

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique

Université MOULOUD MAMMERI - Tizi-Ouzou



Faculté du Génie de la Construction
Département de Génie Mécanique

Mémoire de Fin d'Études en Vue de l'Obtention du Diplôme

‘MASTER’

En Génie Mécanique

Option : Energétique

Thème:

**Etude de la partie microfluidique
sur un capteur biologique**

Proposé et dirigé par :

M^r. R. BOUABDALLAH
M^r. S. ZOUAOUI

Présenté par :

M^r. ABDELLI. Idir
M^r. KEDJOUAR. Younes

Promotion: 2015/2016

REMERCIEMENT

Nous remercions tout d'abord dieu qui nous a donné le courage et la force pour achever ce modeste travail.

Toutes nos infinies gratitudes et hautes considérations aux promoteurs Messieurs. R.BOUABDALLAH et S.ZOUAOUI pour toutes leurs contributions et leurs connaissances dont on a bénéficié.

Nous remercions chaleureusement le jury en commençant par le président Monsieur M.BOUTOUDJ, ainsi que les membres de jury, leurs commentaires sur le manuscrit, leurs questions et critique au moment de la soutenance nous apporterons de nouveaux point très enrichissants.

Nous adressons aussi un énorme respect à tous les enseignants du département génie mécanique qui nous facilitent notre cursus d'études dans toutes les catégories d'enseignement.

Nous ne pouvons terminer ses remerciements que par nos parents qui étaient toujours présent avec nous.

En fin tous ceux qui ont contribués de près ou de loin à l'élaboration de ce travail, trouvent ici l'expression de notre haute considération.

DEDICACES

« ABDELLI IDIR »

Ce modeste travail est dédié

Aux êtres les plus chers de ma vie ma mère et mon père qui ont été la clé de mon chemin vers la réussite ; qui m'ont tout donné, sur tous leurs sacrifices pour que nous puissions suivre notre cursus d'études dans des conditions agréables.

A mes frères

En témoignage de mon profond amour et respect, auxquels je souhaite le succès et le bonheur.

A mes sœurs

Auxquelles je souhaite toutes les réussites et le bien-être.

A tous mes amis : Mahmoud, Brahim, Youcef, Said, Azwaw, Aziz, Ahmed, Yacine, chan, bobo, et tous les autres que je n'ai pas pu citer.

A toute la promotion de Génie Mécanique Option énergétique (2016).

NOMENCLATURE

ρ	Masse volumique (kg.m ⁻³)
$\vec{u}$	vitesse (m.s ⁻¹)
ε	Porosité
μ	viscosité dynamique (pa.s)
ρ_b	Masse volumique (du gel) (kg.m ⁻³)
∇	Nabla
p	Pression (pa)
I	Tenseur d'identité
f_{ext}	Forces extérieurs
N_i	flux molaire (mol m ² s ⁻¹)
D_i	coefficient de diffusion moléculaire (m ² s ⁻¹)
$P_{1,j}$	Coefficient retardataire
$k_{p,j}$	Coefficient de distribution
t	Temps(s)
c_i	Concentration de l'espèce i (mol/l)

ABRÉVIATION

MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
NEMS	Nano Electro Mechanical Systems
μTAS	Micro Total Analysis Systems
MOEMS	Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems
Lab.-On-a-Chip	laboratoires sur puces

LISTE DES FIGURES

Figure I.1: Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets.[2].....	4
Figure I.2: Nombre de publications par année en relation avec la micro fluidique [2].....	5
Figure I.3: Visualisation de l'échelle d'un MEMS Image The Auto Channel [4].....	6
Figure I.4.a La répartition du marché des “biosensors” et son évolution au cours des années 2007 à 2011 [11].....	10
Figure I.4.b : la répartition du marché des “bio sensors” et son évolution au cours des années 2009 à 2016 [12].....	10
Figure I.5 : Illustration du fonctionnement du système Agilent 2100 Bio analyser pour l'identification Composants biologiques. [13].....	10
Figure I.6.a : Illustration du lecteur de glycémie Free-style Lite de la société Abbott.....	11
Figure 1.6.b : Illustration de la balise de détection environnementale BioFire.[13].....	11
Figure I.7 : Evolution du nombre de publications recensées dans la base de données Web of Science avec les deux mots clés suivants: microfluidique et lab. on a chip. [13]	12
Figure. 8 : Illustration des puces microfluidiques développées par RainDance Technologies pour la formation de microgouttes dans des canaux. [13].....	13
Figure I.9 : Illustration de l'instrumentation, des composants et du principe de fonctionnement des systèmes de microfluidique digitale développés par la société ALL (acquise récemment par Illumina).[13].....	13
Figure I.10 plan d'accès ver CDTA.....	14
Figure I.11 : le siège du CNM [16].....	15
Figure I.12 : les éléments constitutifs du capteur.....	19
Figure I.13: Modèle de Hsu et Gierke d'un réseau interconnecté de clusters [22].....	22
Figure I.14 : Menu principale de COMSOL.....	28

Figure I.15 : définition du menu principal de COMSOL.....	28
Figure II.1 : choix de la physique.....	32
Figure II.2 : sélection de la dimension.....	32
Figure II.3 : choix de l'unité.....	33
Figure 2.4 : vue de la géométrie.....	34
Figure II.5 : maillage de la structure.....	35
Figure II.6-a Champ de vitesse du fluide.....	37
Figure II.6-b Champ de pression du fluide.....	37
Figure II.6-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	37
Figure II.7-a Champ de vitesse du fluide.....	38
Figure II.7-b Champ de pression du fluide.....	38
Figure II.7-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	38
Figure II.8-a Champ de vitesse du fluide.....	39
Figure II.8-b Champ de pression du fluide.....	39
Figure II.8-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	39
Figure II.9-a Champ de vitesse du fluide	40
Figure II.9-b Champ de pression du fluide.....	40
Figure II.9-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	40
Figure II.10-a Champ de vitesse du fluide.....	41
Figure II.10-b Champ de pression du fluide.....	41
Figure II.10-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	41
Figure II.11-a Champ de vitesse du fluide.....	42
Figure II.11-b Champ de pression du fluide.....	42
Figure II.11-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	42
Figure II.12-a Champ de vitesse du fluide.....	43
Figure II.12-b Champ de pression du fluide.....	43

Figure II.12-c: Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	43
Figure II.13-a Champ de vitesse du fluide.....	44
Figure II.13-b Champ de pression du fluide.....	44
Figure II.13-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	44
Figure II.14-a Champ de vitesse du fluide.....	46
Figure II.14-b Champ de pression du fluide.....	46
Figure II.14-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	46
Figure II.15-a Champ de vitesse du fluide.....	47
Figure II.15-b Champ de pression du fluide.....	47
Figure II.15-c: Contour de la vitesse à la sortie du canal.....	47
Figure II.16 ligne de courant sur la géométrie choisie.....	48
Figure II.17 les isovaleurs de la vitesse	48
Figure II.18 : résultat pour la vitesse maximale.....	49
Figure II.19: résultat pour la pression minimale.....	50
Figure II.20: résultat pour la pression maximale.....	50
Figure II.21 : résultat pour la vitesse minimale.....	51
Figure II.22 : phénomène de diffusion.....	52
Figure II.23 : ph du milieu extérieur égale à 1.....	54
Figure II.24 : ph du milieu extérieur est neutre (ph=7).....	54
Figure II.25: ph du milieu extérieur égale à 12.....	55
Figure II.26 : rééquilibre du milieu intérieur ver ph=7.....	55

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE.....	I
I. CHAPITRE I.....	1
I.1. Définition de la Microfluidique :.....	1
I.1.1. Domaine d'utilisation de la Micro fluidique :.....	1
I.1.2. Concepts physiques de la Microfluidique :.....	3
I.2. Les microsystèmes :.....	3
I.3. Définition des biocapteurs :.....	5
I.4. Définition des MEMS :.....	6
I.4.1. Les différents secteurs des MEMS :.....	7
I.4.1.1. Les capteurs MEMS :.....	7
I.4.1.2. Les MEMS Optiques (MOEMS) :.....	7
I.4.1.3. Les MEMS RF :.....	7
I.4.1.4. Les BioMEMS :.....	7
I.4.2. Production des MEMS :.....	7
I.4.2.1. La photolithographie :	8
I.4.2.2. La lithographie.....	8
I.5. État de l'art sur les capteurs, les MEMS et la microfluidique:.....	8
I.6. Notion sur le CDTA :	14
I.6.1. Organisation:	15
I.6.2. Définition de la division MN :	16
I.7. Le CNM :.....	16
I.7.1. Notions :	17
I.7.2. Recherche & Développement :	17
I.8. Notions sur le projet de recherche :	19
I.8.1. Définition du projet	19
I.8.2. Fonctionnement du projet :	19
I.9. L'alginat :.....	21
I.9.1. La composition chimique de l'alginat :.....	21
I.9.2. L'alginat+pyrocatechol :	22

I.10.	Les membranes Nafions :	22
I.11.	Les propriétés de l'urine :	24
I.12.	Présentation du logiciel COMSOL et de ses modules :	27
I.12.1.	Plan de décisions et de construction :	28
I.12.2.	Application de COMSOL à d'autres problèmes :	28
I.12.3.	Vue global du logiciel :	28
II.	CHAPITRE 02	31
II.1.	Introduction :	31
II.2.	Partie 1 : Choix sur l'étude de la géométrie :	32
II.2.1.	: Méthode de travail :	32
II.2.1.1.	: Etapes de la simulation sur COMSOL :	32
II.2.1.1.a.	: Définition de la géométrie :	32
II.2.1.1.b.	Sélection de la physique :	32
II.2.1.1.c.	Sélection de la dimension :	33
II.2.1.1.d.	Choix du paramétrage unité de longueur	34
II.2.1.1.e.	Dessin de notre géométrie :	34
II.2.1.1.f.	Le maillage :	35
II.2.2.	Méthodologie et résultats de calcul :	36
II.2.2.1.	Description de la géométrie:	36
II.2.2.2.	Conditions aux limites :	37
II.2.2.3.	Les équations utilisées par COMSOL :	37
II.2.2.5.	Interprétation des résultats	48
II.3.	Partie 2 : Vérification de la sortie	49
II.3.1.	Conditions aux limites :	49
II.3.1.1.	Condition aux limites extérieures :	49
II.3.1.2.	Conditions aux limites intérieures :	49
II.3.2.	Résultats obtenus sur quatre simulations différentes :	50
II.3.3.	Interprétation des résultats	52
II.4.	Partie 03 : Temps de diffusion :	52
II.4.1.	Description de notre géométrie	53
II.4.2.	Condition aux limites :	53
II.4.3.	Les équations utilisées par COMSOL	54

II.4.4.	Résultats obtenus par quatre simulations :	55
II.4.5.	Interprétation du résultat :	56
II.5. Conclusion :		57

CONCLUSION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

Depuis une dizaine d'année, l'homme a imité la nature en produisant des objets traversés par des écoulements micrométriques. Les applications sont multiples. En général, manipuler à l'échelle du micron permet de travailler plus vite, moins cher, dans un environnement plus propre et plus sûr. Les systèmes micro fluidiques sont des dispositifs qui comportent un ensemble de composants miniaturisés autorisant l'étude et l'analyse d'échantillons chimiques ou biologiques [1].

En dehors de l'intérêt énorme sur l'amélioration de la santé publique notamment les analyses médicales, entre autres sur les urines, dont la mesure des différents paramètres comme le PH ainsi que sa détection sur place, rapide et fiable est toujours tout à fait stimulante. Nous présentons dans ce mémoire une partie d'un capteur optofluidique qui va essayé de mesurer le PH des urines des patients qui n'auront pas à aller dans un laboratoire d'analyses et attendre ainsi plusieurs heures, voir plusieurs jours, pour obtenir les résultats, puisque la détection se fera sur place (aux toilettes par exemple) avec un résultat en quelques minutes. Ce capteur de PH utilisable pour la biologie humaine/animale va détecter uniquement la valeur du PH, ce dernier est dit neutre (égal à 7) veut dire qu'il n'y a aucune anomalie, PH inférieur au supérieur a la valeur de 7 présente une anomalie.

Le capteur est composé d'un système de canalisation qui intègre plusieurs disciplines : la fluidique (eau et substances biologiques) ; des éléments optiques (microlentilles, miroirs, éléments d'auto-alignement) dans une structure monolithique fabriquée par soft lithographie ; une partie électronique (alimentation et transfert de données sans fil) qui assure l'alimentation des LED et le transfert des data, composée d'un émetteur et d'un récepteur ; ainsi qu'une partie biochimique pour la réaction des ions H^+ avec le révélateur (pyrocatechol) qui se situe dans un gel (Alginate) à travers une membrane sélective (Nafion).

Notre contribution se situe dans la partie des écoulements microfluidiques dans la canalisation. Notre travail se compose de deux chapitres :

Le premier chapitre regroupe la bibliographie : l'état de l'art ; les définitions des différentes parties que comporte notre étude.

Le deuxième chapitre porte sur la simulation numérique avec l'outil de simulation COMSOL. Elle se divise en trois parties ; la première consiste à trouver une géométrie adéquate pour la meilleure évacuation de l'écoulement ; la seconde concerne l'écoulement à la sortie pour s'assurer que l'écoulement ne revient pas à l'intérieur ; la troisième simulation consiste à

calculer le temps approximatif de diffusion des ions H^+ dans le réservoir contenant l'Alginate, à travers la membrane Nafion.

Notre étude s'achève par une conclusion générale ainsi qu'une interprétation relative aux résultats obtenus.

CHAPITRE 1

BIBLIOGRAPHIE

I. CHAPITRE I

Comme cité dans l'introduction, le biocapteur, dont lequel on participera à l'élaboration, est composé de plusieurs disciplines (chimique, électronique, biologique, optique, et microfluidique), nous allons nous intéresser d'abord à la microfluidique.

I.1. LA MICROFLUIDIQUE

I.1.1. Définition de la Microfluidique

La microfluidique est une thématique jeune. Elle a réellement émergé en tant que discipline dans les années 2000. Elle est caractérisée par une croissance explosive des innovations et du nombre de publications. Ces développements sont liés à une forte demande dans les domaines de la science de la vie, la médecine, la chimie et l'environnement. La micro fluidique peut être considérée à la fois comme une science (étude du comportement des fluides dans des micros canaux) et une technologie de fabrication de dispositifs pour les laboratoires sur puces (« lab. on chip ») dans le domaine de la physique, de la chimie et de la biologie. Les systèmes micro fluidiques sont des dispositifs qui comportent un ensemble de composants miniaturisés autorisant l'étude et l'analyse d'échantillons chimiques ou biologiques. Véritables « microprocesseurs pour la biologie » ils permettent de remplacer des instruments encombrants et très coûteux. La micro fluidique représente pour la biologie et la chimie une révolution semblable à celle apportée par les microprocesseurs à l'électronique et l'informatique [1].

I.1.2. Domaine d'utilisation de la Micro fluidique

Les applications sont multiples. En général, manipuler à l'échelle du micron permet de travailler plus vite, moins cher, dans un environnement plus propre et plus sûr. Les systèmes micro fluidiques sont des dispositifs qui comportent un ensemble de composants miniaturisés autorisant l'étude et l'analyse d'échantillons chimiques ou biologiques. Véritables « microprocesseurs pour la biologie », ils permettent de remplacer des instruments encombrants et très coûteux. Aujourd'hui, le volume d'activité des technologies micro fluidiques est estimé à une dizaine de milliards d'euros. Le nombre d'applications industrielles est considérable : en médecine, dans l'énergie, dans la chimie verte, la cosmétique, l'industrie agroalimentaire [1].

- **Exemples d'application**

La tête d'imprimante à jet d'encre, apparu dans les années 1990, incorpore un réservoir pour l'encre, un élément chauffant pour la mise en mouvement du fluide, et une buse. Aujourd'hui, des dizaines de millions d'imprimantes à jet d'encre utilisent des technologies micro fluidiques et des milliards de documents sont écrits et lus grâce à la micro fluidique.

Les micros pompes permettent d'injecter un produit dans le corps humain. L'efficacité de ce mode d'injection est incomparablement plus grande que par voie orale. La pompe d'injection d'insuline dans le foie, pour le traitement du diabète offre un gain considérable en confort pour le malade.

Le laboratoire sur puce pour des systèmes permettant à partir d'une goutte de sang prélevée sur un malade de diagnostiquer la réalité d'une crise cardiaque. Les résultats de l'analyse sont donnés après le traitement sur un micro-ordinateur. Le diagnostic est délivré en 15 minutes, alors que les systèmes traditionnels nécessitaient d'une dizaine d'heures.

Le test sanguin équipé d'une puce électronique, permet désormais de détecter simultanément le virus du sida, la syphilis et une dizaine d'autres maladies infectieuses (hépatites B et C, herpès...). Il suffit de déposer une goutte de sang à l'intérieur du dispositif, enfermé dans un boîtier plastique. Vingt minutes plus tard, les résultats tombent. Il est possible de les lire grâce à un détecteur optique ou même à l'œil nu.

En biologie, de pouvoir traiter un grand nombre d'échantillons, de réaliser des expériences à l'échelle de la cellule et de comprendre les interactions entre les cellules, d'améliorer la précision et la rapidité des diagnostics comme HIV, de réduire les volumes d'expérience... En chimie, de tester des milliers de réactions, de réaliser des réactions chimiques encapsulées (micro fluidique en gouttes)...

En physique, de créer des systèmes automatisés contrôlés, de réaliser des setup expérimentaux. Aujourd'hui un très grand nombre de sociétés développent la technologie micro fluidique. Plus de 250 entreprises et 250 équipes de recherche y travaillent à travers le monde. [1]

I.1.3. Concepts physiques de la Microfluidique :

- ***La laminarité :***

La petite taille des canaux supprime les instabilités d'écoulements omniprésents dans les systèmes de taille « ordinaire »

- ***La capillarité :***

Dans le « petit monde » les fluides sont assujettis aux forces capillaires.

- ***La mouillabilité :***

Le comportement des fluides sur une surface dépend énormément de son caractère hydrophile/hydrophobe.

- ***La conduction de la chaleur :***

Les systèmes micro fluidiques évacuent très efficacement la chaleur. L'homogénéisation de la température est aussi très bien réalisée. Les gros animaux comme la baleine n'ont aucun mal à conserver leur température corporelle sans devoir s'alimenter en permanence pour apporter de l'énergie. Les tous petits animaux comme la musaraigne pygmée doivent manger perpétuellement pour compenser leurs pertes de chaleur et maintenir leur température aux environs de 35°C

- ***Les effets électrocinétiques :***

Comme le champ électrique créé par l'application d'une tension est inversement proportionnel à la distance inter électrodes, il augmente fortement lorsque cette distance diminue. En utilisant ces 5 grands concepts, on peut créer tous les systèmes micro fluidiques imaginables et aboutir ainsi à tout un éventail d'applications utilisées pour la recherche dans des domaines aussi différents que la chimie, la santé ou la production d'énergie, commercialisées ou en passe de l'être [1].

I.2. LES MICROSYSTEMES

I.2.1. Définition des microsystèmes

Les microsystèmes aujourd'hui ont des tailles typiquement comprises entre 100µm et quelques millimètres bien que quelquefois la notion de microsysteme concerne des dispositifs multifonctionnels de taille bien supérieure au centimètre (Figure I.1). Ils sont constitués de

capteurs, d'actionneurs et de fonctions de traitement du signal, intégrés sur un substrat unique (monolithique) ou assemblés (hybrides).

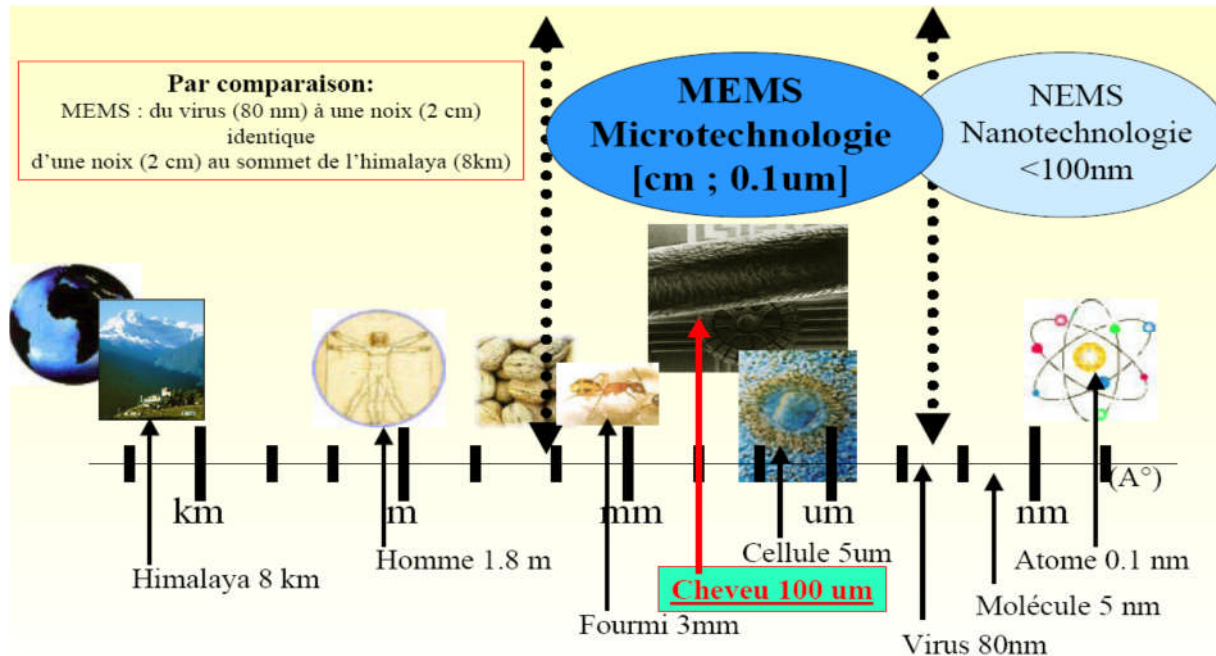


Figure I.1: Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets. [2]

L'histoire des microsystèmes a été marquée par quelques dates et périodes caractéristiques :

- o les années 80-90 ont vu se développer quelques micro capteurs intégrant la mesure et l'électronique de traitement du signal.

- o Fin des années 80, le fameux micromoteur rotatif réalisé sur puce de silicium par l'équipe de R. S. Muller à Berkeley, a été déterminant sur l'essor qu'allait connaître les microsystèmes dans le monde : cet exemple a démontré pour la première fois, la possibilité d'intégrer de manière compatible avec les procédés de la microélectronique, des moyens d'actionner. Le terme MEMS prenait alors toute sa légitimité.

L'émergence des premiers microsystèmes sur des marchés industriels de grand volume comme l'automobile et la péri informatique. En particulier, l'airbag pour les applications automobiles, qui consistait en l'intégration d'un capteur (accéléromètre), avec des capacités de traitement de l'information, de l'électronique et un actionneur (résistance chauffante initiant un matériau énergétique), reste tout à fait illustratif de ces succès les années 90 ont été

marquées par deux faits majeurs, ensuite l'extension du concept vers la microfluidique en 1989, Manz et al lancent le concept de Laboratoire sur Puce ou μ TAS (Micro Total Analysis Systems), lors de la cinquième conférence internationale de Solid-State Sensors and Actuators en proposant des systèmes miniaturisés annonçant de multiples éléments totalement intégrés comme des valves, des pompes, des mélangeurs, pour manipuler des fluides dans un réseau de canalisations et faire des analyses multiples sur la même puce.

C'est le début d'une discipline nouvelle à dominante technologique : la micro fluidique.

Poussé par des perspectives d'applications importantes en biologie (bio puces) et en chimie (laboratoire sur puce), l'effort de Recherche et développement (R&D) en micro fluidique a été croissant ces dernières années, selon des axes scientifiques variés incluant la technologie, la mécanique des fluides, la physique et aussi la chimie des interfaces.... Ceci est illustré, sur la (Figure I.2), qui montre un accroissement rapide du nombre de publications en relation avec le mot clé « Microfluidics » à partir de la base de données de l'INSPEC de l'INIST [2]

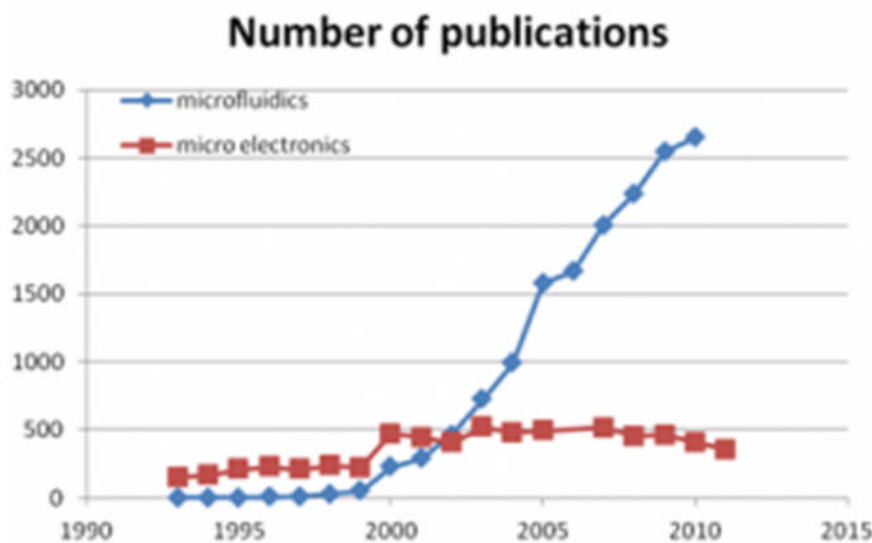


Figure I.2: Nombre de publications par année en relation avec la micro fluidique [2]

I.3. LES BIOCAPTEURS

I.3.1. Définition des biocapteurs :

Un dispositif biocapteur repose sur des réactions biochimiques spécifiques mettant en jeu des entités biologiques pour détecter des composés chimiques ou biologiques. L'espèce à détecter est typiquement en solution dans un analyte (composé à analyser), et ceci en présence éventuellement d'autres composés et d'interférents potentiels. Par un procédé de transduction approprié, il est possible d'obtenir une grandeur observable sous la forme d'un signal électrique. Ainsi, le biocapteur peut se décomposer en plusieurs briques élémentaires. [3]

I.4. LES MEMS

I.4.1. Définition des MEMS :

Les MEMS, acronyme de Micro Electro Mechanical Systems, sont des dispositifs miniaturisés combinant plusieurs principes physiques. Ils intègrent généralement des éléments mécaniques couplés à de l'électronique et sont réalisés par des procédés de fabrication issus de la micro-électronique. Les MEMS exploitent, entre autres, des effets liés à l'électromagnétisme, la thermique et la fluide. Ils sont dans notre quotidien, au cœur de la téléphonie, de l'automobile, du médical, des chaînes de production ou des manettes de consoles de jeux.

Leur taille est de l'ordre du millimètre carré (figure I.3) ; les éléments de leurs structures (mécaniques) sont à l'échelle du micron ; à titre de comparaison, le diamètre moyen d'un cheveu est $75\text{ }\mu\text{m}$ et un globule rouge a une taille de $7\text{ }\mu\text{m}$. Utilisé en tant que capteur, un MEMS possède une partie mobile sensible à la variation d'une grandeur physique (vitesse, pression, direction ...). Cette variation est alors traduite en une grandeur électrique, analysée ensuite par la partie électronique du MEMS. Il possède parfois un micro-actionneur intégré qui, à partir d'un signal électrique, va agir sur la partie mécanique.[5]

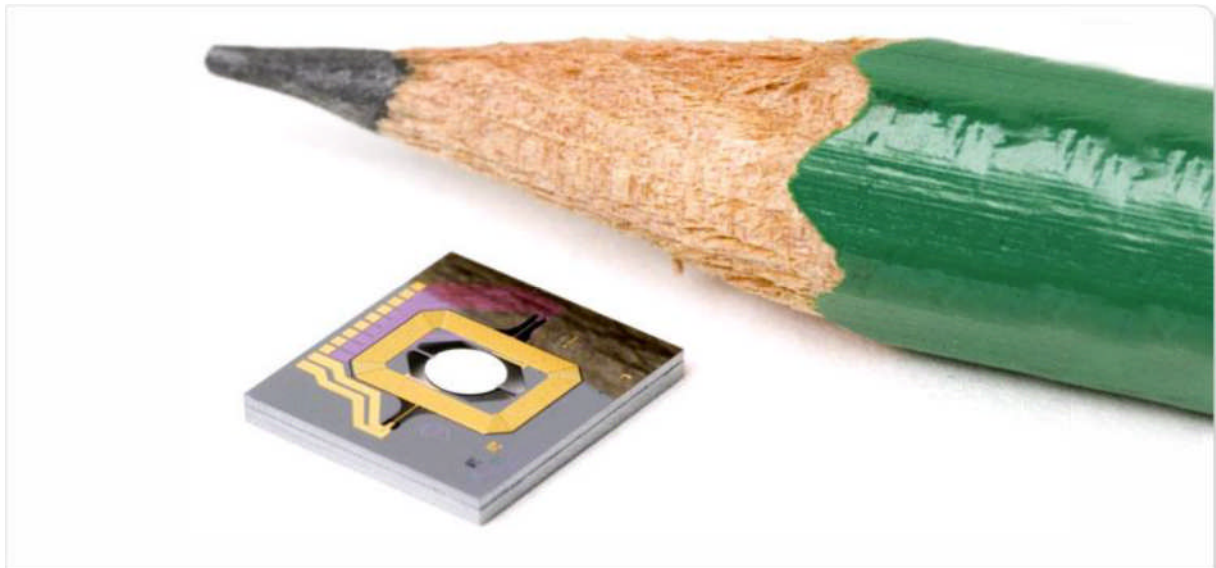


Figure I.3: Visualisation de l'échelle d'un MEMS Image The Auto Channel [4].

I.4.2. Les différents secteurs des MEMS

Les avancées autour de la micro-technologie de réalisations des MEMS (basées sur le principe de la photolithographie) ont engendré une explosion des applications et une segmentation du domaine. On trouve quatre familles associées à leurs cadres applicatifs. [5]

I.4.2.1. Les capteurs MEMS :

Qui mettent en lien direct une déformation mécanique avec une variation électrique. On trouve par exemple des capteurs de pression (de type résistif) pour la surveillance de pneumatiques ou encore des chauffe-eaux, des capteurs d'accélération (de type capacitif) dans les airbags, la téléphonie portable, ou les manettes de consoles de jeux.

I.4.2.2. Les MEMS Optiques (MOEMS)

Micro-Opto-Electro-Mechanical Systems, permettent la manipulation d'une information lumineuse ou électromagnétique. Les MOEMS sont désormais omniprésents dans les vidéoprojecteurs où des millions de miroirs (de quelques microns chacun) définissent chaque pixel de l'image (technologie DMD : Digital Micro Mirror Device ou encore DLP : Digital Light Processor).

I.4.2.3. Les MEMS RF

Ils trouvent leurs applications dans l'ensemble de la chaîne d'émission-réception d'un signal informatique. Les systèmes de communication sans fils utilisent des technologies MEMS RF, dispositifs micro-ondes avec une compacité importante, à consommation faible pour des performances RF sur une bande large. [5]

I.4.2.4. Les BioMEMS :

Associés au laboratoire sur puce (LOC : Lab. On Chip) ils permettent de développer des applications permettant d'interagir avec le vivant que ce soit à l'échelle des protéines (quelques nanomètres) à l'échelle cellulaire (quelques dizaines de microns) ou encore à l'échelle d'un tissu (quelques millimètres). Les BioMEMS intègrent des réseaux de micro-canaux où sont gérés les écoulements microfluidiques. Ils visent l'intégration de l'ensemble des étapes d'un protocole biologique sur un système miniaturisé de la taille typique d'une carte de paiement. On les retrouve sous l'application biopuces. [5]

I.4.3. Fabrication des MEMS

Les étapes de fabrication des technologies MEMS sont calquées sur celle de la production des circuits intégrés, elles sont faites dans une salle propre appelée plus couramment « salle blanche ou bien en anglais clean room » ; qui est un milieu ayant des conditions bien précises afin de pouvoir fabriquer des circuits intégrés à l'intérieur, elle est contrôlée en terme d'humidité, température, pression, et surtout empêche la rétention de particules à l'intérieur.

Les étapes de fabrication s'appuient sur les procédés de photolithographie (insolation UV de résine photosensible). Des procédés de gravure et de structuration du silicium (substrat) ont été développés afin d'intégrer des fonctions mécaniques à des fonctions électriques ; ils ne sont pas développés dans cette ressource. [5]

I.4.3.1. La photolithographie

Est une technique d'impression créée à la fin du 18e siècle par Aloys Senefelder. Du grec lithos (pierre) et graphein (écrire) le principe est de reporter sur une pierre calcaire plane un motif à l'aide d'un mélange gras (cire, suif et noir de fumée). La pierre est ensuite passée à l'eau forte (acide nitrique en solution aqueuse) le gras du motif repousse la solution, il sert de masque à l'attaque de la pierre. Le motif est alors en relief et une fois encré peut être imprimé. La technique évolue ensuite tout le long du 19e siècle passant de la pierre, à la plaque de cuivre ou de zinc, les techniques du report de motif et de sa gravure s'industrialisent. [5]

I.5. ÉTAT DE L'ART SUR LES CAPTEURS, LES MEMS ET LA MICROFLUIDIQUE:

La recherche et le développement dans le domaine de la micro technologie est hautement interdisciplinaire avec des aspects très variés, exigent ainsi un savoir et une maîtrise de disciplines aussi différentes que la physique, la micro fluidique, la microélectronique. Les sciences des matériaux, la chimie de surface, la biologie et la médecine. Cette partie décrit l'application de la technologie membranaire dans des systèmes miniaturisés. Afin d'aider le lecteur à comprendre le contexte de ce travail, il est nécessaire de procéder à quelque rappels bibliographiques concernant les microsystemes et d'introduire les différentes notions permettant de comprendre la micro fluidique. [6]

I.5.1. Définition et enjeux :

Un laboratoire sur puce (ou LOC pour Lab.-on-a-Chip) désigne un système d'analyse intégré dans un micro composant dont la fonction principale est de réaliser une ou plusieurs étapes d'un protocole biologique ou chimique. Lorsque le dispositif permet d'effectuer la totalité de la séquence d'analyse, c'est-à-dire de l'insertion des échantillons bruts à l'affichage des résultats, on parle aussi de dispositif μ TAS (micro Total Analysis Systems, microsystemes d'analyse totale). Les concepts de LOC et de μ TAS ont émergé dans les années 1990 en parallèle avec les progrès réalisés dans le domaine des NEMS/MEMS (Nano/Micro Electro-Mechanical System) et le développement des équipements de type salle blanche. A la suite des travaux Manz et al. [7]. qui ont véritablement introduit le concept de μ TAS et de LOC dans la communauté scientifique, le développement et l'intérêt que suscitent les laboratoires sur puces n'ont cessé de croître. L'expansion grandissante dans ce domaine s'explique par un réel espoir de produire des dispositifs commercialisables novateurs, dotés de nombreux avantages en comparaison des dispositifs et des techniques d'analyse médicales standards. Tout d'abord, un des principaux intérêts réside dans la miniaturisation des systèmes d'analyse. Par opposition aux systèmes conventionnels de réalisation de protocoles biologiques (plaquettes à puits, Eppendorf, pipettes...), les LOC permettent la manipulation de liquides en faibles volumes : du μ L au Pl [7]. Ceci est avantageux puisque les échantillons sont souvent rares et les réactifs coûteux. La miniaturisation des dispositifs vise en outre à faciliter la manipulation d'objets dont la taille est de l'ordre de grandeur de la cellule (manipulation sur la cellule unique [8], ou manipulation de brins d'ADN [9]. Ensuite, un second intérêt réside dans la possibilité d'automatiser et de paralléliser une succession d'analyses dans un même microsysteme sans intervention humaine. Les protocoles sont donc réalisés avec un gain de temps certain et un risque d'erreur limité. L'objectif affiché des LOC est de fournir des analyses rapides, précises, fiables et à faible coût dans des domaines d'applications liés à la chimie, la biologie et la santé. Il n'existe pas de réelle concurrence, mais plutôt de la complémentarité entre les systèmes conventionnels d'analyses, désormais matures, présents à l'heure actuelle dans les hôpitaux ou les laboratoires d'analyses sanguines et les LOC émergeant des laboratoires de recherche. Ces derniers sont vocation à être de faibles dimensions, économes en énergie et transportables jusqu'au lieu de l'analyse. On imagine ainsi des dispositifs qui permettent soit à un médecin d'effectuer un test préliminaire rapide lors d'une consultation (analyse d'une goutte de sang,...) soit à un patient d'effectuer un diagnostic quotidien à son domicile [10] (contrôle du taux de glycémie...). Les domaines

d'applications sont nombreux : outre les diagnostics dans les domaines de la santé et de la médecine, des perspectives d'utilisation voient le jour dans le contrôle de la qualité de l'air, de l'eau ou de la nourriture.

I.5.2. Le marché des LOC et les systèmes commercialisés :

Si le concept de LOC est apparu dans les années 90, les premiers micros dispositifs commercialisable sont été mis sur le marché une dizaine d'années plus tard. Depuis les années 2000, le marché des LOC ou des μ TAS et plus généralement des « biocapteurs » est en plein essor. Il profite de l'expansion croissante du domaine plus général des micros technologies. Selon une étude concernant les bios puces, effectuées par BCC Research, le marché des LOC a été estimé en 2009 à 820 millions de dollars. En 2014, il est prévu que ce chiffre atteigne 2.1 milliards de dollars, ce qui correspond à un taux de croissance annuel d'environ 20% en 5 ans. Selon le dernier rapport de Frost & Sullivan, le marché global des biocapteurs devrait dépasser les 14 milliards de dollars en 2016, soit une croissance de 11.5% de 2009 à 2016. Ce marché inclut en 2016 les activités liées aux μ TAS (45%), aux dispositifs « Home diagnostics » (20%), à l'environnement (14%), de recherches en laboratoires (11%), aux procédés en industrie (7%) et à la bio-défense/sécurité (3%).

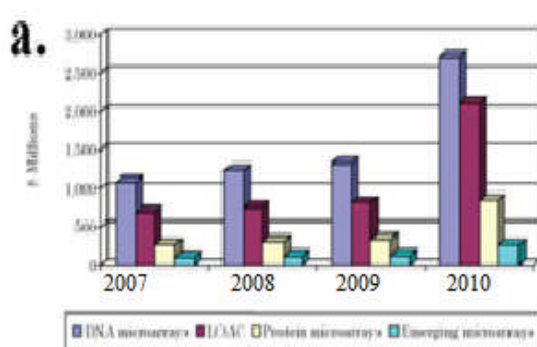


Figure I.4.a : La répartition du marché des “bio sensors” et son évolution au cours des années 2007 à 2011 [11]

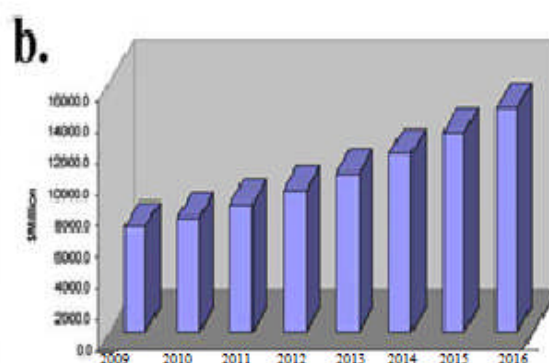


Figure I.4.b : la répartition du marché des “bio sensors” et son évolution au cours des années 2009 à 2016 [12]

Felton et al. Dresse la liste des LOC commercialisés depuis les années 2000. Il est intéressant de s'attarder sur certains dispositifs qui atteignent une performance et une portabilité à la hauteur des objectifs ambitieux des LOC. Le système Agilent 2100 Bio analyser permet d'identifier des fragments d'ADN, d'ARN, de protéines et de cellules en moins de 30 minutes à partir d'échantillons de l'ordre du microlitre (Fig1.5).



Figure I.5 : Illustration du fonctionnement du système Agilent 2100 Bio analyser pour l'identification Composants biologiques. [13]

Le produit Freestyle Lite, conçu par la société Abbott Point of Care Inc. réalise, quant à lui, de façon fiable et instantanée un contrôle de la glycémie d'une goutte de sang de volume inférieur au micro litre (Fig. I.6.a). Dans un tout autre domaine, la société BioFire propose une balise de détection environnementale qui effectue des PCR (Polymerase Chain Reaction) en temps réel pour l'identification d'agents biologiques dans l'air (Fig. 1.6.b).

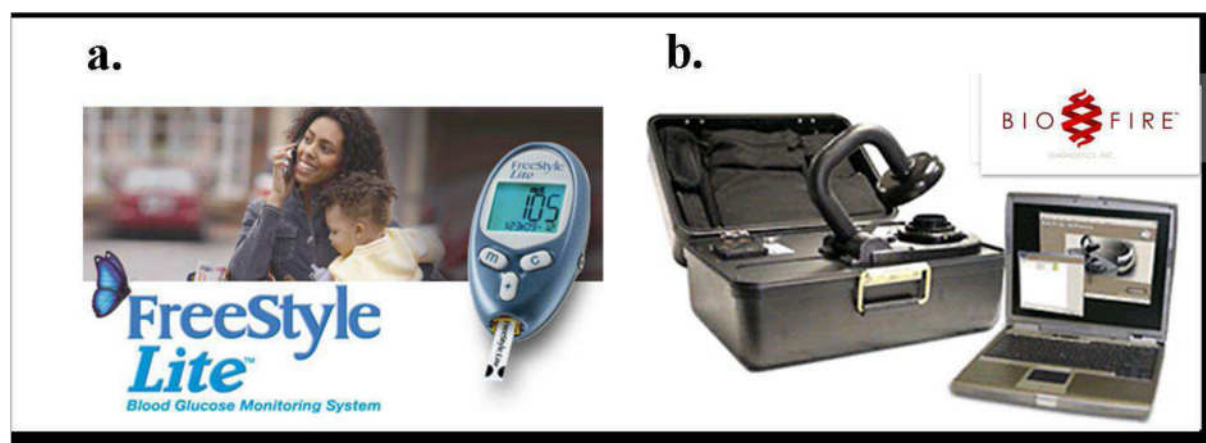


Figure I.6.a : Illustration du lecteur de glycémie. **Figure 1.6.b :** Illustration de la balise de Free-style Lite de la société Abbott Détection environnementale BioFire. [13]

Bien que les avancées accomplies au cours des vingt dernières années soient encourageantes et que la commercialisation d'un certain nombre de dispositifs LOC ait vu le jour, la plupart des systèmes sont encore au stade de la recherche. Il demeure en effet quelques obstacles au plein essor des LOC. d'une part, les étapes de conception, de fabrication, de caractérisation et d'optimisation de ces dispositifs sont longues et nécessitent l'utilisation d'équipements

complexes de haute technologie. D'autre part, il existe encore des verrous technologiques propres à chaque application, qui freinent la commercialisation de certains systèmes.

I.5.3. La microfluidique en microsystemes :

La microfluidique est la science des écoulements gazeux et/ou liquides de faibles volumes (de quelques mL au fL). Cette discipline englobe les écoulements mono ou multiphasiques, simples ou complexes, en flux ou en goutte dans des microsystemes, généralement fabriqués par les techniques et les procédés issus de la microélectronique. La microfluidique joue un rôle central dans la réalisation des bios puces et des LOC. La grande majorité des procédés permettant de manipuler des objets biologiques nécessaires dans les LOC est effectuée grâce à la microfluidique. C'est d'ailleurs la raison principale pour laquelle la microfluidique connaît un essor grandissant ces vingt dernières années. La (figure.7) montre l'évolution des nombres de publications recensées dans la base données Web of Science au cours du temps avec l'entrée « microfluidic » d'une part, et « lab. On a chip » d'autre part.

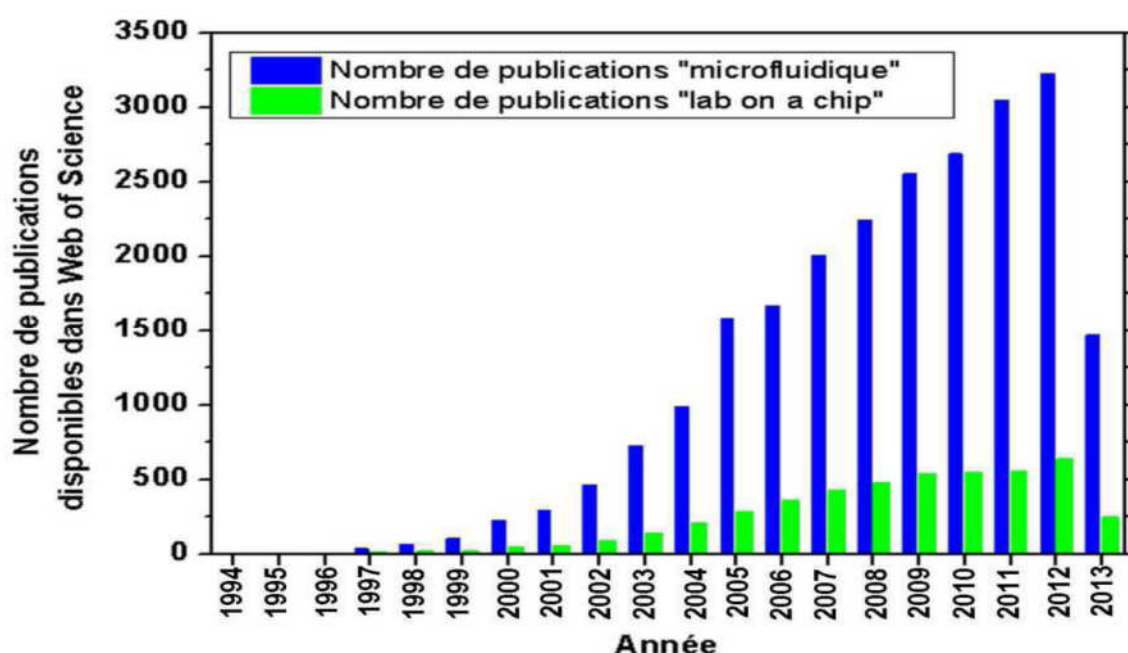


Figure I.7 : Evolution du nombre de publications recensées dans la base de données Web of Science avec les deux mots clés suivants: microfluidique et lab. on a chip. [13]

Dans un protocole biologique, la plupart des étapes nécessite l'utilisation successive de différents types de liquides ou de gaz. Cependant, lorsque l'utilisation de pipettes, de centrifugeuses permettent de réaliser à l'échelle macroscopique des opérations élémentaires comme un dosage ou une séparation de phases, effectuer une telle opération en microsystemes

se révèle être plus complexe. Il existe une grande différence entre le comportement des fluides à l'échelle micrométrique et à l'échelle macroscopique. Les forces mises en jeu sont identiques, mais les amplitudes de ces forces les unes par rapport aux autres sont différentes d'une échelle à l'autre. Par exemple, la force de gravité devient négligeable tandis que les forces de capillarité et de tension de surface deviennent prépondérantes dans les systèmes microscopiques. C'est donc dans la capacité à effectuer ces opérations fluidiques élémentaires que réside un des challenges des LOC. De manière générale, on distingue deux grandes familles dans le domaine de la microfluidique: la microfluidique continue et la microfluidique discrète. Ces dernières sont complémentaires ou concurrentielles en termes de performances selon les applications visées. La microfluidique continuement en jeu des écoulements de fluides dans des micro-canaux de quelques micromètres à plusieurs

Centaines de micromètres [14]. Les fluides sont généralement mis en mouvement via une source extérieure au microcomposant comme un contrôleur en pression ou un pousse-seringue. Des micros pompes, des vannes et des réservoirs peuvent être également intégrés in-situ dans le but de contrôler l'avancée des fluides dans les canaux. Les écoulements sont généralement en régime laminaire, en raison des faibles dimensions de la section des canaux : le nombre de Reynolds associé est inférieur à 1. En conséquence, les écoulements microfluidique sont reproductibles, ce qui offre de nombreux avantages dans le dimensionnement des canaux microfluidiques. Néanmoins, ils' agit d'anticiper tout de même les phénomènes de pertes de charges, non négligeables pour des

dimensions de l'ordre du micromètre. Une des applications les plus connues exploite des écoulements diphasiques pour former des gouttes d'une phase dispersée dans une phase continue. Le phénomène de formation de gouttes se déclenche grâce à des géométries de canaux spécifiques, qui accentuent les forces de cisaillement de la phase continue sur la phase dispersée. La formation de gouttes par écoulement diphasique est largement employée dans la fabrication de médicaments, de cosmétiques, dans l'agroalimentaire... La société Rain dance Technologies, précurseur dans cette technique, propose des puces jetables capables de produire plusieurs millions de microgouttes par heure avec des géométries de type jonctions T ou MFFD « micro flow focusing device» (Figure I.8).



Figure I. 8 : Illustration des puces microfluidiques développées par RainDance Technologies pour la formation de microgouttes dans des canaux. [13]

Par opposition à la microfluidique continue, la microfluidique discrète ou microfluidique digitale consiste à déplacer des gouttes individuelles apposées sur une surface ou confinées entre deux plans parallèles. Ces gouttes sont entourées d'un fluide environnant non miscible, qui peut être un gaz ou un autre liquide. La microfluidique digitale permet de réaliser des fonctions fluidiques élémentaires telles que la dispense, le déplacement, la séparation, le mélange de gouttes... En général, ces opérations sont effectuées grâce à un actionnement électrique : les actionnements par électro mouillage (électro wetting on dielectric ou EWOD) et par di électrophorèse liquide (liquid di électro phoresis ou LDEP) sont les plus développés à l'heure actuelle. A titre d'exemple, la société Advanced Liquid Logic (ALL) propose des microsystèmes capables d'exécuter une série d'opérations fluidiques qui reproduisent un protocole biologique complet. Les gouttes sont déplacées grâce à des forces électro mécaniques, générées par un réseau d'électrodes. Les électrodes sont actionnées une à une de façon indépendante (Figure I.9) [13].

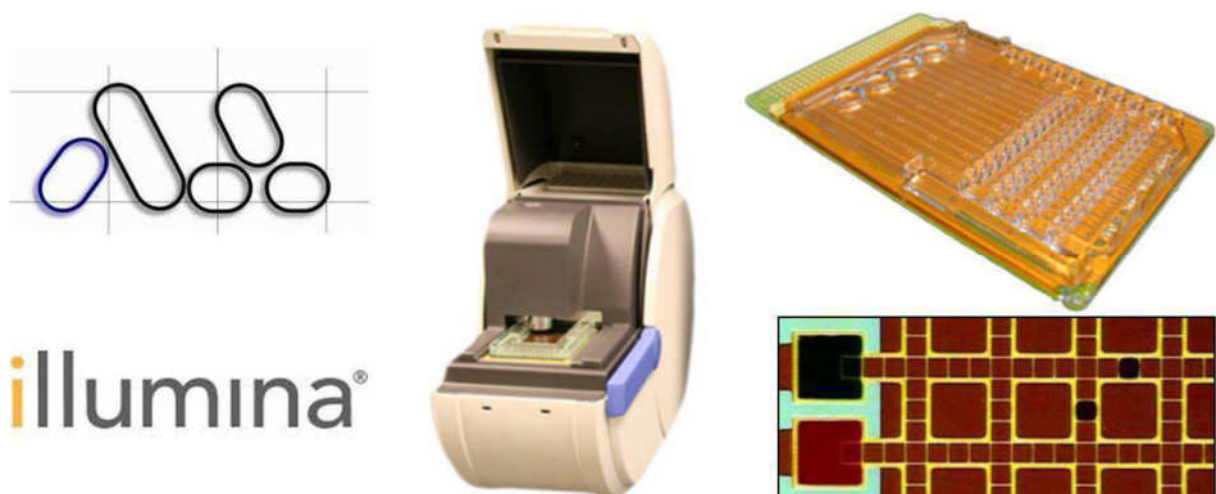


Figure I.9 : Illustration de l'instrumentation, des composants et du principe de fonctionnement des systèmes de microfluidique digitale développés par la société ALL (acquise récemment par Illumina).[13]

I.6. PRESENTATION DU CDTA :

Le CDTA (Centre de Développement des Technologies Avancées) situé à Baba Hassen à Alger (figure I.10). Il regroupe 4 divisions de recherches :

- Architecture des Systèmes et Multimédia (DASM),
- Productique et Robotique (DPR),
- Milieux ionisés et Lasers (DML),
- Microélectronique et Nanotechnologie (DMN),
- Télécommunication.



Figure I.10 plan d'accès

Le CDTA a été créé en 1982 au sein du Commissariat aux Énergies Nouvelles (CEN) Il regroupe deux unités de recherche : Unité de Recherche des Composants et Dispositifs Optoélectroniques (URCDO) et l'Unité de Recherche en Optique et Photonique (UROP) qui se trouvent à la wilaya de Sétif.

Notre projet est enregistré au niveau de la Division Microélectronique et Nanotechnologie, dans l'équipe MEMS

Les activités de recherche de la Division Microélectronique et Nanotechnologie portent de façon générale sur la conception de circuits intégrés RF et mixtes et de systèmes intégrés sur puce et de composants MEMS, le développement d'outils CAO-VLSI, la caractérisation des dispositifs à semi-conducteurs, la simulation technologique et le développement d'un Design Kit pour CMOS 1µm.

L'activité sur la conception de composants MEMS porte sur :

- Les composants fondés sur les Matériaux à Bande Interdite pour les Capteurs et les télécommunications. [15]

I.7. LE CNM :



Figure I.11 : le siège du CNM [16]

Le projet dans lequel notre travail entre, est réalisé en collaboration avec l'IMB-CNM (Institut de Microélectronique de Barcelone- Centre National de Microélectronique).

I.7.1. DEFINITION :

Au fil des ans, l'activité de recherche d'IBM-CNM dans les technologies, dispositifs et circuits intégrés basée sur la Microélectronique et Nanoélectronique (More Moore), a évolué dans les domaines des capteurs, des actionneurs, des systèmes micro électromécaniques (MEMS) microsystemes et leur intégration dans le cadre de nouveaux circuits et systèmes électroniques intelligents pour leur donner une plus grande fonctionnalité (Plus de Moore). Les activités de R & D de la DGI-CNM sont complétées par la formation des étudiants, les chercheurs et les ingénieurs et avec le transfert de technologie aux entreprises.

Micro et technologies nanoélectroniques sont de nature horizontale, ce qui permet leur application à la plupart des secteurs industriels. Cependant, IMB-CNM est spécialisée principalement dans leur application dans les zones de grand intérêt pour les secteurs industriels nationaux et internationaux, tels que l'énergie et la mobilité, la santé et l'environnement (y compris la nourriture).

IMB-CNM est situé à Bella terra (Cerdanyoladel Vallès), sur le campus de l'Université Autonome de Barcelone (UAB), qui est un environnement privilégié pour la recherche fondamentale et appliquée / industrielle. Il est un membre de la Barcelona Nanotechnology

Cluster-Bella terra. La DGI-CNM dans le cadre de la SCCI est également membre de la Recherche Parc UAB (Parc de Recerca de l'UAB, PRUAB). IMB-CNM participe également à des plates-formes et des réseaux espagnols et de la technologie internationale d'excellence et a établi des accords de collaboration avec diverses universités et centres de recherche, à la quelle il offre non seulement la coopération dans leurs activités de R & D mais aussi l'accès aux technologies disponibles dans le "Micro intégré et nano fabrication salle blanche". Cette infrastructure a été reconnue par le Ministère de l'économie et de la compétitivité avec le label national d'infrastructures à grande échelle (Instalación Científica y Tecnológica Singular - ICTS). Le personnel de la DGI-CNM est d'environ 175 personnes, dont environ 90 sont des chercheurs PhD. élèves. Les activités de formation sont régulièrement effectués non seulement pour les espagnols et européens de jeunes chercheurs, mais aussi de l'Amérique latine et l'Afrique du Nord. [16]

I.7.2. Recherche & Développement :

L'activité principale de la DGI-CNM est la recherche et le développement, principalement orientée vers la recherche appliquée dans les domaines de la micro à base de silicium et nanotechnologies, dispositifs et systèmes. Les activités de R & D sont principalement motivés par des projets de recherche compétitifs, qui tirent parti de l'utilisation des complets micro / nano fabrication installations ICTS.

La partie principale de la R & D est financé par des projets de collaboration nationaux et internationaux ainsi que les principaux partenaires hautement qualifiés.

L'IMB-CNM est le plus grand centre de recherche et développement microélectronique publique en Espagne. Son activité principale est la recherche et le développement dans les micros à base de silicium et nano électronique.

L'IMB-CNM appartient au Conseil national espagnol de recherche (Consejo Superior de Investigaciones Científicas, CSIC), l'institution de recherche espagnol principal et un des plus grands dans le monde

- **Que font- ils au CNM?**

Ils résolvent les problèmes analytiques classiques par des capteurs fabriqués avec la technologie microélectronique

Ils définissent de nouveaux transducteurs (bios) chimiques à base de différents matériaux et méthodes d'interaction et de leur adaptation aux exigences du marché.

- **Comment sont-ils ?**

Ils sont un groupe de référence de la zone des capteurs chimiques à l'état solide obtenu par les technologies de silicium

Ils sont un groupe interdisciplinaire d'excellence scientifique internationale reconnue

- **Comment travaillent-ils ?**

Axé sur les applications avec un potentiel de marché clair

Connaître la véritable problématique de leurs utilisateurs capteurs.

Assurer le contrôle de la qualité de leurs produits par des protocoles préétablis.[16]

I.8. NOTIONS SUR LE PROJET DE RECHERCHE :

Ce travail rentre dans un projet de recherche qui s'élabore en coopération entre le CDTA et le CNM de Barcelone qu'ont pour but de réaliser un capteur biologique en vue d'usage médical.

I.8.1. Définition du projet

Il s'agit d'un projet de recherche sur un capteur biologique qui est constitué de 5 parties :

La partie MEMS

Partie chimique

Partie optique

Partie instrumentation

Partie application

Notre tâche est comprise dans la partie des MEMS.

I.8.2. Fonctionnement du projet :

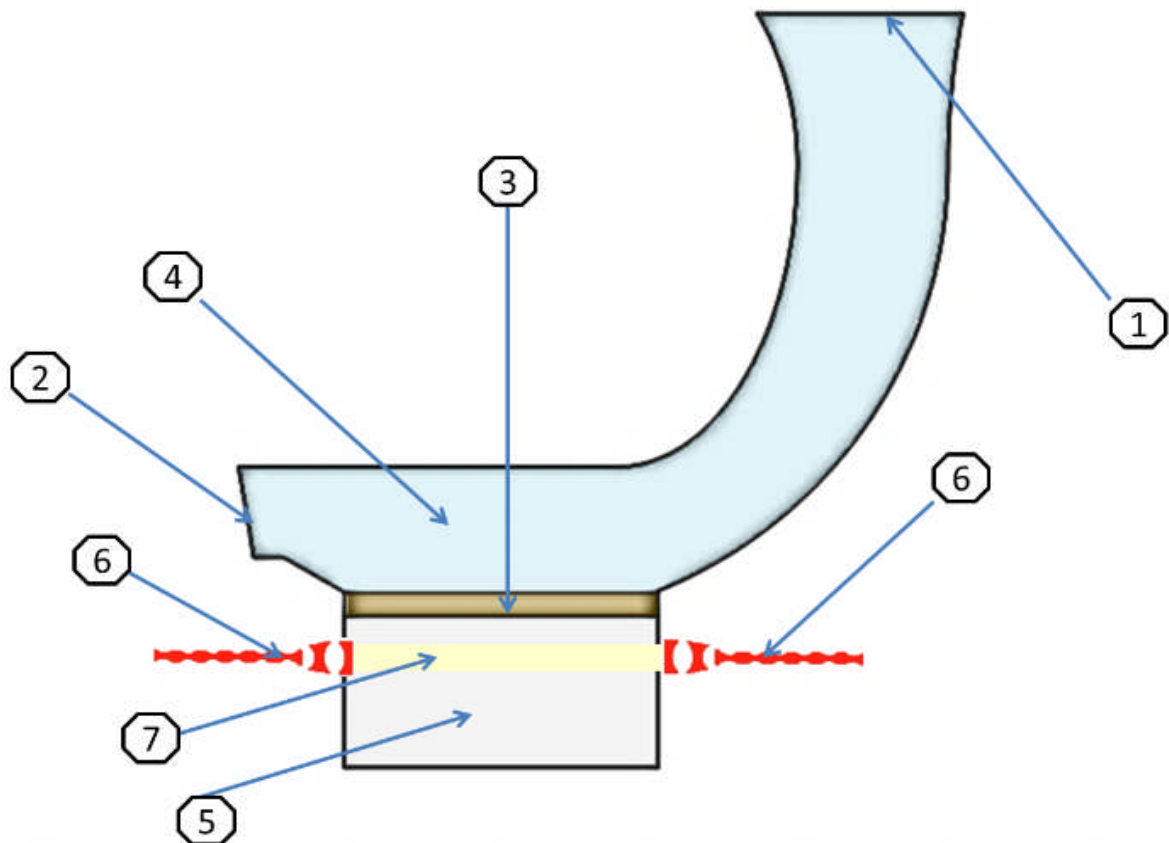


Figure I.12 fonctionnement du capteur

La substance (4) entre par l'entrée (1), elle parcourt le long de la canalisation en PMMA jusqu'à la sortie (2) en passant par la membrane NAFION (3) qui permet aux ions H^+ de passer à travers cette membrane sélective vers le réservoir (5) qui contient l'alginat+pyrocatechol (le révélateur), ce dernier en réagissant avec les ions H^+ qui changera de couleur selon l'acidité cette couleur changera l'intensité du flux lumineux (7) émis par la LED (6), et qui est capté par la LED photorécepteur (6'), ce changement d'intensité sera traduit en un signal qui sera traduit par un ordinateur qui mesurera la valeur du PH.

Le capteur optique sera élaboré en PMMA simple, robuste et bon marché

- Le PMMA :

Malgré le nombre important d'avantages présentés par l'utilisation du PDMS pour la réalisation de systèmes microfluidiques, un certain nombre de matériaux plastiques et de méthodes, ont été utilisés en réponse aux difficultés évoquées précédemment. C'est le cas du PMMA. Ce polymère est assez répandu en technologie MEMS. Différents procédés de fabrication peuvent être utilisés pour la réalisation de dispositifs microfluidiques : le plus

connu est le procédé LIGA (Lithographie, Galvanoformung und Abformung). On trouve également la méthode d'emboutissage à chaud ("*hot embossing*") et de moulage par injection ("*injection molding*"). Intéressons-nous au procédé LIGA. Le PMMA peut être déposé de diverses manières sur le substrat : dépôt à la tournette (spin-coating), bonding de couches préformées, réaction de polymérisation par plasma. Le dépôt multicouche de PMMA par spin-coating entraîne généralement des contraintes importantes aux interfaces PMMA/substrat et PMMA/PMMA. Cet inconvénient peut être évité en utilisant des couches préformées directement "bondées" sur le substrat [17] Le polymère peut également être polymérisé directement sur le substrat à l'aide d'un plasma de monomère MAM (Méthacrylate de Méthyle)[18]. La couche de PMMA, une fois déposée, est structurée à l'aide de rayons X, dans une gamme de longueur d'onde s'échelonnant de 0,2nm à 2 nm. Pour pouvoir générer une telle gamme de rayon X, l'utilisation d'un synchrotron est nécessaire : bien que la résolution soit excellente, cette technique est extrêmement coûteuse et lourde. A cela s'ajoute l'utilisation de masques spécifiques, [19]

I.9. L'ALGINATE :

Les propriétés de l'alginate de sodium furent étudiées pour la première fois en 1881 par le chimiste anglais E.C.C. Stanford. Il avait alors extrait, grâce à une solution alcaline, un liquide visqueux d'une algue brune de l'espèce *Laminaria*. Il appela ce produit « algin », un terme encore fréquemment utilisé pour désigner l'alginate de sodium.

L'alginate de sodium est donc un sel extrait à partir de ce liquide visqueux issu de la paroi cellulaire d'algues brunes. Sa fonction naturelle consiste à augmenter la flexibilité de l'algue. Ainsi, les algues se développant en eaux agitées comportent généralement un contenu en alginate plus important que celles croissant en eaux calmes.

Bien que l'ensemble des algues brunes puisse être source d'alginate, des variations dans leur structure chimique influencent les propriétés du produit final. Différentes espèces sont donc récoltées en fonction des usages auxquels ils sont destinés. Les algues les plus appréciées sont la *Macrocystis pyrifera* de Californie et l'*Ascophyllum nodosum*, cultivé dans l'Atlantique Nord.

I.9.1. La composition chimique de l'alginate :

L'alginate est un polymère formé de deux monomères liés ensemble : le mannuronate ou acide manuronique dont certains sont acétylés et le guluronate ou acide guluronique. La liaison se fait via β -1-4. La proportion et la distribution de ces deux monomères sont déterminantes pour une large expansion des propriétés physiques et chimiques de l'alginate. Sa composition chimique varie selon les diverses espèces d'algues, les différentes parties de la même plante et est sujette aux changements saisonniers. Néanmoins par sélection de matières premières aux différentes propriétés, il est possible de fabriquer une variété d'alginate aux caractéristiques constantes.

I.9.2. L'alginate+pyrocatechol :

Un hydrogel sensible au pH colorimétrique a été préparé à partir d'un hydrogel d'alginate de catéchol-conjugué et d'un colorant violet de pyrocatechol. L'hydrogel d'alginate catéchol fonctionne comme une matrice hôte, contenant la solution de colorant à l'intérieur, tandis que

le violet de pyrocatechol piégées a travaillé comme un colorant indicateur de pH, dont la couleur modifiée de manière réversible en réponse à des stimuli externes du pH. Par rapport aux autres hydrogels utilisés couramment, l'hydrogel d'alginate catéchol fourni une résistance mécanique élevée et la stabilité chimique, sans déformation sur une large plage de valeurs de pH en raison de la réticulation interne des groupes catéchol. En outre, elle confère une force d'adhérence considérable sur divers substrats par l'intermédiaire de la fonction adhésive de la fraction catéchol. L'utilisation de l'hydrogel comme indicateur variable du pH a été démontrée sur une variété de surfaces. Enfin, l'hydrogel a été implanté colorimétrie dans un canal fluide pour fonctionner comme un indicateur de pH visible. [21]

I.10. LES MEMBRANES NAFIONS :

Les membranes Nafion sont désignées par un numéro permettant d'en indiquer les caractéristiques techniques : Nafion 112, Nafion 117. Les deux premiers chiffres indiquent le poids équivalent de la membrane (ou EW pour Equivalent Weight). Cette grandeur est définie comme le poids de membrane contenant une mole de groupements échangeurs d'ions, elle correspond donc à l'inverse de la capacité d'échange d'ion (IEC) du matériau. C'est une notion importante dans le domaine des membranes pour piles à combustible. Dans le cas des membranes Nafion 112 ou 117, le EW vaut 1100g/mol. Ce qui correspond à une valeur de x de 6.5 environ. Le dernier chiffre (2 ou 7) indique l'épaisseur de la membrane en milli-pouces (soit 50 et 180 μm respectivement pour 2 et 7 milli-pouces). La masse molaire du Nafion est très difficile à mesurer et a été grossièrement estimée entre 105 et 106 g/mol ($100 < n < 1000$).

Le Nafion possède donc une structure chimique complexe constituée d'un squelette hydrophobe et de groupements ioniques hydrophiles. Cette structure chimique va donner lieu à une séparation de phase entre des domaines hydrophobes et hydrophiles du copolymère. De nombreuses études ont été menées pour tenter d'explicitier l'organisation qui en résulte. La présence d'agrégats ioniques a pu être mise en évidence par des mesures de diffraction des rayons X aux petits angles. Elle a ensuite été confirmée par diverses techniques telles que les analyses mécaniques, la microscopie électronique, la RMN ainsi que des études de phénomènes de transport. Cependant la forme de ces agrégats ioniques et leur arrangement et au sein de la membrane ont fait l'objet de controverses et différents modèles ont été proposés. L'objectif commun à tous ces modèles réside dans la prédiction des propriétés exceptionnelles de sélectivité ionique et de transport ionique du Nafion. Parmi ces modèles celui mis au point par Hsu et Gierek est classiquement retenu. Ce modèle propose une organisation du système

en un réseau de clusters interconnectés par des nano canaux. Le matériau est divisé en une région contenant le squelette fluoré hydrophobe de la chaîne. Une deuxième région est constituée des clusters ioniques où la majorité des sites échangeurs d'ions est confinée. Enfin des nano-canaux permettent une interconnections de ces clusters et définissent les propriétés de transport de la membrane.

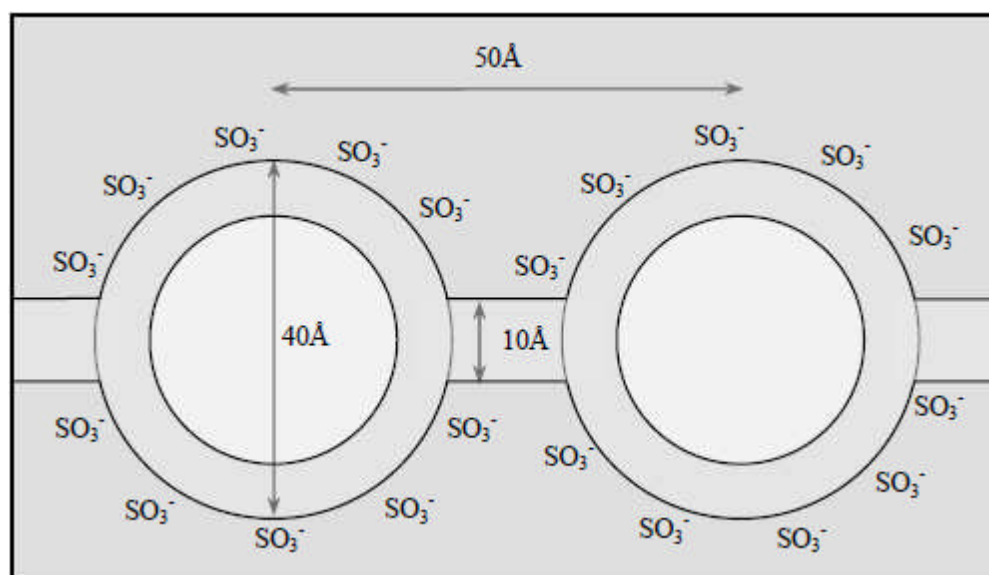


Figure 1.10: Modèle de Hsu et Gierke d'un réseau interconnecté de clusters. [22]

Une description plus complète de la structure du Nafion a été réalisée par Gebel *et al.* Des mesures de diffraction des rayons X et de neutrons aux petits angles (SAXS et SANS) ont permis de suivre l'évolution de la morphologie au cours de la dissolution de la membrane. Cette étude permet de prendre en compte l'état d'hydratation de la membrane qui s'avère être un paramètre important pour les propriétés de transport. Selon leur analyse, les membranes sèches sont constituées de clusters ioniques isolés de 15 Å de diamètre et présentant une distance inter-clusters de 27 Å. Au fur et à mesure de la prise en eau de la membrane, trois étapes se succèdent. Tout d'abord l'eau est intégrée à des « piscines » isolées. L'interconnections de ces domaines se fait lorsque la taille des clusters ioniques gonflés par l'eau atteint environ 40 Å. Cette deuxième étape coïncide également avec une diminution du nombre de clusters. Enfin, une inversion de la structure intervient pour une fraction volumique en eau d'environ 0.5. La membrane est alors décrite comme un réseau connecté d'agrégats polymériques allongés baignant dans une matrice aqueuse. La description faite pour les faibles taux d'hydratation (<30%) a été remaniée par Rubatat *et al.* Ils proposent une simple dilution de la structure du Nafion plutôt qu'une réorganisation. Les données de SANS

ont en effet pu être décrites par des agrégats polymériques de type rubans avec des tailles caractéristiques de 20Å (pour l'épaisseur), 80Å (pour la largeur) et 1000Å (pour la longueur).

D'un point de vue morphologique, les études présentées ici montrent bien que la compréhension de la structure du Nafion est encore en cours d'évolution. Cependant, ces études sont importantes dans le cadre du développement de nouvelles membranes en cours de réalisation car elles posent les bases de la compréhension des relations structure-propriétés des membranes.

D'un point de vue des propriétés, le Nafion présente de bonnes qualités de résistance chimique et de stabilité dimensionnelle. Il présente également une grande conductivité ionique. Cette dernière qualité est en partie attribuée à la très forte acidité du groupement sulfonâtes (due à la présence du groupement latéral perfluoroéther fortement électro attracteur), à la présence des chaînes pendantes relativement flexibles et à la structure du matériau. Cependant, la perméabilité du Nafion au méthanol pour l'application en DMFC est trop grande. De plus, le coût de fabrication de cette membrane est beaucoup trop élevé pour permettre d'envisager de telles applications à grande échelle. Ainsi d'autres membranes ont été développées. [22]

I.11. LES PROPRIETES DE L'URINE :

L'urine est un liquide normalement clair. Si l'on boit plus, sa couleur s'éclaircit et au contraire, elle fonce si nous réduisons nos apports. C'est ce qui arrive le matin, après une nuit sans boire. Elle est composée à 95% d'eau. Pour le reste, on y trouve des minéraux comme des sels (sodium, chlore), mais aussi des déchets. Les protéines, par exemple, sont utilisées par notre corps. À la fin, il ne reste qu'un produit : l'urée. C'est ce produit qui est mesuré dans le sang et dans l'urine pour évaluer le fonctionnement des reins.

L'urine a des vertus plus ou moins connues. Cela a été l'un des premiers désinfectants car ce liquide est neutre, une qualité qui a rendu beaucoup de services dans le passé ou dans les situations de crise.

Pour certaines personnes, l'urine est aussi tout un mode de vie... Elle sert à purifier sa peau et/ou joue le rôle de boisson thérapeutique. C'est ce que l'on appelle l'amarolie.

 Quelles sont les fonctions de l'urine ?

Elles sont multiples. La plus connue est l'élimination des déchets du métabolisme cellulaire. L'autre rôle est le maintien des constantes de l'organisme. Comment ? Par une régulation des quantités d'eau et de sels minéraux qui sont éliminés. Il est vital pour la survie que le corps d'un être vivant puisse maintenir constantes un certain nombre de grandeurs telles que le contenu en gaz du sang, l'acidité ou pH, la température, le taux de sucre, la pression artérielle

 Composés organiques

- urée (produit terminal du catabolisme des protéines)
- acide urique (produit terminal du catabolisme des acides nucléiques : ADN, ARN)
- acide hippurique
- créatinine (produit terminal du catabolisme de la créatine musculaire)
- urobiline
- parfois, catabolites inactifs de médicaments

Pour rappel, Le métabolisme désigne l'ensemble des réactions chimiques qui se déroulent dans un organisme vivant ainsi que les échanges d'énergie qui les accompagnent. Il comprend des réactions de fabrication (anabolisme) et de dégradation des molécules (catabolisme).

- Minéraux
- sodium
- chlore
- phosphates
- carbonates
- sulfates

 La réaction de l'urine

L'urine de réaction doit être déterminée immédiatement après sa livraison au laboratoire, parce que sur debout il peut varier. Le moyen le plus pratique et le plus rapide est de déterminer la réaction de l'indicateur universel, en comparant le changement de couleur du papier de test avec un tableau de couleur standard. Dans la nature mixte de l'incontinence de réaction de la nourriture chez les adultes faiblement acide ou neutre (pH 7.5, moyenne - 6).

L'urine est alcaline peut être libéré dans l'utilisation des aliments d'origine végétale, lors de la digestion dans l'estomac ou à la réception de médicaments alcalins. Lorsqu'ahilii réaction de

l'urine pendant la digestion ne change pas. Urine alcaline a également noté des vomissements après une lourde aigre, à haute acidité du suc gastrique, au cours de la résorption de l'œdème, à la cystite alcaline.

La réaction de l'acide de l'urine Il se trouve dans le diabète, insuffisance rénale sévère (rein malade ne produit pas d'ammoniac, neutralisant l'urine), lithiase urinaire.

Densité relative de l'urine

Densité relative de l'urine Il donne une indication de la concentration de substances dissoutes et est définie par un hydromètre spécial (urometrom) avec deleniyami partir 1,0 à 1,06. Pour ce faire, l'urine est versée dans le volume du cylindre étroit 50 ml. Si la surface semble mousse humide, l'enlever avec un morceau de papier filtre. Urometr immergé de telle manière, à la partie, restant au-dessus du niveau de l'urine, Il était sec. Lorsque urometr arrêter plongée, pousser légèrement sur le dessus pour tout une immersion totale. Après l'arrêt de l'oscillation urometr a déterminé la densité relative de l'urine au ménisque inférieur, TEN piste, urometr flotter librement.

Dans la détermination de la densité relative de l'urine est nécessaire de tenir compte de la température, dans lequel la mesure est effectuée (la température optimale de 15 à 22 ° C). Déviation de la température ambiante à partir de l'impact sur la valeur optimale de la densité relative: à des températures plus élevées, il tombe, à un plus faible - augmenté. Établi, qu'un changement de 3 ° C les changements de densité relative par un millième. Par Conséquent, lorsque la température augmente pour chaque 3 ° C devrait être ajouté à la densité relative 0,001, et vice versa.

La présence de protéine dans l'urine, et le glucose se traduit également par la densité relative. Disponibilité 0,1 g / l de glucose augmente sa densité par rapport à 0,004, et 0,4 g / l de protéines - à propos de 0,001. Si nécessaire, apporter les modifications appropriées.

Détermination de la densité relative de l'urine pycnomètre Elle est plus précise, convenable pour une petite quantité d'urine, mais techniquement difficile. Il existe une méthode pour déterminer la densité relative de l'urine Todd - Sandorf - puits en utilisant un mélange de benzène et de chloroforme.

Densité relative de l'urine primaire Il est la densité relative de la protéine libre dans le plasma sanguin - 1,01. Reins dans des conditions différentes peuvent produire de l'urine avec un poids spécifique de 1,001 à 1,04. Normal (à la charge de l'eau normale) la densité relative de l'urine du matin est souvent 1,015-1,02. En effectuant des tests chez les personnes saines Zimnitsky densité relative de diverses parties de l'urine varie largement.

Maximum la limite supérieure de la densité relative de l'urine chez l'homme sain - 1,028, enfants jusqu'à 3 ans 4 ans- 1,025. Densité relative maximale inférieure de l'urine est un signe de violation de la capacité de concentration des reins. On considère, la limite inférieure de la densité relative minimum, composante 1,003-1,004, indiquant normale élevage de la fonction rénale. Pour détecter des vibrations densité relative de l'échantillon d'urine est effectuée sur un échantillon xérophagie Zimnitsky ou toute charge de l'eau (en l'absence de contre-indications). [23]

I.12. PRESENTATION DU LOGICIEL COMSOL ET DE SES MODULES :

- COMSOL multiphysics (feqlab) est un :
 - ✓ logiciel de résolution de modèles différentiels (pde)
 - ✓ multiphysique (généricité, couplage mécaniques des fluides, électromagnétisme, mécaniques des structures, thermique)
 - ✓ par éléments finis
 - ✓ nombre illimité d'interactions entre différentes physiques
- COMSOL Multiphysics est multiplateforme: Windows, Mac, GNU-Linux...
- COMSOL Multiphysics ...
 - ✓ contient la plupart des équations,
 - ✓ utilise une interface graphique
 - ✓ peu de programmation directe
 - ✓ Interface MATLAB possible
- COMSOL Multiphysics a été développé par des étudiants de GermundDahlquist (1925-2005) à la Royal Institute of Technology à Stockholm
-

I.12.1. Plan de décisions et de construction :

- Choix de la dimension : 3D, 2D, 2D axisymétrique...
- Choix des modules physique : Transfert de chaleur, Transport d'espèces, Ecoulement laminaire
- Choix du type d'étude : Stationnaire, Temporelle, Fréquentielle...
- Construction de la géométrie
- Choix du (ou des) matériau(x)
- Paramétrage du (ou des) module(s) physique(s)
- Paramétrage et calcul du maillage
- Paramétrage et calcul de l'étude
- Représentation graphique des résultats

I.12.2. Application de COMSOL à d'autres problèmes :

- En général :
 - ✓ Réalisation de simulations lorsque les mesures sont impossibles
 - ✓ Simulations numériques pour guider vers le choix matériel
- Séchage :
 - ✓ Allure des flux d' « air » au sein d'une enceinte de séchage
 - ✓ Vitesse d'équilibre entre la matrice à sécher et l'atmosphère de séchage
- Réacteurs :
 - ✓ Équilibre phase gazeuse / phase liquide
 - ✓ Vitesse de réaction en fonction de l'agitation
 - ✓ Aide pour le choix d'une agitation particulière
 - ✓ Simulation de « réacteurs » physiques, biologiques...

I.12.3. Vue global du logiciel :

➤ Menu principale de COMSOL :

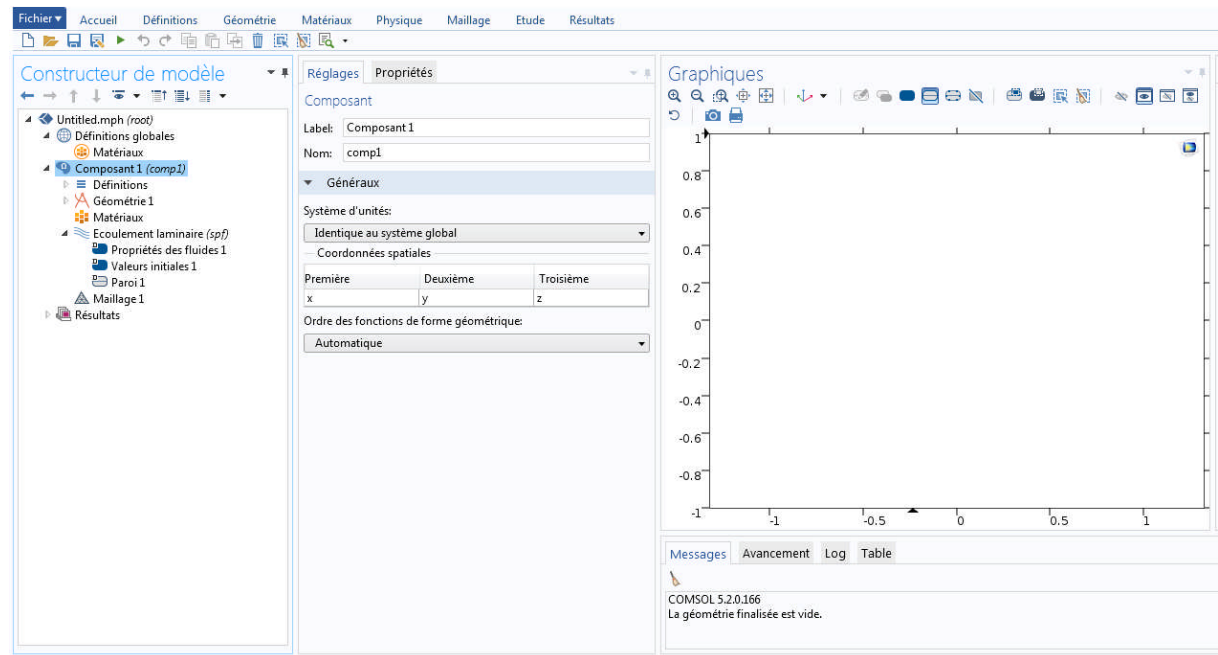
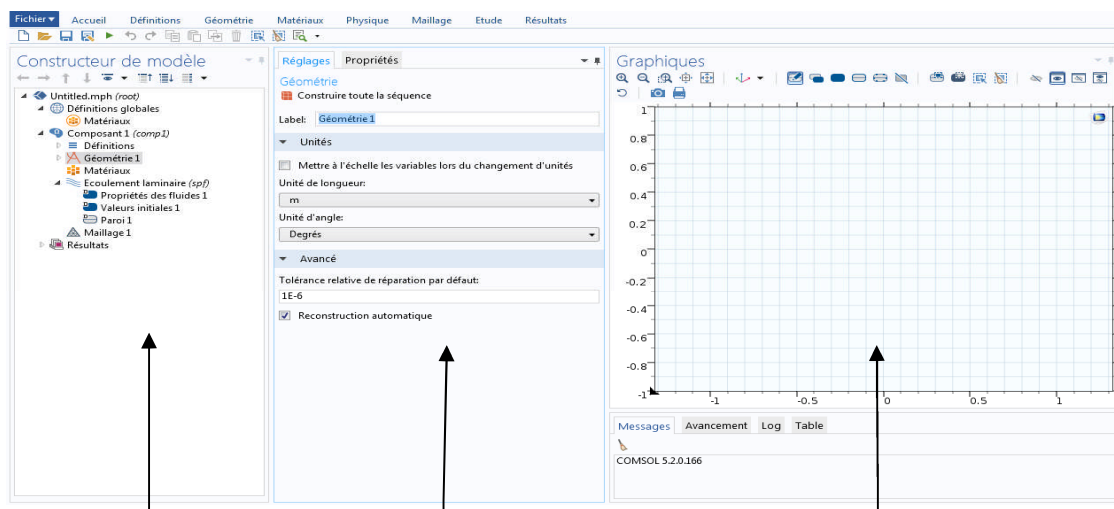


Figure I.13 : menu principal

- **Critère à définir par l'utilisateur :** avant même de créer la géométrie on va d'abord choisir la dimension qui nous correspond, le paramétrage du modèle, pour lancer la représentation graphique, pour notre cas on va choisir la dimension 2D et millimètres avant de lancer la représentation graphique.



Constructeur de modèle

paramétrage du modèle

Représentation graphique

Figure I.14 : définition du menu principal

CHAPITRE 2



SIMULATION NUMÉRIQUE (COMSOL)

II. CHAPITRE 02

II.1. INTRODUCTION :

Ce deuxième chapitre est consacré principalement à la simulation numérique. Il est connu que les outils de simulation numérique occupent une place prépondérante dans les études en mécanique des fluides. Les lois de la physique peuvent être écrites de différentes manières, dont certaines sont plus efficaces que d'autres et elles sont représentées par un système d'équations aux dérivées partielles. Il n'est pas toujours possible de trouver des solutions analytiques à ce système d'équations. C'est pourquoi il faudrait remplacer le système continu par un système discret dont le comportement est décrit par des équations algébriques qu'on peut résoudre avec les méthodes numériques. La simulation se définit comme l'utilisation ou la résolution de modèles correspondant à un système donné pour étudier le comportement de ce dernier dans un contexte précis. Elle est la suite logique de la modélisation qui est la première approche d'une simulation. Le logiciel utilisé pour toute notre simulation est le logiciel COMSOL.

Le travail illustré dans ce chapitre se divise en trois grandes parties :

La première partie est consacrée au choix de la géométrie du canal qui recevra le fluide ; pour cela nous élaborons dix modèles de géométries différentes, ces dernières sont ensuite dessinées et simulées sur le logiciel, afin de pouvoir choisir la géométrie optimale compatible pour notre capteur qui correspond à une évacuation maximale du fluide.

La deuxième simulation concerne la vérification de la faisabilité du capteur à sa sortie, dans diverses conditions, pour cela on propose quatre cas de géométrie les plus extrêmes, et s'assurer ainsi que le fluide ne fera pas un retour dans le capteur à cause de l'interaction avec l'écoulement extérieur.

La dernière simulation, comprend le calcul du temps de diffusion des ions H^+ dans l'Alginate à travers la membrane NAFION, afin de voir combien de temps nécessaire pour une nouvelle analyse des urines; pour cela nous simulerons les quatre cas possibles (cas acide, cas basique, cas neutre, et rééquilibre).

Notre travail s'achève par l'interprétation des résultats obtenus sur les différentes parties et une conclusion.

II.2. PARTIE 1 : CHOIX DE LA GEOMETRIE :

II.2.1. : METHODE DE TRAVAIL :

II.2.1.1. : ETAPES DE LA SIMULATION SUR COMSOL :

II.2.1.1.a. : DEFINITION DE LA GEOMETRIE :

La géométrie sur COMSOL est faite à partir d'un système de coordonnées, ces coordonnées varient selon le cas à étudier, le logiciel peut employer les coordonnées cartésiennes, cylindrique ou bien sphériques et il y a un menu qui nous permet de créer des points ; lignes ; surface et volume. Dans le cas d'une géométrie simple engendrée par un assemblage de droites ou bien de surfaces, il suffit de donner au logiciel les dimensions en (mm) de chaque point et la manière dont laquelle ils sont reliés les uns aux autres. Dans le cas d'une géométrie complexe, nous avons recours au logiciel de DAO (Dessin Assisté par Ordinateur) Autocad afin d'indiquer, dans le système de coordonnées choisi, les coordonnées des points délimitant chaque géométrie de forme potentiellement irrégulières. Il est ensuite possible d'introduire une zone solide dans l'espace et d'exporter la géométrie dans le logiciel COMSOL.

Enfin pour caractériser notre géométrie nous avons choisi un système de coordonnées cartésiennes et cylindriques.

Au moment de créer la géométrie à étudier, deux possibilités se présentent:

- Créer point par point (extrémités) le système, ligne, face, volume (recommandé pour des géométries complexes ce qui est notre cas).
- Créer des surfaces simples existantes (cube, cylindre, sphère...) puis extruder pour obtenir les volumes ou les surfaces voulus.

II.2.1.1.b. SELECTION DE LA PHYSIQUE :

pour notre cas, on sélectionne un écoulement laminaire pour les raisons de miniaturisation (voir figure II.1).

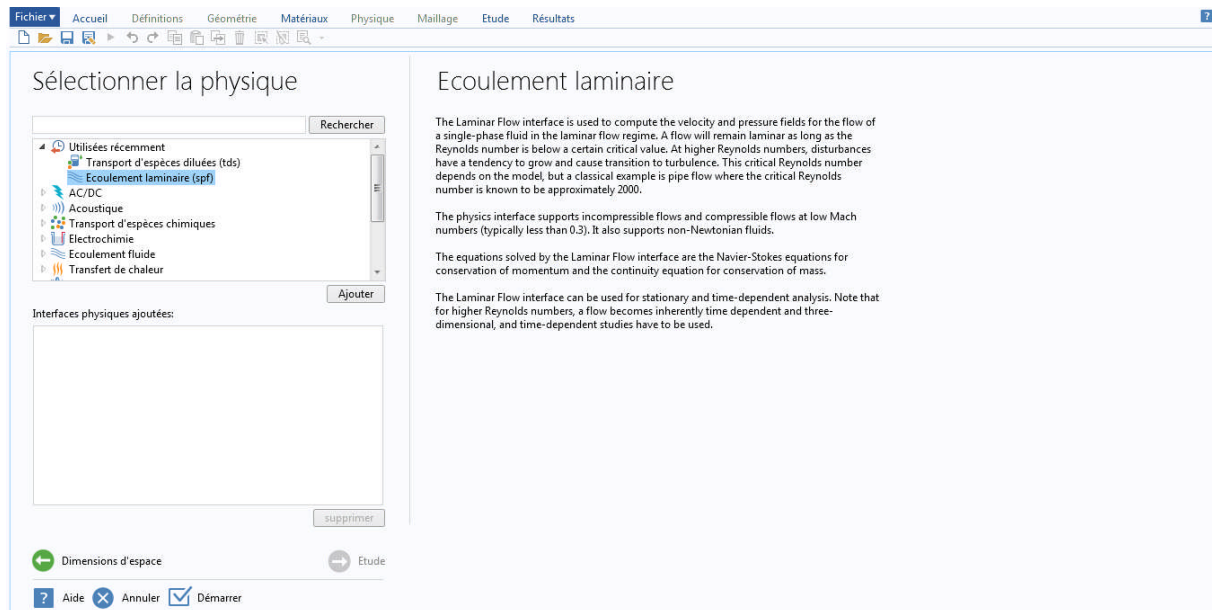


Figure II.1: Sélectionner la physique (écoulement laminaire)

II.2.1.1.c. SELECTION DE LA DIMENSION :

Pour notre cas, nous travaillons sur la dimension 2D, vu que notre géométrie a une forme révolutionnaire (voir figure II.2).

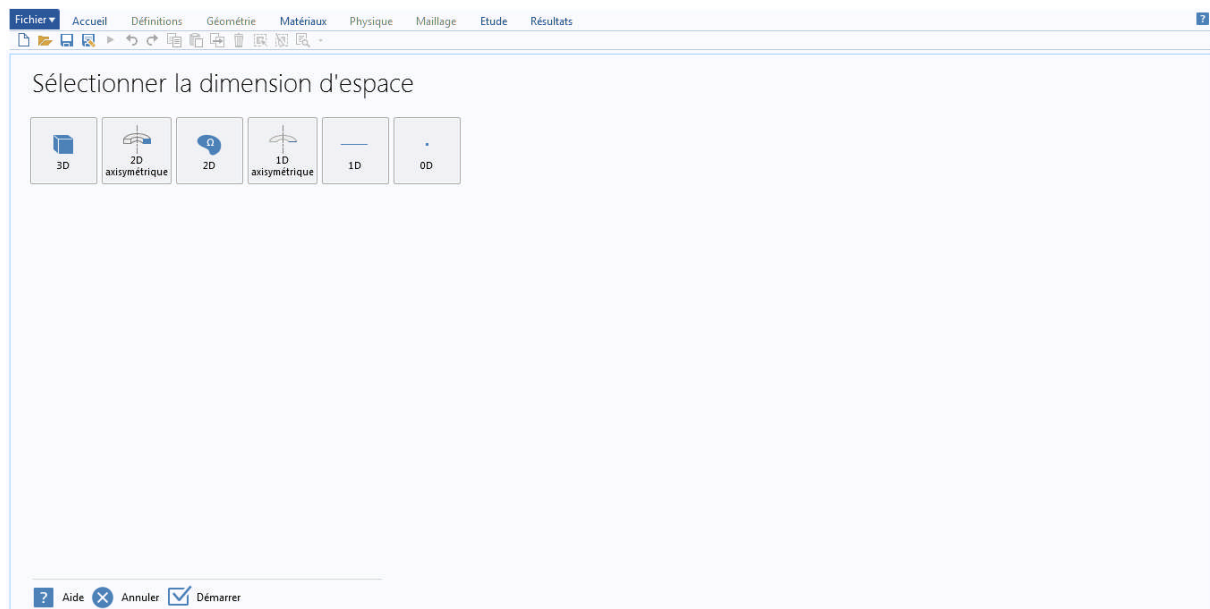


Figure II.2: sélection de la dimension

II.2.1.1.d. CHOIX DU PARAMETRAGE UNITE DE LONGUEUR

Pour notre cas nous choisissons le millimètre. (Figure II.3)

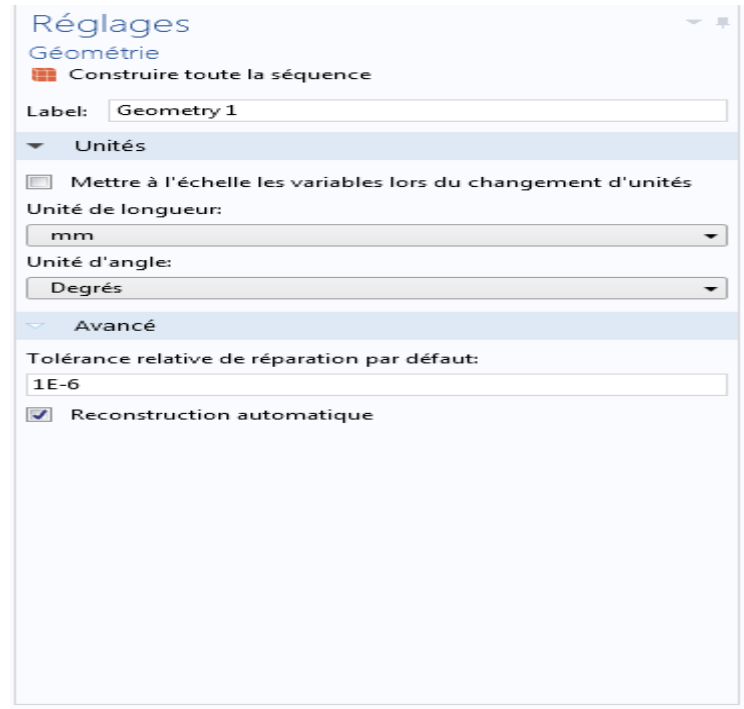


Figure II.3: choix de l'unité

II.2.1.1.e. DESSIN DE NOTRE GEOMETRIE :

Notre géométrie a été dessinée comme suit : voir (Figure II.4). Dans la rubrique « construction modèle ; géométrie » nous pouvons trouver des dessins de cercles dans l'espace graphique, nous utilisons l'option des différences entre les cercles pour créer le demi-cercle, après cela nous utilisons l'écart des points pour créer un large passage à l'entrée. Le dessin de la partie inférieure de la géométrie a une forme rectangulaire et on le dessine à l'aide de l'option rectangle, et pour terminer nous réunissons toute la séquence par l'option union pour finaliser la géométrie on édite les points.

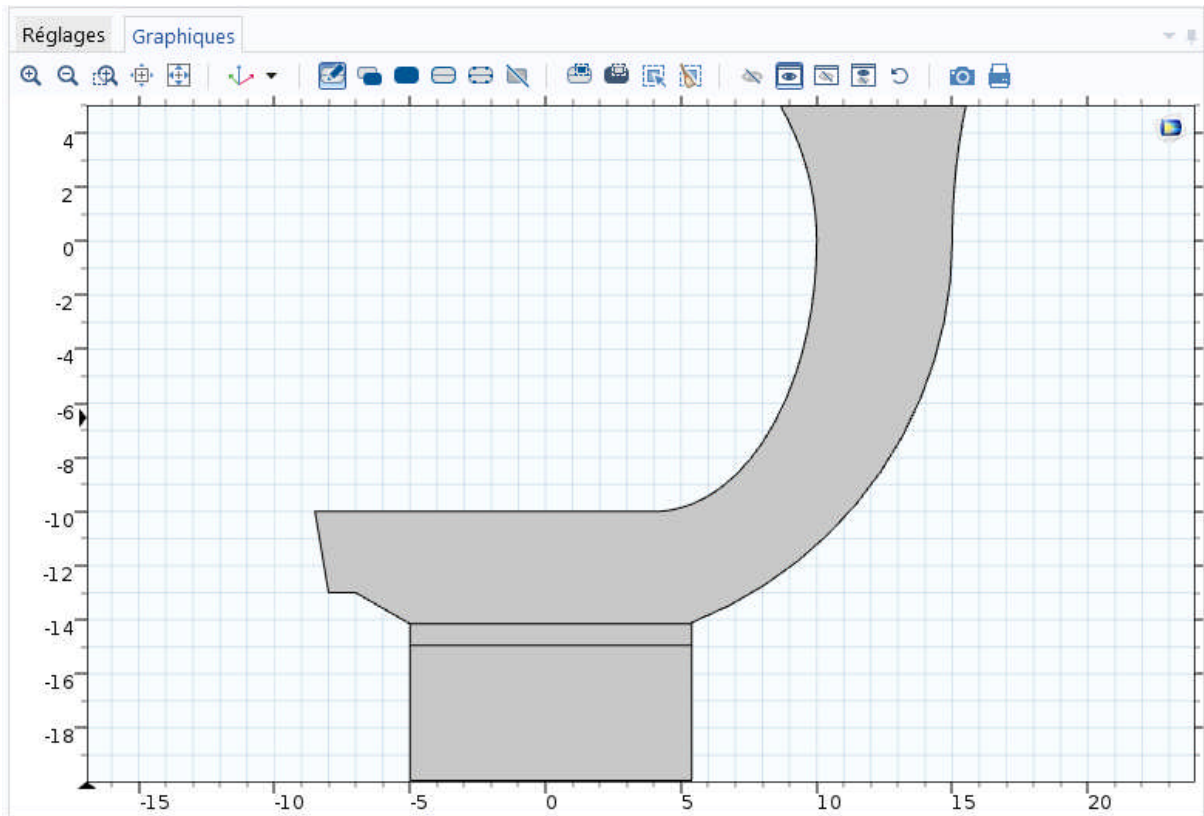


Figure II.4 : vue de la géométrie

Choix des différents paramètres

- Choisir le Fluide : (eau)
- Ecoulement laminaire :
 - ✓ Définir les propriétés du fluide
 - ✓ Définir le domaine de l'écoulement
 - ✓ Définir l'entrée et la sortie

II.2.1.1.f. LE MAILLAGE :

La génération du maillage (2D ou 3D) est une phase très importante dans une analyse, vu l'influence de ses paramètres sur la solution calculée. Pratiquement, il n'existe pas de règle précise pour la création d'un maillage valable, cependant il existe différentes approches qui permettent d'obtenir une grille acceptable. Il y a différents types de maillage, maillage structuré (quadra/hexa), maillage non structuré (tri/tétra.), maillage hybride.

Une bonne qualité de maillage repose sur une bonne résolution dans les régions présentant un fort gradient (couches limites, ondes de choc ...etc.)

Enfin, la qualité de maillage a un sérieux impact sur la convergence, la précision de la solution et surtout sur le temps de calcul. Pour notre cas le maillage choisis est contrôlé par la physique et la taille des éléments est extra fins. (Voir Figure II.5)

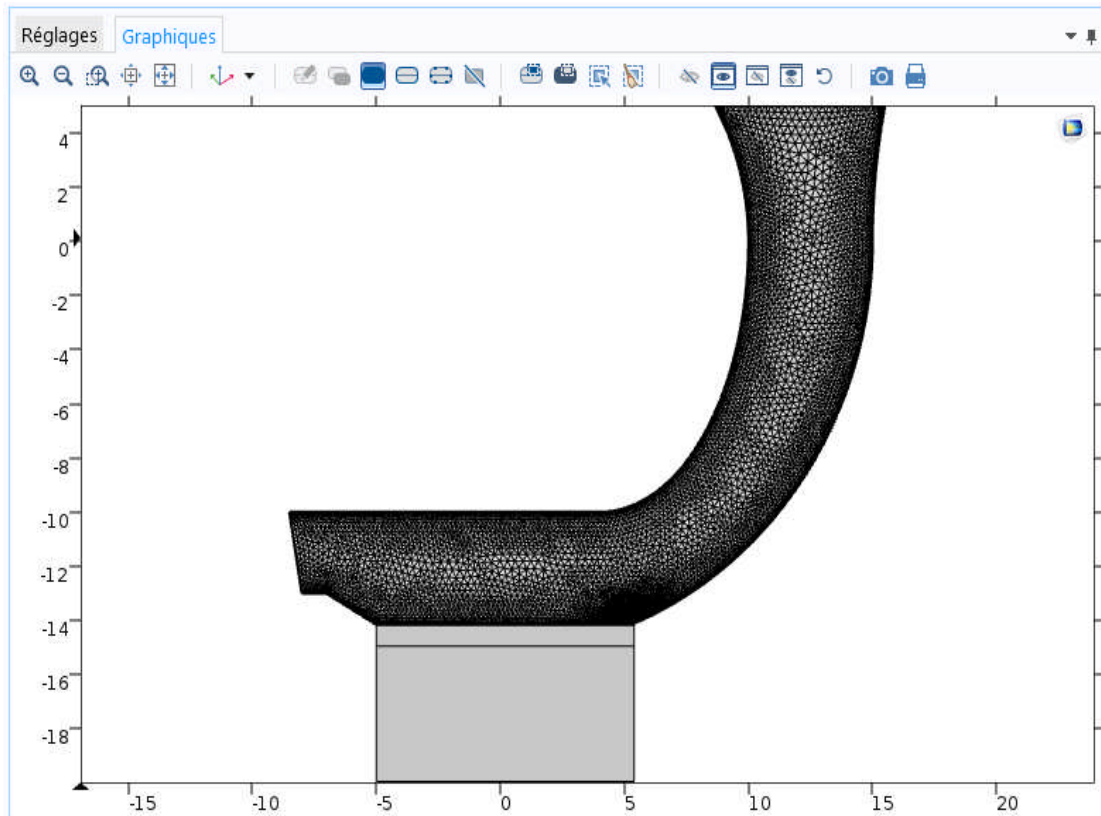


Figure II.5 : maillage de la structure

II.2.2. METHODOLOGIE ET RESULTATS DE CALCUL :

II.2.2.1. DESCRIPTION DE LA GEOMETRIE:

Notre géométrie a la forme d'un demi-cercle de dimensions 20×20 mm, en vue d'obtenir un meilleur résultat à la sortie nous avons opté pour dix géométries différentes de mêmes dimensions (changement de l'aspect du canal). Pour voir l'évolution de l'écoulement dans chaque simulation et après analyse et diagnostic de toutes les géométries simulées, nous procéderons à choisir la géométrie idéale pour la meilleure évacuation du fluide. Tout cela va se faire en effectuant des interventions différentes sur chaque géométrie.

II.2.2.2. CONDITIONS AUX LIMITES :

Nous définissons les conditions aux limites sur COMSOL par la commande écoulement laminaire (choix de l'écoulement), dans le constructeur modèle, en sélectionnant les entrées et les sorties sur la géométrie dans l'espace graphique, puis introduire les paramètres de vitesse et de pression à l'interface des entrées sélectionnés (dans le paramétrage du modèle). Mêmes processus pour les pressions.

- Dans notre cas le fluide arrive sur l'entrée à une vitesse de 3m/s, la pression d'entrée est la pression atmosphérique.

II.2.2.3. LES EQUATIONS

- **Equation Navier & Stocks en Coordonnée Cartésienne**

$$\rho \frac{DV}{Dt} = -\nabla P + \mu \nabla^2 V + \rho g$$

- **Equations utilisées par Comsol**

$$\underbrace{\rho(\vec{u} \cdot \nabla)u}_{(1)} = \underbrace{-\nabla pI}_{(2)} + \underbrace{(\nabla \cdot \mu(\nabla u + (\nabla u)^T))}_{(3)} + \underbrace{\vec{f}_{ext}}_{(4)}$$

- (1) Force d'inertie
- (2) Force de pression
- (3) Force de viscosité
- (4) Force extérieure (ρg)

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{u} = 0 \quad (\text{Équation de continuité représente la conservation de la masse})$$

II.2.2.4. RESULTATS OBTENUS SUR LES DIX SIMULATIONS

Résultat sur la première géométrie.

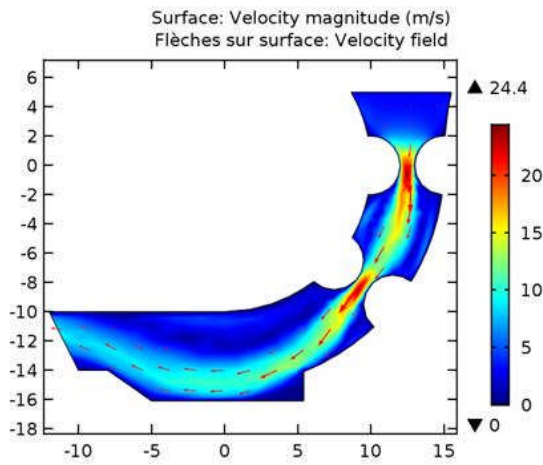


Figure II.6-a Champ de vitesse du fluide

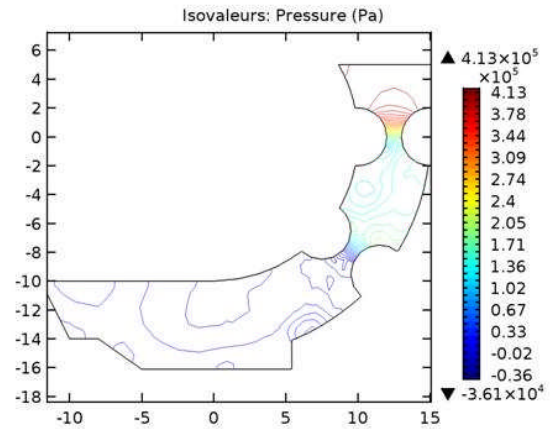


Figure II.6-b Champ de pression du fluide

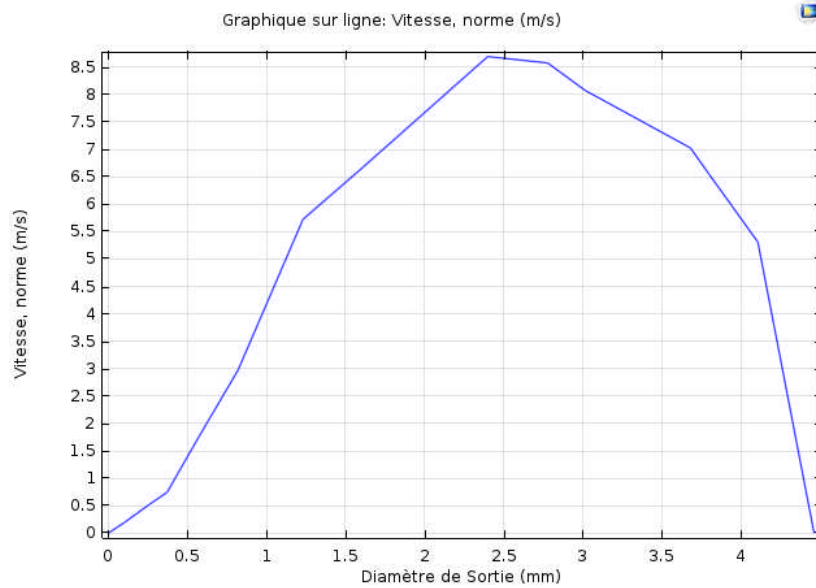


Figure II.6-c :Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la deuxième géométrie.

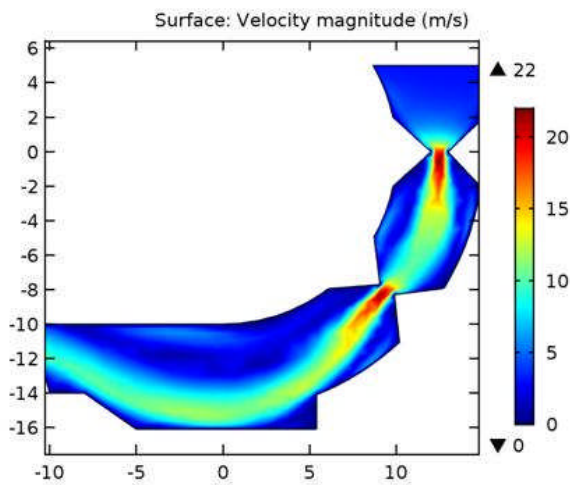


Figure II.7-a Champ de vitesse du fluide

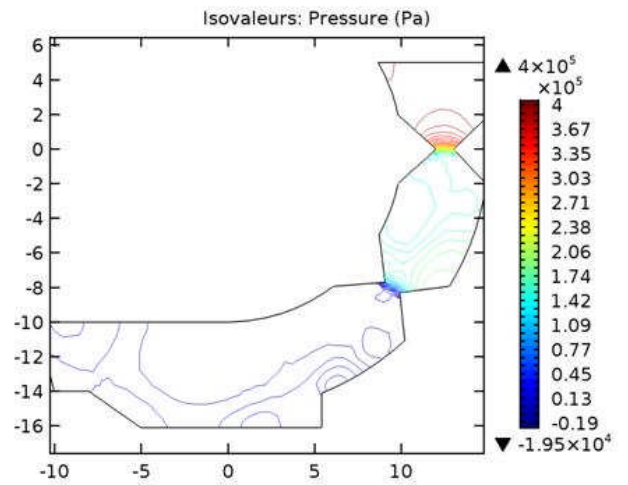


Figure II.7-b Champ de pression du fluide

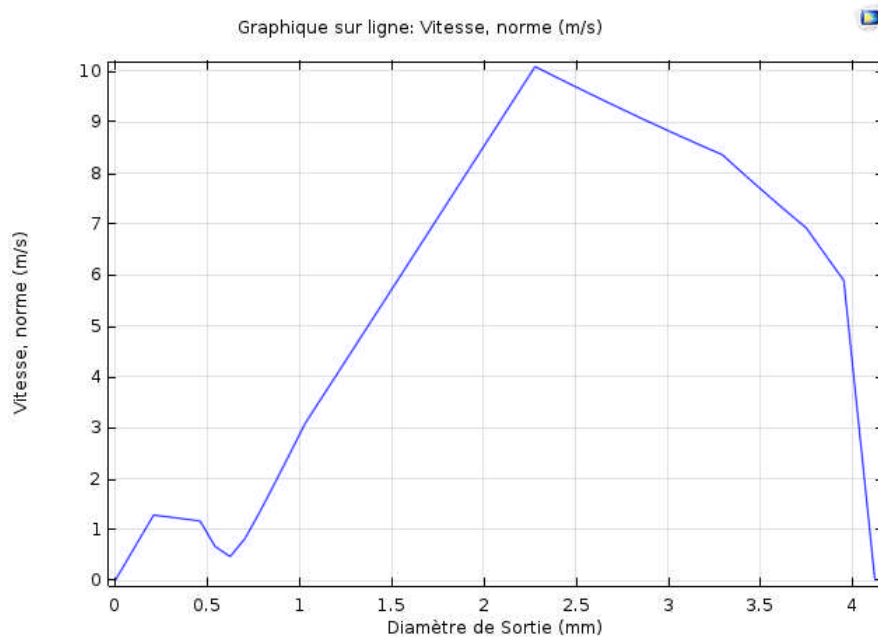


Figure II.7-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la troisième géométrie.

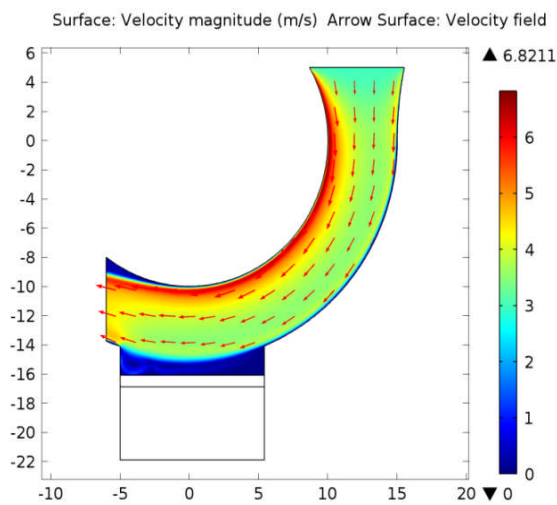


Figure II.8-a Champ de vitesse du fluide

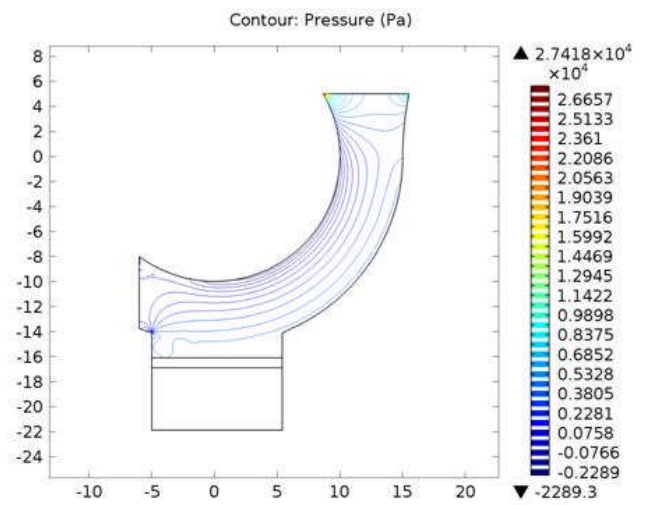


Figure II.8-b Champ de pression du fluide

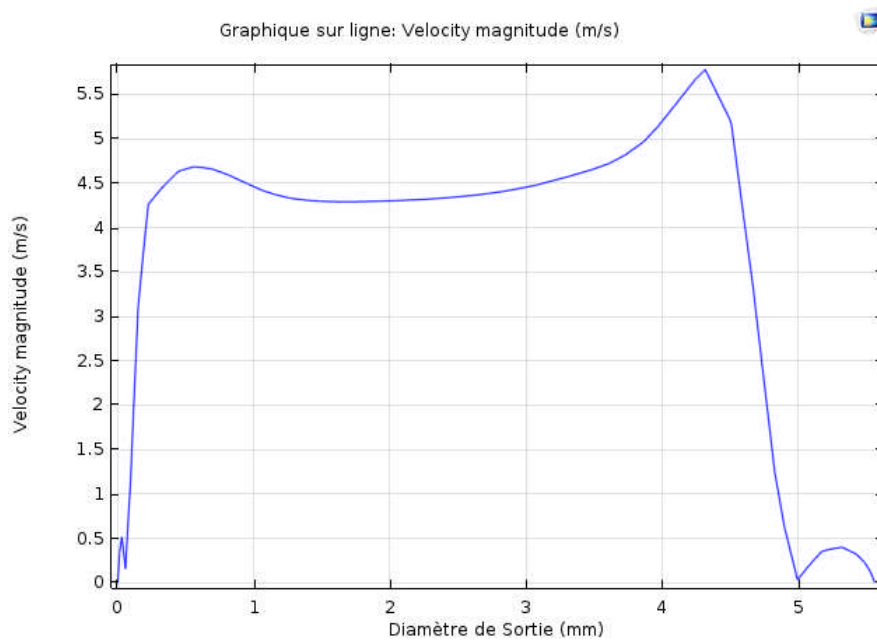


Figure II.8-c :Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la quatrième géométrie.

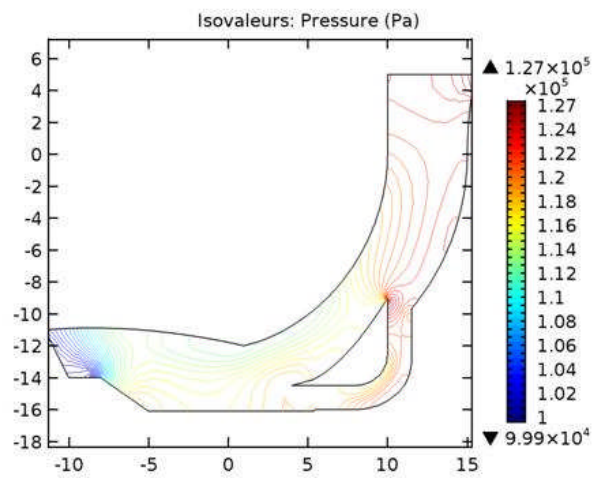
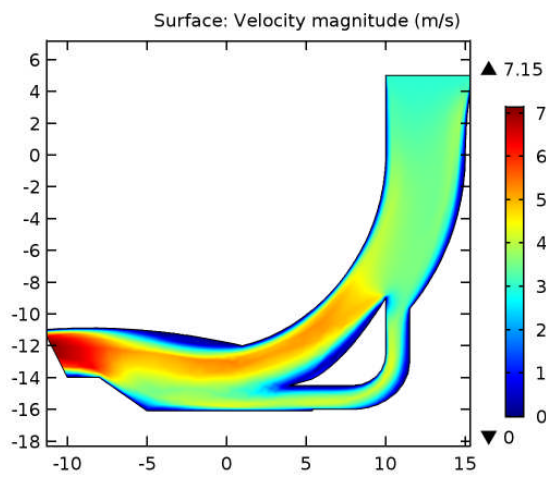


Figure II.9-a Champ de vitesse du fluide

Figure II.9-b Champ de pression du fluide

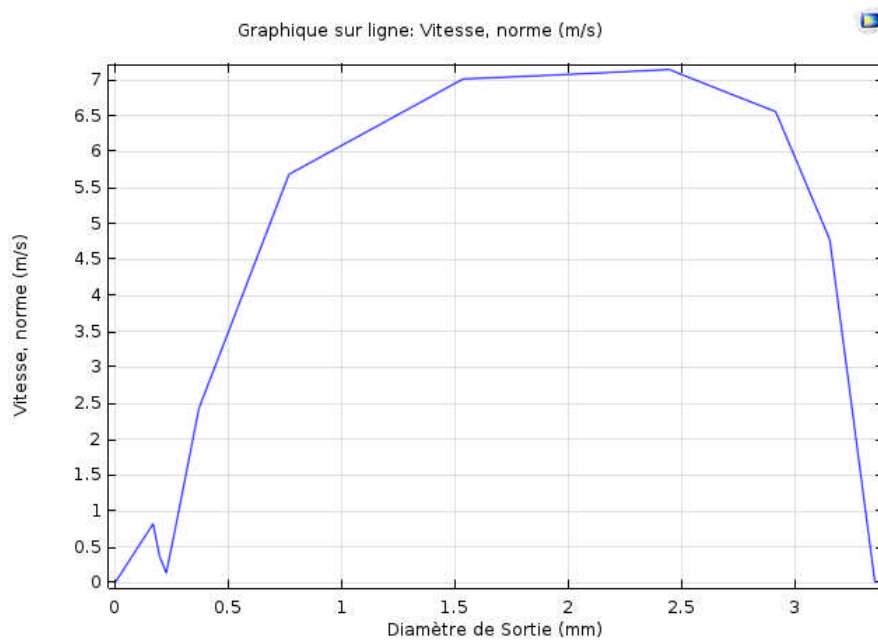


Figure II.9-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la cinquième géométrie.

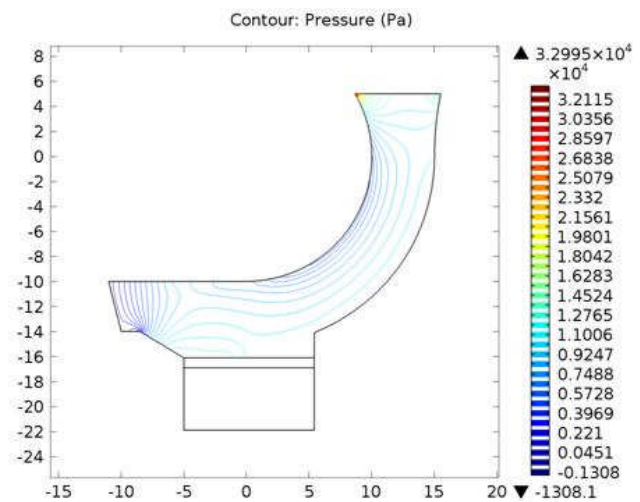
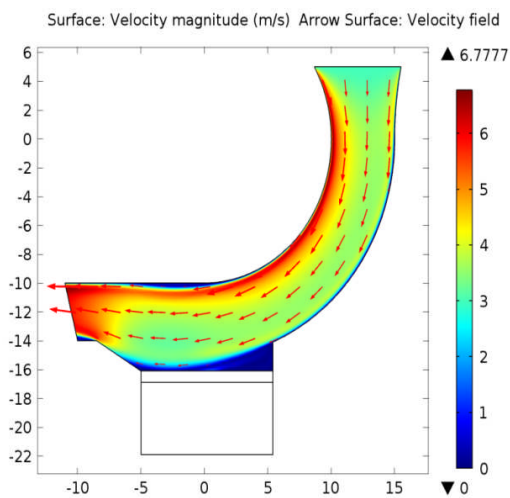


Figure II.10-a Champ de vitesse du fluide

Figure II.10-b Champ de pression du fluide

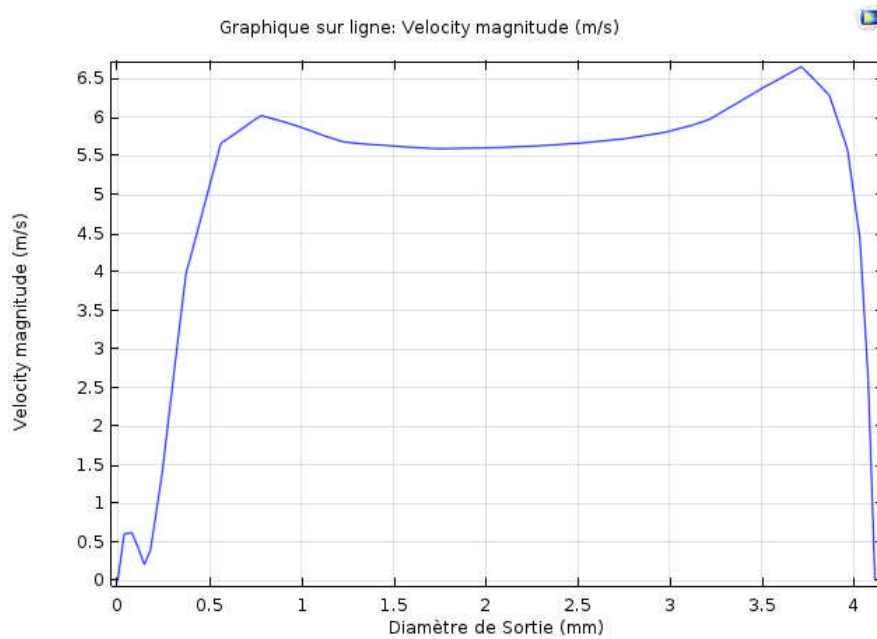


Figure II.10-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la sixième géométrie.

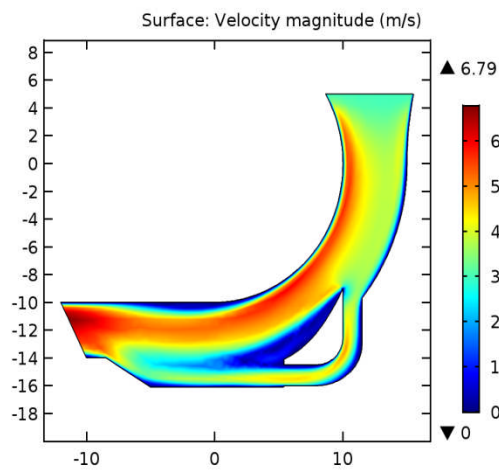


Figure II.11-a Champ de vitesse du fluide

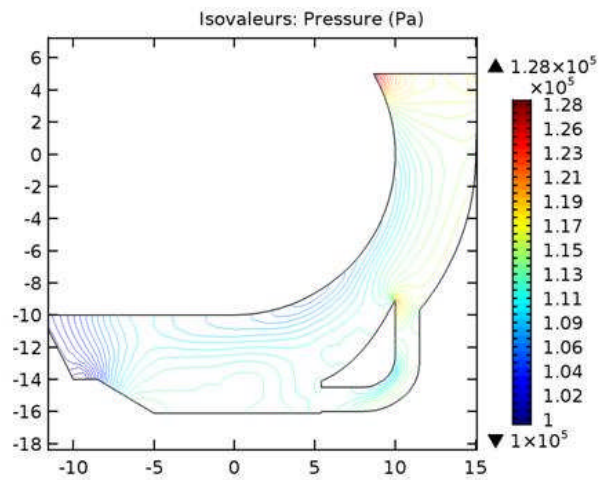


Figure II.11-b Champ de pression du fluide

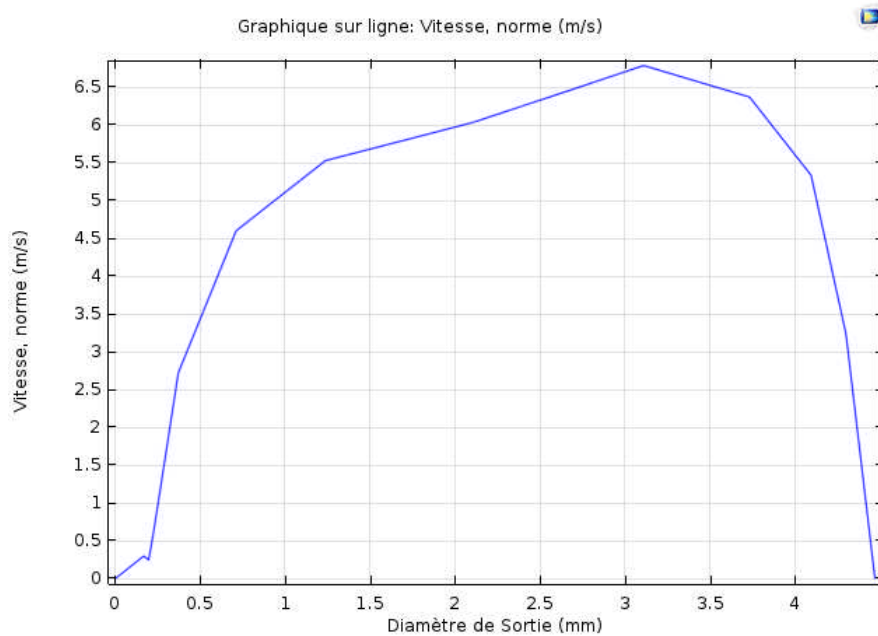


Figure II.11-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la septième géométrie.

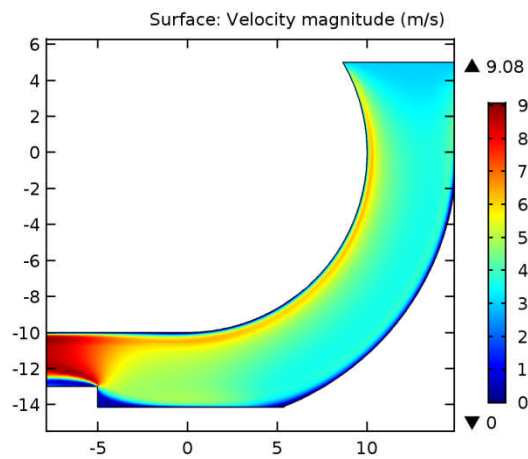


Figure II.12-a Champ de vitesse du fluide

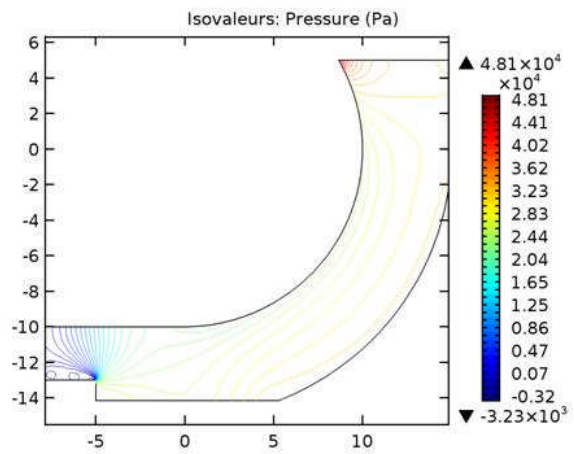


Figure II.12-b Champ de pression du fluide

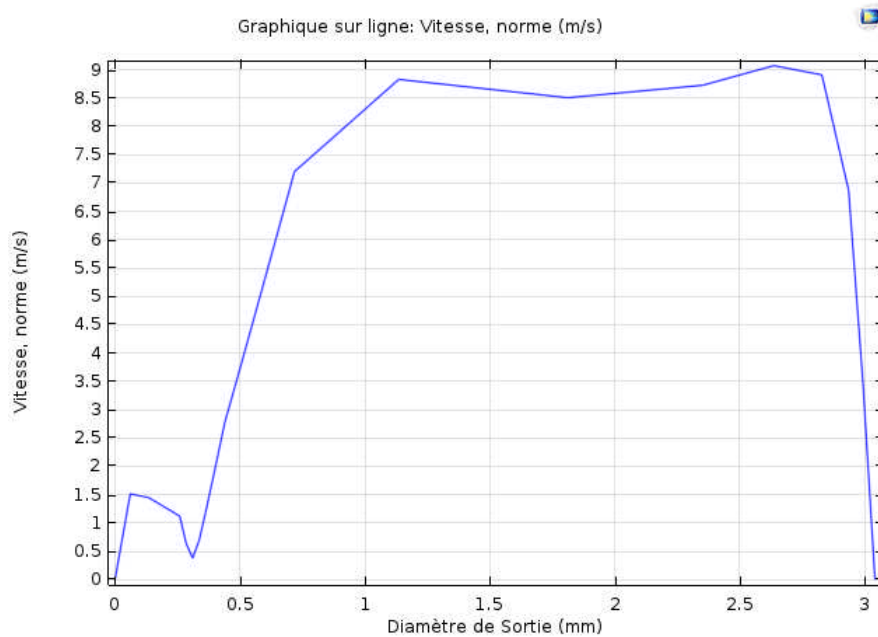


Figure II.12-c: Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la huitième géométrie.

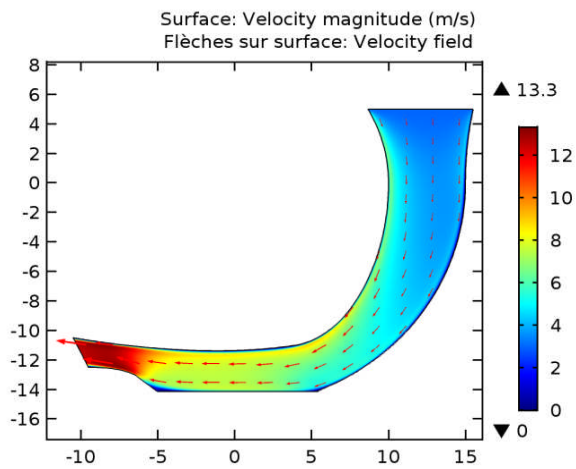


Figure II.13-a Champ de vitesse du fluide

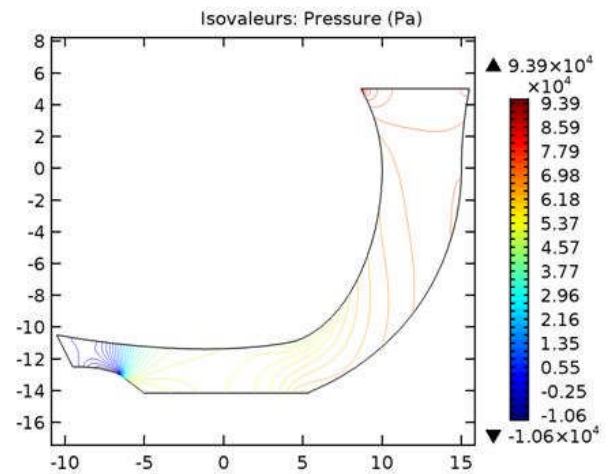


Figure II.13-b Champ de pression du fluide

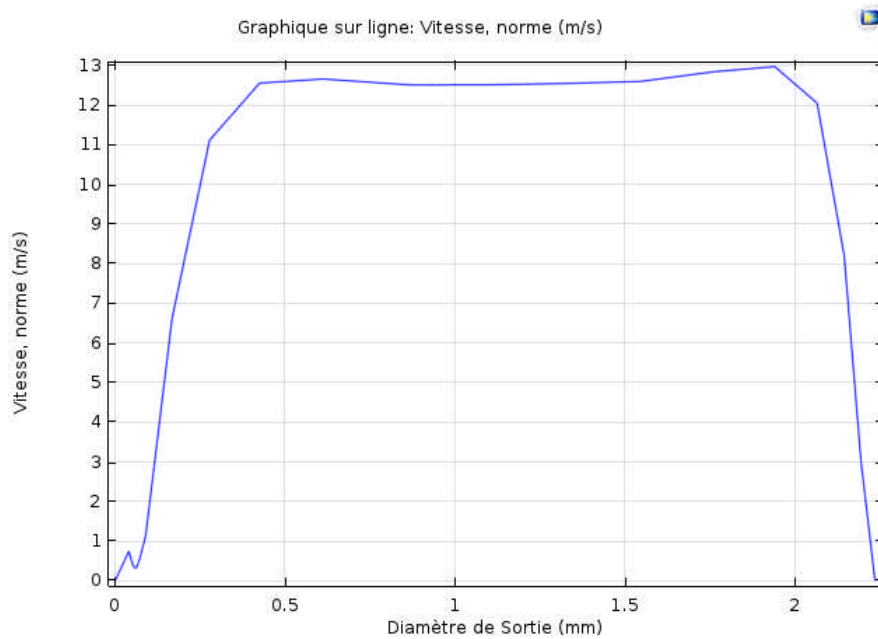


Figure II.13-c : Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la neuvième géométrie.

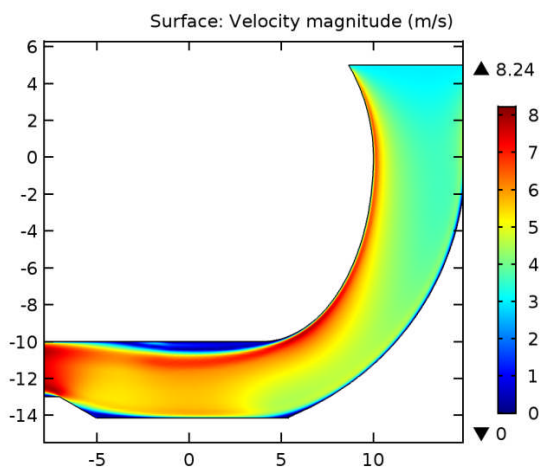


Figure II.14-a Champ de vitesse du fluide

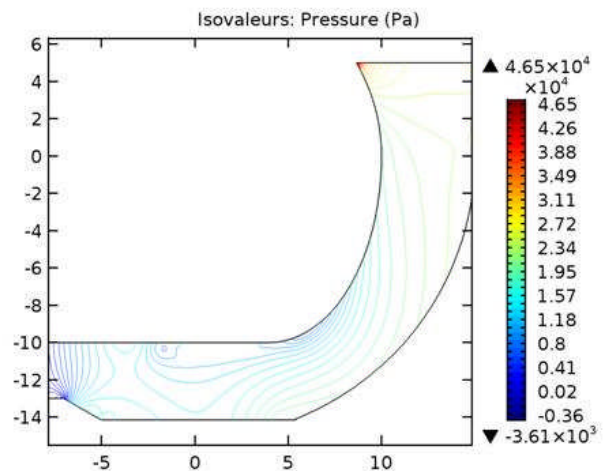


Figure II.14-b Champ de pression du fluide

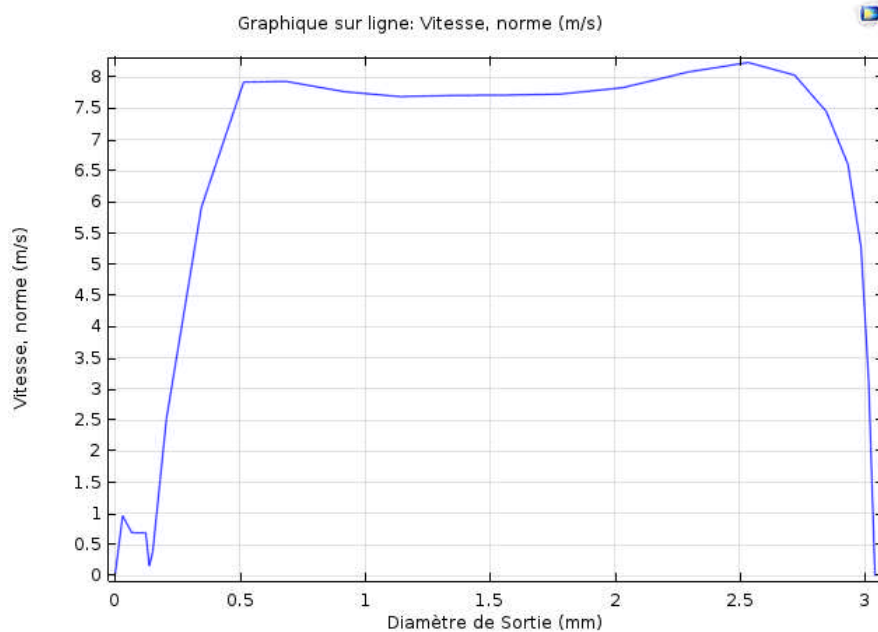


Figure II.14-c :Contour de la vitesse à la sortie du canal

Résultat sur la dixième géométrie.

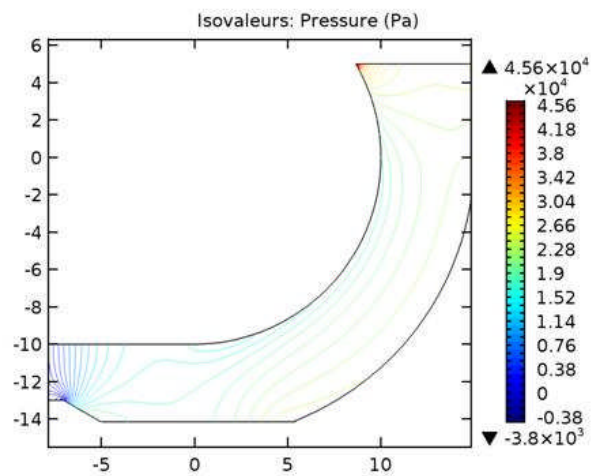
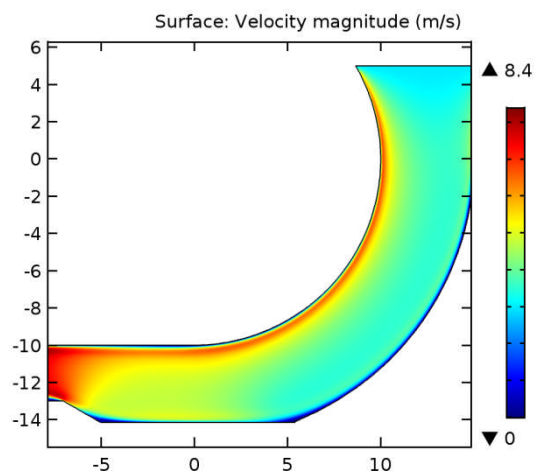


Figure II.15-a Champ de vitesse du fluide

Figure II.15-b Champ de pression du fluide

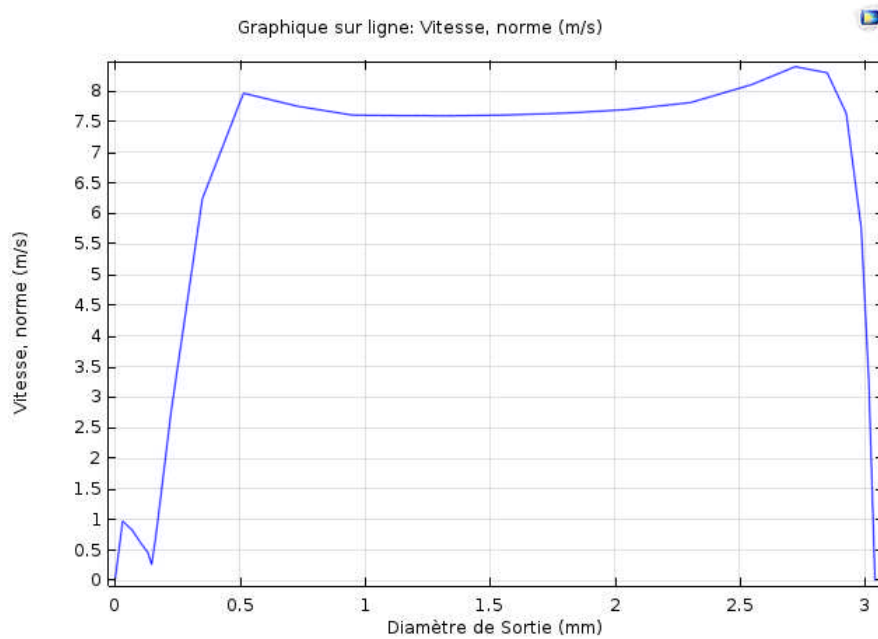


Figure II.15-c: Contour de la vitesse à la sortie du canal

II.2.2.5. INTERPRETATION DES RESULTATS

Nous constatons d'après les résultats de la simulation que les résultats diffèrent d'une géométrie à une autre et cela est bien bénéfique pour nous, parce que on a besoin de voir à quoi aboutissent toutes les géométries; commençons tout d'abord de voir l'allure de la vitesse à la sortie pour les différentes géométries, puis celle de la pression :

Nous distinguons d'après tous ces résultats obtenus que la vitesse augmente constamment, les valeurs de la vitesse et de la pression changent pour chaque conduite différentes, on remarque sur la (figure II.6-c) que la vitesse maximale atteinte égale à 8.69 m/s, et cela est dû à la réduction de la section de passage du fluide (convergent) ce qui est un bon résultat, par contre sur la (figure II.7.c) la vitesse maximale atteinte est 10.09 m/s, cela est dû à la création de rétrécissements sur la section de passage, par contre sur la (figure II.8-c) on constate que la vitesse maximale vaut 5.78 m/s, et ceci est dû à l'élargissement de la section au milieu, cette valeur est la plus basse vitesse de sortie comparant aux autres valeurs, mais sur la (figure II.13.c) on remarque bien que la vitesse maximale vaut 13.3 m/s, cette valeur est la plus grande obtenue et cela est dû principalement à la diminution de la section de passage au fur et à mesure du début jusqu'à la sortie de la conduite.

On revient maintenant à l'évolution de la pression dans toutes ces étapes considérées, on constate sur la figure 4.c que la valeur de la pression minimale vaut 262.58 Pa, cette valeur est la valeur minimale de toutes les simulations, et c'est sur la figure 6.c que nous retrouvons la valeur de la pression minimale qui vaut 1×10^5 Pa, les autres valeurs sont toutes comprises entre ces deux valeurs.

Vient maintenant le moment de choisir notre géométrie d'après tous les cas déjà présentés au paragraphe avant, et la canalisation est conditionnée par d'autres dispositifs, comme la membrane, les LED et la bobine électrique. Le choix de cette géométrie repose sur deux critères suffisants; le balayage total du fluide, une vitesse moins importante au voisinage de la membrane pour ne pas l'abîmer. La géométrie choisie est celle de la (figure II.15-a), sur cette géométrie la vitesse maximale de sortie est de 8.4 m/s, par contre sa vitesse au voisinage de la membrane est de 5 m/s. comme illustré sur les figures suivantes ;

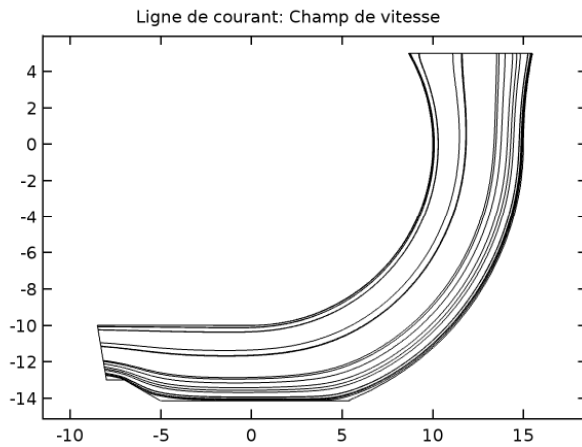


Figure II.16 ligne de courant sur la géométrie choisie

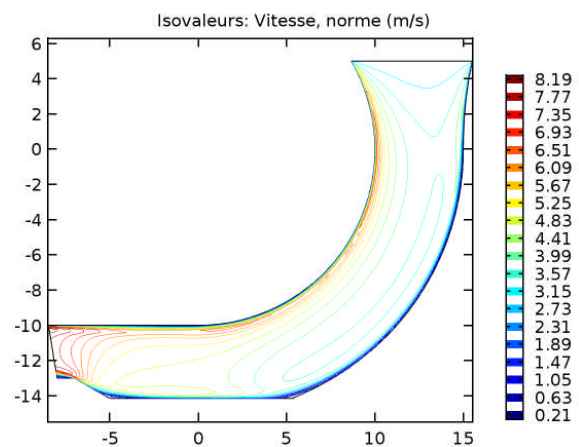


Figure II.17 les isovaleurs de la vitesse

II.3. PARTIE 2 : VERIFICATION DE LA SORTIE

Le capteur étudié est constamment émergé dans l'eau, pour cela une autre étude devrait être faite pour s'assurer de son bon fonctionnement, cette étude consiste à prouver le non-retour de l'eau dans la conduite à la sortie du canal, pour cela nous effectuerons quatre simulations qui correspondent aux cas les plus extrêmes (vitesse max, pression max, vitesse min, pression min), même si nous savons que le cas le plus critique correspondra à la pression la plus faible, mais le comportement du fluide avec les cas les plus extrêmes nous intéresse.

II.3.1. CONDITIONS AUX LIMITES :

II.3.1.1. CONDITION AUX LIMITES EXTERIEURES :

Le fluide qui arrive de l'extérieur et qui interagit avec celui qui sort du canal a une vitesse de 3m/s, qui est la même vitesse à l'entrée du canal, ce qui est logique puisqu'ils arrivent du même écoulement. Pour la pression, l'entrée de la conduite est à la pression atmosphérique.

II.3.1.2. CONDITIONS AUX LIMITES INTERIEURES :

Les conditions aux limites intérieures concernent uniquement le canal, ces conditions varient selon la vitesse déjà obtenue dans la première partie de ce chapitre. On prend les deux valeurs obtenues à la sortie de la conduite, la valeur minimale 5 m/s et la valeur maximale 13.3m/s.

La valeur maximale de la vitesse correspond à la pression minimale, et la valeur minimale de la vitesse correspond à la pression maximale.

II.3.2. RESULTATS OBTENUS SUR QUATRE SIMULATIONS DIFFERENTES :

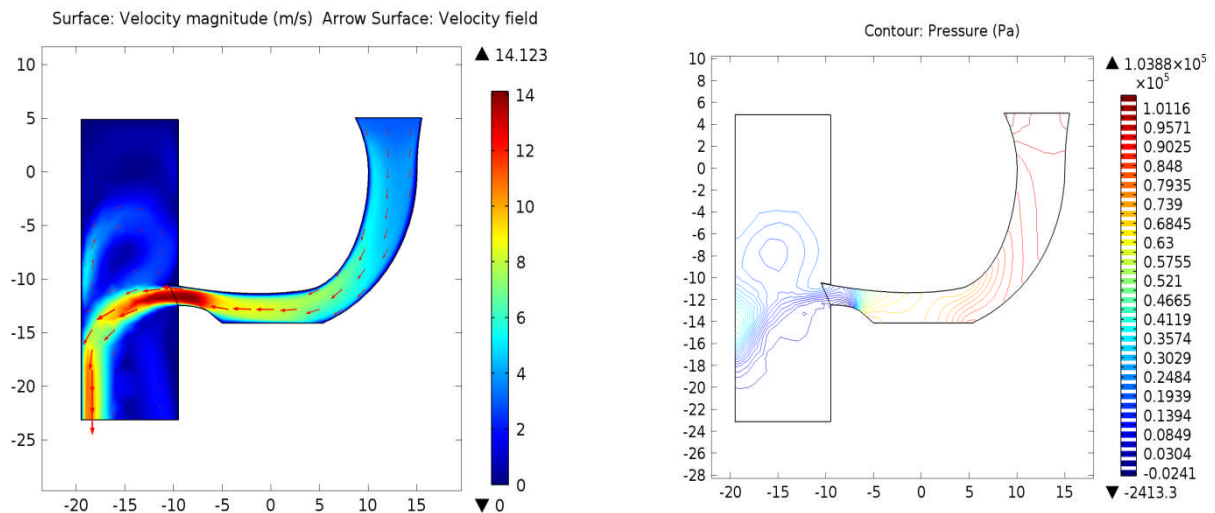


Figure II.18 : résultat pour la vitesse maximale

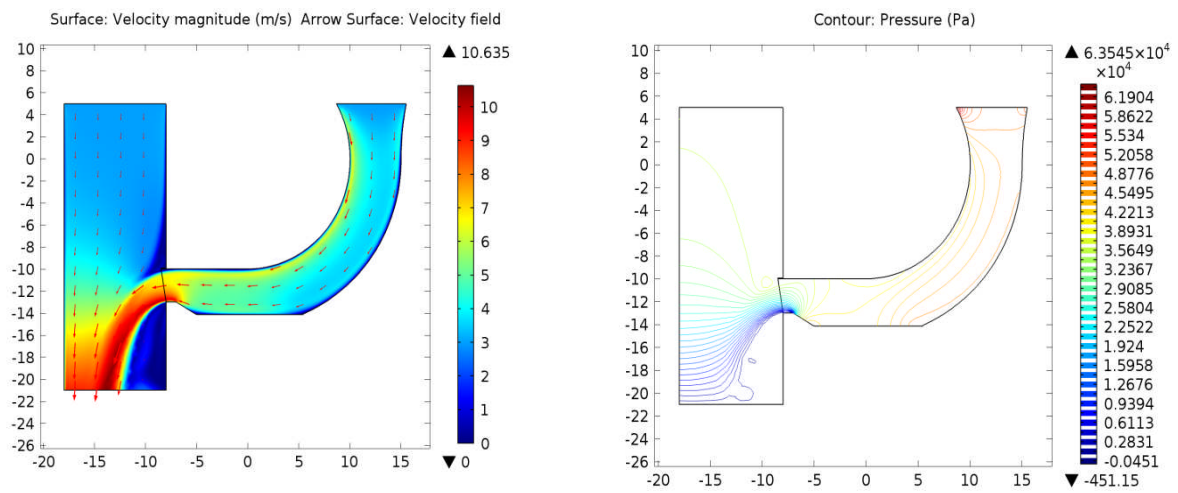


Figure II.19: résultat pour la pression minimale

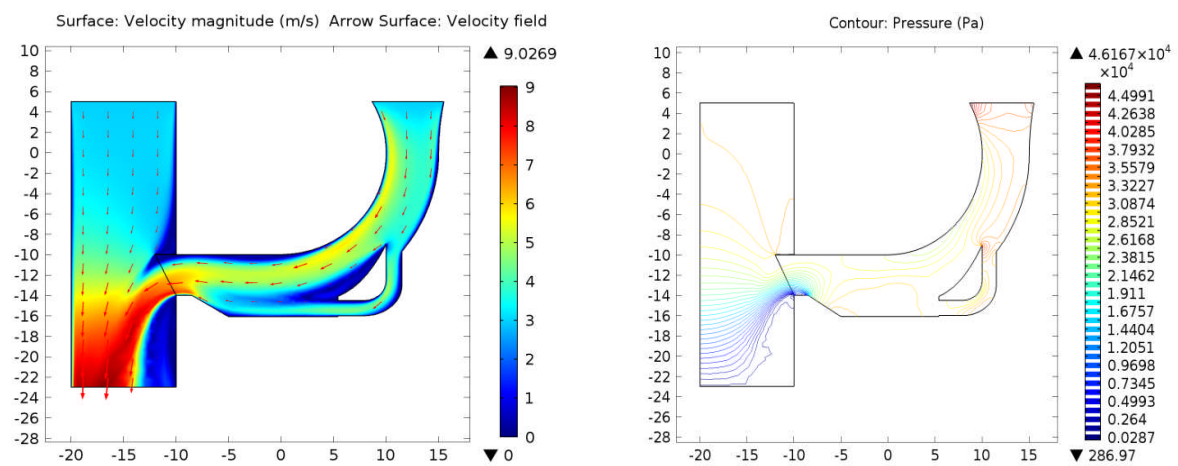


Figure II.20: résultat pour la pression maximale

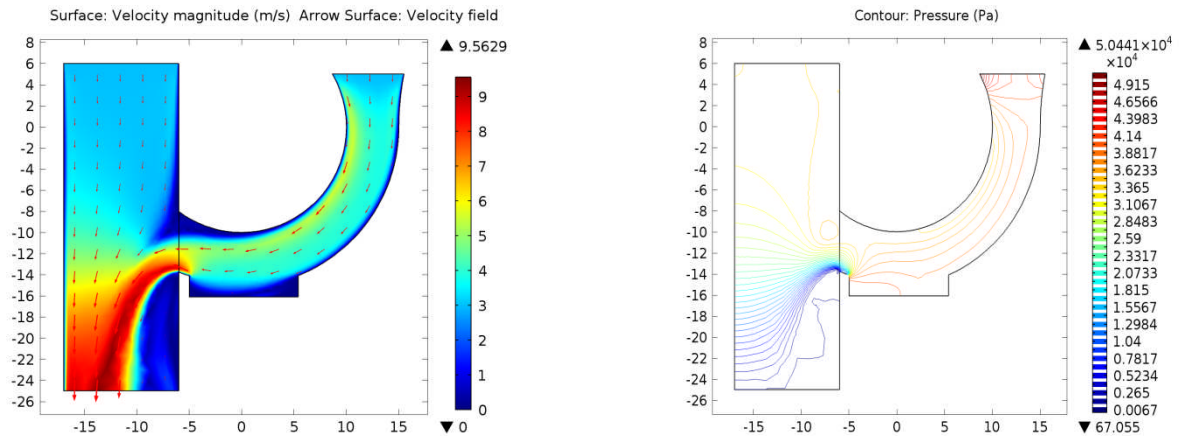


Figure II.21 : résultat pour la vitesse minimale

II.3.3. INTERPRETATION DES RESULTATS

Nous constatons d'après les résultats, que l'écoulement est unidirectionnel dans tous les cas de figures présentés et ainsi ça vérifie le non-retour du fluide dans notre conduite et cela sous toutes les conditions supposées.

Donc nous pouvons dire que notre capteur peut être émergé dans l'eau sans aucun problème.

II.4. PARTIE 03 : TEMPS DE DIFFUSION :

Afin de connaître le temps nécessaire de diffusion des ions H^+ pour permettre une autre analyse des urines d'un autre patient, une simulation sera faite pour savoir combien de temps prends les ions H^+ pour être diffusés dans l'alginate.

Dans cette étude nous tentons de calculer le temps nécessaire pour l'équilibre des ions H^+ entre notre liquide (eau+urine) et le récipient contenant l'alginate+catéchol. Pour un bon résultat sur cette étude, on va essayer d'instruire plusieurs cas possibles.

Pour cette simulation nous sélectionnerons la physique, *transport des espèces diluées en milieux poreux*

II.4.1. DESCRIPTION DE NOTRE GEOMETRIE

Notre géométrie est la même que celle étudiée dans la première partie, mais là on s'intéresse plus précisément au récipient situé sous la conduite qui contient la solution de l'alginate qui est fermé par la membrane sélective NAFION (voir chapitre 1). Dans cette étude nous allons suivre la concentration en fonction du temps dans un milieu poreux et cela en choisissant trois points différent, le premier à 1 mm, deuxième à 2.5 mm et le troisième à 4mm, selon la profondeur du récipient qui est de 5mm. Voir (figure II.22)

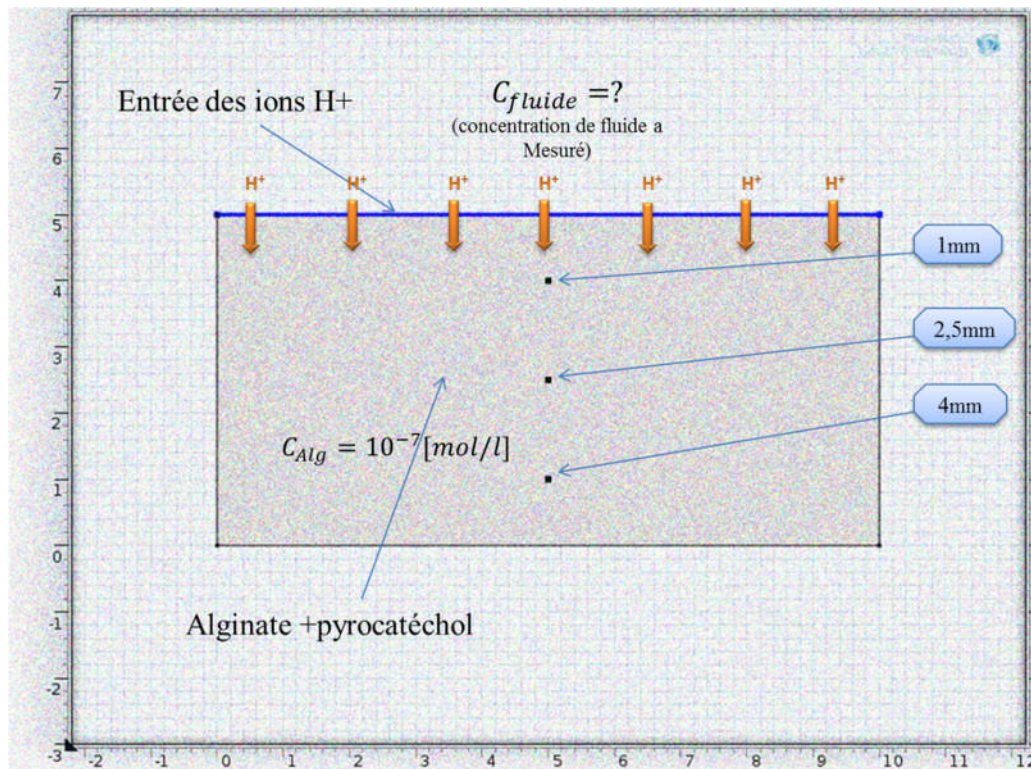


Figure II.22 : phénomène de diffusion

II.4.2. CONDITION AUX LIMITES :

a) Pour le premier cas

La concentration extérieure (concentration du fluide) : 10^{-1} mol/l

b) Pour le deuxième cas

La concentration extérieure (concentration du fluide) : 10^{-7} mol/l

c) Pour le troisième cas

La concentration extérieure (concentration du fluide) : 10^{-12} mol/l

- Pour les trois cas cités la concentration du milieu intérieur (alginate+pyrocatechol) : 10^{-7} mol/l

d) Pour le quatrième cas (rééquilibrage du milieu intérieur, alginate+pyrocatechol) :

La concentration du milieu extérieur : 10^{-7} mol/l

La concentration du milieu intérieur : 10^{-1} mol/l

- La porosité de l'alginate : 0.25 [25]
- La densité de l'alginate $1600[\text{kg/m}^3]$ [26]
- Le coefficient de diffusion des H^+ $931 \times 10^{-7}[\text{cm}^2/\text{s}]$ [27]

II.4.3. LES EQUATIONS UTILISEES PAR COMSOL

$$\left(1 + \frac{K_{p,c} \rho}{\epsilon}\right) \frac{dc}{dt} = -\frac{u}{\epsilon} \frac{dc}{dx} + D_D \frac{d^2c}{dx^2} + r$$

$K_{p,c}$ Coefficient de distribution

ρ Densité

ϵ Porosité

D_D Coefficient de diffusion

r Réaction chimique, $r=0$

II.4.4. RESULTATS OBTENUS PAR QUATRESIMULATIONS :

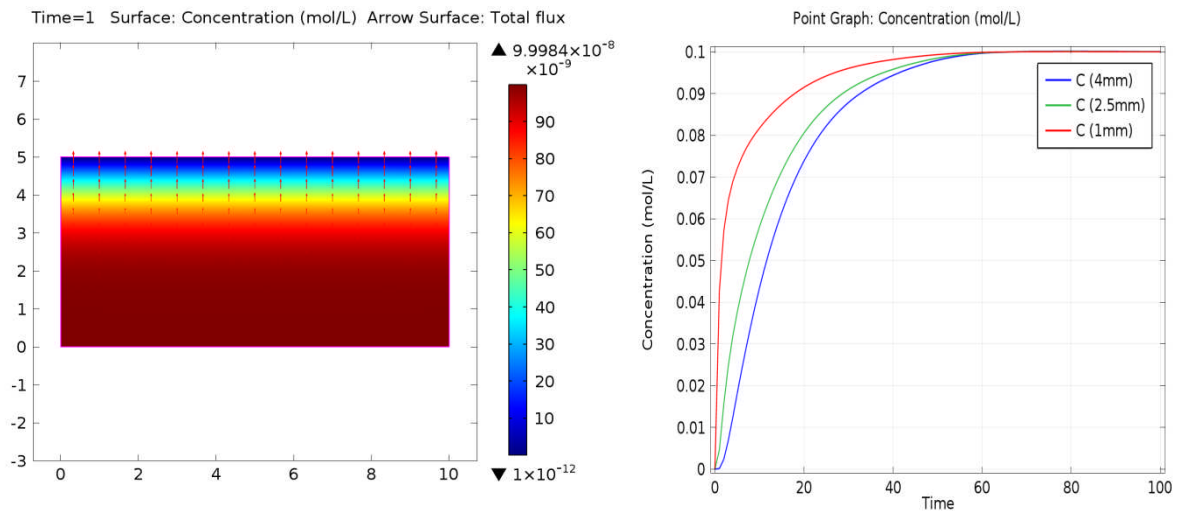


Figure II.23 : ph du milieu extérieur égale à 1

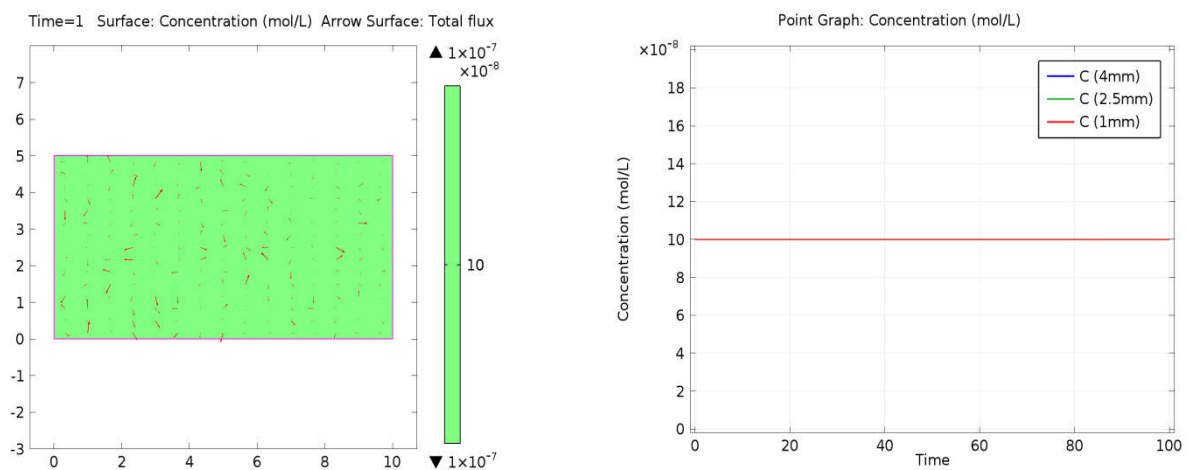


Figure II.24 : ph du milieu extérieur est neutre (ph=7)

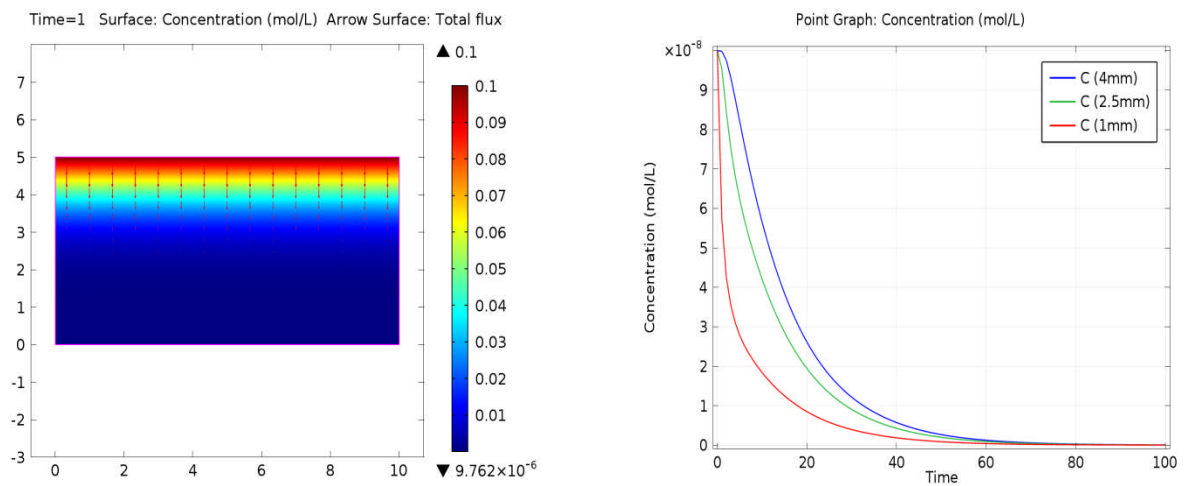


Figure II.25: ph du milieu extérieur égale à 12

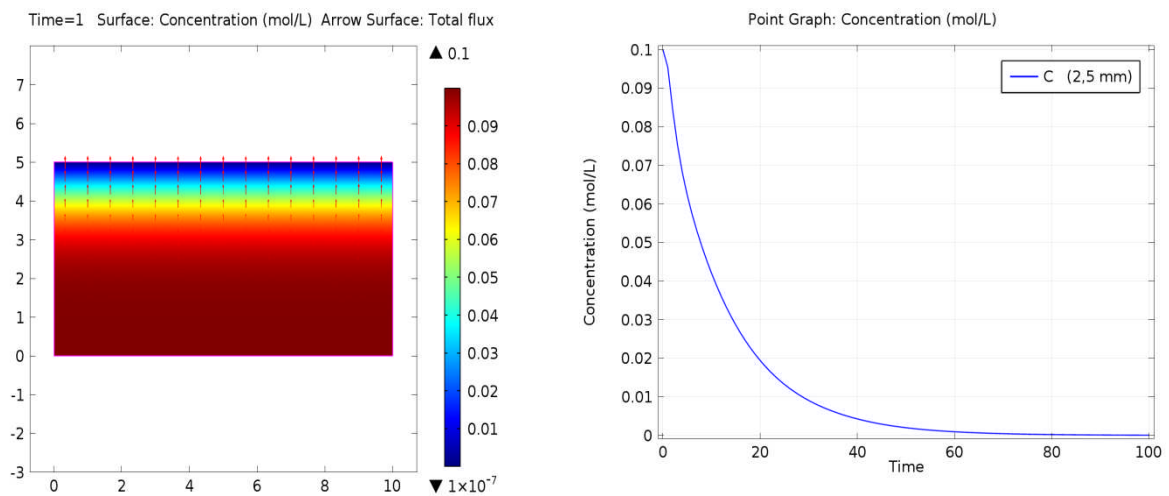


Figure II.26 : rééquilibre du milieu intérieur ver ph=7

II.4.5. INTERPRETATION DU RESULTAT :

Cette simulation nous a bien montré l'évolution de la concentration en fonction du temps en ces trois points différents, cette concentration atteint les quatre mm en moins d'une minute. Ce qui vérifie l'étude faite par les coréens, Dyes and Pigments [21], et aussi qui paraît logique et suffisante pour l'analyse.

II.5. CONCLUSION :

On étudiant et simulant toutes ces géométries différentes nous avons abouti à des résultats différents sur chaque géométrie, notre but dans toute cette étude est d'arriver à concevoir une géométrie idéale pour l'évacuation maximale du fluide sans pour autant abîmer la membrane sélective Nafion ou pire, l'emporter ou la détacher, en observant donc les profils de vitesse et de pression à la sortie, les résultats nous laissent à dire que la géométrie de la (figure. II.15-a) est la plus optimale pour nous ; elle correspond à la valeur maximale de vitesse à la sortie 8.4 m/s et de la pression minimale de $-3.8 \times 10^3 \text{ Pa}$, (toujours à la sortie). En outre au voisinage de la membrane la vitesse est de 5 m/s.

Nous avons prouvé le non-retour de l'eau dans la conduite à la sortie du canal, dans les conditions extrêmes, de ce fait nous pouvons conclure que notre capteur fonctionne sous toutes les conditions qui lui sont imposées.

Nous avons montré à travers la dernière simulation que le temps nécessaire à la diffusion des ions H^+ est moins d'une minute pour chaque cas (diffusion, rééquilibre). De ce fait, nous pouvons conclure que l'analyse pour un patient ne prend que deux minutes (2mn).

CONCLUSION GENERALE

CONCLUSION GENERALE

Le présent travail nous a permis de faire une étude de faisabilité de la partie fluidique d'un capteur MEMS (opto-fluidique). Notre objectif principal était la simulation du comportement du fluide à travers la canalisation du capteur, cela s'est fait donc en trois parties : la première consistait à choisir la géométrie idéale pour un balayage maximal du fluide dans le canal ; la seconde comprenait la vérification que le fluide à la sortie n'effectue pas un retour dans le canal, et la troisième a servi à calculer le temps nécessaire pour une analyse complète. Toutes les parties ont été faites par l'outil de simulation COMSOL. Cela nous a permis de nous familiariser avec cet outil de simulation qui est l'un des meilleurs dans le domaine de la CAO avec entre autres, ANSYS, CATIA, COVENTOR, CST.

Les trois parties étaient consistantes dans la mesure où elles nous ont permis de toucher à plusieurs disciplines : CAO, mécanique, chimie, matériaux, et un peu d'optique. Aussi nous avons eu l'opportunité de nous initier aux MEMS et spécialement à la micro fluidique qui est une science relativement nouvelle dont elle émerge dans le monde et aussi en Algérie à travers le CDTA et d'autres laboratoires universitaires

Avec les résultats de ce travail donc nous avons établi un dimensionnement d'une partie d'un capteur.

La prochaine étape ainsi est la fabrication d'un modèle en polymère : PMMA (Poly méthacrylate de méthyle) en reprenant les données et les dimensions de notre simulation.

Bibliographie

- [1] : institut-pgg. Comprendre-la Microfluidique
 - [2] : G.A. ARILA RODRIGUEZ, thèse de doctorat, université de Toulouse, 2008.
 - [3] : HAKIM TARBAGUE étude et mise au point d'une plateforme de bio détection de micro organisme couplant immun capteur a ondes de love et dispositifs pdms microfluidiques thèse de doctorats université bordeaux 1
 - [4]: Ann Arbor/ MEMS Investor Journal /2222 Fuller Court | MI | 48105
 - [5] : Hélène Horsin Molinaro-Olivier FRANÇAIS, édité le 18/12/2014
 - [6] ANNANE KAHINA, these Doctorat UMMTO 2015.
 - [7] MANZ, 1990.
 - [8] Yi 2006.
 - [9] YAMAHATA, 2008.
 - [10] HUCKLE, 2008
 - [11] Rapport de BCC Research
 - [12] Rapport de Frost et Sullivan.
 - [13] RAPHAEL RENAUDOT Physique pour les Sciences du Vivant Arrêté ministériel, thèse de Doctorat, l'Université de GRENOBLE ,7 août 2006.
 - [14] WHITESIDES, 2006.
 - [15] Google CDTA
 - [16] Site internet IMB-CNM
 - [17] Guckel *et al.* 1995
 - [18] Guckel *et al.* 1988
 - [19] : REMY FULCRAND, Etude et développement d'une plateforme microfluidique dédiée à des applications biologiques Intégration d'un actionneur magnétique sur substrat souple, Doctorat de l'université Paul-Sabatier Toulouse III U.F.R PCA : Physique Chimie Automatique
 - [20] Wikipedia
 - [21] Article Dyes and Pigments 108:1–6 · September 2014
- Yu-Kyoung Lee, Sang-Yup Lee /A colorimetric alginate-catechol hydrogel suitable as a spreadable pH indicator/Dyes and Pigments 108 (2014) 1e6
-

- [22] Membrane composite polymère fluoré / poly électrolyte pour pile à combustible : relations structure - propriétés. Thèse de Doctorat de l'Université Pierre et Marie Curie, Paris VI.
- [23] Les propriétés physiques de l'urine En ligne Médicament
<http://omedicine.info/fr/fizicheskie-svoystva-mochi.html>
- [24] https://www.researchgate.net/figure/236613180_fig3_Figure-3-SEM-analysis-of-the-microporous-structure-of-the-alginate-hydrogels-A
- [25] https://en.wikipedia.org/wiki/Alginic_acid
- [26] Diffusion. Mass transfer in fluid systems / E.L. Cussler. -3rded
-