces attractions sur une molécule est nulle. Si en revanche cette attraction varie dans l'espace alors une force se crée suite à la contraction non homogène du milieu ; l'électrostriction induit aussi un déplacement de la matière.

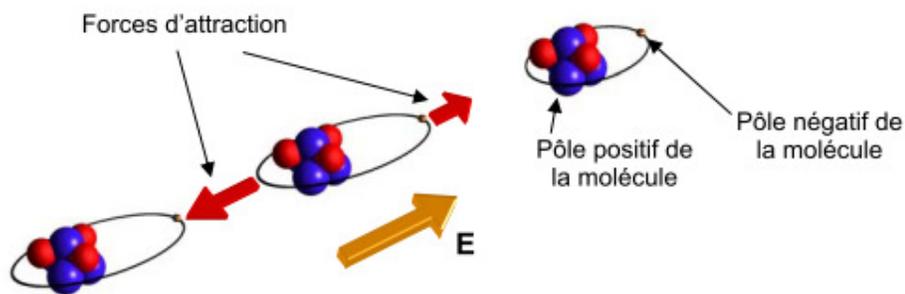


Figure 2.14 : Le phénomène de l'électrostriction

2.5. Contrôle des écoulements

La volonté de maîtriser les débits et vitesses des constituants, de pouvoir injecter et stopper des volumes faibles dans des temps courts bien adaptés à cette science rapide, ou encore de compartimenter certains espaces des canaux, font jouer un rôle central au contrôle des écoulements en microfluidique. Trois méthodes se distinguent principalement :

- La première fera intervenir des dispositifs externes à la puce. Le plus connu et toujours le plus utilisé d'entre eux s'appelle le « pousse-seringue ». Emprunté directement aux sciences de séparations macroscopiques, il permet de contrôler les flux en jouant sur la vitesse d'un moteur qui appuie sur le piston d'une seringue connectée au canal par des tubes flexibles. Ce système est bien adapté aux canaux pas trop petits, dont la section typiquement plus grande que 0.1 mm^2 ne créera pas de perte de charge trop importante. L'autre type de dispositif consiste justement à gérer directement cette perte de charge pour contrôler le débit au sein du canal. Cela peut se faire le plus simplement possible en ajustant à l'aide d'une pipette la hauteur du liquide dans les réservoirs aux extrémités du canal.

- Une deuxième approche consiste à gérer les écoulements en utilisant des vannes intégrées au sein du microcanal. La méthode la plus connue souvent appelée « vannes à la Quake » a fait le succès du groupe de Stephen Quake à l'Université de Stanford. Ces valves sont fabriquées suivant un procédé dit « de multicouche monolithe », Unger et *al.* (2000) [47]. Le principe consiste à superposer perpendiculairement deux canaux en élastomère. Les deux canaux, chacun large d'une centaine de μm et profond d'une dizaine de μm , sont séparés à leur intersection par une membrane de polymère assez fine (30-50 μm). Comme représenté sur la figure 2.15a et 2.15b, le canal supérieur, appelé canal de flux, contient les liquides et le canal inférieur, appelé canal de contrôle, contient de l'air ou du liquide aussi qui, mis sous une pression d'une centaine de kilo Pascal environ, défléchit suffisamment la membrane pour boucher le canal de flux. En combinant ainsi des croisements entre de nombreux canaux, on peut constituer différents types de composants microfluidiques. Par exemple, en alignant parallèlement 3 canaux de contrôle sur un seul canal de flux on peut, en actionnant alternativement les valves, fabriquer une micropompe péristaltique (voir figure 2.15c).

D'autres variantes de vannes intégrées ont par la suite été développées, Jeon et *al.* (2002) [48] présentent un système de vannes flip-flap ne laissant passer le fluide que dans un sens (principe de fonctionnement des valves artérielles et cardiaques), la même dissymétrie de fonctionnement est obtenue avec des vannes auto-contrôlées à base d'hydrogel, Beebe et *al.* (2000) [49]. D'autres, constituées de bouchons de paraffine, peuvent être ouvertes par chauffage de la zone d'intérêt Liu et *al.* (2002) [50], ces vannes « à un coup » qu'on ne peut refermer après ouverture, sont bien adaptées à un dispositif à usage unique.

De manière générale, ce genre de microvannes permet d'orienter les flux au sein d'un réseau complexe de canaux et est très approprié au développement de systèmes hautement intégrés.

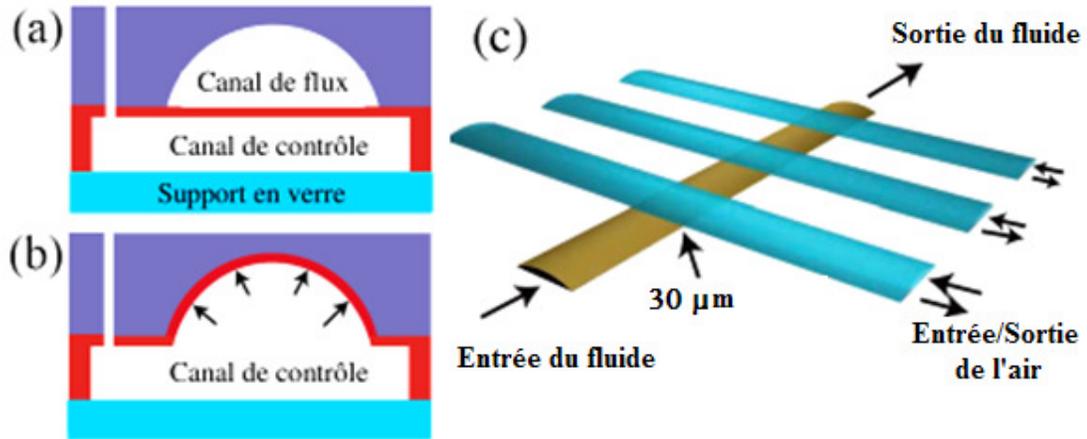


Figure 2.15 : Vannes à la Quake

- (a) Sans surpression appliquée dans le canal de contrôle, le canal de flux est ouvert.
- (b) Une surpression est appliquée et défléchit la membrane de PDMS (rouge) qui obstrue le canal de flux.
- (c) En actionnant alternativement 3 canaux de contrôle alignés parallèlement sur un canal de flux, on peut mouvoir les fluides dans un système de type micropompe péristaltique. Tirés respectivement de Studer et *al.* (2004) [51] et de Unger et *al.* (2000)[47].

- La dernière approche permettant de générer et de contrôler des écoulements dans des microcanaux consiste à utiliser des effets électrocinétiques, c'est à dire générer des flux électro-osmotiques conséquents au glissement de la couche de Debye soumise à un champ électrique.

Très tôt, Harrison et *al.* (1993) [41] ont mis en avant les avantages de cette méthode en microfluidique. D'abord, les profils de vitesses dans le canal sont plats (profils bouchons) contrairement aux profils paraboliques obtenus dans les écoulements générés par chute de pression et en conséquence beaucoup moins dispersifs. Ensuite, si l'on a vu que le flux généré par une chute de pression diminuait comme le carré de sa section, un flux électro-osmotique est lui simplement proportionnel à cette section ; et la taille des canaux se réduisant on préférera par conséquent utiliser ce type de méthode. Finalement, le pilotage se fait via des manipulations de potentiels électriques et inverser, arrêter ou modifier les valeurs des flux se fait simplement et sans temps d'attente. La première génération des dispositifs de pompes électro-osmotiques consiste simplement à appliquer une différence de potentiel entre les

extrémités d'un canal ; ce procédé permet d'obtenir des vitesses de l'ordre de la centaine de $\mu\text{m/s}$ mais requiert l'application de tension avoisinant le kV. La seconde génération intègre directement des micro-électrodes au sein même du canal.

L'application d'une tension alternative (de fréquence de l'ordre du kHz) entre 2 électrodes consécutives va créer un champ local mettant en mouvement les contre-ions recouvrant les électrodes. Lorsque la tension change de signe, le champ électrique et les contre-ions changent tous deux de signe, et la vitesse de glissement ne change pas de direction. En définitive, des recirculations se créent au voisinage de la surface et induisent grâce à la dissymétrie un mouvement global homogène dans le canal. Si ce procédé requiert évidemment des méthodes de fabrication plus complexes, il permet l'application de vitesses du même ordre que dans la génération précédente de pompes électrocinétiques avec des tensions de 1 V. Ce système de pompe a été couplé à un réseau complexe de canaux géré par des microvannes « à la Quake » pour étudier l'influence de divers paramètres (force ionique du solvant, fréquence et amplitude de la tension...) sur l'efficacité du pompage Studer et *al.* (2004) [52].

CHAPITRE 03

**Etude numérique d'un
écoulement dans un
microcanal à élargissement
 Brusque**

3.1. Introduction

La miniaturisation des composants a été l'un des principaux défis relevés par les scientifiques et les industriels. L'exemple le plus spectaculaire en est probablement le développement de la micro-informatique. Cette miniaturisation spectaculaire peut être attribuée aux progrès réalisés en microélectronique. Depuis, l'ensemble de ces technologies a été repris et adapté à d'autres fins. Les micro-technologies sont nées, ouvrant la voie à de nouveaux champs d'application.

Le gain d'espace n'est qu'un des aspects attractifs de la miniaturisation. La réduction des dimensions s'accompagne aussi d'une diminution drastique du poids des objets et donc de la matière première et de l'énergie nécessaires à leur élaboration. Elle permet également d'envisager un mode de production en parallèle, ce qui réduit les délais et améliore la reproductibilité de la fabrication. Tous les exemples tirés du monde industriel montrent que la miniaturisation s'accompagne d'une chute des prix de revient.

Il est essentiel que les microcanaux dans les dispositifs microfluidiques soient soigneusement conçus pour satisfaire les besoins spécifiques des différentes applications (par exemple, le mélange des microfluidique dans les chambres de micro-réaction ou injection et séparation dans les dispositifs d'électrophorèse capillaires) et pour contrôler l'action réciproque entre le liquide et la paroi du canal dans les piles à combustible microfluidique, les micros refroidisseurs à glace, etc.... (Liu et *al.* (2005) [53] ; Cohen et *al.* (2005) [54] ; Lin et *al.* 2005 [55] ; Tsai et *al.* (2005) [56] ; Wang et *al.* (2006) [57]). La conception et la configuration du microcanal est essentielle pour le développement des dispositifs microfluidiques nécessaire pour des procédures d'analyse biologiques ou chimiques.

Plusieurs méthodes expérimentales et théoriques ont été employées pour l'analyse de l'écoulement dans les microcanaux. Utilisant des approches numérique et expérimental, Tuckermann et Pease (1981) [58] ont démontré que le coefficient de frottement d'un écoulement à travers un microcanal est très légèrement plus élevé à celui prédit selon les théories classiques pour les canaux macroscopiques traditionnels. Urbanek et *al.* (1993) [59] ont aussi examiné l'écoulement à travers un canal de diamètre hydraulique d'ordre 10 μ m. Ils ont montré que le coefficient de frottement est légèrement supérieur que celui donné par les prédictions classiques.

Chapitre 03 : Etude numérique d'un écoulement dans un microcanal à élargissement brusque

Pfahler et *al.* (1990) [60] ont annoncé que les coefficients de frottement mesurés dans les écoulements des microcanaux étaient indépendants du nombre Reynolds (Re) à de grandes valeurs de Re et ont démontré que le débit était plus haut qu'attendu tant pour isopropanol que pour l'huile de silicium.

Peng et Peterson (1996) [61] en examinant les caractéristiques d'écoulement forcé d'eau à travers les microcanaux avec une large gamme de diamètres hydrauliques, ont remarqué qu'une transition d'écoulement laminaire s'est produite au $Re = 200-700$ et ont montré que la valeur de Re auquel la transition est survenue se réduit avec la diminution de la taille de microcanal.

La méthode de calcul numérique de la dynamique des fluides (computational fluid dynamics, CFD), est un instrument analytique extrêmement convenable pour les dispositifs microfluidique bidimensionnels 2D. (Jen et Lin (2002) [62] ; Tonomura et *al.* (2004) [63]; Sundaram et Tafti (2004) [64]; Pan et *al.* (2004) [65] ; Croce (2004) [66] ; Dagro (2005) [67], Townsend et *al.* (2005) [68]) ou tridimensionnels 3D (Koo et kleinstreuer (2003) [69] ; Tripathi et *al.* (2005) [70] ; Rawool et *al.* (2006) [71] ; Rawool et al (2006) [72]) ont réussi à prédire correctement l'écoulement à travers ces conduites. En général, le succès de l'utilisation des méthodes numériques dépend des caractéristiques de l'écoulement, par exemple, le nombre de Reynolds, etc.

L'élargissement brusque de la section de passage d'écoulement est rencontré dans de nombreuses applications industrielles notamment les piles à combustible (Liu et *al.* (2005) [53] ; Lin et *al.* (2005) [55]) ou la biochimie (Walker et *al.* (200) [73] ; Hibara et *al.* (2005) [74]). La performance de telles utilisations est sous l'influence du début de séparation d'écoulement. Il est généralement admis que les tourbillons de séparation d'écoulement sont incités dans les microcanaux quand le nombre de Reynolds dépasse une certaine valeur critique.

L'étude réalisée dans ce chapitre apporte une contribution aux écoulements microfluidiques. Elle représente une simulation numérique en deux dimensions (2-D) d'un écoulement à travers un élargissement brusque d'un microcanal pour étudier l'influence du nombre de Reynolds sur l'écoulement à l'aide du logiciel COMSOL 3.5a

Les résultats de cette simulation 2-D indique la formation d'un tourbillon séparé du flux de l'écoulement dans le coin après l'élargissement brusque du microcanal pour des bas

nombres de Reynolds. Mais au fur et à mesure qu'on augmente le nombre de Reynolds, le tourbillon commence à se rapprocher de l'écoulement et la longueur de séparation augmente.

3.2. Etude numérique

En général, les simulations permettent à tous les paramètres d'être variés sur une vaste gamme de valeurs et également la collecte de données simultanée et instantanée partout dans le modèle. L'exécution des simulations numériques est une étape importante dans l'optimisation du microcanal et permet aux résultats expérimentaux d'être sûrement interprétés.

L'écoulement à travers un élargissement brusque d'un microcanal est gouverné par les équations de Navier-Stokes :

$$\nabla_i u_i = 0 \quad (3.1)$$

$$\rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho (u_i \times \nabla_j) u_i = -\nabla_i p + \eta \nabla^2 u_i \quad (3.2)$$

Ou : u_i est la vitesse du fluide, ρ la masse volumique, η la viscosité dynamique et p la pression.

Dans cette étude le fluide est de l'eau, ρ et η sont respectivement égale à 1000 kg/m^3 est 0.001 kg/m/s .

Dans cette simulation, la vitesse d'admission est prise dans un intervalle de $0.12 \div 60 \text{ cm/s}$, qui correspond à $Re=0.1 \div 50$.

La forme du microcanal et ses dimensions sont prises de l'étude de Chien-Hsiung Tsai (2007) [75] (voir figure 3.1). Cette étude s'intéresse à la simulation numérique d'un micro-écoulement d'un fluide incompressible (eau) à travers un canal à élargissement brusque ou à marche descendante.

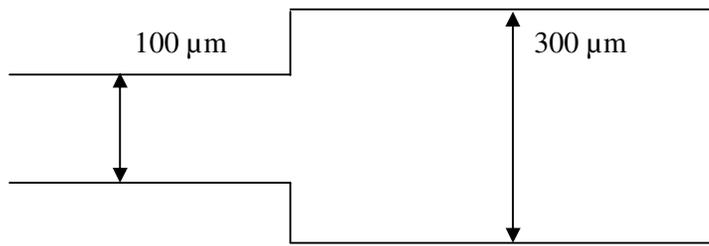


Figure 3.1 : Représentation du microcanal

Comme déjà dit pour de telles prédictions numériques, on a utilisé le code commercial Comsol 3.5a pour réaliser l'ensemble des simulations numériques. Le maillage des domaines est automatique. Il est possible de le raffiner globalement ou de manière localisée.

Un maillage extrêmement fin et régulier est utilisé qui comporte 5034 éléments. L'élément triangulaire à trois nœuds a été utilisé (voir figure 3.2). L'influence de la densité de maillage sur la convergence de calcul a été testée, aucune différence significative n'a été trouvée avec autre maillage.

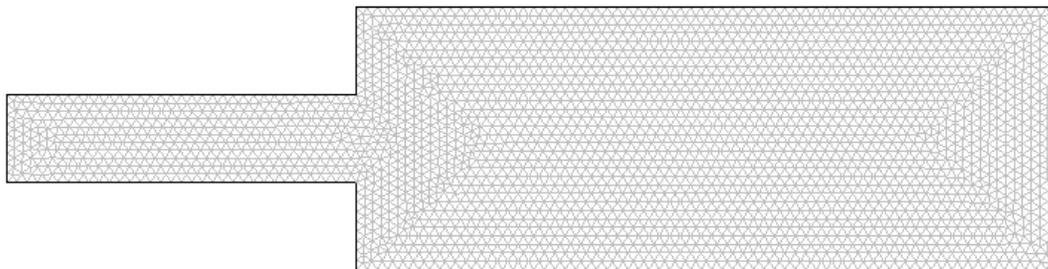


Figure 3.2 : Le maillage utilisé pour le microcanal

3.3. Résultats et interprétation

Notre simulation 2-D consiste à modéliser un écoulement à travers un microcanal, qui a un rapport d'élargissement $\lambda = 3$ et un nombre de Reynolds qui varie entre 0,1 et 30.

Où λ est défini comme étant le rapport entre le diamètre de sortie et le diamètre d'entrée.

Les figures 3.3a, 3.3b, 3.4 et 3.5 montrent l'allure des lignes de courant et la formation du tourbillon pour des faibles nombres de Reynolds ($Re=0,1 ; 0,3$ et $0,5$).

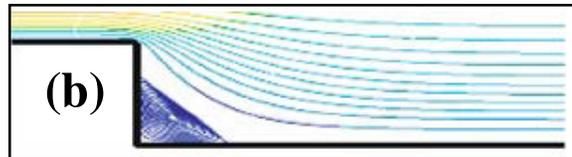
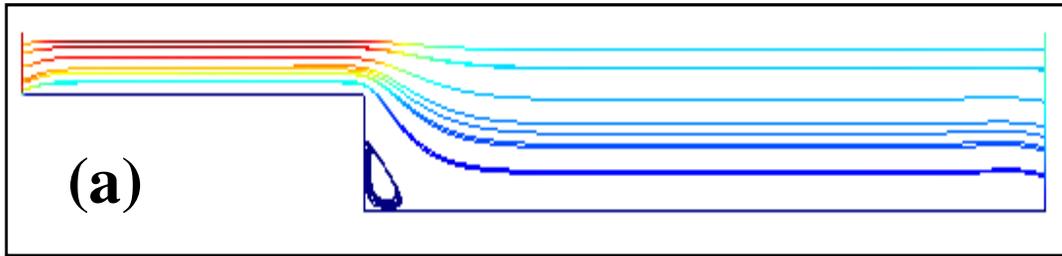


Figure 3.3 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,1$
(a) par le présent calcul ;
(b) résultat numérique 2-D de Chien-Hsing Tsai et *al.* (2007) [75]

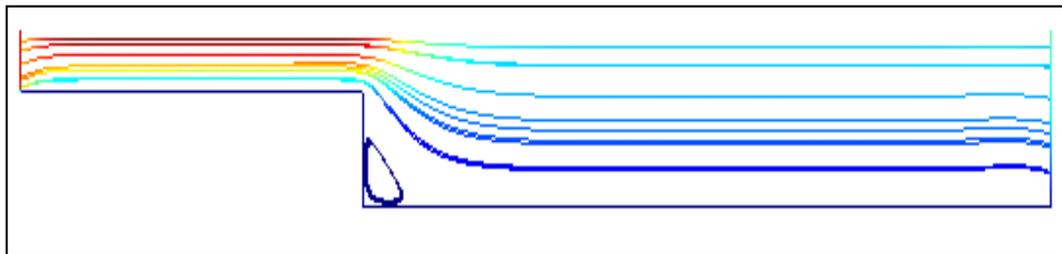


Figure 3.4 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,3$

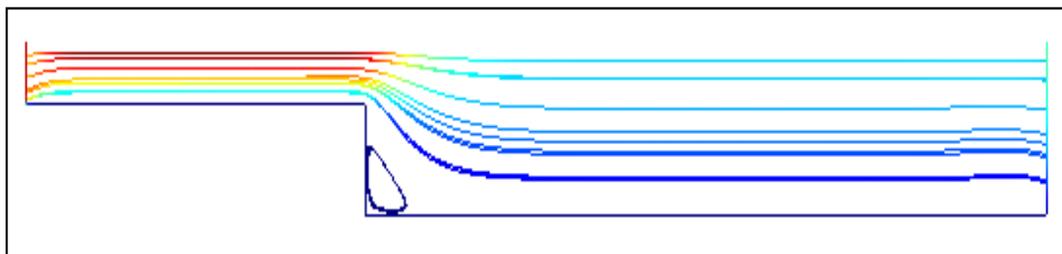


Figure 3.5 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,5$

Chapitre 03 : Etude numérique d'un écoulement dans un microcanal à élargissement brusque

On peut clairement remarquer la présence d'un tourbillon ou appeler aussi une zone de recirculation juste à côté de la paroi verticale de l'élargissement brusque du microcanal, et ce tourbillon se forme séparément des lignes de courant. Cette constatation est confirmée par les travaux de Chien-Hsing Tsai *et al.* (2007) [75] (voir Figure 3.3b).

Cependant, si on commence à augmenter le nombre de Reynolds, on remarque que le tourbillon commence à se rapprocher des lignes de courant jusqu'à ce qu'ils se collent comme il est clair dans les figures (3.6, 3.7, 3.8, 3.9 et 3.10).

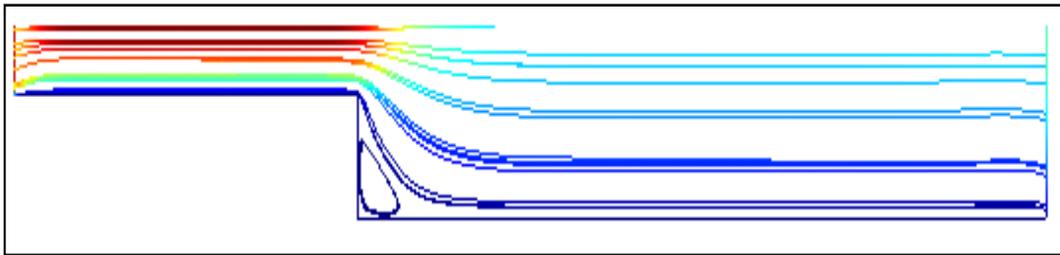


Figure 3.6 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,6$

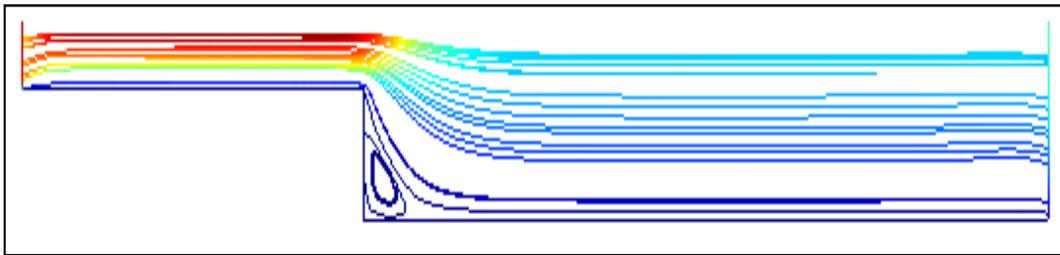


Figure 3.7 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 0,75$

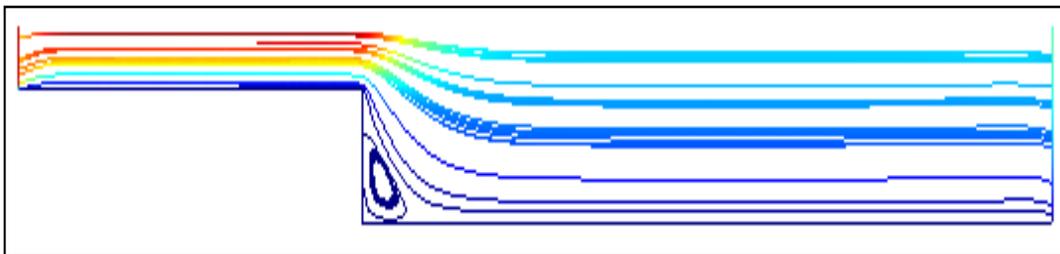


Figure 3.8 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 1$

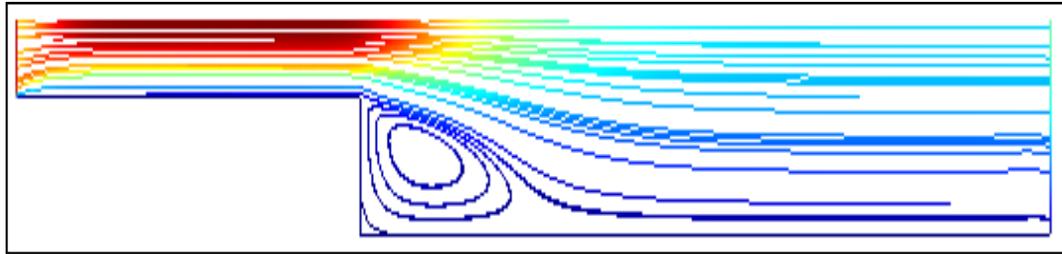


Figure 3.9 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 5$

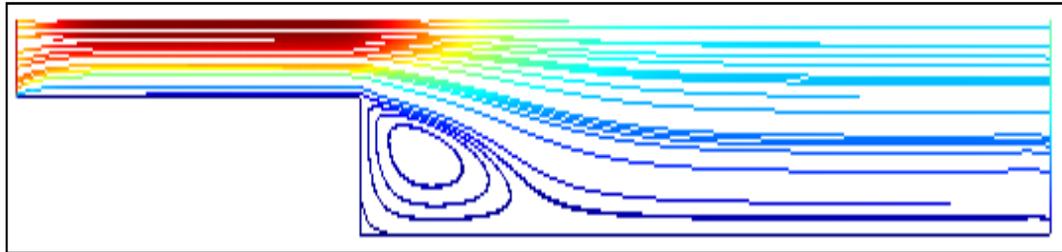


Figure 3.10 : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 20$

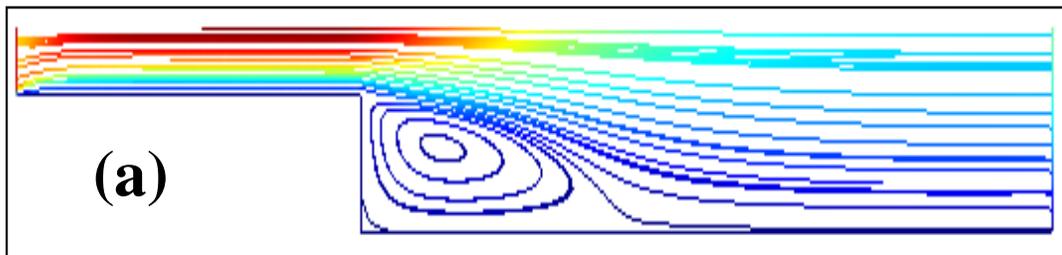


Figure 3.11(a) : Simulation 2-D des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 30$

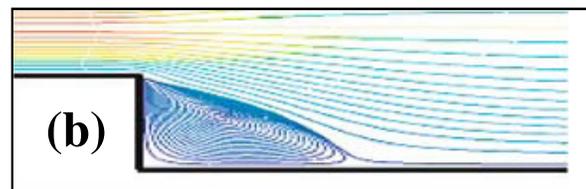


Figure 3.11(b) : Simulation 2-D de Chien-Hsing Tsai et *al.* (2007) [75] des lignes de courant dans un microcanal à élargissement brusque $Re = 30$

Les figures (3.11a et 3.11b) montrent l'allure de l'écoulement dans ce microcanal avec un nombre de Reynolds ($Re=30$) calculé respectivement par la présente étude et celui de Chien-Hsiung Tsai et *al.* (2007) [75].

De ces résultats, il apparaît claire que la méthode utilisée prédit bien le champ d'écoulement et la zone de séparation.

La longueur de la zone de séparation en fonction du nombre de Reynolds est représentée dans la figure 3.12. Cette figure nous indique clairement que la longueur de séparation ainsi que l'extension de cette zone augmente avec l'augmentation du nombre de Reynolds.

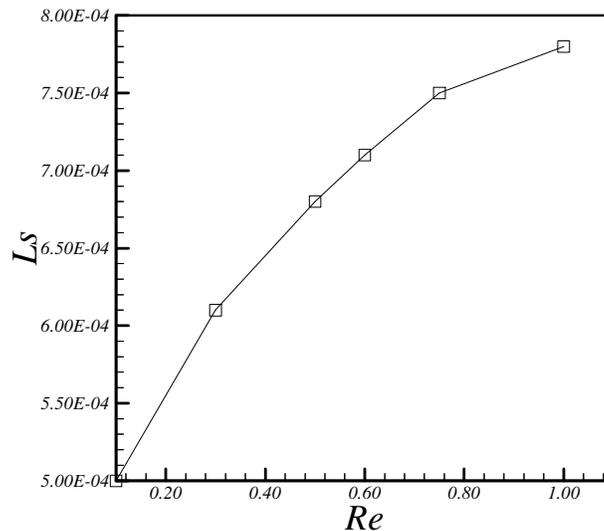


Figure 3.12 : Représentation de l'évolution de la longueur de séparation en fonction du nombre de Reynolds

3.4. Conclusion

Cette étude a analysé une simulation numérique en deux dimensions d'un écoulement le long d'un microcanal avec un élargissement brusque de rapport de 3. Les résultats de cette simulation ont montré la formation d'une zone de recirculation dans le coin du microcanal juste après l'élargissement.

Pour les petits nombres de Reynolds entre 0.1-0.5, la formation du tourbillon est séparé des lignes de courant, mais au fur et à mesure que le nombre de Reynolds augmente ce tourbillon se développe et se rapproche aux lignes de courant jusqu'à ce qu'il se colle. Cela est confirmé par les travaux de Chien-Hsiung Tsai et *al.* (2007) [75]. D'autre part, il a été montré que la longueur de séparation de la zone de recirculation augmente avec l'augmentation du nombre de Reynolds.

CHAPITRE 04

Amélioration du taux d'attachement des analytes par l'électrocinétique

4.1. Introduction

Le phénomène de l'électrocinétique s'adapte favorablement à la miniaturisation et gagne en popularité en tant que mécanisme de commande pour les laboratoires sur puce, en raison de sa mise en œuvre simple et une fiabilité de l'absence de pièces mobiles.

L'électrocinétique peut être appliquée à des sources électriques en courant continu (DC) ou courant alternatif (AC). Electrocinétique à courant continu (DCEK) a une longue histoire de développement, objet d'une recherche et application à grande échelle, Li (2004) [76].

Cependant, électrocinétique à courant continu souffre en fonctionnement à haute tension (plusieurs kilovolts) et par conséquent les réactions électrochimiques excessives et l'électrolyse aux électrodes. Au cours des dernières années, électrocinétique à courant alternatif (ACEK) reçoit un intérêt croissant dans la recherche comme elle a démontré un grand potentiel pour l'actionnement microfluidique.

En comparaison avec DCEK, ACEK a les avantages et les caractéristiques suivantes :

- La faible tension électrique de fonctionnement (<10 Vrms contre plusieurs kilovolts) ;
- Des champs électriques alternatifs, minimisant l'électrolyse et des réactions chimiques ;
- Des lignes de courant non uniforme, qui peut être utilisé pour la convection et le mélange des fluides.

Un courant électrique alternatif peut interagir avec des particules et fluides polarisables pour les mettre en mouvement, qui est connu comme électrocinétique à courant alternatif (ACEK), Ramos *et al.* (1998) [77] ; Castellanos *et al.* (2003) [78].

L'utilisation de l'électrocinétique pour la mise en mouvement des fluides au sein de canalisations a entraîné de nombreuses réalisations : Déplacement de fluide par électro-osmose à courant alternatif (ACEO), diélectrophorèse (DEP) et effets électrothermiques (ETE), Pohl (1978) [79].

Cette technique a été étudié de façon détaillée pour la manipulation et le contrôle de particules, séparation binaire et caractérisation des particules, Pethig (1991) [80] ; Gascoyne *et al.* (2004) [81] ; Morgan *et al.* (1999) [82] ; Ramos *et al.* (1999) [83].

Dans certains cas, l'électro-osmose à courant alternatif et l'électrothermique à courant alternatif produisent des modèles d'écoulement très similaires, mais ils sont d'origine différente. L'électro-osmose à courant alternatif, découle de la circulation des ions dans la double couche électrique à l'interface électrode / électrolyte, produisant un microécoulement en raison de la viscosité du fluide, Green et *al.* (2000) [84] ; Green et *al.* (2002) [85]. Les premiers travaux sur électro-osmose à courant alternatif (ACEO) peuvent être trouvés dans Ramos et *al.* (1998) [77] ; Castellanos et *al.* (2003) [78], Green et *al.* (2000) [84] ; Green et *al.* (2002) [85].

L'électro-osmose nécessite à la fois deux composantes du champ électrique une normale et l'autre tangentielle à la surface de l'électrode, ce qui conduit à la dépendance de l'effet de l'électro-osmose de la fréquence du courant alternatif.

Aux basses fréquences, la majeure partie de la tension appliquée chute à travers la double couche, l'effet de (ACEO) est important. Aux fréquences élevées, l'électrode de charge est négligeable et l'électro-osmose devient insignifiante. Les résultats trouvés par Green et *al.* (2000) [84] montrent également que l'électro-osmose est prononcée pour des fréquences inférieures à 100 kHz, au-delà duquel l'effet est minime et peut être négligé.

La vitesse de l'électro-osmose et le débit du fluide résultant exercent une force de traînée sur les particules. Par conséquent l'électro-osmose peut être utilisée pour transporter des particules ainsi que les liquides.

La manipulation de particules et le contrôle de l'écoulement du fluide en utilisant l'électro-osmose à courant alternatif ont été marquants dans diverses formes, telles que électro-osmose biaisé, Wu (2006) [86] ; Lian et *al.* (2006) [87], et pompe électro-osmotique en 3D, Bazant et *al.* (2006) [88] ; Urbanski et *al.* (2006) [89], pompage des liquides avec des ondes électro-osmotique, Ramos et *al.* (2005) [90], pompe électro-osmotique à électrode asymétrique, Studer et *al.* (2004) [91] et des pièges à particules, Wu et *al.* (2006) [92] ; Wong et *al.* (2003) [93] ; Hoettges et *al.* (2003) [94] ; Wu et *al.* (2005) [95].

ACEO est généralement limité aux fluides avec une force ionique faible, par exemple l'eau déminéralisée. Une haute conductivité comprime l'épaisseur de la double couche, rendant l'électro-osmose inefficace. Pour la même tension appliquée, plus le liquide est conducteur, plus on a une vitesse plus faible. Il a été signalé que l'électro-osmose n'est pas

observable pour les fluides avec une conductivité supérieure à 140 ms/m, Studer *et al.* (2004) [91].

Toutefois, les laboratoires sur puce impliquent souvent des échantillons avec une conductivité supérieure à 0,1 S/m. Les applications biologiques utilisent régulièrement des solutions salines (1-2 S/m). Il est donc très souhaitable de développer une technique d'électrocinétique adaptée aux fluides conducteurs, et l'effet électrothermique à courant alternatif est montré prometteur dans ce cas, Fuhr *et al.* (1994) [96] ; Green *et al.* (2001) [97] ; Green *et al.* (2000) [98] ; Gonzalez *et al.* (2006) [99] ; Sigurdson *et al.* (2005)[100].

Électrothermique provient de champs électriques non uniformes et les gradients de température dans les fluides, ce qui produit des espèces chargées qui se déplacent sous l'influence de champs électriques et produisent par conséquent un microécoulement. Une conductivité plus élevée entraîne une hausse de vitesse de liquide en raison de l'augmentation de la chaleur et de gradients de température.

Récemment, l'électrothermique à courant alternatif a commencé à attirer de nouveau l'intérêt de la recherche en raison de son importance dans la miniaturisation des puces électrocinétiques, Green *et al.* (2001) [97]. En outre la miniaturisation conduit à une densité d'énergie plus élevée étant dissipée dans le fluide, et la source de chaleur pourrait être interne (par effet de Joule) ou externe (par l'éclairage par exemple), Green *et al.* (2000) [98]. Un travail de Gonzalez *et al.* (2006)[99], a étudié en détail l'effet électrothermique en présence d'un gradient de température extérieure constante.

L'effet électrothermique est utilisé dans les biocapteurs qui sont largement utilisés dans notre vie quotidienne. Au cours des dernières années, les biocapteurs sont devenus un champ de recherche important pour leurs hautes sensibilités et pour leurs capacités de détection en temps réel. Les trois dispositifs les plus courants dans la détection de petites molécules sont les biocapteurs à micropoutre (micro cantilever), le capteur SPR (résonance plasmonique de surface), et le capteur QCM (Quartz Cristal microbalance).

Le capteur à micropoutre peut satisfaire la demande de microminiaturisation, mais ce dispositif prend beaucoup de temps lors des expériences. En effet, et à l'interface solide-liquide, il y a deux types de processus dans la réaction entre analytes et ligands : le processus de transport de masse et le processus de réaction chimique.

Le processus de transport de masse est lié à la convection et la diffusion. La limite totale ou partielle du transport de masse serait retardée par la diffusion de la masse de fluide à la surface de réaction. Cet effet diminue la possibilité d'adsorption de l'analyte et le ligand parce que la réaction chimique est plus rapide que la diffusion. Afin de résoudre ce problème, on applique un champ électrique alternatif pour induire un champ de tourbillonnement par l'effet électrothermique, ce qui contribue à augmenter la vitesse de diffusion ou bien à diminuer la couche de diffusion.

C'est sur ce principe que notre étude dans ce chapitre se base. En utilisant le logiciel d'analyse par éléments finis, COMSOL 3.5a Multiphysics, nous avons pu optimiser plusieurs paramètres avec un modèle en 2-D.

Nous utilisons un modèle du logiciel COMSOL 3.5a qui étudie l'utilisation de forces électrocinétiques à courant alternatif pour améliorer la vitesse de transport des corps réactionnels à une surface de réaction sur la paroi d'un microcanal. Ce modèle a été développé pour le module MEMS par Gaurav Soni, Marin Sigurdson, et Carl Meinhart du Département de génie mécanique et de l'environnement, Université de Californie, Santa Barbara.

Le système modélisé mélange une petite concentration d'analyte biologique avec le fluide dans un microcanal, où une surface de réaction est située sur les parois du canal.

La vitesse d'écoulement est perpendiculaire à la surface de réaction est si petite, que l'analyte qui est supposée se lier à un ligand de l'anticorps sur cette surface, est transporté principalement par diffusion. Le taux de réaction d'attachement sur la surface est normalement assez important pour attacher toutes les molécules qui apparaissent là. Mais, le processus est dit à transport limité et, donc pour augmenter le taux de réaction ; le système doit augmenter le transport des molécules à la surface de réaction.

Les forces électrocinétiques peuvent générer des tourbillons dans le fluide et augmenter le taux de transport des molécules à la surface de réaction, Ramos et *al.* (1998) [77]. Les forces électrocinétiques résultent quand le fluide absorbe l'énergie d'un champ de courant électrique au moyen de chauffage de joule (électrothermique).

4.2. Théorie

4.2.1. l'écoulement du fluide

L'électrocinétique à courant alternatif provoque un mouvement de fluide induit par les gradients de température dans le fluide en présence du champ électrique à courant alternatif.

Quand un champ électrique E est appliqué sur le fluide à conductivité électrique σ le chauffage dû à l'effet de Joule du fluide aura lieu selon l'équation d'équilibre d'énergie :

$$k\nabla^2 T + \frac{1}{2}(\sigma.E^2) = 0 \quad (4.1)$$

Où T est la température et k est la conductivité thermique.

Pour les microsystèmes, la convection thermique est faible par rapport à la diffusion de chaleur, Ramos *et al.* (1998) [77] ; Castellanos *et al.* (2003) [78]. Alors, ici l'équation de la température prend la forme simplifiée d'un chauffage Joule comme source d'énergie. Si l'intensité de champ électrique E est non uniforme, il y aura une variation spatiale de la production de chaleur, ce qui conduit à des gradients de température dans le fluide.

Les forces électrocinétiques sont faciles à contrôler par la conception de structures d'électrodes optimales et choix du domaine, Morgan *et al.* (2010) [101].

Le gradient de température dans le liquide provoque des inhomogénéités de la permittivité ε et de la conductivité σ du milieu, ce qui donne naissance à une force électrothermique provoquant le mouvement du fluide. Cette force peut être donnée par [85] :

$$f_E = -0.5 \left[\left(\frac{\nabla\sigma}{\sigma} - \frac{\nabla\varepsilon}{\varepsilon} \right) . E \frac{\varepsilon E}{1 + (\omega\tau)^2} + 0.5|E|^2 \nabla\varepsilon \right] \quad (4.2)$$

Où $\tau = \varepsilon/\sigma$ est le temps de relaxation, et ω est la fréquence angulaire. Selon Green *et al.* (2002)[97] pour l'eau :

$$\frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial\varepsilon}{\partial t} = -0.004$$

$$\Rightarrow \frac{\nabla\varepsilon}{\varepsilon} = \frac{1}{\varepsilon} \frac{\partial\varepsilon}{\partial t} \nabla T = -0.004 \nabla T \quad (4.3)$$

Et

$$\frac{1}{\sigma} \frac{\partial\sigma}{\partial t} = 0.02 \Rightarrow \frac{\nabla\sigma}{\sigma} = \frac{1}{\sigma} \frac{\partial\sigma}{\partial t} \nabla T = -0.02 \nabla T \quad (4.4)$$

Par substitution, l'équation (4.2) devient :

$$f_E = -\frac{1}{2} \varepsilon \left[0.016 \nabla T \cdot E \frac{E}{1 + (\omega\tau)^2} + \frac{|E|^2}{2} (-0.004) \nabla T \right] \quad (4.5)$$

La force induite par un gradient de permittivité est la force diélectrique et la force induite par un gradient de conductivité est la force de Coulomb. Si $\omega \ll \sigma / \varepsilon$ la force est dominée par la force de Coulomb. Si $\omega \gg \sigma / \varepsilon$ la force est dominée par la force diélectrique.

L'écoulement du fluide dans le canal suit les équations de Navier-Stokes :

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} - \eta \nabla^2 u + \rho u \cdot \nabla u + \nabla p = f_E \quad (4.6)$$

Puisque nous considérons l'écoulement du fluide dans un microsystème, donc le nombre de Reynolds est bas, la vitesse du fluide u peut être trouvée par l'équation simplifiée de Navier-Stokes comme :

$$-\eta \nabla^2 u + \nabla p = f_E \quad (4.7)$$

Avec $\nabla \cdot u = 0$ pour un fluide incompressible, l'équation (4.7) est ensuite utilisée dans la simulation numérique pour obtenir les champs d'écoulement de fluide dans le présent modèle de l'électrocinétique à courant alternatif.

4.2.2. Le champ électrique

Pour résoudre le problème de l'électrostatique, l'équation de Laplace peut être utilisée, Stratton (1941) [102] :

$$\nabla^2 V = 0 \quad (4.8)$$

Avec

$$E = -\nabla V \quad (4.9)$$

Et l'équation constitutive

$$D = \varepsilon E \quad (4.10)$$

4.2.3. Le transfert thermique

La génération d'une quantité de chauffage par effet Joule dans un très petit volume pourrait donner lieu à une augmentation de température dans le fluide. Afin d'estimer l'augmentation de la température pour un réseau d'électrodes donné, l'équation d'équilibre d'énergie doit être résolue, Landau et *al.* (1959) [103] :

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \rho C_p u \cdot \nabla T = k \nabla^2 T + Q \quad (4.11)$$

La puissance qu'une unité de volume de fluide absorbe à travers le chauffage par effet de Joule est :

$$Q = \sigma |E|^2 \quad (4.12)$$

La source de chaleur, Q apparaît dans l'équation du bilan thermique stationnaire :

$$\nabla \cdot (-k \nabla T) = Q - \rho C_p u \cdot \nabla T \quad (4.13)$$

Où C_p représente la capacité thermique.

4.2.4. La convection et la diffusion de l'analyte

L'équation de la quantité de matière de l'analyte provient de l'équation :

$$\frac{\partial c}{\partial t} + \nabla \cdot (-D \nabla c) = R - u \cdot \nabla c \quad (4.14)$$

Où D désigne le coefficient de diffusion et R représente la vitesse de réaction. Ici, R est égal à zéro, car aucune réaction n'a lieu dans le fluide, mais seulement sur la surface de réaction.

La surface de réaction contient une concentration totale R_t de ligands d'anticorps. La partie des molécules liées est la concentration B . Le taux d'attachement dépend de la concentration des analytes sur la surface, c , de la concentration des anticorps libres et de la constante de vitesse d'association k_{on} . De même, les anticorps liés se dissocient avec un taux qui dépend de la concentration des ligands liés et de la constante de vitesse de dissociation k_{off} . Par conséquent, la réaction entre le ligand immobilisé et l'analyte peut être supposée suivre la première commande de Langmuir modèle d'adsorption, Langmuir (1918) [104] ; Brynn et *al.* (2002) [105] qui est :

$$\frac{\partial B}{\partial t} = k_{on} c (R_t - B) - k_{off} B \quad (4.15)$$

4.3. Simulation et résultats

4.3.1. La première configuration

Pour une comparaison numérique, cette configuration a été utilisée pour prédire l'écoulement dans une étude réalisée par Wu *et al.* (2007) [106]. Dans cette configuration, qui est représentée sur la figure 4.1, un champ électrique alternatif est appliqué pour induire un chauffage par effet Joule dans les microcanaux. La force électrothermique génère un champ de vortex qui peut conduire à une réduction de l'épaisseur de la couche de diffusion et donc accélère la vitesse de réaction et réduire la durée de l'essai.

Les paramètres tels que la tension du courant électrique, l'écart entre les électrodes et la longueur des électrodes seront variées et la structure de l'écoulement subséquent sera calculée pour les mêmes conditions rapportées par Wu *et al.* [106]. Notre contribution dans ce travail sera d'étudier l'effet de la hauteur de la micro-poutre et de la longueur de la surface de réaction sur le taux d'attachement des analytes à la surface de réaction. Ces deux effets n'ont pas été étudiés auparavant.

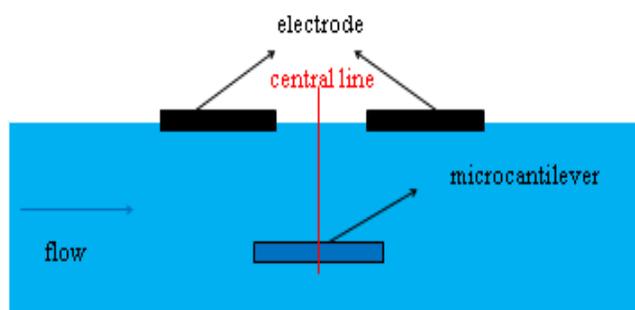


Figure 4.1 : Le modèle en 2-D

Le maillage utilisé est représenté sur la figure 4.2, il comporte 23 586 éléments. On peut par ailleurs remarquer que le maillage est affiné dans la zone des électrodes et dans la surface de réaction. L'indépendance de maillage a été testée et aucune influence sur la convergence a été remarquée.

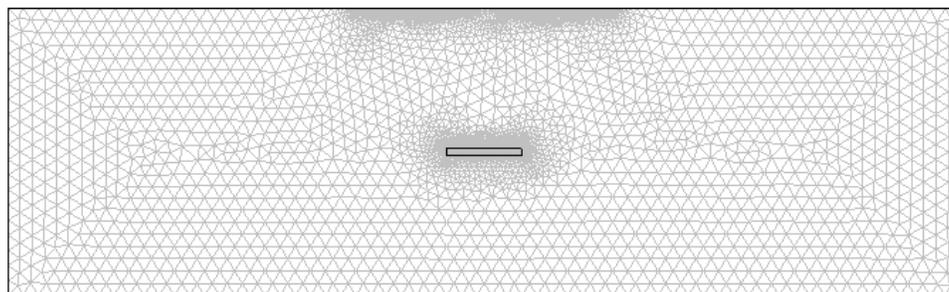


Figure 4.2 : Vue générale du maillage

4.3.1.1. Effets de la longueur des électrodes

La comparaison de nos résultats numériques avec ceux rapportés dans [107] présentent une bonne concordance tel que présenté dans la figure 4.3.

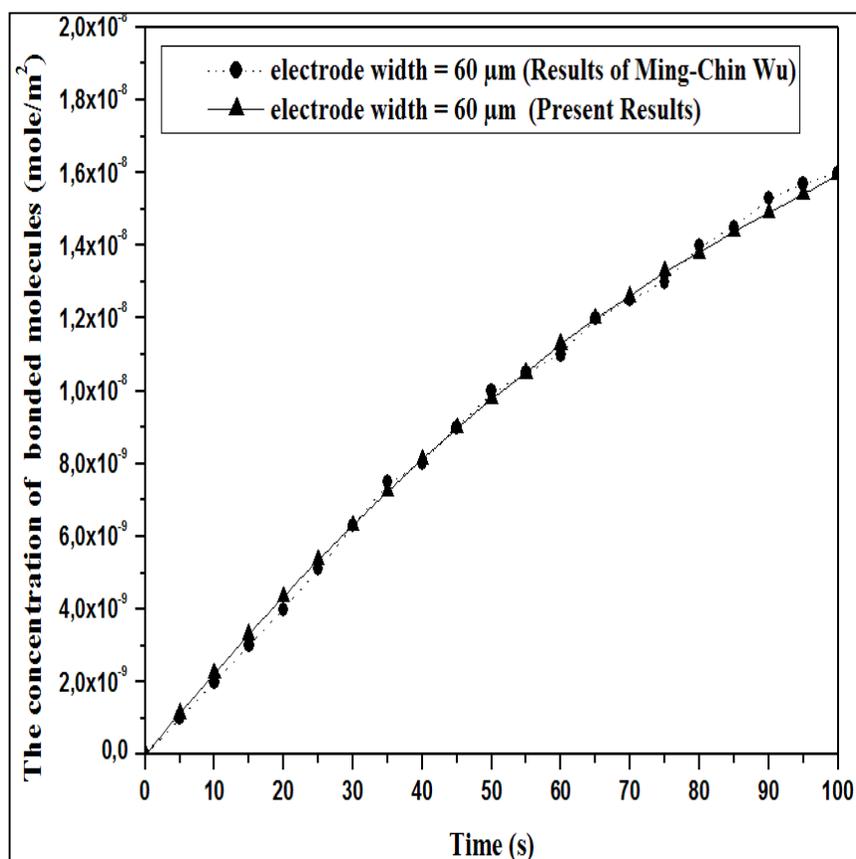


Figure 4.3 : Variation de la concentration des molécules, (nos résultats et les résultats de Wu et al.)

4.3.1.2. Effets de l'espace entre les électrodes

Là encore, un bon accord a été obtenu par nos résultats actuels et les premiers résultats de Wu *et al.* [106] comme le montre la figure 4.4.

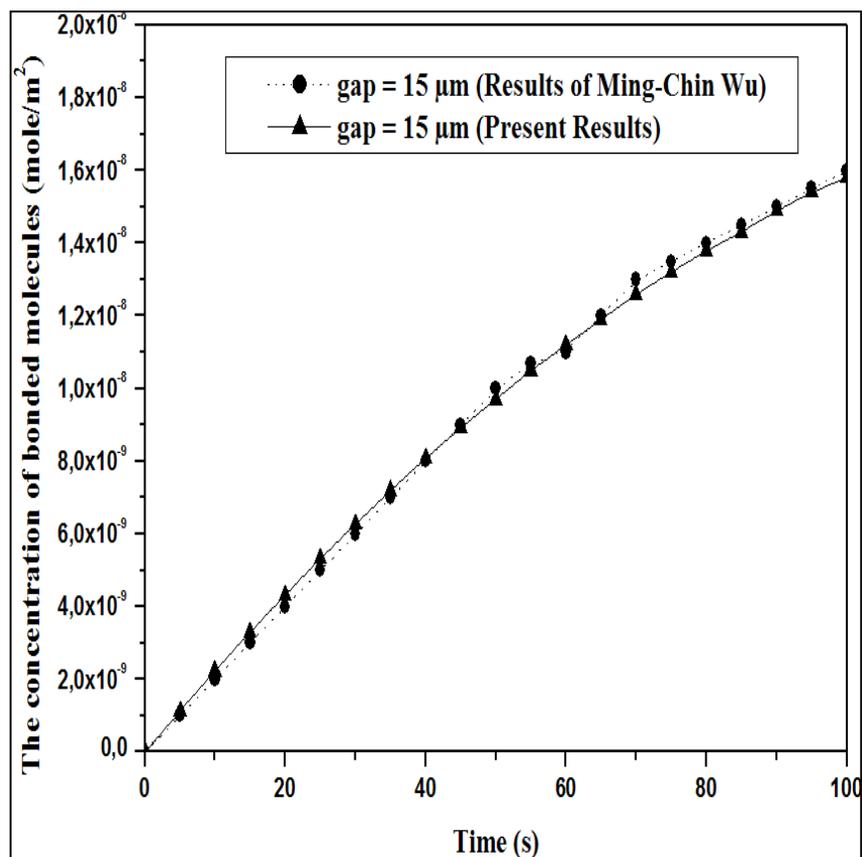


Figure 4.4 : Variation de la concentration des molécules,(nos résultats et les résultats de Wu *et al.*)

4.3.1.3. Effets du courant électrique

Les résultats représentés sur la figure 4.5 montrent que le nombre de molécules liées à la surface de réaction augmente plus rapidement lorsque la tension du courant électrique est supérieure à 10 V et pour une tension inférieure à 10 V, on ne remarque pas un grand changement.

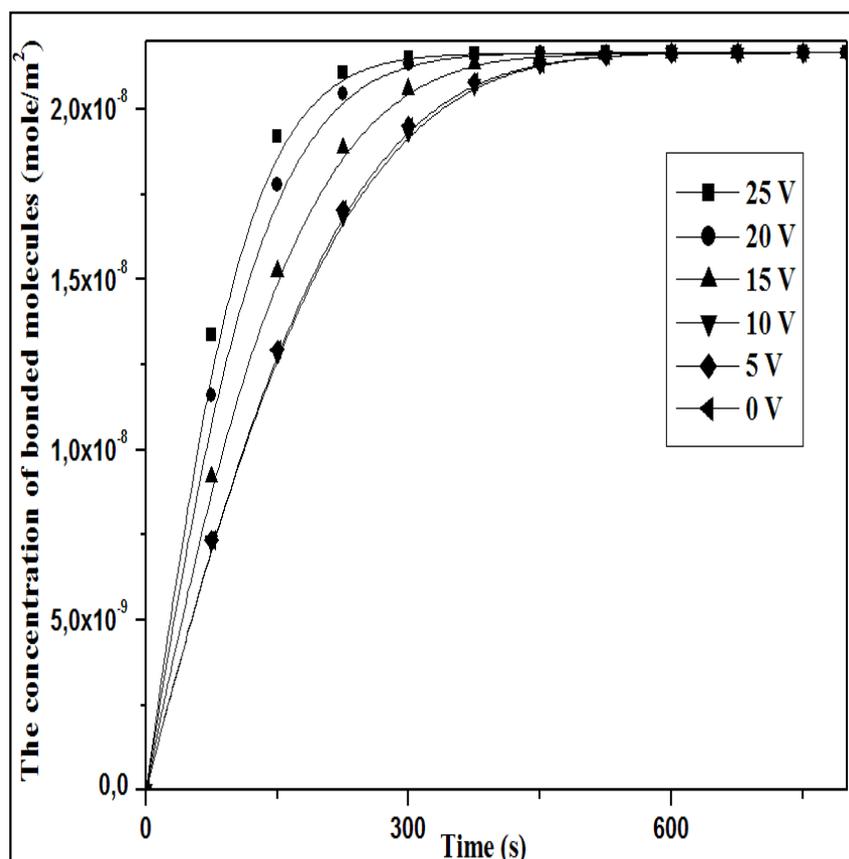


Figure 4.5 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différents tensions électrique)

La figure 4.6 montre un bon accord entre les prédictions du modèle actuel et ceux obtenus par Wu et *al.* [106] pour des différentes tensions. Il montre également que l'augmentation de l'intensité de la tension affecte positivement la liaison de molécules à la surface de réaction dans le microcanal. Cet effet est associé à une augmentation de la température comme le montre la Figure 4.7 et la Figure 4.8. Ces résultats sont similaires aux résultats obtenus par Wu et *al.*

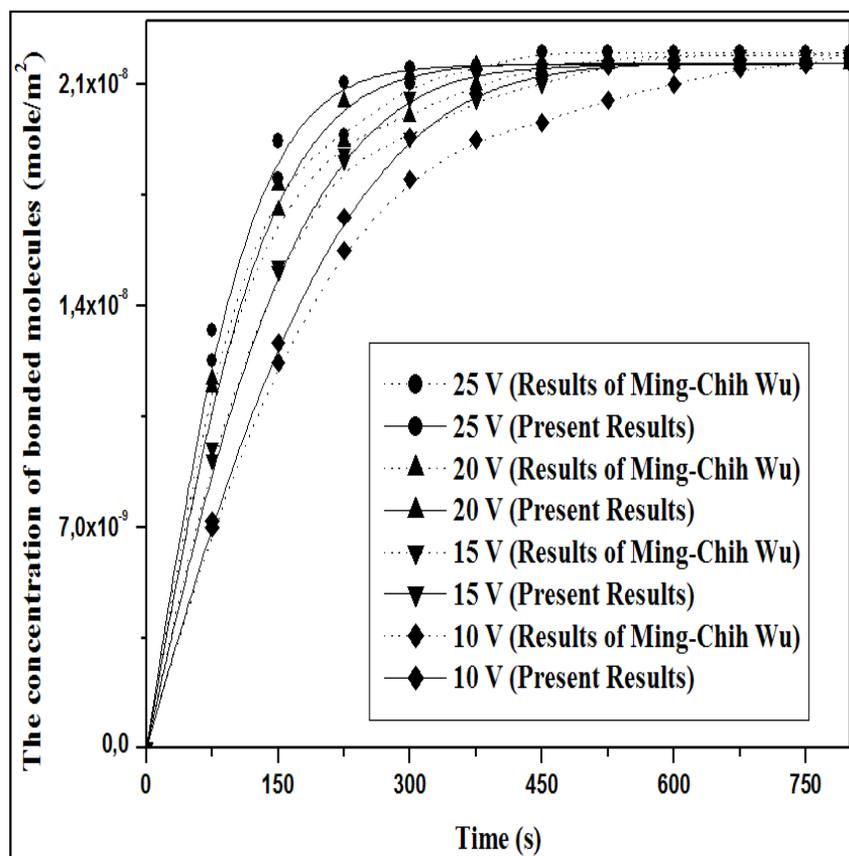


Figure 4.6 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes tensions électrique)

La figure 4.7 représente la distribution du champ de température calculé à la tension de 25 V. On peut voir que, à cette tension, il y a une augmentation dans le domaine de température à une valeur maximale de 8 Kelvin.

La figure 4.8 montre la comparaison entre nos résultats et ceux rapportés par Wu et *al.* [106] ; elle indique un accord acceptable.

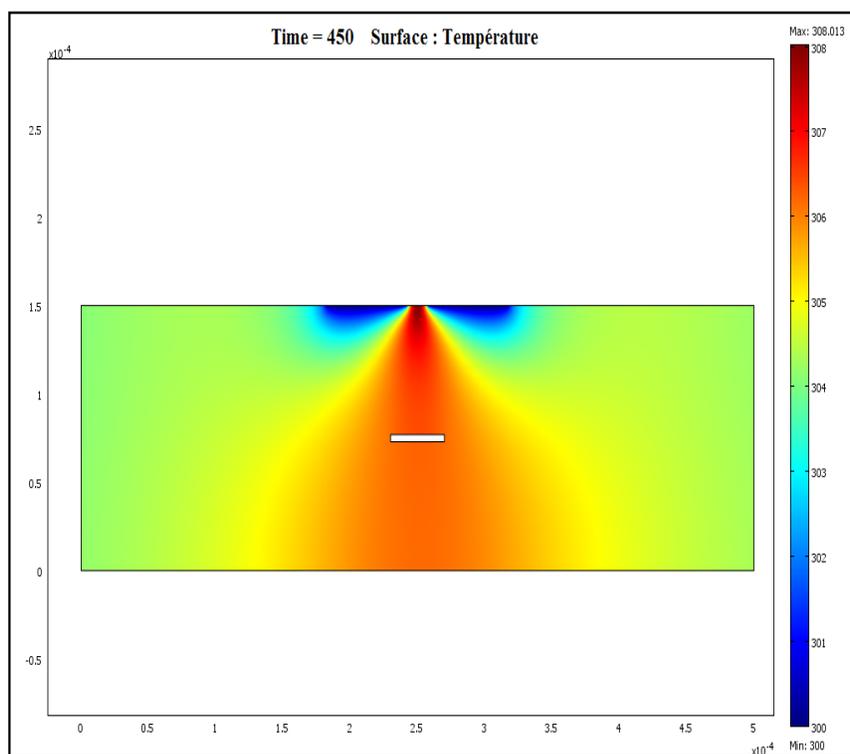


Figure 4.7 : Distribution du champ de température avec une tension électrique de 25V

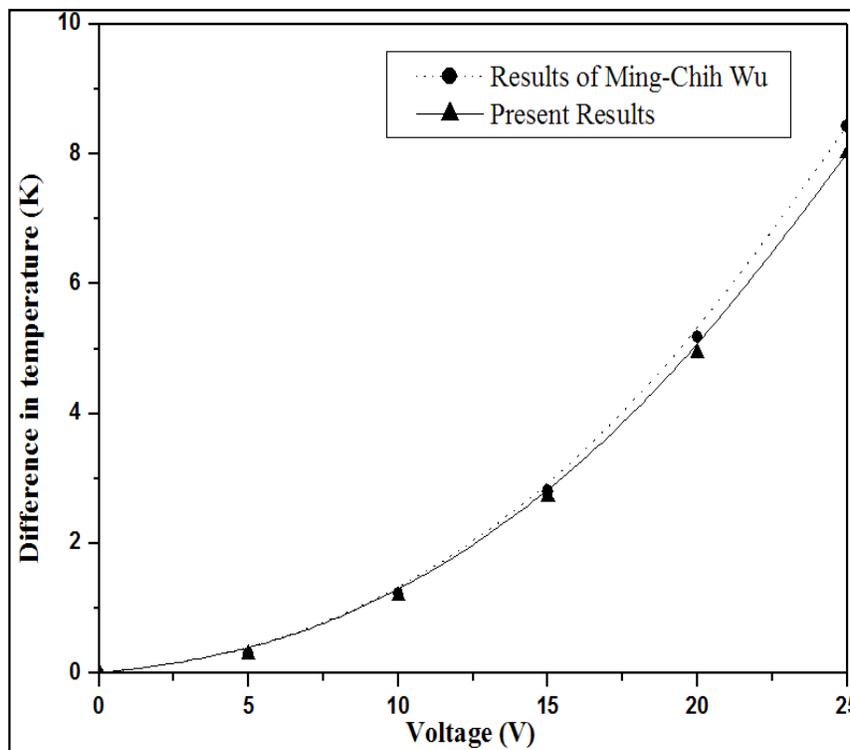


Figure 4.8 : Différence de température en fonction de la tension, (nos résultats et ceux de Wu et al.)

4.3.1.4. Effets de la position de la surface de réaction

On a étudié l'effet de la position de la micro-poutre (surface réaction) dans le microcanal. Comme une nouvelle contribution de la présente étude, la micro-poutre a été placée à une distance H depuis les électrodes, puis cette distance a été réduite à 3/4 H, 1/2 H et 1/4 H. Pour chaque position l'écoulement a été simulé.

Les résultats numériques qui sont représentés sur la figure 4.9 montrent que la hauteur de la position de la surface de réaction joue un rôle important sur le taux de concentration des molécules ou analytes liées à cette surface. Cette figure montre que si la distance entre les électrodes et la surface de réaction diminue, il y a une augmentation du taux de concentration. Ceci est principalement dû au rapprochement de la surface de réaction aux électrodes donc aux forces électrothermiques.

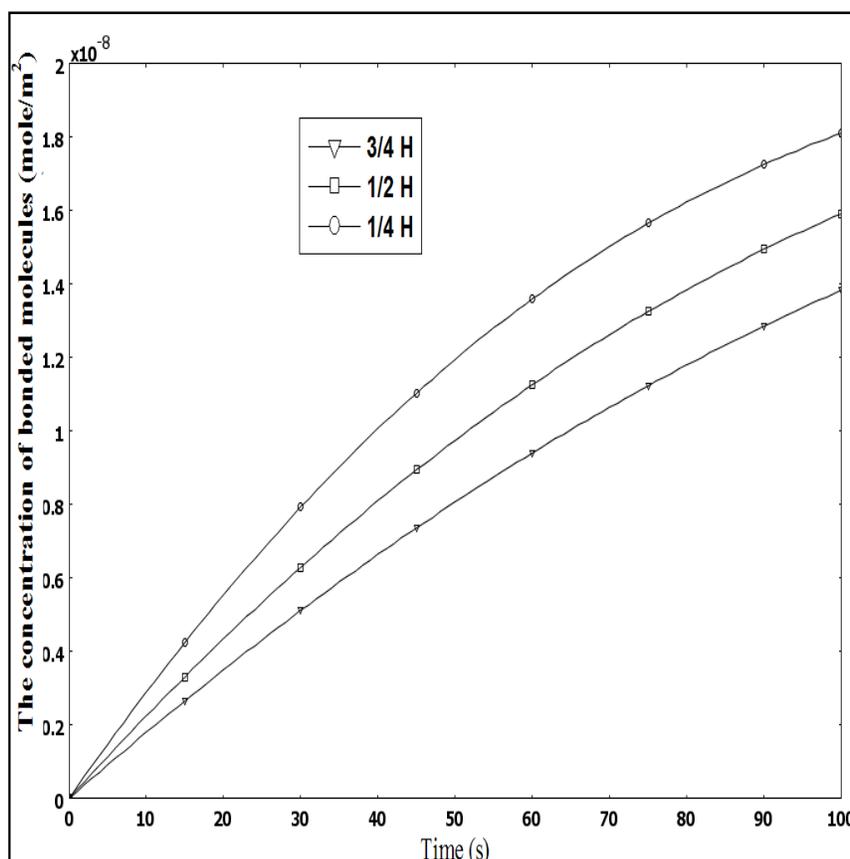


Figure 4.9 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes positions de la surface de réaction)

4.3.1.5. Effets de la longueur de surface de réaction

Afin d'étudier l'effet de la longueur de la surface de réaction elle-même, nous avons pris une tension du courant électrique de 25 V, la longueur des électrodes est de 60 μm et l'écart de 15 μm , et nous avons varié la longueur de la surface de réaction de 40, 60 μm et 80 μm .

Les résultats présentés dans la figure 4.10 montrent que la longueur de la surface de réaction a un effet néfaste sur le taux de liaison de molécules sur la surface de réaction dans le microcanal. Il peut être vu d'une manière nette à partir de cette figure lorsque la longueur de la surface de réaction augmente, il y a une diminution dans la concentration. Ceci peut être expliqué par l'augmentation de la surface de réaction.

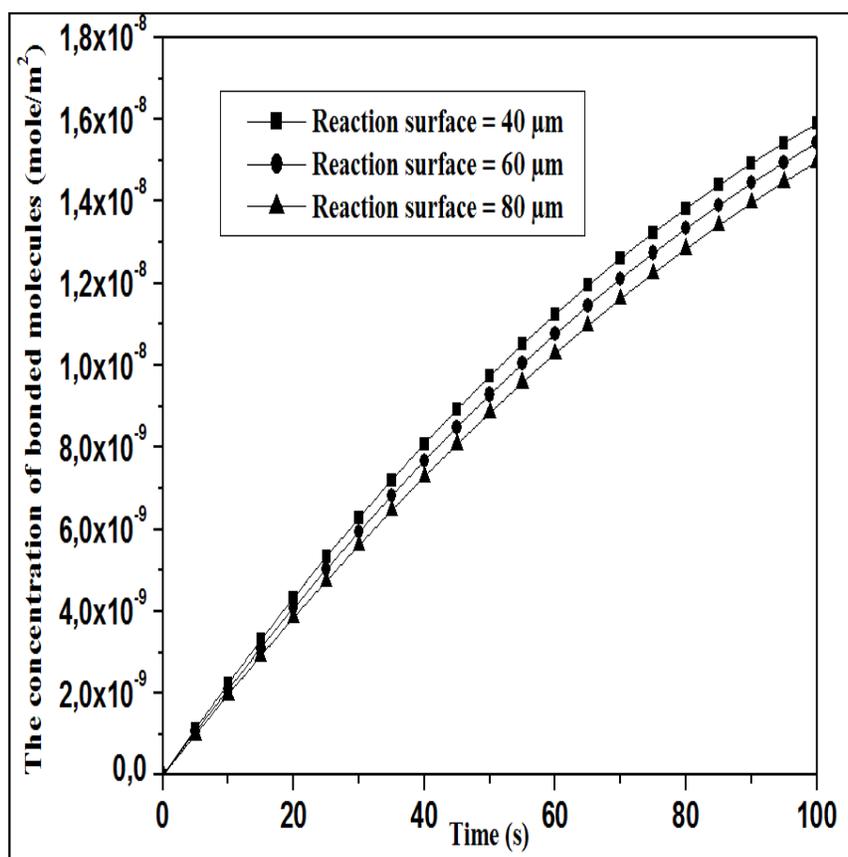


Figure 4.10 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes longueurs de surface de réaction)

4.3.2. La deuxième configuration

Dans la deuxième partie de ce chapitre, on va étudier la configuration présentée dans la figure 4.11. La surface de réaction se trouve sur la paroi inférieure du microcanal elle-même ; les deux électrodes sont situées sur la paroi supérieure à la même distance du centre du canal. Un fluide s'écoule de gauche à droite dans le canal. Le profil d'écoulement entrant est un écoulement laminaire parabolique avec une vitesse nulle au niveau des parois du canal. Une force électrothermique appliquée crée des tourbillons dans l'écoulement.

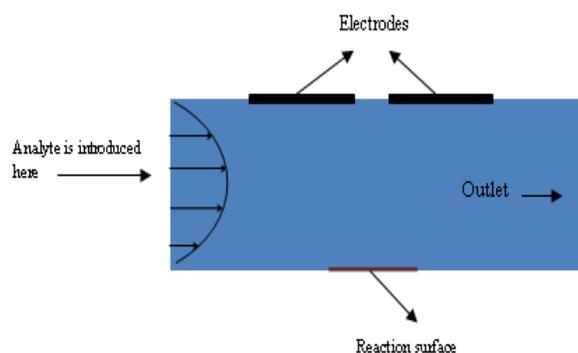


Figure 4.11 : Géométrie du deuxième modèle du microcanal

Les deux électrodes produisent un champ électrique alternatif qui chauffe le fluide et crée une force électrothermique. Nous supposons que les électrodes sont des parfaits conducteurs de chaleur et restent à une température ambiante constante. A l'entrée et à la sortie, la température se rapproche progressivement de la température ambiante. Dans toutes les autres frontières on suppose que le canal est isolé thermiquement et électriquement.

Le courant entrant avec une petite concentration d'analyte biologique, qui sera absorbé par la surface de réaction qui se trouve sur la paroi inférieure. Toute concentration résiduelle sort du microcanal avec le fluide au niveau de la frontière droite.

La figure 4.12 montre le maillage que nous avons utilisé pour la simulation et il se compose de 19 963 éléments, il est affiné près des deux électrodes et de la surface de réaction. Là aussi le type de maillage n'a pas une influence sur la convergence de calcul.

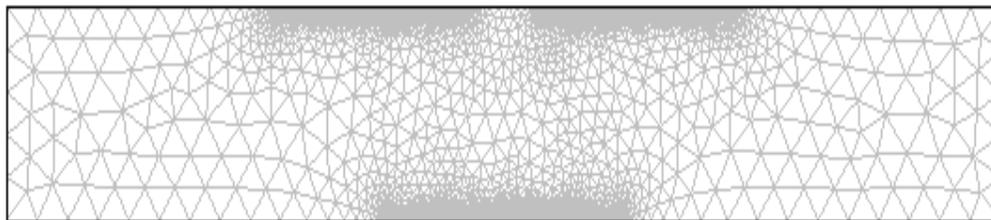


Figure 4.12 : Le maillage du microcanal

4.3.2.1. Effets de la tension du courant électrique

Dans cette seconde partie d'étude, la géométrie du microcanal est :

L'écart entre les électrodes $20\ \mu\text{m}$, la longueur de la surface de réaction est de $80\ \mu\text{m}$ et la longueur de l'électrode est $60\ \mu\text{m}$; Ensuite, un courant électrique est appliqué avec des différentes tensions : 0V , 5V , 10V , 15V , 20V , 25V .

La figure 4.13 montre le profil de la distribution de concentration sans l'application d'une tension électrique. Dans ce cas, l'écoulement est laminaire et la présence d'un profil parabolique peut être remarquée. L'effet de la surface de réaction sur la concentration d'analyte est visible seulement dans la région étroite près de la surface.

Comme on le voit à partir des résultats présentés sur la figure 4.14, quand une tension électrique est appliquée entre les électrodes, le profil d'écoulement devient loin du parabolique : il a deux tourbillons distincts et une région étroite avec une vitesse d'écoulement élevée entre les électrodes.

La figure 4.15 montre le taux d'analytes absorbés sur la surface pour différentes tensions électriques ($0\text{-}25\text{V}$). On peut voir que l'augmentation de l'intensité de la tension affecte positivement la fixation de molécules sur la surface de réaction dans le microcanal en particulier après une période allant de 100 à 450s de la libération de la substance d'analyte. Ce constat peut être justifié par l'augmentation des forces électrothermiques avec l'augmentation de la tension du courant électrique.

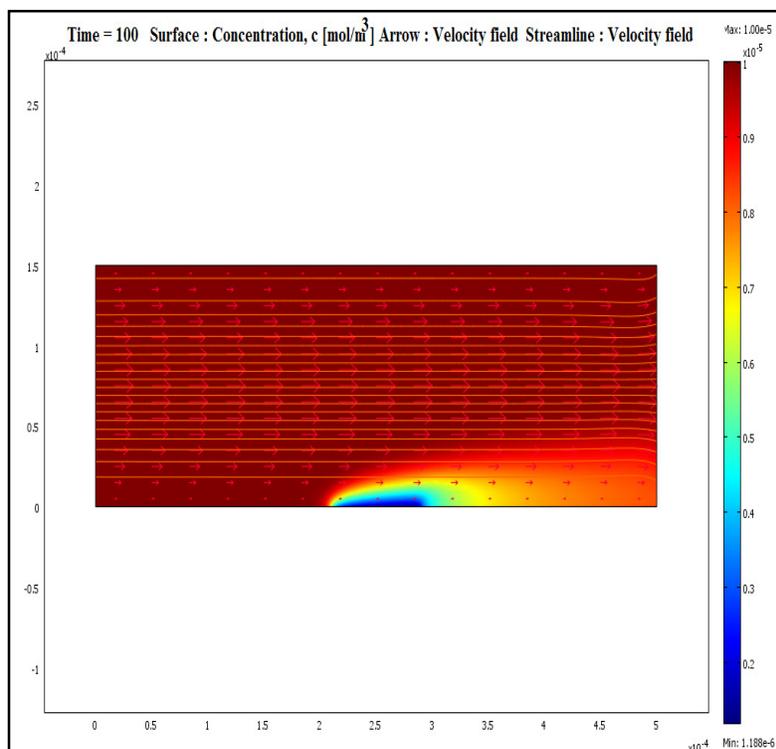


Figure 4.13 : La distribution de la concentration à 100 s E = 0V

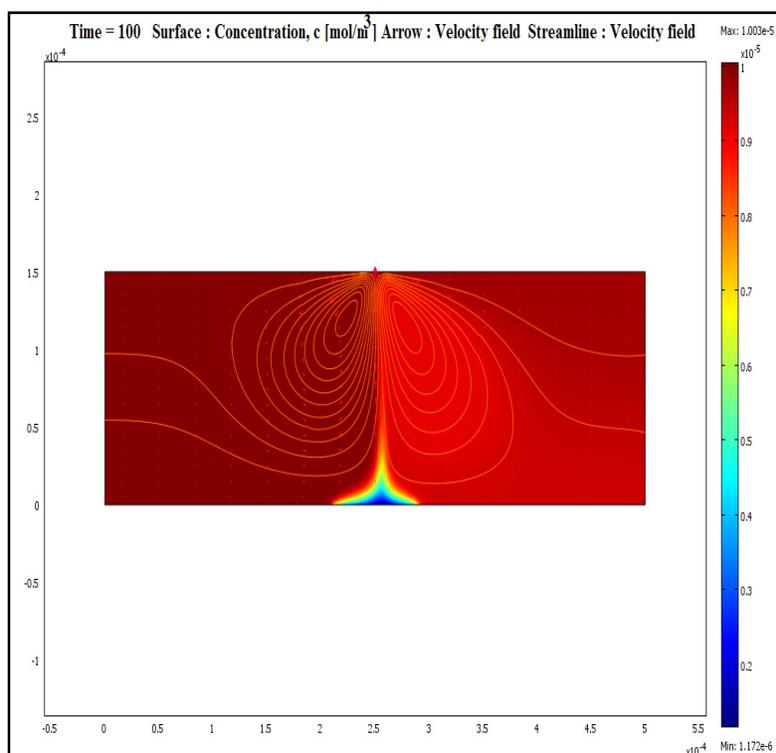


Figure 4.14 : La distribution de la concentration à 100 s avec une tension électrique de 25 V

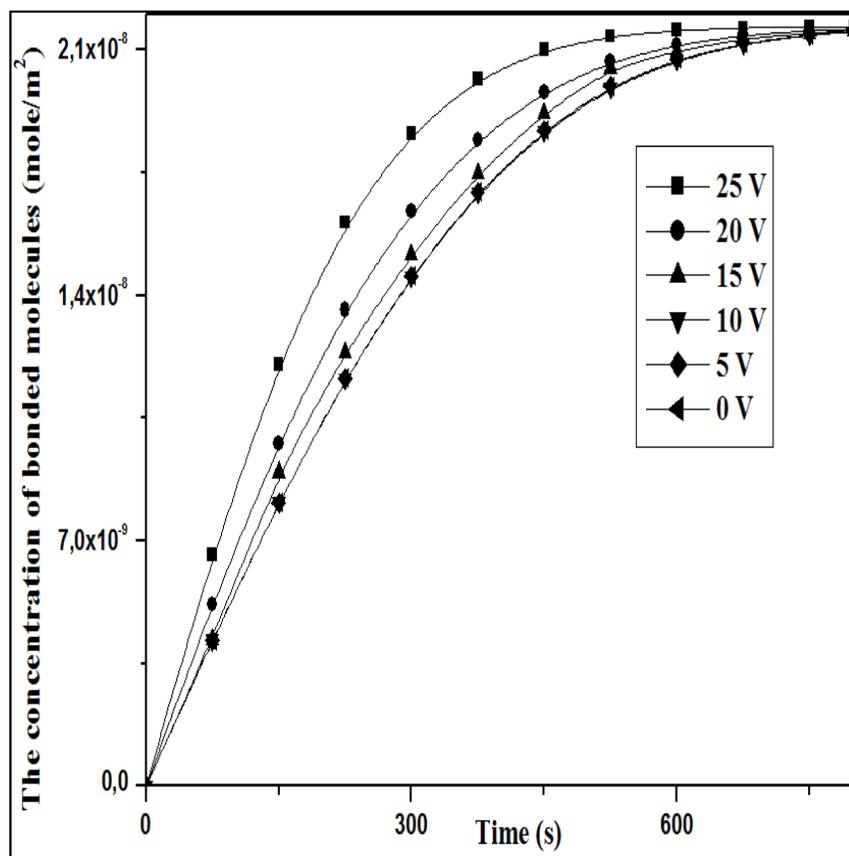


Figure 4.15 : Variation du taux de la concentration en fonction du temps (pour différentes tensions électriques)

4.3.2.2. Effets de la longueur des électrodes

Pour étudier l'effet de la longueur des électrodes, l'espace entre les électrodes a été fixé à $20 \mu\text{m}$ et la longueur de la surface de réaction à $40 \mu\text{m}$, puis on modifie la longueur de l'électrode de $60 \mu\text{m}$, $65 \mu\text{m}$ et $70 \mu\text{m}$ pour la simulation.

La figure 4.16 montre que la longueur des électrodes n'affecte pas la concentration de la liaison de molécules à la surface de réaction dans le microcanal.

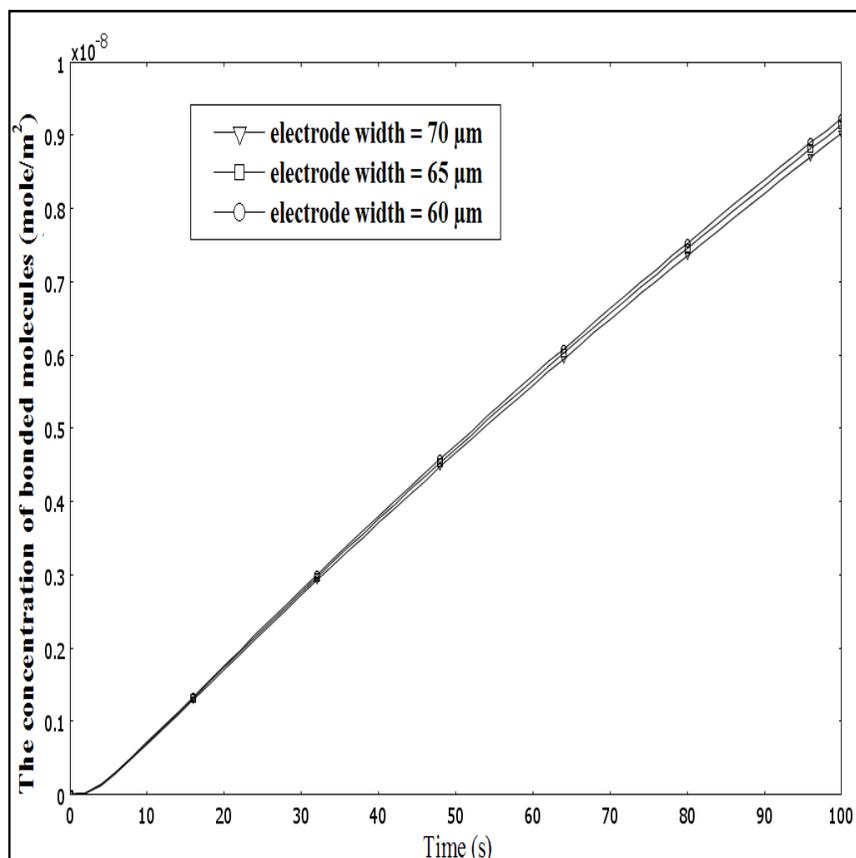


Figure 4.16 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes longueurs des électrodes)

4.3.2.3. Effets de l'espace entre les électrodes

La figure 4.17 montre l'effet de différents espaces entre les électrodes. On a pris la distance entre les électrodes de 10 μm, 20 μm et 30 μm.

Il peut être vu que la distance de l'écart entre les électrodes n'affecte pas trop le taux de concentration des analytes à la surface de réaction dans le microcanal.

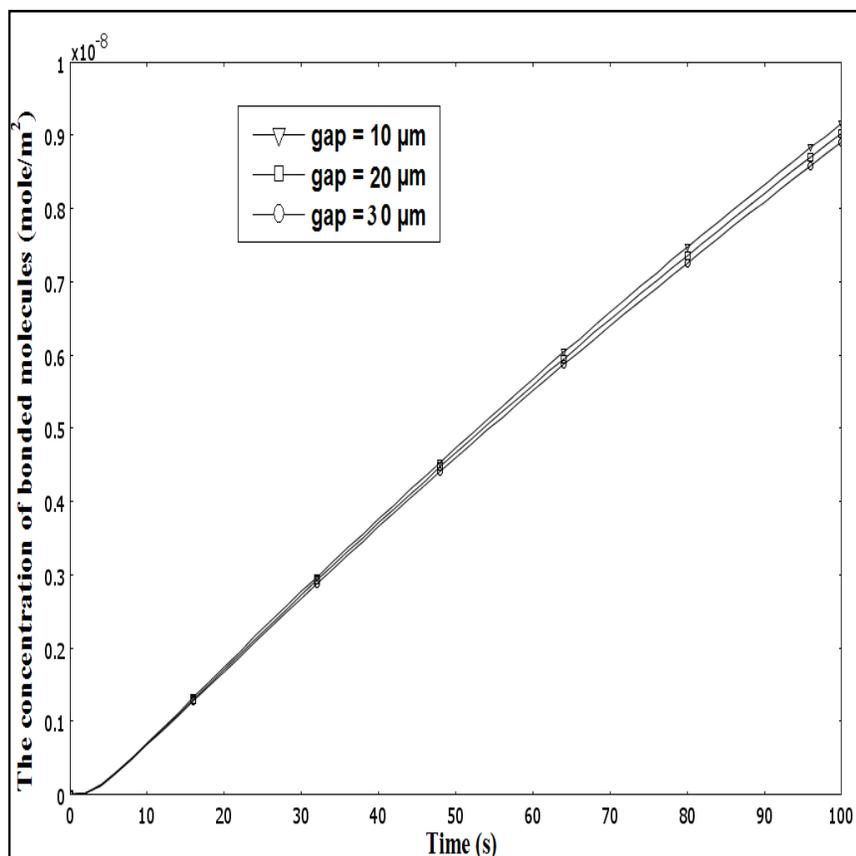


Figure 4.17 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes distances des électrodes)

4.3.2.4. Effets de la longueur de la surface de réaction

Pour étudier cet effet les calculs ont été obtenus pour trois valeurs de la longueur de la surface de réaction de 40 μm, 60 μm et 80 μm. La figure 4.18 montre que la longueur de la surface de réaction a un effet néfaste sur le taux d'attachement des analytes à la surface de réaction dans le microcanal.

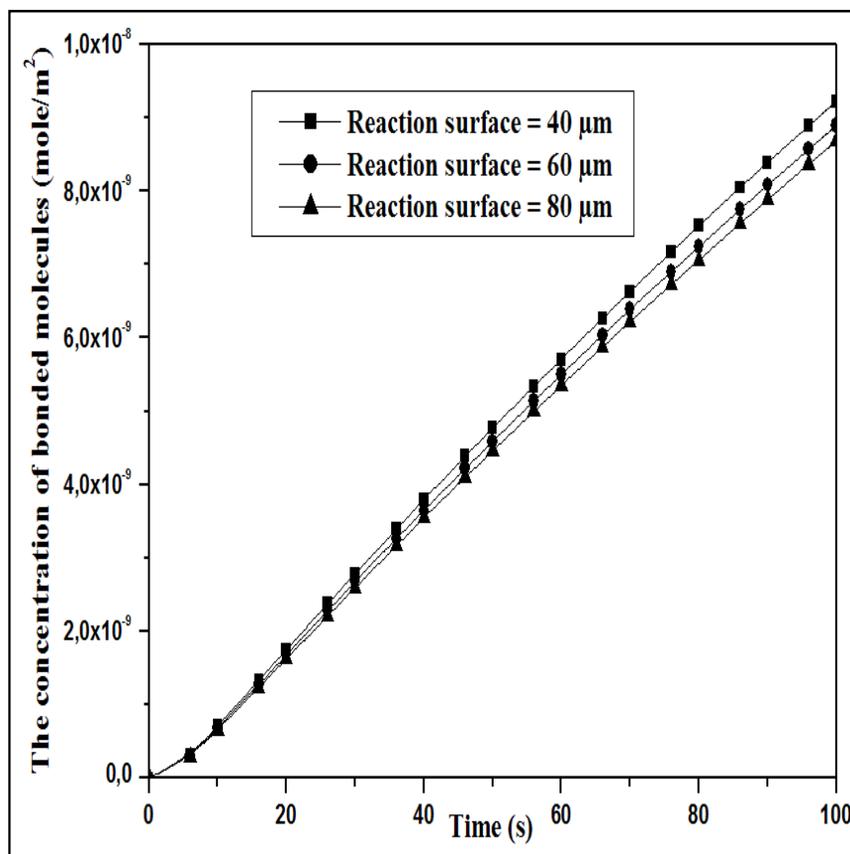


Figure 4.18 : Variation de la concentration en fonction du temps (pour différentes longueurs de surface de réaction)

4.4. Conclusion

Dans cette étude, nous avons utilisé les forces électrocinétiques à courant alternatif pour améliorer le taux de transport de réactifs (analytes) sur une surface de réaction.

L'étude dans ce chapitre est divisée en deux parties. Dans la première partie, on a reconstruit le modèle élaboré par Wu et *al.* [106] et on a changé plusieurs paramètres à savoir : la longueur d'électrodes, la longueur de l'espace entre deux électrodes, la tension du courant électrique et la longueur de la surface de réaction pour découvrir leurs influences sur les résultats, que nous avons comparé avec les résultats obtenus par Wu et *al.*

Notre propre contribution dans ce modèle qui n'a pas été étudié par Wu et *al.* consiste dans le changement de la hauteur de la position de micro-poutre et sa longueur (la longueur de la surface de réaction) pour voir leurs influences sur les résultats.

En conclusion, nous constatons que nos résultats sont tout à fait compatibles avec les résultats de Wu et *al.*

Nous pouvons dire si nous changeons la hauteur de la position de la micro-poutre ou de la surface de réaction, le taux des analytes liées à cette surface change d'une manière proportionnelle et la longueur de la surface de réaction à un effet inversement proportionnel sur l'augmentation du taux des analytes.

Dans la seconde partie, nous avons utilisé un modèle différent dans lequel la surface de réaction est présente dans la paroi du microcanal lui-même, et nous avons varié les mêmes paramètres que dans le premier cas.

Dans la deuxième étude, nous avons trouvé à peu près les mêmes résultats lorsque nous changeons tous les paramètres initiaux, sauf que si nous changeons la longueur de la surface de réaction. En effet, si nous augmentons la surface de réaction à 80 μm et nous changeons la longueur d'électrodes, nous aurons des résultats différents.

L'augmentation de la longueur de la surface de réaction à un effet négatif sur le taux des analytes liées à la surface de réaction et en modifiant la longueur des électrodes ou de l'espace entre les électrodes on ne modifie pas beaucoup la concentration des molécules liées sur la surface de réaction.

CHAPITRE 05

Effet de la géométrie des électrodes sur un écoulement microfluidique

5.1. Introduction

La conception et la configuration du microcanal est essentielle pour le développement des dispositifs microfluidiques nécessaires pour des procédures d'analyse biologiques ou chimiques.

De nombreux biologistes se sont attachés à reproduire à des échelles submillimétriques, les appareillages constitutifs de leur chaîne d'analyse. Cette démarche a débouché sur des laboratoires dits sur puce qui condensent les échelles spatiales dans un rapport allant de la paillasse au disque compact.

Nombre de ces microsystèmes véhiculent des fluides et effectuent des opérations plus ou moins élaborées, tels le dosage, le mélange, l'analyse, voire la synthèse de fluides.

Pour mettre en mouvement des liquides, plusieurs techniques sont fondées sur des phénomènes électrocinétiques et sur l'influence de la géométrie du microcanal, Urbanski et *al.* (2007) [107] ; Yuval et *al.* (2009) [108].

Dans ce chapitre, en complément au quatrième chapitre, nous avons introduit des géométries non-planes aux électrodes sous forme de marches en relief dans une première configuration. Puis, en deuxième configurations, nous avons introduit une autre forme de géométrie aux électrodes sous forme de triangle. Nous avons étudié l'influence de la forme géométrique des électrodes avec la variation de la tension du courant électrique sur la vitesse de l'écoulement, et sur le taux de la concentration des analytes liées à la surface de réaction.

5.2. Première configuration : Les électrodes sous forme d'une marche

5.2.1. Description du modèle de la simulation

La figure 5.1 montre le modèle du microcanal utilisé dans la simulation et les deux électrodes sous forme d'une marche ; les valeurs de h , L et G sont de 0 à $10\mu\text{m}$ pour h , $30\mu\text{m}$ pour L et $20\mu\text{m}$ pour G (espace entre les deux électrodes).

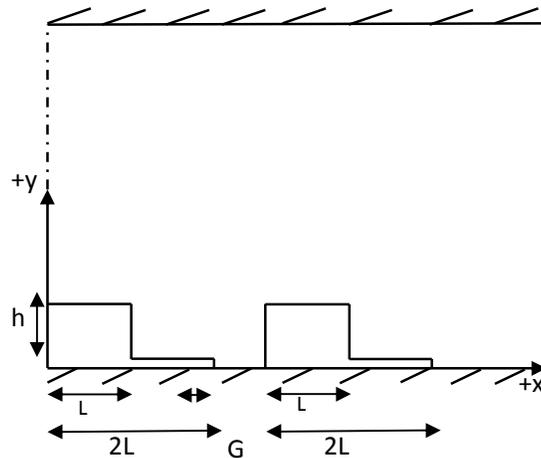


Figure 5.1 : Schéma du microcanal avec les électrodes

On applique un courant électrique alternatif entre les deux électrodes comme le montre la figure 5.2, de tension qui varie de 0 à 25 Volts. (La valeur 0V signifie que le microcanal n'est pas sous tension électrique).

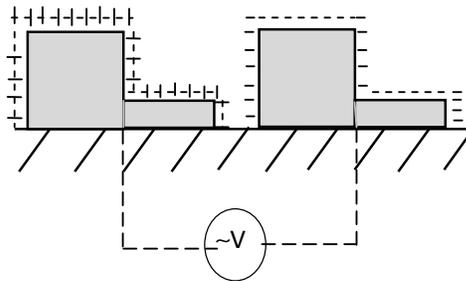


Figure 5.2 : Les deux électrodes sous tension

La figure 5.3 représente le modèle après le maillage, ici le maillage utilisé est un maillage triangulaire fin qui se compose de 14873 éléments affiné près de la surface de réaction et les électrodes.

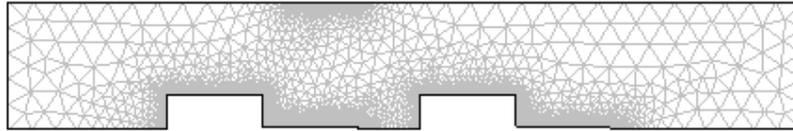


Figure 5.3 : le maillage du microcanal

5.2.2. Résultats de la simulation

5.2.2.1. Effets de la hauteur de la marche

Dans cette étape, nous avons étudié l'influence de la hauteur de la marche on la varie de 0 à 10 μm sans appliquer aucune tension électrique sur les électrodes. La figure 5.4 montre les résultats obtenus.

On peut remarquer facilement que le taux de concentration varie de façon proportionnelle à la variation de h , si on augmente la hauteur de la marche ; le taux de concentration augmente aussi. L'augmentation de la hauteur de la marche favorise la formation des tourbillons, qui favorise aussi le transport des molécules à la surface de réaction comme le montre la figure 5.5. Dans cette dernière figure, nous n'avons pas appliqué un courant électrique afin de montrer uniquement l'influence de la hauteur de la marche sur l'allure du flux.

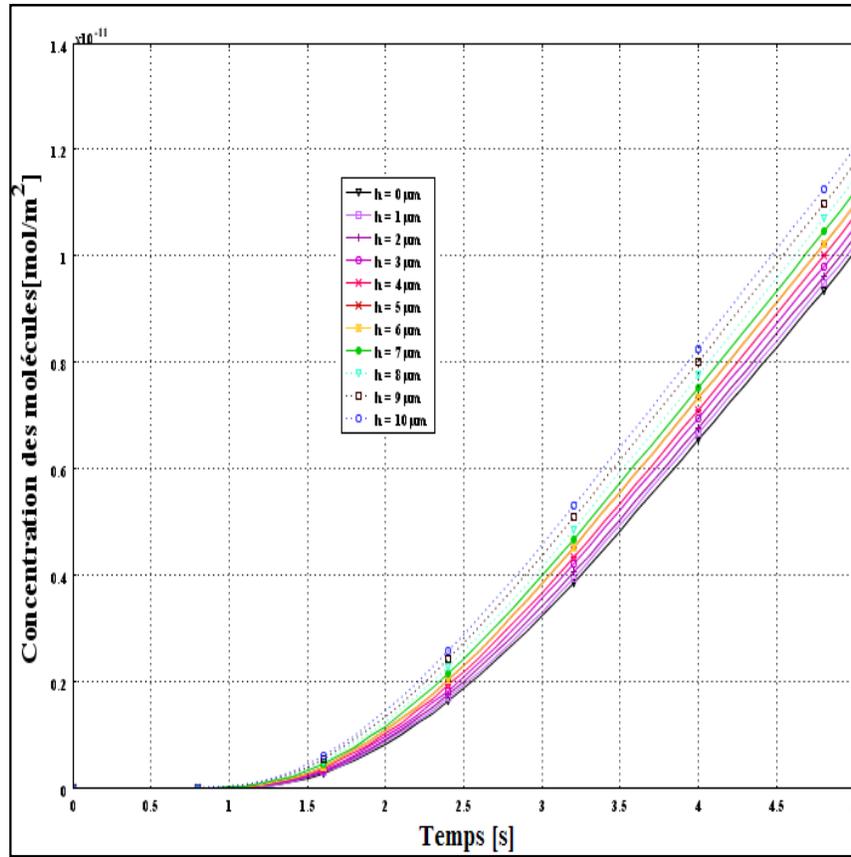


Figure 5.4 : Variation de la concentration en fonction du temps pour 0V et h de 0-10μm

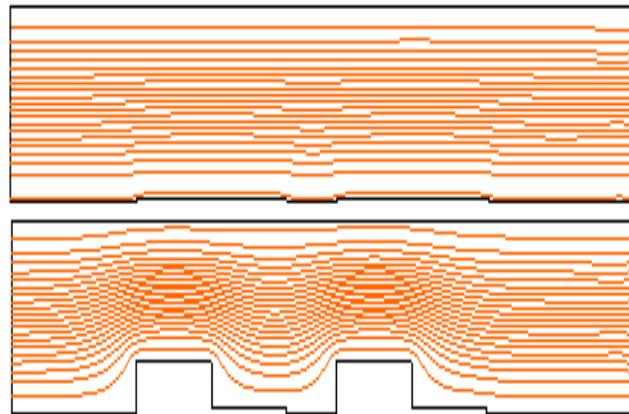


Figure 5.5 :L'influence de la hauteur de la marche sur l'allure du flux pour h = 0 et 10μm

5.2.2.2. Effets du courant électrique sur le taux de concentration

Après avoir étudié l'influence de la hauteur de la marche, nous avons fixé $h=10\mu\text{m}$ et nous avons varié la tension électrique de 0 à 25 V.

La figure 5.6 montre la formation des tourbillons qui favorise le transport des molécules.

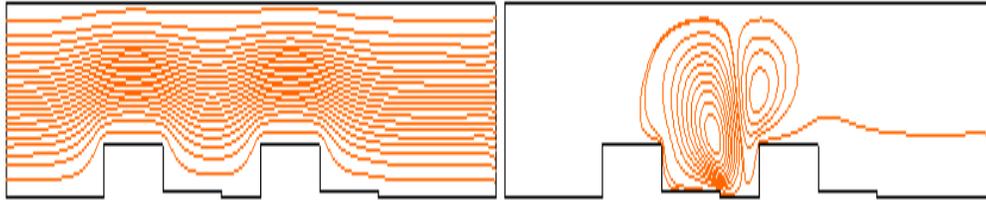


Figure 5.6 : L'influence de la tension électrique sur l'allure du flux pour $E = 0\text{V}$ et $E = 25\text{V}$

Les résultats obtenus sont représentés sur la figure 5.7, qui montre que la tension du courant électrique a un effet positif sur l'augmentation du taux de concentration sur la surface de réaction.

Cela est expliqué grâce aux forces électro-osmotiques présentes et qui augmentent avec l'augmentation de l'intensité du courant.

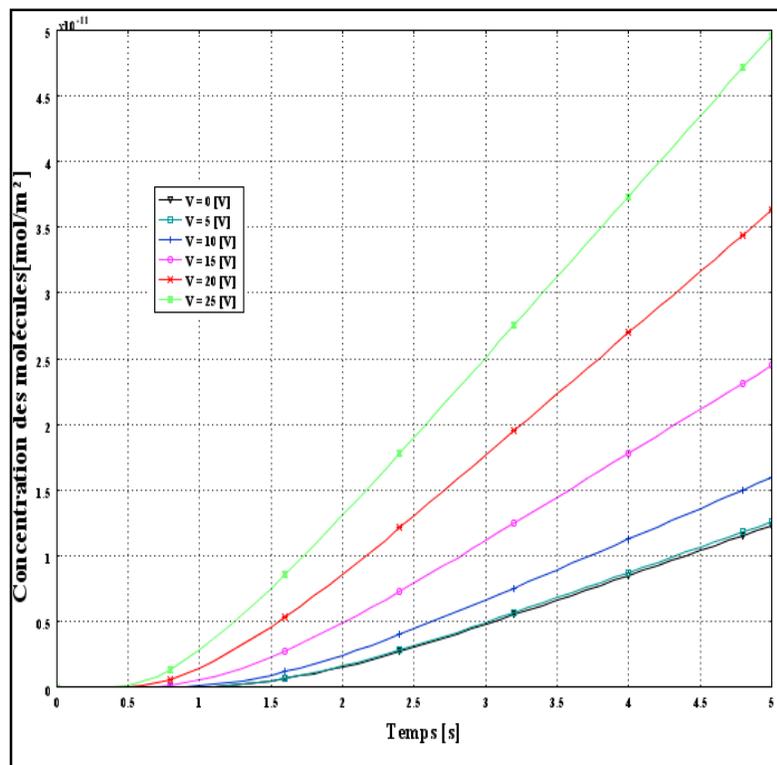


Figure 5.7 : Variation de la concentration en fonction du temps pour $h=10\mu\text{m}$ et de 0 à 25V

5.2.2.3. Effets de l'intensité du courant électrique sur la vitesse

Dans cette partie, nous allons nous intéresser à la variation de la vitesse maximale en fonction de la tension du courant électrique à des différentes hauteurs de la marche. On remarque sur la figure 5.8 que pour une hauteur de marche quelconque, l'intensité du courant électrique a un effet positif sur la valeur de la vitesse maximale.

Mais, en ce qui concerne l'effet de la hauteur sur la vitesse maximale, nous avons deux parties ; la première partie de 0 à 7.5V, où si on augmente « h » alors la vitesse augmente. Au-delà de 7.5V, la vitesse diminue avec l'augmentation de h. A cause de la formation des tourbillons, on aura des valeurs de vitesse négatives qui montrent que le sens de l'écoulement et dans le sens inverse ce qui se concorde avec les travaux d'Urbanski et al. (2007)[107].

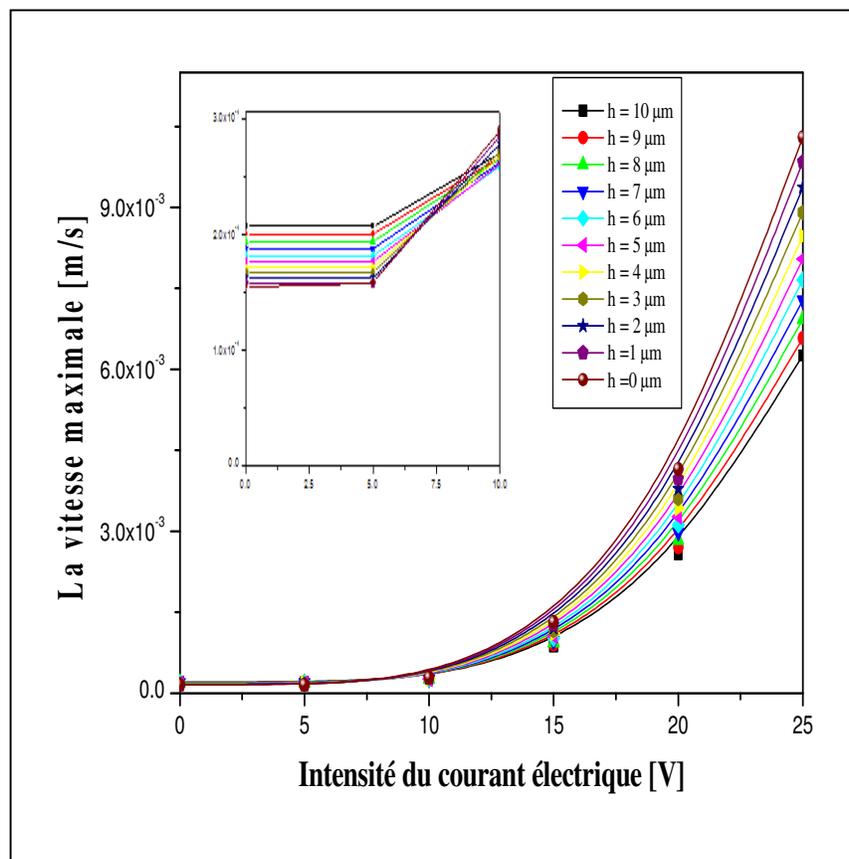


Figure 5.8 : Variation de la vitesse maximale en fonction de la tension du courant électrique pour h qui varie de 0 à 10µm

5.2.3. Conclusion

Nos résultats prouvent que la hauteur de la marche et la tension du courant électrique ont un effet positif sur l'augmentation du taux de concentration des molécules ; mais l'effet de la hauteur de la marche est inversement proportionnel sur la vitesse maximale à partir d'une certaine tension électrique.

Enfin, nos résultats correspondent avec les travaux de [106] et [107].

5.3. Deuxième partie : Les électrodes sous forme d'un triangle

5.3.1. Description du modèle de simulation

La figure 5.9 montre le modèle du microcanal utilisé dans la simulation et les deux électrodes sous forme des triangles ; les valeurs de H (la largeur du microcanal), L (la longueur du microcanal), h (la hauteur de l'électrode) et l (la longueur de la surface de réaction) sont respectivement $40\mu\text{m}$, $240\mu\text{m}$, $10\mu\text{m}$ et $20\mu\text{m}$.

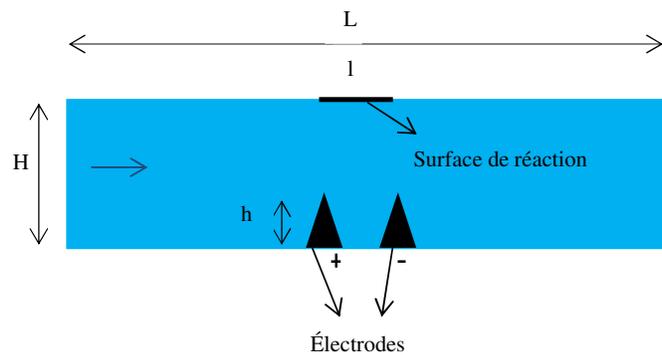


Figure 5.9 : Schéma du microcanal avec les électrodes

La figure 5.10 représente le modèle après le maillage. Le maillage utilisé se compose de 6819 éléments affiné près des électrodes et près de la surface de réaction.

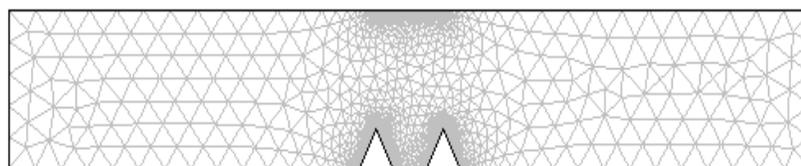


Figure 5.10 : Le maillage du microcanal

5.3.2. Résultats de la simulation

Nous avons varié la tension électrique de 0 à 25 V pour étudier son influence sur la température, la vitesse de l'écoulement et sur le taux de concentration de particules.

La figure 5.11 montre très bien que la température du fluide augmente d'une façon nette entre les deux électrodes sous forme de triangle ce qui peut être expliqué par l'augmentation des forces électrothermiques.

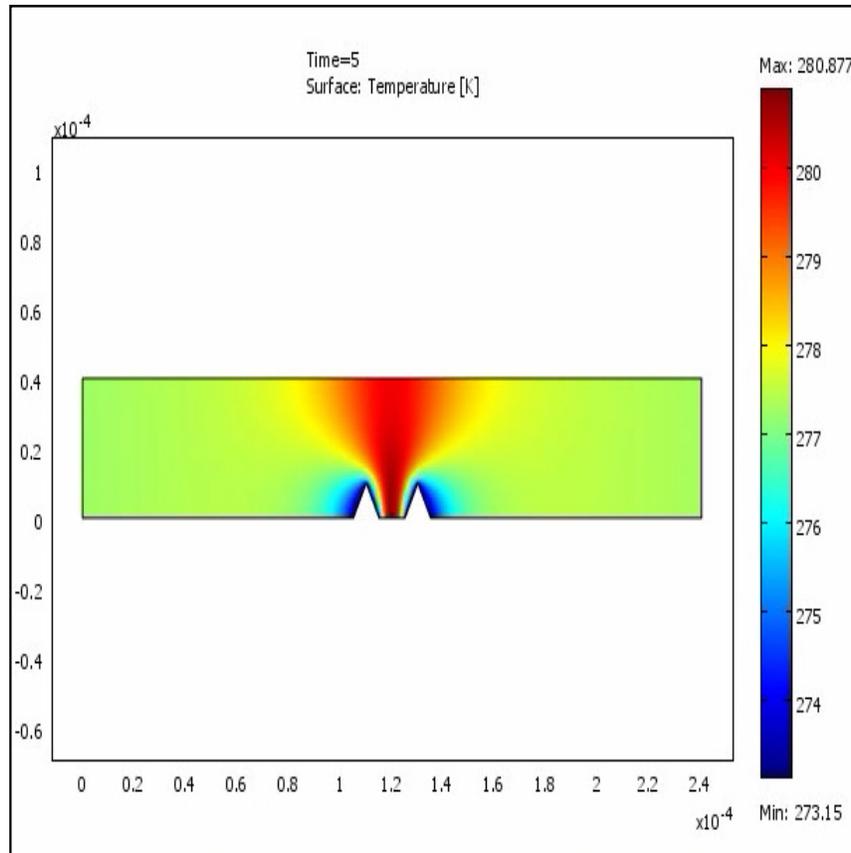


Figure 5.11 : La distribution de la température dans le microcanal pour une tension de 25V

Pour mieux voir l'effet de la tension du courant électrique sur la température du fluide, on a varié la tension du courant électrique de 0 à 25 V et tracé sur la figure 5.12.

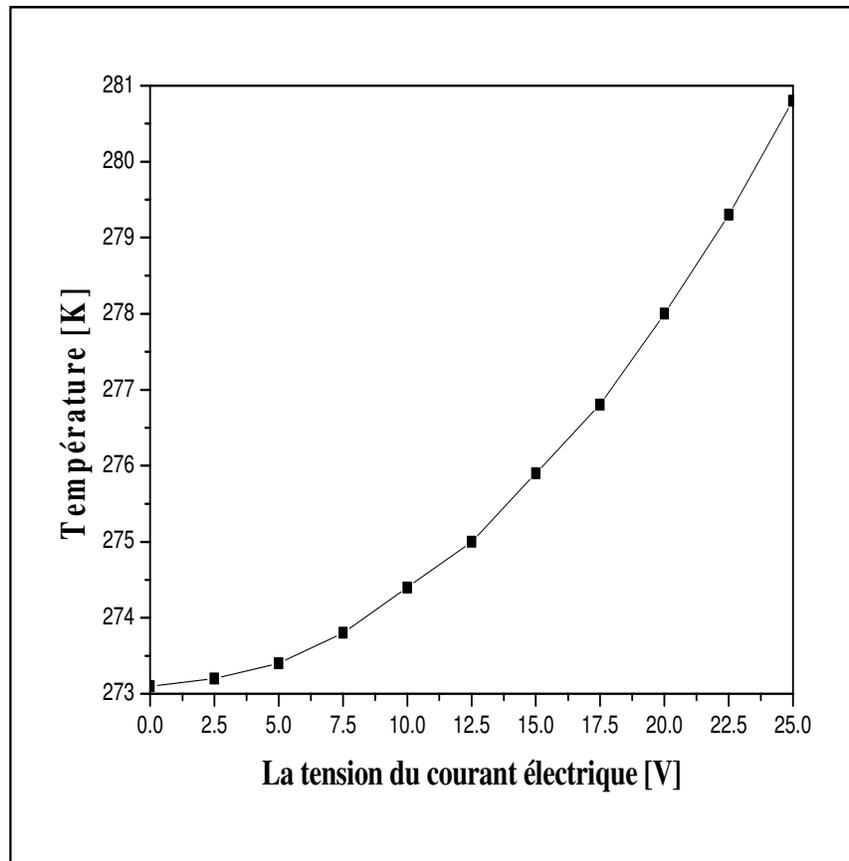


Figure 5.12 : Variation de la température en fonction de la tension du courant électrique

L'allure de la figure 5.12 montre que l'augmentation de la tension du courant électrique a un effet positif sur l'augmentation de la température grâce au phénomène d'électrothermique.

On peut constater sur la figure 5.13 que l'augmentation de la tension du courant électrique favorise la formation des tourbillons ce qui concorde avec les résultats de Yuval et *al.* (2009)[108] à cause de l'augmentation de la vitesse (phénomène de l'électro-osmose).

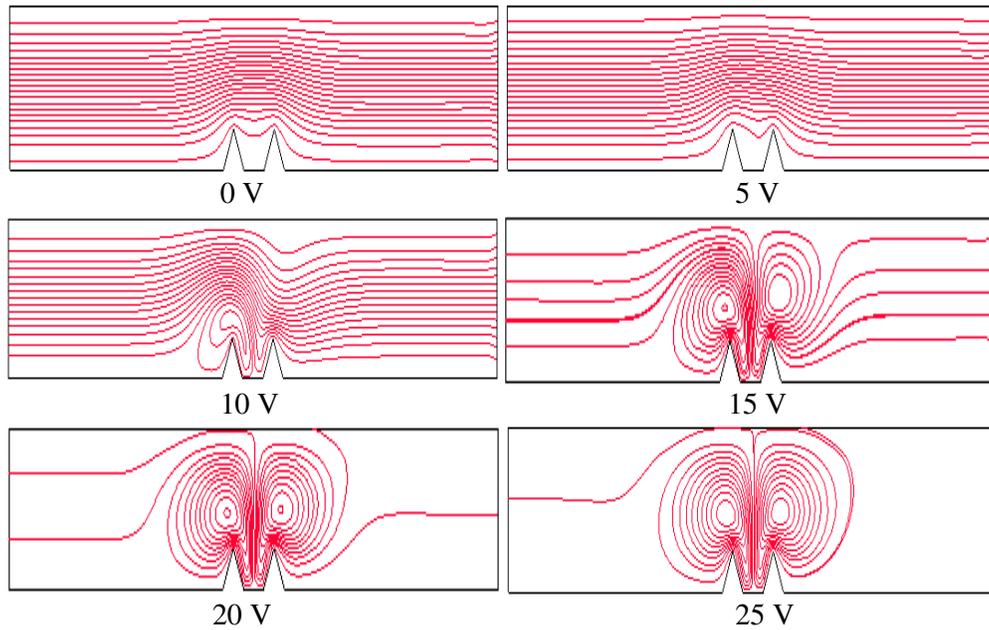


Figure 5.13 : L'allure des lignes de courant pour des différentes tensions électriques.

Sur la figure 5.14, l'influence de la tension électrique sur la vitesse est nettement claire. L'électro-osmose est un phénomène employé dans le pompage des fluides à petite échelle. Ces résultats concordent avec les ceux d'Urbanski *et al.* [107].

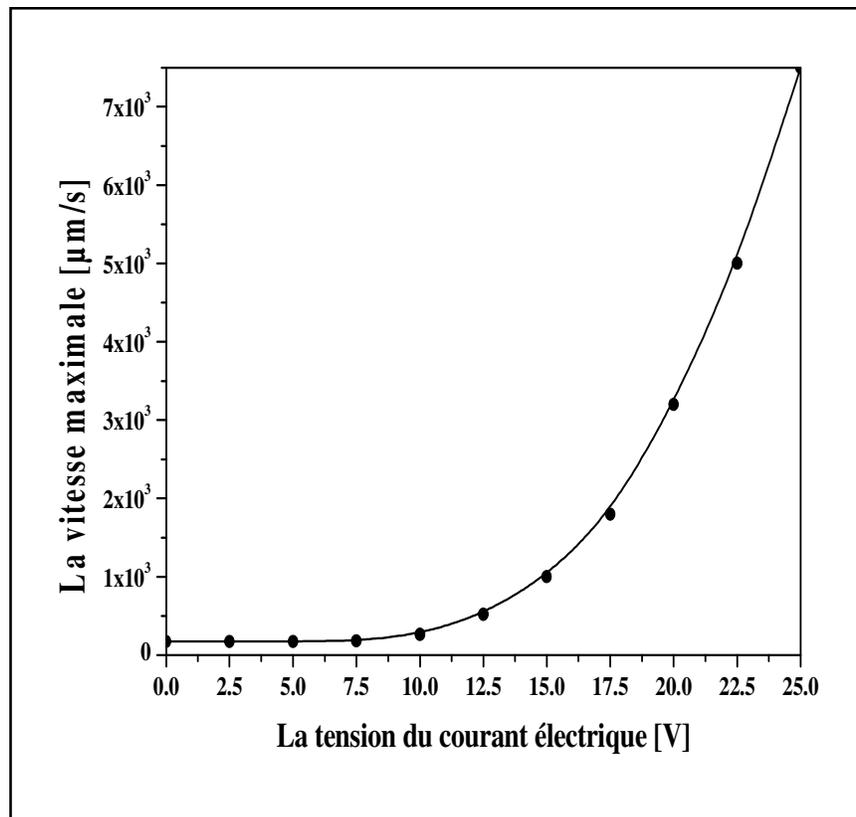


Figure 5.14 : Variation de la vitesse en fonction de la tension du courant électrique.

Enfin les résultats représentés sur la figure 5.15, qui montrent la variation du taux de concentration en fonction du temps pour différentes valeurs de tension électrique, indiquent que la valeur du taux de concentration augmente en fonction du temps et en fonction de l'augmentation de la tension du courant électrique.

Cela est dû aux forces électro-osmotiques présentes qui augmentent le phénomène de transport des particules. Les travaux de Wu et *al.* [107] confirment nos derniers résultats.

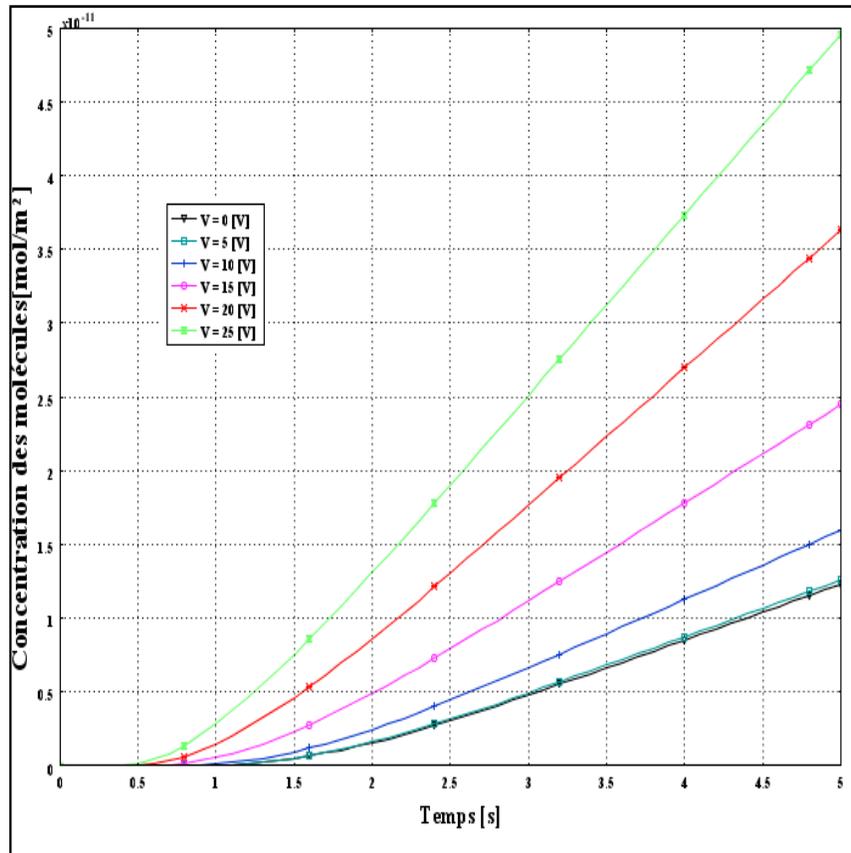


Figure 5.15 : Variation de la concentration en fonction du temps pour une tension électrique de 0 à 25V

5.3.3. Conclusion

Cette étude analyse l'impact du courant électrique sur un écoulement à travers un microcanal, qui comporte deux électrodes sous forme triangulaire.

Nos résultats correspondent avec les travaux de [106], [107] et [108] qui prouvent que la tension du courant électrique a un effet positif sur :

- L'augmentation de la température du fluide à cause de l'électrothermique ;
- L'augmentation de la vitesse de l'écoulement et du taux de concentration des molécules sur la surface de réaction grâce à la pompe électrocinétique.

Conclusion générale

et

perspectives

Conclusion générale et perspectives :

Cette recherche est une contribution aux écoulements traversant les microcanaux. L'étude a été réalisée par une simulation numérique en deux dimensions, en utilisant le logiciel COMSOL 3.5a.

Nous avons étudié en premier temps l'écoulement le long d'un microcanal avec un élargissement brusque. Les résultats de cette simulation ont montré la formation d'un tourbillon ou une zone de recirculation dans le coin du microcanal juste après l'élargissement.

Pour les petits Re 0.1-0.5, la formation du tourbillon est séparé des lignes de courant, mais au fur et à mesure que le nombre de Reynolds augmente, ce tourbillon se développe et se rapproche aux lignes de courant jusqu'à ce qu'il se colle. Ces résultats confirment les travaux de Chien-Hsiung Tsai et *al.* (2007) [75]. D'autre part, il a été montré que la longueur de séparation de la zone de recirculation augmente avec l'augmentation du nombre de Reynolds.

Ensuite, une étude a été réalisée en appliquant les forces électrocinétiques à courant alternatif pour améliorer le taux d'attachement de réactifs sur une surface de réaction. Cette étude est divisée en deux parties :

Dans la première partie, on a reconstruit le modèle de Wu et *al.* [106] et on a changé plusieurs paramètres à savoir : la longueur d'électrodes, la longueur de l'espace entre deux électrodes, la tension du courant électrique et de la longueur de la surface de réaction pour découvrir leurs influences sur les résultats, que nous avons comparé avec les résultats obtenus par Wu et *al.*

Notre propre contribution au modèle, et qui n'a pas été étudié par Wu et *al.* réside dans le changement de la hauteur de la position de surface de réaction et sa longueur pour voir leurs influences sur les résultats.

Nous avons constaté que :

- Nos résultats sont tout à fait compatibles avec les résultats de Wu et *al.* [106].
- Si nous changeons la hauteur de la position de la surface de réaction, le taux d'attachement des analytes à la surface de réaction change d'une manière proportionnelle et la longueur de la surface de réaction a un effet inversement

proportionnel sur l'augmentation du taux des analytes.

Dans la seconde partie, nous avons utilisé un modèle différent dans lequel la surface de réaction est présente dans la paroi du microcanal lui-même, et nous avons varié les mêmes paramètres que dans le premier cas. Les résultats indiquent :

- Les mêmes résultats sont obtenus lorsque nous changeons tous les paramètres initiaux, sauf si nous changeons la longueur de la surface de réaction, parce que si on augmente la surface de réaction à 80 μm et nous changeons la longueur d'électrodes nous aurons une diminution du taux de concentration.
- Mais en modifiant la longueur des électrodes ou de l'espace entre les électrodes, on ne modifie pas beaucoup la concentration des molécules liées sur la surface de réaction.

Dans la dernière étude, nous avons analysé l'impact de la géométrie des deux électrodes sur un écoulement à travers un microcanal, la première forme sous la forme d'une marche puis une forme triangulaire.

Nos résultats prouvent que la hauteur de la marche et la tension du courant électrique ont un effet positif sur l'augmentation du taux de concentration des molécules ; mais l'effet de la hauteur de la marche est inversement proportionnel à la vitesse maximale à partir d'une certaine tension électrique.

Nos résultats correspondent avec les travaux de Wu et *al.* [106], Urbanski et *al.* [107] et Yuval et *al.* [108] qui prouvent que la tension du courant électrique a un effet positif sur :

- L'augmentation de la température du fluide à cause de l'électrothermique ;
- L'augmentation de la vitesse de l'écoulement et du taux d'attachement des molécules sur la surface de réaction grâce à la pompe électrocinétique.

Enfin et comme déjà dit, le domaine de la recherche dans la microfluidique est vaste et laisse le champ libre à l'imagination et à l'innovation pour créer des nouvelles configurations et des nouvelles méthodes ou techniques qui facilite les écoulements dans les dispositifs de microéchelle.

Conclusion générale et perspectives

Comme perspectives de ce travail je peux citer :

- Faire une étude numérique en trois dimensions.
- Etudier autres techniques appliquer dans la microfluidique et pourquoi pas combiner entre deux de c'est méthodes pour voir, par exemple l'élargissement brusque et l'électrocinétique.
- Pourquoi ne pas passer a l'étape expérimentale ?

Liste des publications et communications :

1. Publication dans un journal à comité de lecture :

- [1] **A. Khaldi**, D. Nehari, M. Aichouni et S.S. Eren « Numerical investigations of AC electrokinetic forces to enhance the rate of transport of reactants in a microchannel » MECHANIKA. Volume 19(4): 437-444. 2013.

2. Communications internationales :

- [2] **Khaldi A**, Nehari D et Eren S. S. « Ac electrokinetic forces to enhance the rate of transport of reactants to a reaction surface on the wall of microchannel » Second international conference on energy conversion and conservation- CICME ' 10, Tenue du 22-25 Avril 2010 à Hammamet, Tunisie.

2. Communications nationales :

- [3] **Khaldi A**, Nehari D et Eren S. S. « Etude numérique de l'influence du nombre de Reynolds sur la formation du tourbillon dans un microcanal à élargissement brusque » 1^{er} Congrès Algérien de Mécanique, Tenue du 16 au 19 Novembre 2009 à Biskra (Algérie).
- [4] **Khaldi A**, Nehari D et Flitti A. « Etude de l'effet de la hauteur de la marche des électrodes sur les performances d'un écoulement microfluidique » 2^{ème} Conférence Nationale de Mécanique et Industrie, Tenue le 06 et 07 Novembre 2012 à l'Université Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem, Algérie.

Annexe

Dans l'annexe suivant on va présenter un exemple de modélisation on utilisant le logiciel Comsol.

Pour la résolution de ce phénomène on utilise deux géométries et cinq modes d'application.

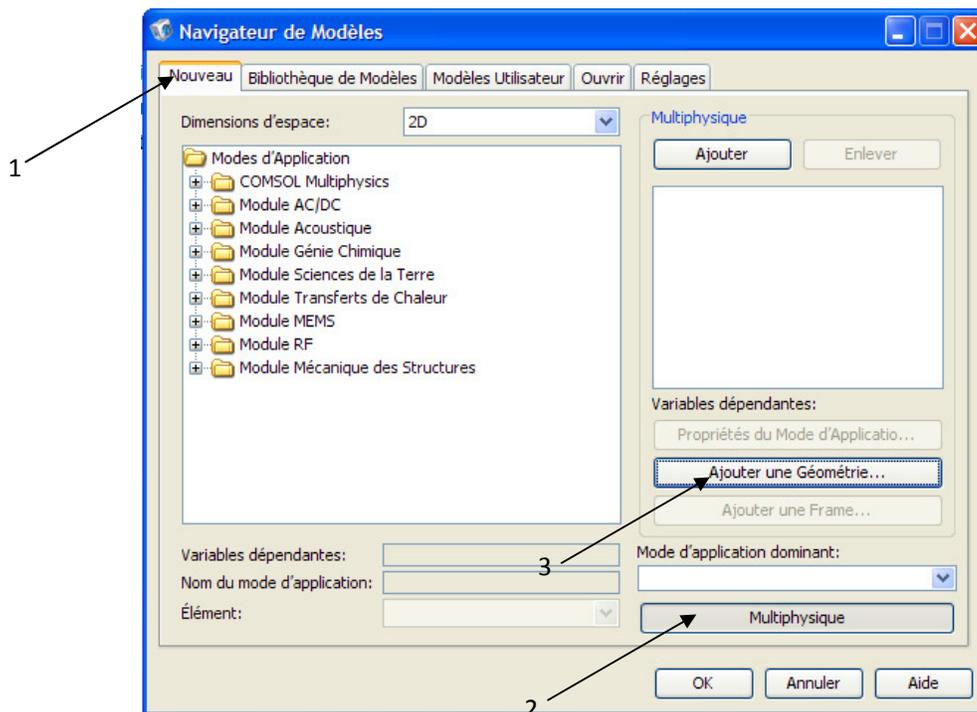
La première géométrie en 2D, nommée *canal*, elle représente le microcanal. Dans cette géométrie on utilise quatre modes d'application : l'Électrostatique, la Convection et la Conduction, Navier-Stokes et la Convection et la Diffusion.

La deuxième géométrie en une seule dimension, nommée *surface*, elle simule la surface de réaction avec le mode d'application de Diffusion.

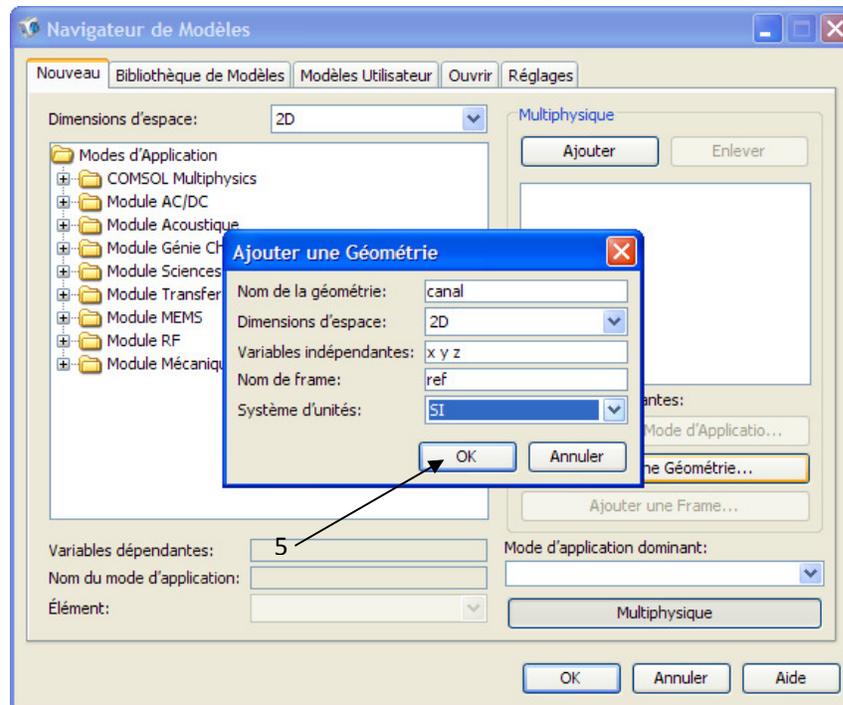
Pour La modélisation du phénomène on utilisant l'interface graphique du logiciel Comsol :

A.1. Choix des modèles

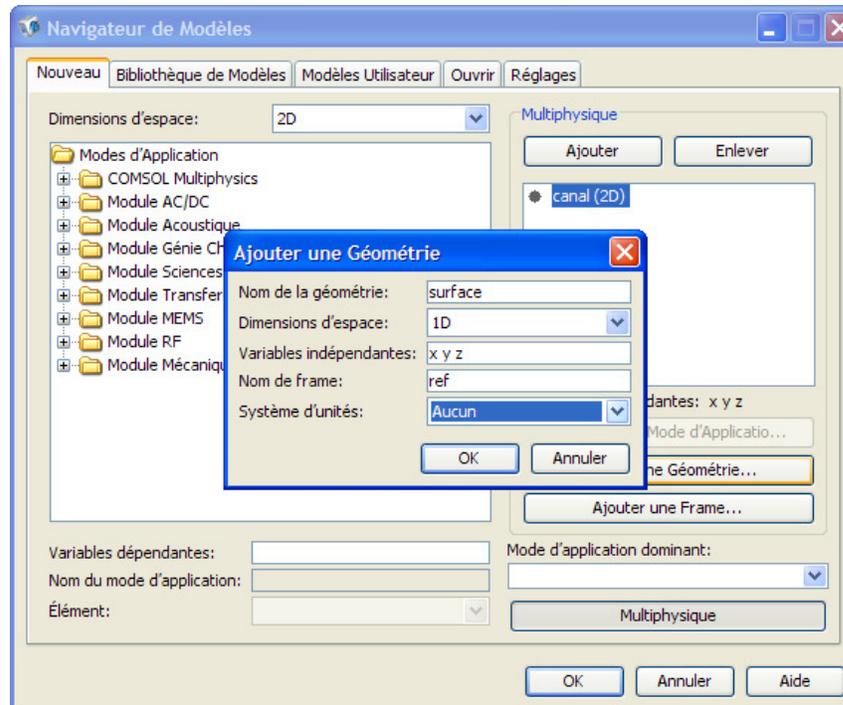
1. Dans **Navigateur des modèles**, cliquer sur **Nouveau**.
2. Puis cliquer sur le bouton de **Multiphysique**.
3. Cliquer sur **Ajouter une Géométrie**.



4. Entrer les données comme sur la figure suivante :



5. Cliquer sur **OK**.
6. Cliquer sur **Ajouter une Géométrie** encore une fois et entrer les données comme sur la figure suivante.



7. Cliquer sur **OK**.
8. Dans la zone **Multiphysique**, sélectionner la géométrie **canal (2D)**.

9. Dans la liste des modes d'application, sélectionner **Module MEMS** puis **Electrostatique** ensuite **Electrostatique**, enfin cliquer sur **Ajouter** dans la zone **Multiphysique**.
10. Sélectionner le mode d'application **COMSOL Multiphysique** puis **transfert de chaleur** ensuite **Convection et Conduction**, enfin cliquer sur **Ajouter** dans la zone **Multiphysique**.
11. sélectionner **Module MEMS** puis **Microfluidique** ensuite **Navier-Stokes laminaire**, enfin cliquer sur **Ajouter** dans la zone **Multiphysique**.
12. sélectionner **Module MEMS** puis **Microfluidique** ensuite **Convection et Diffusion**, enfin cliquer sur **Ajouter** dans la zone **Multiphysique**.
13. Dans la zone **Multiphysique**, sélectionner la géométrie **surface (1D)**.
14. Sélectionner le mode d'application **COMSOL Multiphysique** puis **Convection et Diffusion** ensuite **Diffusion**, dans la case de Variables dépendantes taper **B** , enfin cliquer sur **Ajouter** dans la zone **Multiphysique**.
15. Cliquer sur **OK**.

A.2. Options et Réglages

1. Dans le Menu des **Options**, choisir **Constantes**.
2. Entrer les données suivantes (sont present de [106]), puis cliquer sur **OK**.

Nom	Expression	Description
epsilon0	8.854188e-12[F/m]	Permittivité du vide
epsilon_r_f	80.2	Relative permittivité du fluide
epsilon_f	epsilon_r_f*epsilon0	Permittivité du fluide
k_f	0.598[W/(m*K)]	Conductivité thermique du fluide
rho_f	1000[kg/m^3]	Densité du fluide
Cp_f	4.184[kJ/(kg*K)]	Capacité thermique du fluide
eta_f	1.08e-3[Pa*s]	Viscosité dynamique du fluide

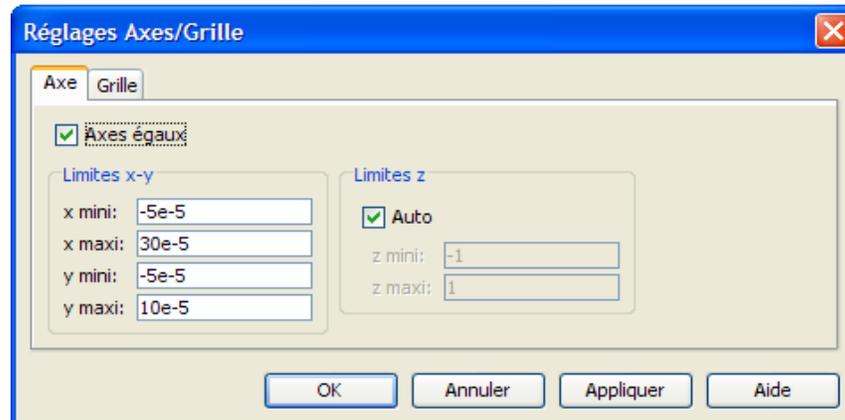
sigma_f	5.75e-2[S/m]	Conductivité électrique du fluide
tau	epsilon_f/sigma_f	Temps de relaxation du fluide
D_a	1e-10[m^2/s]	Coefficient de diffusion des analytes
omega	2*pi[rad]*10000[kHz]	Fréquence angulaire du courant électrique alternative
V_rms	0[V]	La tension du courant électrique
T_amb	20[degC]	Température ambiante
u_av	0.1 [mm/s]	La vitesse moyenne à l'entrée
c0	10[umol/m^3]	Concentration des analytes à l'entrée
k_on	2600[m^3/(mol*s)]	Constante de vitesse d'association
k_off	0.01 [1/s]	Constante de vitesse de dissociation
R_t	3e-8[mol/m^2]	concentration totale de ligands d'anticorps sur la surface

A.3. Création des géométries

Premièrement, on va créer la géométrie du canal (2D)

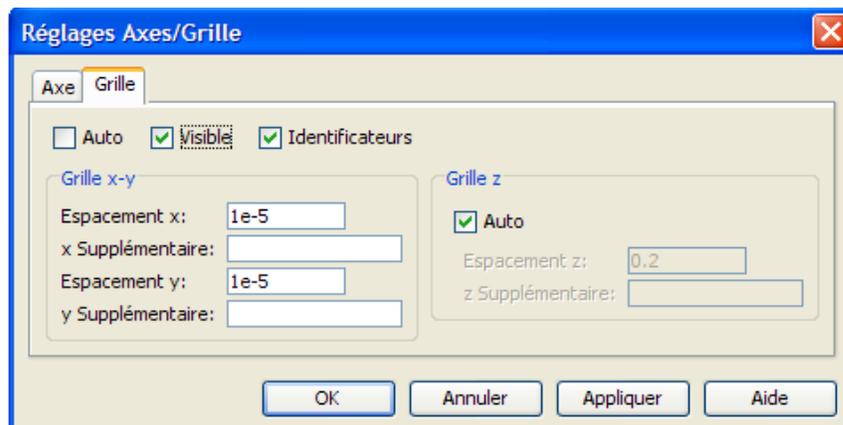
1. Cliquer sur **canal** dans la zone du dessin.
2. Dans le menu des **Options**, choisir **Réglages Axes/grille**.
3. Cliquer sur **Axes**, sélectionner **axes égaux**, et entrer les valeurs suivants :

Réglage	valeur
x min	-5.00E-05
x max	3.00E-04
y min	-5.00E-05
y max	1.00E-04



4. Cliquer sur **Grille**.
5. Décocher **Auto** et entrer les valeurs suivantes :

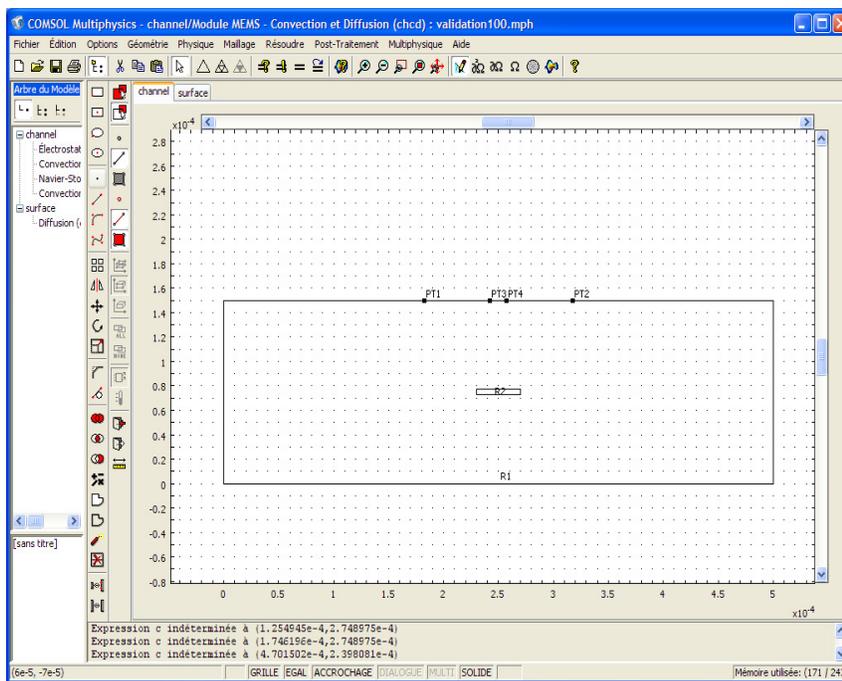
Réglage	valeur
Espacement x	1.00E-05
Espacement y	1.00E-05



6. Cliquer sur **OK**.
7. Cliquer sur le bouton **Rectangle/Carré** dans la barre d'outils du dessin, et dessiner un rectangle en (0,0) et (1.5E-4, 5E-4).
8. Dessiner un autre Rectangle au centre du premier en (2.3E-4, 7.3E-5) et (5E-5,4E-6).
9. Dessiner les points suivants on utilisant l'icône **Point** :

Nom	x	y
PT1	1.825E-04	1.50E-04
PT2	3.175E-04	1.50E-04
PT3	2.40E-04	1.50E-04
PT4	2.575E-04	1.50E-04

Le dessin sera comme sur la figure suivante.



Puis, on va créer la géométrie de la surface de réaction (1D)

1. Cliquer sur **surface** dans la zone du dessin.
2. Dans le menu des **Options**, choisir **Réglages Axes/grille**.
3. Cliquer sur **Axes**, sélectionner **axes égaux**, et entrer les valeurs suivants :

Réglage	valeur
x min	-5.00E-05
x max	3.00E-04

4. Cliquer sur **Grille**.

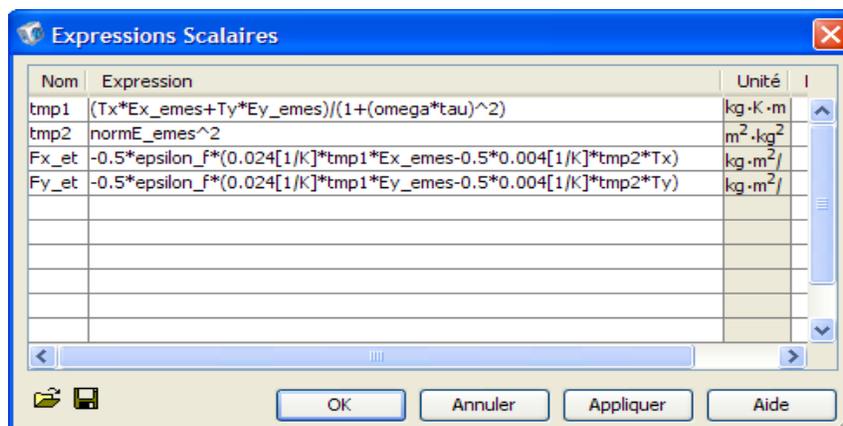
5. Décocher **Auto** et entrer dans Espacement x 1E-5.
6. Dessiner une **ligne** de 2.3E-4 à 7.3E-4.

Notre géométrie est maintenant complète.

A.4. Réglage physique

Pour la création des expressions elle se fait séparément pour les deux géométries.

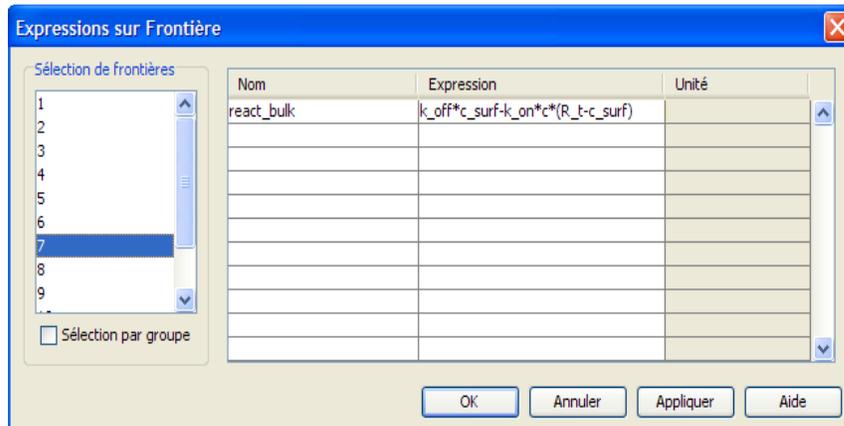
1. Cliquer sur **canal** pour sélectionner la géométrie.
2. Dans le menu des **Options**, choisir **Expressions** puis **Expressions scalaires**.
3. Dans la boîte de dialogue, entrer les expressions des composantes x et y de la force electrothermal. On utilise tmp1 et tmp2 juste pour simplifier l'écriture de Fx_et and Fy_et.



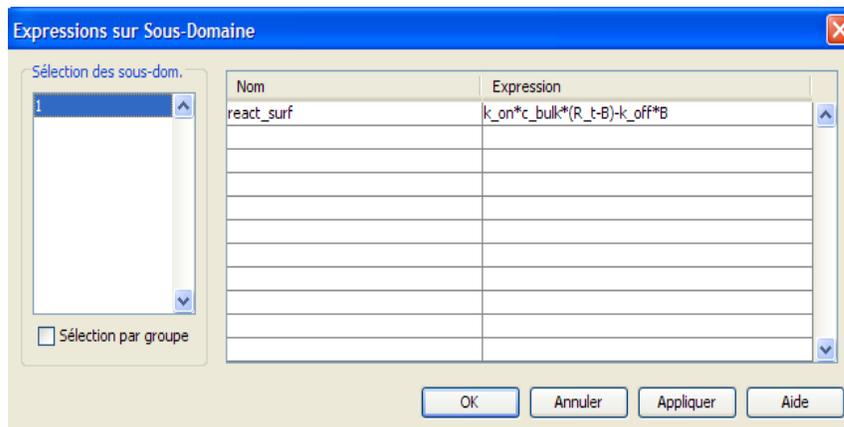
4. Cliquer sur **OK**.

Maintenant les expressions qui nous aident à la résolution de la surface de réaction.

1. Dans le menu des **Options**, choisir **Expressions** puis **Expressions sur frontières**.
2. Dans **la liste des frontières**, sélectionner la frontière 7.
3. Ecrire l'expression sur cette frontière comme suit :

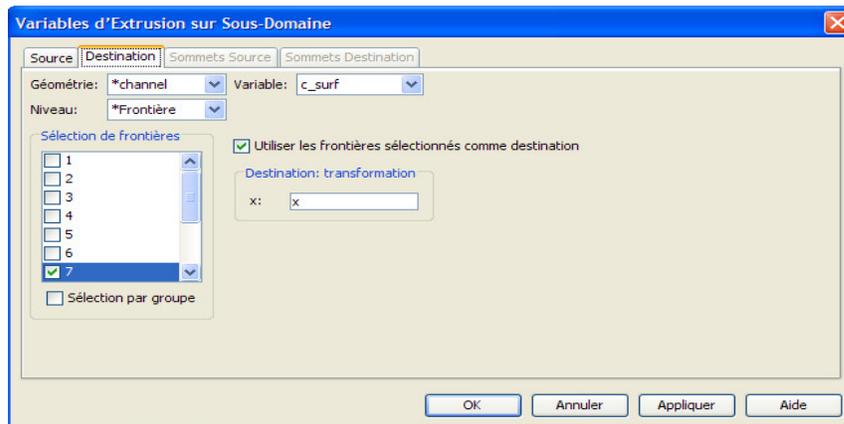


4. Cliquer sur **OK**.
5. Cliquer sur **surface** pour sélectionner la géométrie.
6. Dans le menu des **Options**, choisir **Expressions** puis **Expressions sur Sous-Domaine**.
7. Dans **la liste du sous-domaine**, sélectionner le sous-domaine 1.
8. Ecrire l'expression sur ce sous-domaine comme suit :



9. Cliquer sur **OK**.
10. Cliquer sur **canal** pour sélectionner la géométrie su canal.
11. Dans le menu des **Options**, choisir **Variables du couplage par extrusion** puis **Variables sur frontière**.
12. sélectionner la frontière 7. Dans la colonne **Nom** taper c_bulk, puis taper c dans la colonne d'**Expression**.
13. Cliquer sur le bouton de **Transformation générale**.
14. Cliquer sur **Destination**.
15. Dans la liste des géométries sélectionner **surface**, dans la liste des **Niveau** sélectionner **sous-domaine**.

16. Dans la liste du sous-domaine, cliquer sur **1** et assurer vous que la case de **Utiliser les sous-domaines sélectionnés comme destination** est sélectionner.
17. Cliquer sur **OK**.
18. Sélectionner la géométrie **surface** de nouveau.
19. Dans le menu des **Options**, choisir **Variables du couplage par extrusion** puis **Variables sur sous-domaine**.
20. Dans la liste du **sous-domaine** sélectionner **1**, Dans la colonne **Nom** taper c_surf, puis taper B dans la colonne des **Expression**.
21. Cliquer sur le bouton de **Transformation générale**.
22. Cliquer sur **Destination**.
23. Dans la liste des géométries sélectionner **canal**, dans la liste des **Niveau** sélectionné **frontière**.
24. Dans la liste de frontière cliquer sur **7**, et assurer vous que la case de **Utiliser les frontières sélectionnés comme destination** est coché.

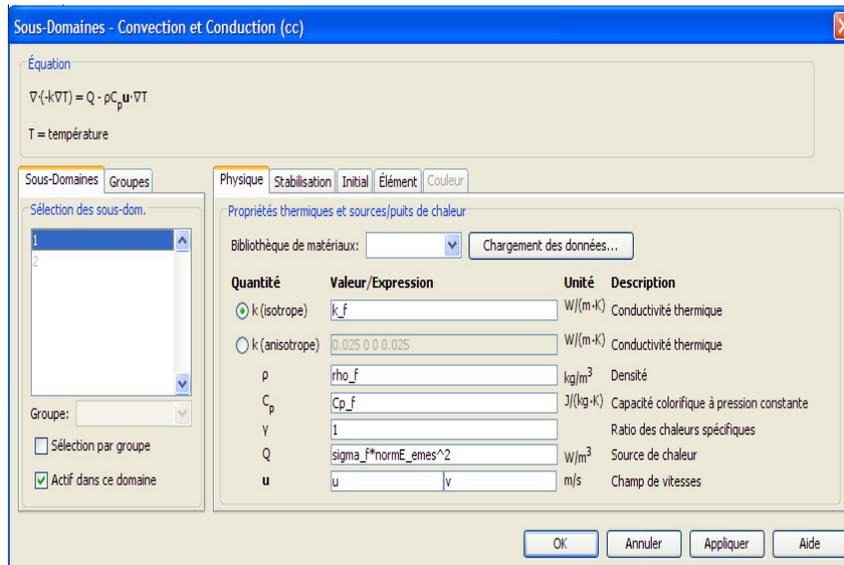


25. Cliquer sur **OK**.

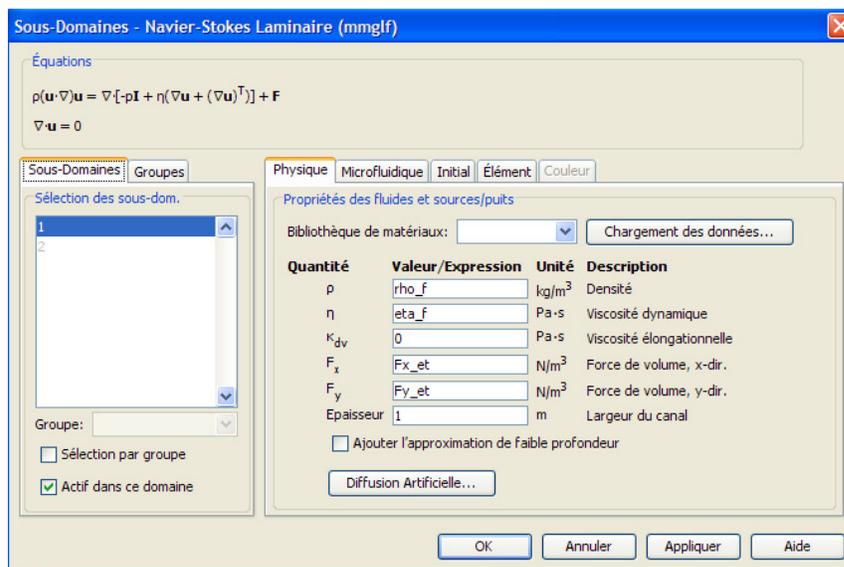
A.5. Réglages des sous-domaines

1. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **1 canal : Electrostatique (emes)**.
2. Dans le menu **Physique**, sélectionner **sous-domaine**.
3. Sélectionner sous domaine 1.
4. Dans l'option de **Relation constitutive**, cliquer sur $\mathbf{D} = \epsilon_0 \epsilon_r \mathbf{E}$.
5. Dans **Permittivité relative** taper epsilon_r_f, puis cliquer sur **OK**.
6. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **2 canal : Convection et conduction (cc)**.
7. Dans le menu **Physique**, sélectionner **sous-domaine**.

- Sélectionner sous domaine 1, et entrer les données suivantes comme sur la figure qui suit.

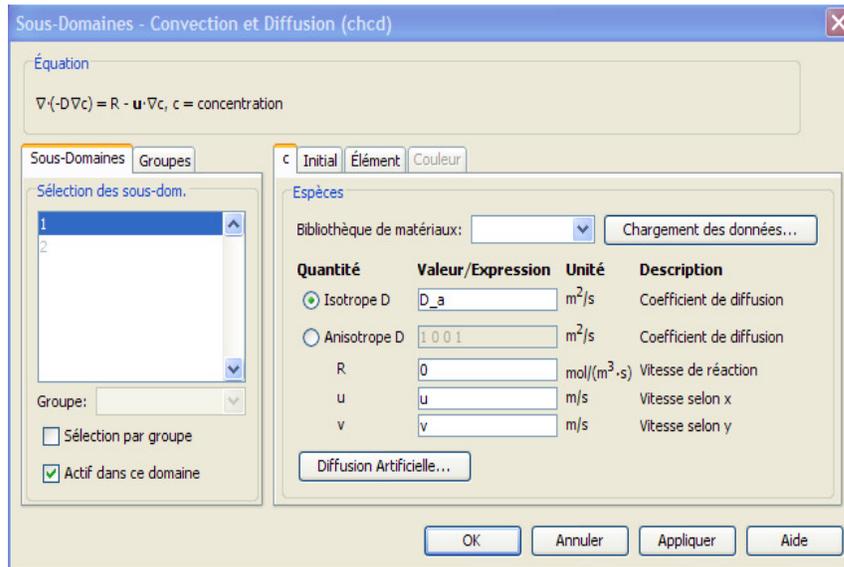


- Puis cliquer sur **OK**.
- Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **3 canal : Navier-stocks laminaire (mmglf)**.
- Dans le menu **Physique**, sélectionner **sous-domaine**.
- Sélectionner sous domaine 1, et entrer les données suivantes comme sur la figure suivante.

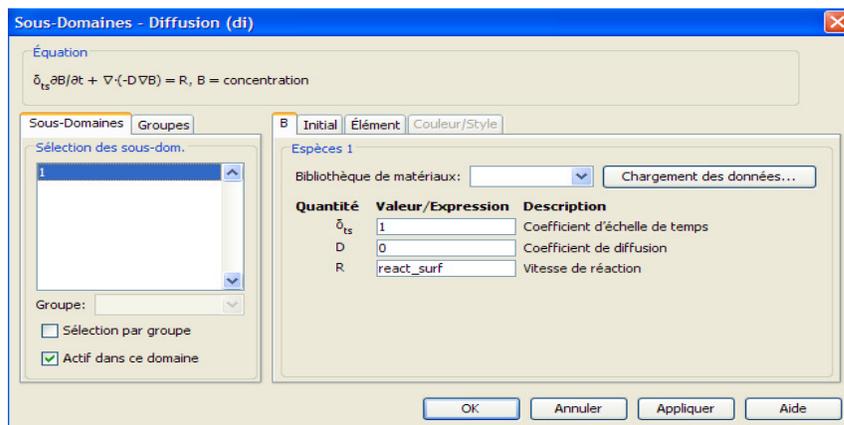


- Cliquer sur **Initial**, dans Vitesse selon x, taper u_av.

14. Cliquer sur **OK**.
15. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **4 canal : Convection et diffusion (chcd)**.
16. Dans le menu **Physique**, sélectionner **sous-domaine**.
17. Sélectionner sous domaine 1, et entrer les données suivantes comme sur la figure qui suit.



18. Cliquer sur **OK**.
19. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **5 surface : Diffusion (di)**.
20. Dans le menu **Physique**, sélectionner **sous-domaine**.
21. Sélectionner sous domaine 1, et entrer les données suivantes comme sur la figure qui suit.



22. Cliquer sur **OK**.

A.6. Condition aux limites

1. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **1 canal : Electrostatique (emes)**.
2. Dans le menu **Physique**, sélectionner **limites**.
3. Entrer les conditions aux limites comme sur le tableau suivant :

Réglages	Limite 4	limite 9	Limites 1–3, 5–8, 10-12
Condition aux limites	Potentiel électrique	Potentiel électrique	Zéro charge/Symétrie
V_0	$V_{rms}/2$	$-V_{rms}/2$	

4. Cliquer sur **OK**.
5. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **2 canal : Convection et conduction (cc)**.
6. Dans le menu **Physique**, sélectionner **limites**.
7. Entrer les conditions aux limites comme sur le tableau suivant :

Réglages	Limites 1, 12	Limites 4, 9	Limites 2-3 , 5-8, 10-11
condition aux limites	Flux de chaleur	Température	Insolation thermique
q_0	$-k_f*(T-T_{amb})/l$		
T_0		T_{amb}	

8. Cliquer sur **OK**.
9. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **3 canal : Navier-stocks laminaire (mmglf)**.
10. Dans le menu **Physique**, sélectionner **limites**.
11. Entrer les conditions aux limites comme sur le tableau suivant :

Réglages	Limite 1	Limite 12	Limites 2–11
Type de la limite	Entrée	sortie	Paroi
condition aux limites	Ecoulement entrant laminaire	Pression, pas d'effort visqueux	Non-glissement
U_0	u_{av}		
L_{entr}	1.00E-04		
Imposer zéro aux extrémités	Oui		
p_0		0	

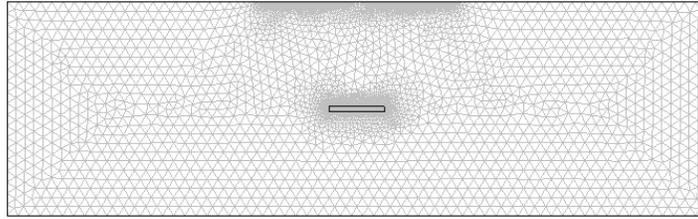
12. Cliquer sur **OK**.
13. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **4 canal : Convection et diffusion (chcd)**.
14. Dans le menu **Physique**, sélectionner **limites**.
15. Entrer les conditions aux limites comme sur le tableau suivant :

Réglages	Limite 1	Limite 7	Limite 12	Limites 2–6, 8–11
Condition aux limites	Concentration	Flux	Flux convectif	Isolation/Symétrie
c_0	c_0			
N_0		react_bulk		

16. Cliquer sur **OK**.
23. Dans le menu **Multiphysique**, sélectionner **5 surface : Diffusion (di)**.
17. Dans le menu **Physique**, sélectionner **limites**.
18. Assurer vous que dans les limites 1 et 2 les conditions aux limites sont Isolation/Symétrie.
19. Cliquer sur **OK**.

A.7. Maillage

1. Sélectionner la géométrie du **canal**.
2. Dans le menu du **maillage**, sélectionner **Paramètres de Maillage libre**.
3. Dans la liste **des tailles du maillage prédéfinie**, sélectionner **Fin**.
4. Aller à la page du **sous-domaine**.
5. Sélectionner le sous-domaine 1 (le canal) et dans **la taille d'élément maximale** taper 8E-6.
6. Cliquer sur **Frontière**.
7. Sélectionner la frontière 7 (surface de réaction).
8. Dans **la taille d'élément maximale** taper 1E-7.
9. Sélectionner les frontières **4** et **9** (les deux électrodes).
10. Dans **la taille d'élément maximale** taper 2E-7.
11. Cliquer sur **Remailler** pour mailler la géométrie du canal. puis cliquer sur **OK**.



Notre maillage est affiner autour de la surface de réaction est des deux électrodes.

12. Sélectionner la géométrie de **la surface**.
13. Dans le menu du **maillage**, sélectionner **Paramètres de Maillage libre**.
14. Dans **la taille d'élément maximale** taper $2E-7$.
15. Cliquer sur **Remailler** pour mailler la géométrie de surface. puis cliquer sur **OK**.

A.8. Résolution du problème

Nous résoudront le problème en trois étapes.

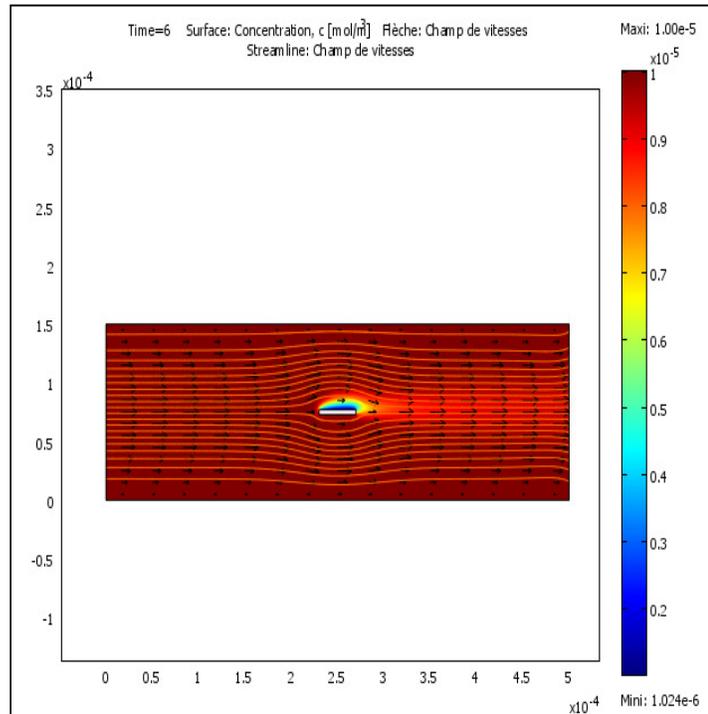
1. Dans le menu **Résoudre** Cliquer sur **Gestionnaire de résolution**.
2. Dans la page **Résoudre pour**, sélectionner **canal (2D) > Electrostatique (emes)**.
3. Dans la page **Séquence**, cliquer sur **Enregistrer les réglages courants**.
dans enregistrer les réglages, taper **stationnaire1**, puis cliquer sur OK.
4. Cliquer sur **Condition Initial**, dans **Valeurs des variables non-résolues et point de linéarisation**, cliquer sur **Solution actuelle**.
5. Dans la page **Résoudre pour**, sélectionner **canal (2D) > Convection et Conduction (cc)** et **canal (2D) > Navier-stocks laminaire (mmglf)**.
6. Dans la page **Séquence**, cliquer sur **Enregistrer les réglages courants**.
dans enregistrer les réglages, taper **stationnaire2**, puis cliquer sur OK.
7. Cliquer sur **paramètres des solveurs**
8. Dans la liste **Solveur**, sélectionner **Temporel**.
9. Dans la page **Général**, taper (0,0.1, 5) dans la zone du temps.
10. Cliquer sur **OK**.
11. Cliquer de nouveau sur **Gestionnaire de résolution**.
12. Dans la page **Résoudre pour**, sélectionner **canal (2D) > Convection et diffusion (chcd)** et **surface (1D) > Diffusion (di)**.

13. Dans la page **Séquence**, cliquer sur **Enregistrer les réglages courants**.
dans enregistrer les réglages, taper **Transitoire1**, puis cliquer sur OK.
14. Sélectionner les trois réglages, puis cliquer sur **>** pour les copier vers la liste des **Résolution en séquence**.
15. Cocher la case **Résoudre en séquence**. Puis cliquer sur **OK**.
16. Cliquer sur **Résoudre le problème**.

A.9. Post-traitement et visualisation des résultats :

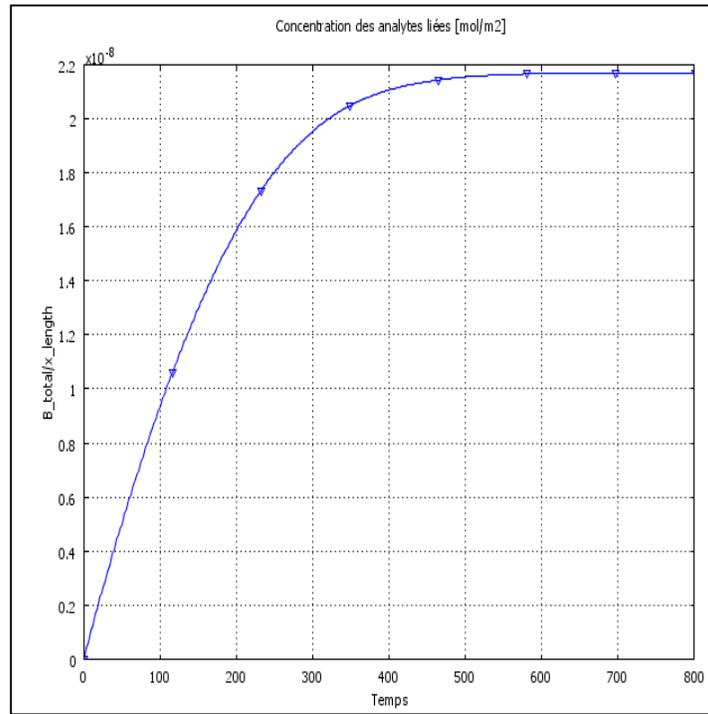
Pour visualiser l'écoulement du fluide et la concentration des analytes dans le microcanal sans application de courant électrique :

1. Sélectionner la géométrie du canal.
2. Dans le **Post-traitement**, sélectionner **Paramètres du graphique**.
3. Dans la page **Général**, sélectionner **surface**, **Flèche**, **Stremlines** et **Arêtes géométriques**.
4. Cliquer sur **Surface**. De la liste des **Grandeurs prédéfinies**, sélectionner **Convection et Diffusion (chcd)>Concentration, c**.
5. Dans la case unité, taper **umol/m³**.
6. Cliquer sur **Flèche**. Dans la liste de **Représenter les flèche sur** : sélectionner **sous-domaines**.
7. Cliquer sur **Sous-domaines**, de la liste **Grandeurs prédéfinies**, sélectionner **Navier-stocks laminaire (mmglf) > Champ de vitesse**.
8. Cliquer sur **Couleur**, sélectionner le noir par exemple, puis cliquer sur **OK**.
9. Cliquer sur la page du stremlines, de la liste **Grandeurs prédéfinies**, sélectionner **Navier-stocks laminaire (mmglf) > Champ de vitesse**.
10. De la liste de **Type de graphique des stremlines**, sélectionner **Contrôlé par l'amplitude**.
11. Cliquer sur **Ligne : couleur**, sélectionner **Couleur uniforme**, cliquer sur le bouton de **Couleur** et choisissez une couleur que vous voulez puis cliquer sur **OK**.
12. Retourner à la page Général, dans la liste de **Représenter dans**, sélectionner **Nouvelle figure**.
13. Cliquer sur **OK** pour avoir la figure suivante :



Pour tracer l'évolution de la concentration des analytes en fonction du temps sans courant électrique :

1. Sélectionner la géométrie de la surface.
2. Dans le menu **Post-traitement**, sélectionner **paramètre de section**.
3. Dans la liste de **Représenter dans**, sélectionner **nouvelle figure**.
4. Cliquer sur **Point**. Dans **Données pour l'axe des y**, taper B_{total}/x_{length} dans **Expression**.
5. Dans **Cordonnées**, taper $1E-4$ dans la case des x .
6. Cliquer sur **ligne : réglage**. Dans la liste de **ligne : marqueur** choisir triangle par exemple puis cliquer sur **OK**.



Références

Bibliographiques

Bibliographie :

- [1] Feynman, P. R., (1992) - "There is Plenty of Room at the Bottom". (Transcription d'une allocution donnée par Richard P. Feynman à la réunion annuelle de l'American Physical Society au California of Institute of Technology). Journal MEMS. vol. 1, march.
- [2] Curtis, H., (1999) - "Structuree and Objectives of MEMS and Microsystems in Europe". MCC/WTEC Workshop on MicroElectrotnechanical Systems in Europe. Maryland, USA, juin.
- [3] Coumar, O., (2003) - "Les systèmes électro-micromécaniques : MEMS et NEMS"; Revue : Électricité Électronique, septembre.
- [4] Rodriguez, G.A.A., (2008) – " Conception, simulation et réalisation d'un microactionneur à base de matériau énergétique pour l'actionnement microfluidique", thèse de doctorat. université toulouse III- Paul Sabatier. 21 Janvier.
- [5] Terry, S., Jerman, J.H., Angell, J., (1979) – "A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer", IEEE Trans.Electro.Devices, ED-26, 1880-1886.
- [6] Reyes, D., Iossifidis, D., Auroux, P., et Manz, A., (2002) – "Micro total analysis systems. 1. Introduction, theory, and technology", Anal. Chem., 74, 2623-2636.
- [7] Terry, S., (1975) - Phd, Stanford University.
- [8] Tabeling, P., (2003) - "Introduction à la microfluidique", Edition Belin, Paris, France.
- [9] Manz, A., Graber, N., et Widmer, H. M., (1990) – "Miniaturized total chemical analysis systems: A novel concept for chemical sensing", Sensors and actuators B: Chemical, 1(1-6), 244–248.
- [10] Erickson, D., et Li, D. (2004) – "Integrated microfluidic devices", Analytica chimica acta 507: 11-26.
- [11] DebiotechSA (2004) – "Implatable pump", www.debiotech.com/debiotech.html. Lausanne, Suisse.
- [12] Jacobson, S., Hergenroder, R., Moore, A. et Ramsey, (1994) - J.Anal. Chem, 66, 4127.

- [13] Burns, M., Johnson, B., Brahmamandra, S., Handique, K., Webster, J., Krishnan, M., Sammareo, T., Man, P., Jones, Helmsinger, D., Mastrangelo, C., et Burke, D., (1998) – “An Integrated Nanoliter DNA Analysis Device”. *science*, Vol 282, 484-487.
- [14] Agilent Technologies (2006)- “Lab-on-a-chip”, <http://www.chem.agilent.com/>.
- [15] ST-Microelectronics and CEA, “Laboratoire sur puce pour la détection de *Streptococcus pneumoniae*” http://www-dsv.cea.fr/content/cea/d_dep/d_drdc/d_biopuces/stloc.htm.
- [16] Ehrfeld, W. Hassel, V. Mobius, H. Richter, T. Rossow, K. (1996) – “Potentials and realization of micro reactors, in EHRFELD, W. (Ed), *Microsystem technology for chemical and biological microreactors*”, DECHEMA Monographs, Verlag chemie, Weinheim, Vol. 132. pp 1-28.
- [17] Srinivasan, R., Hsing, I., Berger, P., Jensen, K., Firebaugh, S., Schmidt, M., Harold, M., Lerou, J. et Riley, J. (1997) – “Micromachined reactors for catalytic partial oxidation reactions”, *AIChE Journal*, 43, 11.3059-3069.
- [18] Ladhys (2005) – “Formation de gouttes d'eau dans de l'huile dans un microcanal”. http://www.ladhys.polytechnique.fr/activities/micro_fr.html. Laboratoire d'hydrodynamique de l'Ecole Polytechnique. France.
- [19] Ody, C., Langre, E. D. et Baroud, C., (2006) - "Transport of wetting liquid plugs in bifurcating microfluidic channels", *Journal of colloid and interface science* Article in Press.
- [20] Song, H., Bringer, M. R., Tice, J. D., Gerds, C. J. et Ismagilov, R. F. (2003) – “Experimental test of scaling of mixing by chaotic advection in droplets moving through microfluidic channels”, *Applied Physics Letters* 83(22): 4664 - 4666.
- [21] Kawai, T., Sawada, K. et Takeuchi, Y., (2001) - Proc MEMS 2001, Interlaken, 22-25.
- [22] DANIEL J.S. et CAMON H., (1994) – “Le microusinage du silicium”, *L'onde électrique*, vol. 74 N°2, pp. 21-27
- [23] CANTIER, N., (1998) – “Le micro-usinage du silicium”, *Projet 80 heures*, Institut National des Sciences Appliquées, Toulouse.

- [24] MUNZEL H., (1994) – “Application of etching technologies”, *Microsystem Technologie* 94.
- [25] L’otters, J.C., Olthuis, W., Veltink, P. H, et Bergveld, P., (1997) – “The mechanical properties of the rubber elastic polymer poludimethylsiloxane for sensor applications”, *J.Micromech. Microeng.*, 7:145–147,
- [26] Duffy, D. C., McDonald, J. C., Schueller, O. J. A. et Whitesides, G. M., (1998) – “Rapid prototyping of microfluidic systems in poly (dimethylsiloxane)”, *Anal Chem.*, 70(23):4974.
- [27] White, F.M., (1994) - *Fluid Mechanics*, 3rd Edition, John Wiley and sons for miniaturized chemical-analysis systems, J. Sons.
- [28] Crowe, C.T., Elger, D.F. et Roberson, J.A., (2000) - *Engineering Fluid Mechanics*, 7th Edition, John Wiley and Sons,.
- [29] Hatch, A., Kamholz, A.E., Hawkins, K.R., Munson, M.S., Schilling, E.A., Weigl, B.H. et Yager, P.A., (2001) – “rapid diffusion immunoassay in a T-sensor”, *Nat. Biotechnol.* 19 (5) 461–465.
- [30] BENSELAMA. A. M., (2005) – Thèse de doctorat : “ modélisation numérique du comportement d’une particule sous champ électrique dans les microsystèmes : de la déformation au déplacement ” Soutenue le 25 novembre 2005 à l’université Joseph Fourier.
- [31] Glarum, S.H., (1960) – “Dielectric relaxation of polar liquids”, *J. Chem. Phys*, vol. 33, pp 1371-
- [32] Shaw, D. J., (1996) – “Electrophoresis”. London and New York : Academic Press.
- [33] Altendorf, E., Zebert, D., Holl, M., Vannelli, A., Wu, C. et Schulte, T., (1998) – “Results obtained using a prototype microfluidics- based hematology analyzer, in: *Micro Total Analysis Systems*”, MESA, Kluwer Academic, , pp. 73–76.
- [34] Brody, J. et Yager, P., (1996) – “Low Reynolds number microfluidic devices, in: *Solid-State*”, *Sensor and Actuator Workshop*, Hilton Head, SC.

- [35] Weigl, B.H., Bardell, R.L., Kesler, N. et Morris. C.J. (2001) – “Lab-on-a-chip sample preparation using laminar fluid diffusion interfaces—computational fluid dynamics model results and fluidic verification experiments”, *Fresenius J. Anal. Chem.* 371 (2) 97–105, (eng).
- [36] Jones, T.B., (1995) – “Electromechanics of particles”, Cambridge University Press.
- [37] Fuhr, G., (1995) – “Positioning and manipulation of cells and microparticles using miniaturized electric field traps and travelling waves”, *Sensors and Materials*, JP, vol 7, n°2, 131-146.
- [38] Jones, T.B., (2004) – “Dispensing picoliter droplets using dielectrophoretic (DEP) microactuation”, *Microscale Thermophysical Engineering*, vol. 8, pp 271-283.
- [39] McCreedy, T., (2000) – “Fabrication techniques and materials commonly used for the production of microreactors and micro total analytical systems”, *Trac-Trends Anal. Chem.* 19 396–401.
- [40] Manz, A., Effenhauser, C.S., Burggraf, N., Harrison, D.J., Seiler, K. et Fluri, K. (1994) - “Electroosmotic pumping and electrophoretic separations for miniaturized chemical-analysis systems”, *J Micromech. Microeng.* 4 257–265.
- [41] Harrison, D.J., Fluri, K., Seiler, K., Fan, Z.H., Effenhauser, C.S. et Manz, A. (1993) – “Micromachining a miniaturized capillary electrophoresis-based chemical-analysis system on a chip”, *Science* 261 895–897.
- [42] Harrison, D.J., Fluri, K., Chiem, N., Tang, T. et Fan, Z.H., (1996) – “Micromachining chemical and biochemical analysis and reaction systems on glass substrates”, *Sensors and Actuators B-Chemical* 33 105–109.
- [43] Locascio, L., Perso, C. et Lee, C., (1999) – “Measurement of electro-osmotic flow in plastic imprinted microfluid devices and the effect of protein adsorption on flow rates”, *J. Chromatogr. A* 857 275–284.
- [44] Ocvirk, G., Munroe, M., Tang, T., Oleschuk, R., Westra, K. et Harrison, D.J., (2000) - “Electrokinetic control of fluid flow in native poly(dimethylsiloxane) capillary electrophoresis devices”, *Electrophoresis* 21 107–115.

- [45] Berge, B., (1993) - "Electrocapillarité et mouillage de films isolants par l'eau", C.R. Acad. Sci. Paris, III 317 p. 157-163
- [46] Jones, T.B., (2005) – "An electromechanical interpretation of electrowetting", Journal of Micromech. Microeng.vol. 15, pp 1184-1187
- [47] Unger, M. A., Chou, H. P., Thorsen, T., Scherer, A. et Quake, S. R., (2000) – "Monolithic microfabricated valves and pumps by multilayer soft lithography", Science, 288, pp. 113-6.
- [48] Jeon, N. L., Chiu, D. T., Wargo, C. J., Wu, H., Choi, I. S. , Anderson, J. R. et Whitesides, G. M., (2002) – "Design and fabrication of integrated passive valves and pumps", J. Appl. Phys., 4, pp. 117–121.
- [49] Beebe, D. J., Moore, J. S., Bauer, J. M., Yu, Q., Liu, R. H., Devadoss, C. et Jo, B.H., (2000) – "Functional structures for autonomous flow control inside microfluidic channels", Nature, 404, pp. 588–590.
- [50] Liu, R. H., Bonanno, J., Stevens, R. et P. Grodinski, (2002) – "Thermally actuated paraffin microvalves", Proceedings of Micro Total Analysis Systems 2002, Baba Y, Shoji S, van den Berg A. Eds, pp. 163–165.
- [51] Studer, V., Hang, G., Pandolfi, A., Ortiz, M., Anderson, W. F. et Quake, S. R. (2004) – "Scaling properties of a low-actuation pressure microfluidic valve", J. Appl. Phys., 95, p. 393.
- [52] Studer, V., Pepin, A., Chen, Y. et Ajdari, A., (2004) – "An integrated ac electrokinetic pump in a microfluidic loop for fast and tunable flow control", Analyst, 129 (2004), pp. 944–949.
- [53] Liu, S., Pu, Q., gao, L., Korzeniewski, C. et Matzke, C., (2005) – "From nanochannel-induced proton conduction enhancement to a nanochannel-based fuel cell", Nano Lett 5:1389-1393.
- [54] Cohen, J.L., Westly, D.A., Pechenik, A. et Abruna, H.D., (2005) – "Fabrication and preliminary testing of a planar membraneless microchannel fuel cell". J Power Sources 139:96–105.

- [55] Lin, C.H., Tsai, C.H. et Fu, L.M., (2005) – “A rapid 3-dimensional vortex micromixer utilizing self-rotation effect under low Reynolds number conditions”. *J Micromech Microeng* 15:935-943.
- [56] Tsai, C.H., Tai, C.H., Fu, L.M. et Wu, F.B., (2005) – “Experimental and numerical analysis of the geometry effects of low-dispersion turns in microfluidic systems”, *J Micromech Microeng* 15:377-385.
- [57] Wang, K., Yue, S., Wang, L., Jin, A., Gu, C., Wang, P., Feng, Y., Wang, Y. et Niu, H., (2006) – “Manipulating DNA molecules in nanofluidic channels”. *Microfluidics Nanofluidics* 2:85-88.
- [58] Tuckermann, D.B. et Pease, R. F. W., (1981) – “High-performance heat sinking for VLSI”, *IEEE Electron Device Lett* 2:126-129.
- [59] Urbanek, W., Zemel, J.N. et Beau, H.H., (1993) – “An investigation of the temperature dependence of Poiseuille numbers in microchannel flow”. *J Micromech Microeng* 3:147-163.
- [60] Pfahler, J., Harley, J., bau, H.H. et Zemel, J., (1990) – “Liquid transport in micron and submicro channels”, *Sens Actuators A* 22:431-437.
- [61] Peng, X.F. et Peterson, G.P., (1996) – “Convective heat transfer and flow friction for water flow in microchannel structures”, *Int J Heat Mass Transf* 39:2599-2608.
- [62] Jen, C.P. et Lin, U.C., (2002) – “Design and simulation of bi-directional microfluid driving systems”, *J Micromech Microeng* 12:115-121.
- [63] Tonomura, O., Tanaka, S., Noda, M., Hasebe, S. et Hashimoto, I., (2004) – “CFD-based optimal design of manifold in plate-fin microdevices”, *Chem Eng J* 101:397-402.
- [64] Sundaram, N. et Tafti, D.K., (2004) – “Evaluation of microchamber geometries and surface conditions for electrokinetic driven mixing”, *Anal Chem* 76:3785-3793.
- [65] Pan, C.T., Chuang, H.S., Cheng, C.Y. et Yang, C.T., (2004) – “Micro-flow measurement with a laser diode micro-particle image velocimetry”, *Sens Actuators A* 116:51-58.
- [66] Croce, G. et D’Agro, P., (2004) – “Numerical analysis of roughness effect on microtube

- heat transfer”, *Superlattices Microstruct* 35:601-616.
- [67] Croce, G. et D’Argro, P., (2005) – “Numerical simulation of roughness effect on microchannel heat transfer and pressure drop in laminar flow”, *J Phy D* 38:1518-1530.
- [68] Townsend, R.J., Hill, M., Harris, N.R., White, N.M., Beeby, S.P. et Wood, R.J.K (2005) - “Fluid modelling of microfluidic separator channels”, *Sens Actuators B* 111-112:455-462.
- [69] Koo, J. et Kleinstreuer, C., (2003) – “Liquid flow in microchannels: experimental observations and computational analyses of microfluidics effects”, *J Micromech Microeng* 13:568-579.
- [70] Tripathi, A., Bozkurt, O. et Chauhan, A., (2005) – “Dispersion in microchannels with temporal temperature variations”, *Phys Fluids* 17:103607.
- [71] Rawool, A.S. et Mitra, S.K., (2006) – “Numerical simulation of electroosmotic effect in serpentine channels”, *Microfluidics Nanofluidics* 2:261-269.
- [72] Rawool, A.S., Mitra, S.K., et Kandlikar, S.G., (2006) – “Numerical simulation of flow through microchannels with designed roughness”, *Microfluidics Nanofluidics* 2:215-221.
- [73] Walker. G.M., Sai. J.Q., Richmond. A., Stremmer. M., Chung. C.Y. et Wikswo. J.P (2005) – “Effects of flow and diffusion on chemotaxis studies in a microfabricated gradient generator”. *Lab Chip* 5:611-618.
- [74] Hibara. A., Iwayama. S., Matsuoka. S., Ueno. M., Kikutani. Y., Tokeshi. M. et Kitamori. T., (2005) – “Surface modification method of microchannels for gas-liquid two-phase flow in microchips”. *Anal Chem* 77:943-947.
- [75] Tsai, C. H., Chen, H. T., Wang, Y. N., Lin, C. H. et Fu, L. M., (2007) – “Capabilities and limitations of 2-dimensional and 3-dimensional numerical methods in modelling the fluid flow in sudden expansion microchannels”, *Microfluid Nanofluid* 3:13-18.
- [76] Li, D., (2004) - “Electrokinetics in microfluidics”, Elsevier.

- [77] Ramos, A., Morgan, H., Green, N. G, et Castellanos, A., (1998) – “Ac electrokinetics: a review of forces in microelectrode structures”, J. Phys. D: Appl. Phys., Vol. 31, pp. 338-2353.
- [78] Castellanos, A., Ramos, A., Gonzalez, A., Green, N. G. et Morgan, H., (2003) – “Electrohydrodynamics and dielectrophoresis in microsystems: scaling laws”, J. Phys. D: Appl. Phys, 36, pp. 2584–2597.
- [79] Pohl, H. A., (1978) – “Dielectrophoresis”, Cambridge University Press, Cambridge.
- [80] Pethig, R., (1991) – “Application of A. C. electrical fields to the manipulation and characterisation of cells in Karube, I. (Ed.): Automation in biotechnology”, Elsevier. pp. 159–185.
- [81] Gascoyne, P. R. C et Vykoukal, J. V., (2004) – “Dielectrophoresis-based sample handling in general-purpose programmable diagnostic instruments”, Proc IEEE, 92, pp. 22–42.
- [82] Morgan, H., Hughes, M. P. et Green, N. G., (1999) – “Separation of submicron bioparticles by dielectrophoresis”, Biophysical J, Vol. 77, pp. 516-525.
- [83] Ramos, A., Morgan, H., Green, N. G, et Castellanos, A., (1999) – “The role of electrohydrodynamic forces in the dielectrophoretic manipulation and separation of particles”, J. Electrostatics, 47, pp. 71–81.
- [84] Green, N. G., Ramos, A., Gonzalez, A., Morgan, H. et Castellanos, A., (2000) – “Fluid flow induced by nonuniform ac electric fields in electrolytes on microelectrodes, I. Experimental measurements”, Phys Rev, Vol. 61, pp. 4011-4018.
- [85] Green, N. G., Ramos, A., Gonzalez, A., Morgan, H. et Castellanos, A., (2002) – “Fluid flow induced by nonuniform ac electric fields in electrolytes on microelectrodes.”, Phys. Rev. E, 66, p. 026305.
- [86] Wu, J., (2006) – “Biased AC electro-osmosis for on-chip bioparticle processing”, IEEE Trans. Nanotech. 5, (2), pp. 84–89.
- [87] Lian, M., Islam, N, et Wu, J., (2006)- “Particle line assembly/patterning by microfluidic AC electroosmosis”, J. Phys, Conf. Series, 34, pp. 589–594.

- [88] Bazant, M. Z., et Ben, Y., (2006) – “Theoretical prediction of fast 3D AC electro-osmotic pumps”, *Lab Chip*, 6, pp. 1455–1461.
- [89] Urbanski, J. P., Thorsen, T., Levitan, J. A. et Bazant, M. Z., (2006) – “Fast AC electro-osmotic micropumps with non-planar electrodes”, *Appl. Phys. Lett.*, 89, pp. 143598.
- [90] Ramos, A., Morgan, H., Green, N.G., Gonzalez, A, et Castellanos, A., (2005) – “Pumping of liquids with traveling-wave electroosmosis”, *J. Appl. Phys.*, 97, pp. 084906.
- [91] Studer, V., Pepin, A., Chen, Y, et Ajdari, A., (2004) – “An integrated AC electrokinetic pump in a microfluidic loop for fast tunable flow control”, *Analyst*, 129, pp. 944–949.
- [92] Wu, J., Islam, N, et Lian, M., (2006) – “High sensitivity particle detection by biased ac electro-osmotic trapping on cantilever”, 19th IEEE Int. Conf. Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 2006), Istanbul, Turkey, pp. 566–569.
- [93] Wong, P. K., Chen, C. Y., Wang, T. F, et Ho, C. M., (2003) – “An AC electroosmotic processor for biomolecules”, *TRANSDUCERS 03*, pp. 20–23.
- [94] Hoettges, K. F., McDonnell, M. B., et Hughes, M. P., (2003) – “Use of combined dielectrophoretic/ electrohydrodynamic forces for biosensor enhancement”, *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 36, pp. L101–L104.
- [95] Wu, J., Ben, Y., Battigelli, D. et Chang, H. C., (2005) – “Long-range AC electrokinetic trapping and detection of bioparticles”, *Indust. Eng. Chem. Res.*, 44, (8), pp. 2815–2822.
- [96] Fuhr, G., Schnelle, T. et Wagner, B., (1994) – “Traveling wave-driven microfabricated electrohydrodynamic pumps for liquids”, *J. Micromech. Microeng.* 4, pp. 217–226.
- [97] Green, N. G., Ramos, A., Gonzalez, A., Castellanos, A. et Morgan, H., (2001) - “Electrothermally induced fluid flow on microelectrodes”, *J. Electrostat.*, 53, pp. 71–87.
- [98] Green, N. G., Ramos, A., Gonzalez, A., Castellanos, A. et Morgan, H., (2000)- “Electric field induced fluid flow on microelectrodes: the effect of illumination”, *J. Phys. D: Appl. Phys.* 33, pp. L13–L17.

- [99] Gonzalez, A., Ramos, A., Morgan, H., Green, N. G. et Castellanos, A., (2006) – “Electrothermal flows generated by alternating and rotating electric fields in Microsystems”, *J. Fluid Mech.* 564, pp. 415–433.
- [100] Sigurdson, M., Wang, D. Z. et Meinhart, C. D., (2005) – “ Electrothermal stirring for heterogeneous immunoassays”, *Lab Chip*, 5, pp. 1366–1373.
- [101] Morgan, H. et Sun, T., (2010) – “AC electrokinetic particle manipulation in Microsystems”, *Microfluidics based microsystems for security-fundamentals and applications*, Springer.
- [102] Strattom, J. A., (1941) – “Electromagnetic Theory”, McGraw Hill, New York.
- [103] Landau, L. D., et Lifshitz, E .M. (1959) – “Fluid Mechanics”, Pergamon, Oxford.
- [104] Langmuir, I., (1918) – “The adsorption of gases on plane surfaces of glass, mica and platinum”, *J. Am. Chem. Soc.*, Vol. 40, pp. 1361-1403.
- [105] Brynn, H.D., et Justin, G.J., (2002) – “Kinetics of irreversible adsorption with diffusion: Application to biomolecule immobilization”, *Langmuir*, Vol. 18, pp. 1770-1776.
- [106] Wu, M.C., Chang, J. S. et Yang, K. C., (2007) – “2-D Analysis of Enhancement of Analytes Adsorption Due to Flow Stirring by Electrothermal Force in The Microcantilever Sensor”, EDA Pupliching/DTIP.
- [107] Urbanski ,J.P., Levitan, J. A., Burch, D. N., Thorsen, T. et Bazant, M.Z., (2007) – “The effect of step height on the performance of three-dimensional ac electro-osmotic microfluidic pumps”, *Journal of Colloid and Interface Science* 309 332–341.
- [108] Yuval, E., Gilad, Y., Avraham, S. et Touvia ,M., (2009) – “Nonlinear electrokinetic phenomena around nearly insulated sharp tips in microflows”, *Journal of Colloid and Interface Science* 338 243–249.

Résumé

Cette thèse présente une contribution à l'étude des écoulements microfluidiques, basée sur une simulation d'un modèle en deux dimensions en utilisant le logiciel COMSOL 3.5a.

Dans une première partie nous étudions un écoulement à travers un élargissement brusque d'un microcanal pour voir l'influence du nombre de Reynolds (Re) sur l'écoulement. Cette étude a montré que pour les petits $Re = 0.1- 0.5$, la formation du tourbillon est séparée des lignes de courant, mais au fur et à mesure que le nombre de Reynolds augmente, ce tourbillon se développe et se rapproche aux lignes de courant jusqu'à ce qu'ils se collent.

Dans la deuxième étude nous avons appliqué le phénomène de l'électrocinétique pour augmenter le taux d'attachement des analytes à une surface de réaction. En changeant la tension du courant électrique, les dimensions des électrodes et la position de la surface de réaction. Les résultats de cette étude indiquent que si nous changeons la hauteur de la position de la surface de réaction, le taux d'attachement des analytes à la surface de réaction change d'une manière proportionnelle et la longueur de la surface de réaction a un effet inversement proportionnel sur l'augmentation du taux des analytes.

Dans la dernière partie de ce travail, nous avons analysé l'impact de la géométrie des deux électrodes sur un écoulement à travers un microcanal, la première géométrie est sous la forme d'une marche tandis que la deuxième a une forme triangulaire ou dite dent. Nos résultats prouvent que la hauteur de la marche et la tension du courant électrique ont un effet positif sur l'augmentation du taux de concentration des analytes ; mais à partir d'une certaine tension électrique l'effet de la hauteur de la marche est inversement proportionnel à la vitesse maximale.

Mots-Clés : Simulation, Microfluidique, Élargissement brusque, Electrocinétique, Électrode.

Abstract

This thesis presents a contribution to the study of microfluidic flows, based on a simulation of a two-dimensional model using COMSOL 3.5a software.

In the first part, we study a flow through a sudden enlargement of a microchannel to see the influence of the Reynolds number (Re) flow. This study has shown that for small $Re = 0.1- 0.5$, the formation of the vortex is separated from the current lines, but as the Reynolds number increases, vortex grows and gets closer to the current lines up 'that it sticks.

In the second study, we applied the electrokinetic phenomenon to increase the rate of attachment of the analytes to a reaction surface, by changing the voltage of the electric current, the dimensions of the electrodes and the position of the reaction surface. The results of this study indicate that if we change the height of the position of the reaction surface, the rate of attachment of the analytes to the reaction surface changes proportionally and the length of the reaction surface has an effect inversely proportional to the increase rate of the analytes.

In the latter study, we analyzed the impact of the geometry of the two electrodes on a flow through a microchannel, the first geometry is in the form of a step and the second has a triangular shape or said tooth. Our results show that the height of the step and the voltage of the electrical current have a positive effect on increasing the concentration of the molecules rates; but from a certain voltage the effect of the height of the step are inversely proportional to the maximum speed.

Keywords : Simulation, Microfluidics, sudden enlargement, Electrokinetics, Electrode.