

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة  
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا  
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك  
Département d'Électronique



# Mémoire de Projet de Fin d'Études

présenté par

RARBI Hamza

&

KESRI Meriem

Pour l'obtention du diplôme master 2 option Microélectronique, Microsystèmes et Conception  
de Circuits

---

Thème

---

**Etude et conception d'une micropompe  
magnétohydrodynamique (MHD) et simulation  
sous COMSOL 4.3**

---

Promotrice : ASSAD Zakia

Co-Promotrice : NACEUR Djamila

Année Universitaire 2012-2013

## *Remerciements*

*Toute notre gratitude, grâce et remerciement au bon Dieu qui nous a donné la force, le courage et la volonté d'élaborer ce travail.*

*Nous tenons à remercier notre promotrice Mme ASSAD Zakia nous avoir encadré, aidé et encouragé pour mener à bien ce travail. Sans oublier, Mme BOUGHÉRIJA Hamida, Mme BOUGHÉRIJA Nadia, Mme NACEUR et Mlle REGUIG et Mr ACHÉLI et Mr BENHAFEFÉ pour leur soutien et conseils qui nous ont incité à aller de l'avant.*

*Nous remercions également les membres du jury pour l'honneur qu'ils nous ont fait de juger notre travail et l'ensemble des enseignants de l'université de Saad Dahlab (Blida).*

*Kesri meriem*

*Rardi hamza*

## *Dédicace*

*Je dédie ce mémoire à mon Père et ma Mère, ainsi qu'à mes  
grands-parents avec toute mon affection.*

*A ma Sœur Lamia.*

*A tous les étudiants de ma promotion et particulièrement : Ali,  
Mehdi, hamza, Karim, djamel....*

*A mon binôme hamza*

*Ainsi qu'à tous mes chères amies : Soumia , Fella , Samia, zineb,  
karima, tinhinene....*

*KESRI Meriem*

---

## ملخص:

شبكة العين الكترونية هو تصوير الذي يجمع بين وظائف الاقتران ومعالجة الصور والهدف من عملنا هو دراسة الجزء المحرك في هذه السلسلة التي تضم مضخة صغيرة مغناطيسية التي تعطي في الاخير إشارة الكهروكيميائية

**كلمات المفاتيح:** سوائل الدقيقة , مضخة صغيرة , المغناطيسية الهيدروديناميكية

---

## Résumé :

La rétine bionique est un imageur qui combine les fonctions d'acquisition et de traitement de l'image, l'objectif de notre travail consiste à étudier la partie actionneur dans cette chaine qui comprend une micropompe magnétohydrodynamique (MHD), elle fournit à sa sortie un signal électrochimique

**Mots clés :** microfluidique , micropompe , magnétohydrodynamique (MHD).

---

## Abstract :

The bionic retina is an imager that combines the functions of acquisition and image processing, The objective of our work is to study the actuator part in this chain which includes a magnetohydrodynamic micropump ,it provides at its output a electrochemical signal

**Keywords :** microfluidic , micro pump , magnetohydrodynamic (MHD).

---

# Table des matières

Introduction générale 2

## **Chapitre 1 : Etat de l'art des microsystemes**

1.1 Introduction	4
1.2 Définition sur les MEMS	4
1.3 Historique et domaine d'application des microsystemes	5
1.4 Système de la rétine bionique	6
1.4.1 Structure de la rétine biologique	6
1.4.2 Transduction de l'énergie lumineuse	8
1.4.3 Cheminement des neurotransmetteurs à travers les synapses chimiques	9
1.5 Cellule de base de la rétine bionique	10
1.6 Utilisation d'une micropompe	11
1.7 Conclusion	11

## **Chapitre 2 : Etat de l'art des micropompes**

2.1 Introduction	13
2.2 Microsystemes et Microfluidique	13
2.3 Les microsystemes fluidiques : historique et applications	14
2.3.1 Applications	14
2.4 Etat de l'art des micro-pompes et des micro-clapets	15
2.4.1 Etat de l'art des micro-pompes	15
2.4.1.1 La micro-pompe : le cœur de la micro-fluidique	15
2.4.1.2 Principes de micro-pompes	17
2.4.1.2.1 Les pompes volumétriques	18
2.4.1.2.2 Les pompes dynamiques	23
2.4.2 État de l'art des micro-clapets	26
2.4.2.1 Les clapets actifs	27
2.4.2.2 Les clapets passifs	28
2.5 Description de la micropompe étudiée	29

2.5.1	Techniques de réalisation d'une micropompe MHD	30
2.5.1.1	Technologies de micro-moulage	30
2.5.2	Réalisation de la chambre de pompage et trous d'accès (entrée-sortie)	32
2.5.3	Réalisation de l'aimant: dépôt Nd-Fer Bore	33
2.5.4	Réalisation des électrodes	33
2.6	Conclusion	34

### **Chapitre 3 : Magnétohydrodynamique et modélisation de la micropompe MHD**

<a href="#">3.1</a>	<a href="#">Introduction</a>	36
<a href="#">3.2</a>	<a href="#">Magnétohydrodynamique</a>	36
<a href="#">3.3</a>	<a href="#">Modélisation de la MHD</a>	37
<a href="#">3.3.1</a>	<a href="#">Équations de l'électromagnétisme (équations de Maxwell)</a>	37
<a href="#">3.3.2</a>	<a href="#">Rappel sur les lois de l'électromagnétisme</a>	40
<a href="#">3.4</a>	<a href="#">Dynamique des fluides</a>	41
<a href="#">3.5</a>	<a href="#">Équations de l'hydrodynamique</a>	41
<a href="#">3.6</a>	<a href="#">Hypothèses simplificatrices</a>	43
<a href="#">3.7</a>	<a href="#">Réaction du champ magnétique sur le fluide</a>	44
<a href="#">3.8</a>	<a href="#">Hydrodynamique dans les micro canaux</a>	45
<a href="#">3.9</a>	<a href="#">Physique des écoulements à l'échelle micrométrique</a>	45
<a href="#">3.10</a>	<a href="#">Force de Lorentz</a>	46
<a href="#">3.11</a>	<a href="#">Description générale du prototype MHD à conduction</a>	47
<a href="#">3.12</a>	<a href="#">Modélisation de la micropompe MHD étudiée</a>	48
<a href="#">3.12.1</a>	<a href="#">le modèle champ électrique et magnétique</a>	48
<a href="#">3.12.2</a>	<a href="#">Le modèle microfluidique</a>	48
<a href="#">3.12.3</a>	<a href="#">Méthode d'application</a>	49
<a href="#">a-</a>	<a href="#">création de la géométrie</a>	49
<a href="#">b-</a>	<a href="#">maillage</a>	49
<a href="#">C-</a>	<a href="#">Propriété de fluide</a>	50
<a href="#">3.13</a>	<a href="#">Conclusion</a>	51

### **Chapitre 4 : Simulation et résultats**

4.1	Introduction	53
4.2	Les prototypes de simulation	53
4.3	Présentation des résultats	54
4.3.1	Résultats pour $V = -40\text{mV}$	54
4.3.2	Résultats pour $V = -60\text{mV}$	60

4.3.2 Résultats pour $V = -80\text{mv}$	66
4.4 Etude Dynamique (domaine fréquentiel)	71
4.4.1 Fréquence fondamentale	72
4.5 Conclusion	75
Conclusion et perspectives	77

## Liste des figures

<a href="#">Figure 1.1 : Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets.</a>	4
<a href="#">Figure 1.2 : Domaines des MEMS.</a>	6
<a href="#">Figure 1.3 : La structure microscopique de la rétine et les photorécepteurs.</a>	7
<a href="#">Figure 1.4 : Composition interne des photorécepteurs.</a>	8
<a href="#">Figure 1.5 : Dépolarisations de la membrane.</a>	9
<a href="#">Figure 1.6 : La transmission du signal dans une synapse chimique.</a>	9
<a href="#">Figure 1.7 : Schéma bloc de la cellule de base.</a>	11
Figure 2.1 : Dimensions caractéristiques des dispositifs microfluidiques [3].	13
Figure 2.2 : Nombre de publications par année en relation avec la microfluidique [7].	15
Figure 2.3 : Micro-pompes (a) pompe de type péristaltique avec actionneur à paraffine [Bodén 2008], (b) pompe à membrane [Nguyen 2004a], (c) Pompe à membrane à clapets à bille [Yamahata 2005], (d) pompe rotative à spirale [Al-Halhouli 2008], (e) pompe péristaltique à actionnement direct par un micro-moteur [Koch 2009], (f) une des plus petites pompes au monde, développée par Fraunhofer IZM, Munich, Germany .	16
Figure 2.4 : Représentation du débit en fonction de la taille caractéristique.	17
Figure 2.5 : Classification des micro-pompes.	18
Figure 2.6 : Principe d'une pompe à membrane.	19
Figure 2.7 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur électrostatique.	19
Figure 2.8 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur piézoélectrique.	20
Figure 2.9 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur électromagnétique.	20
Figure 2.10 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur	20
Figure 2.11 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur en alliage à mémoire de forme	21
Figure 2.12 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur exploitant le changement de phase d'un fluide.	21
Figure 2.13 : Principe d'une pompe à engrenage	21
Figure 2.14 : Schéma de principe d'une pompe magnétohydrodynamique.	23
Figure 2.15 : Pompes électrohydrodynamiques.	23
Figure 2.16 : Schéma de principe d'une pompe électro-osmotique.	24
Figure 2.17 : Schéma de principe d'une pompe à électro-mouillage (exploitant la tension de surface).	24
Figure 2.18 : Schéma de principe d'une pompe à bulles.	25
Figure 2.19 : Classification des micro-clapets.	26

Figure 2.20 : Représentation du micro-clapet de type lamelle . [Zengerle 1995]).	28
Figure 2.21 : Principe de la pompe développée par Böhm.	28
Figure 2.22 : Photographie du micro-clapet intégré dans la pompe de Yamahata [Yamahata 2005].	29
Figure 2.23 : Clapet de type structure mobile en ligne : Photographie du clapet de Seidemann	29
Figure 2.24 (a) : Les deux niveaux de la micropompe (Vue en longueur).	31
Figure 2.25 (b) : Les deux niveaux de la micropompe (Vue en largeur).	32
Figure 2.26 (a) : Processus de réalisation d'un circuit en PMMA.	32
Figure 2.27 (b) : photographie d'un canal usiné en PMMA [11].	33
Figure 3.1 : Géométrie de la micropompe classique à étudier.	47
Figure 3.2 : Le maillage normal comporte 54519 éléments.	49
Figure 4.1 : prototype de la simulation pour le modèle des champs électrique et magnétique.	53
Figure 4.2 : prototype de la simulation pour le modèle microfluidique.	54
Figure 4.3 : Densité de courant.	54
Figure 4.4 : Densité de courant.	55
Figure 4.5 : Densité du flux magnétique.	55
Figure 4.6 : Densité du flux magnétique.	56
Figure 4.7 : Force de Lorentz.	56
Figure 4.8 : Force de Lorentz.	57
Figure 4.9 : Pression.	58
Figure 4.10 : pression.	58
Figure 4.11 : Vitesse du fluide (l'eau salé).	59
Figure 4.12 : Vitesse du fluide (l'eau salé).	59
Figure 4.13 : Densité de courant.	60
Figure 4.14 : Densité de courant.	61
Figure 4.15 : Densité du flux magnétique.	61
Figure 4.16 : Densité de flux magnétique.	62
Figure 4.17 : Force de Lorentz.	62
Figure 4.18 : Force de Lorentz.	62
Figure 4.19 : Pression.	62
Figure 2.20 : Pression.	64
Figure 4.21 : Vitesse du fluide (l'eau salé).	64
Figure 4.22 : Vitesse du fluide (l'eau salé).	65
Figure 4.23 : Densité de courant.	66
Figure 2.24 : Densité de courant.	66
Figure 4.25 : Densité du flux magnétique.	67
Figure 4.26 : Densité du flux magnétique.	67
Figure 4.27 : Force de Lorentz.	68
Figure 2.28 : Force de Lorentz.	68
Figure 4.29 : Pression.	69
Figure 4.30 : Pression.	69
Figure 4.31 : Vitesse du fluide (l'eau salé).	70

Figure 4.32 : Vitesse du fluide (l'eau salé).....	70
Figure 4.33 : Grandeurs physiques de la micropompe. ....	71
Figure 4.34 : Fréquence propre $F_1= 8.364313$ MHZ. ....	72
Figure 4.35 : Déplacement sur Z. ....	73
Figure 4.36 : Etude modale d'une micropompe sous COMSOL.....	74
Figure 4.37 : Graphe de déplacement total des six fréquences propres. ....	75

## Liste des tableaux

Tableau 2.1 : Caractéristiques des micro-pompes à membrane.....	22
Tableau 2.2 : Caractéristiques des micro-pompes dynamiques. ....	25
Tableau 4.1 : La fréquence de chaque couleur. ....	72

## Notations et symbole

Symbole latin	Unité	Description
$A$	A /m	Potentiel magnétique
$B$	Tesla	Densité du flux magnétique
$D$	C /m <sup>2</sup>	Induction électrique ( déplacement électrique)
$E$	V/m	Champ électrique
$F_L$	N	Force de Lorentz
$F_L, F_{MHD}$	N/m <sup>3</sup>	Force volumique de Lorentz
$H$	A/m	Intensité du champ magnétique
$I$	A	Courant électrique
$L$	m	Longueur du canal
$M_a$	-	Le nombre de Mach
$\vec{J}$	A/m <sup>2</sup>	Densité de courant de conduction électrique
$T$	s	Temps
$v$	m/s	Vitesse du fluide
$v_z$	m/s	La composante de la vitesse suivant (OZ)
$U$	V	Le potentiel scalaire électrique
$\vec{J}$	A/m <sup>2</sup>	La densité des courants
$\vec{J}_a$	A/m <sup>2</sup>	La densité des courants injectés par les électrodes
$\vec{J}_{ex}$	A/m <sup>2</sup>	La densité des courants d'excitation (source)
$\vec{J}_e$	A/m <sup>2</sup>	La densité de courant de conduction électrique
$\sigma$	Ω/m	Conductivité électrique
$\mu$	H/m	Perméabilité magnétique
$\epsilon$	F/m	Permittivité électrique
$\rho$	Kg /m <sup>3</sup>	Densité du volume
$\eta$	Pa-sec	Viscosité dynamique du fluide
$\epsilon_o$	F/m	Permittivité électrique du vide
$\epsilon_r$	F/m	Permittivité relative
$\nu$	m <sup>2</sup> /s	Viscosité cinématique du fluide

# **Introduction**

## **générale**

# Chapitre I

## Etat de l'art des microsystèmes

# Chapitre II

## Etat de l'art des micropompes

# Chapitre III

## Magnétohydrodynamique et modélisation de la micropompe MHD

# Chapitre IV

## Simulation et résultats

# Conclusion et Perspectives

**Références bibliographiques****Chapitre 1 :**

[1] : R. P. Feynman, , There's Plenty of Room at the Bottom, Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 1, No. 1,1992, pp. 60-66.

[2] : A Härtl, J Franz and R Vogt, Application of an electronic accelerometer for a single point sensing airbag electronic control unit, *Sensors Expo Proc.* Chicago, IL, USA (1–3 Oct., 1991), pp. 204.

[3] : L.-S. Fan et al, IC-processed electrostatic micro-motors, Electron Devices Meeting, 1988. IEDM '88, San Francisco, CA, USA, USA, pp. 666-669.

[4] : A. Manz, N. Graber, H. M. Widmer, Miniaturized total chemical analysis. systems: a novel concept for chemical. sensing, *Sens. Actuators B*, 1990,pp. 244-248.

[5] : K. W. Oh and C. H Ahn, TOPICAL REVIEW: A review of microvalves, *J. Micromech. Microeng.* Vol. 16, 2006, R13–R39.

[6] : D. J. Laser and J. G. Santiago, A review of micropumps, *J. Micromech. Microeng.* Vol. 14, 2004, R35–R64.

[7] : N.-T. Nguyen and Z. Wu, Micromixers—a review, *J. Micromech. Microeng.* , Vol. 15, 2005, R1–R16.

[8] : S. P. Pacheco et al., Design of low actuation voltage RF MEMS switch, *Microwave Symposium Digest.*, 2000 IEEE MTT-S International, Vol.1, 2000, pp. 165-168.

[9] : P. Tabeling, *Introduction à la microfluidique*, Ed. Belin, Paris, 2003

[10] : Mémoire : « Etude et simulation d'une microdiode convergente/divergente pour la conception d'une micropompe »

[11] : Thèse N° 009/13 , LES NEUROPATHIES OPTIQUES (A propos de 53 cas), par M. RAMDANI TAOUFIQ , Année 2013

**Chapitre 2**

[1] : D. J. Laser and J. G. Santiago, A review of micropumps, *J. Micromech. Microeng.* Vol. 14, 2004.

- [2] : Whitesides G. M., The origins and the future of microfluidics, *Nature*, Vol. 442, 2006, pp.368-373.
- [3] : Seidemann, V., Bütefisch, S. et Büttgenbach, S.(2002). Fabrication and investigation of in-plane compliant SU8 structures for MEMS and their application to micro valves and micro grippers.
- [4]: N.-T. Nguyen and S. T. Wereley, *Fundamentals and Applications of Microfluidics*, Ed. Artech House, 2002.
- [5] : M. Burns et al, An Integrated Nanoliter DNA Analysis Device, *Science*, Vol. 282, 1998, 484-487.
- [6] : *Thèse de doctora* Étude de clapets passifs et de leur intégration dans une micro-pompe Olivier SMAL août 2010 PP198-212 PP25 PP29
- [7] : *Thèse de doctora* Conception, simulation et réalisation d'un micro actionneur à base de matériau énergétique pour l'actionnement microfluidique GUSTAVO ADOLFO ARDILA RODRIGUEZ Le 21 Janvier 2008
- [8] : Zengerle, R., Ulrich, J., Kluge, S., Richter, M. et Richter, A. (1995). A bidirectional silicon micropump.
- [9] : Yamahata, C., Lacharme, F., Burri, Y. et Gijs, M. A. (2005). A ball valve micropump in glass fabricated by powder blasting.
- [10] : <http://www.goodfellow.com/fr/quantites/polymeres/polymethylmetacrylate-pmma/>
- [11] : *Thèse* Contribution à l'étude d'un microsystème fluidique MHD.

### Chapitre 3 :

- [1] : Rédigé par la comité de Pilotage du Réseau Microfluidique, "Nano-Microfluidique et Microsystèmes FLUIDIQUES" ; Le 24 Janvier 2005.
- [2] : Rima Hamoui, " Contribution à une plate forme d'aide à la conception de microsysteme", thèse de doctorat, L'institut national des sciences appliquées de Lyon, 2009.
- [3] : Benneceb Nedjoudja, "Contribution à l'étude d'une machine MHD à conduction en vue de son exploitation sur un réseau électrique", thèse de doctorat, université de Batna, 2010.
- [4] : Accélérateur MHD- Wikipédia. Html.
- [5] : H. M Duwairi, Mustafa , Abdullah, Al-Ahliya Amman, "Numerical computation of fluid flow in a magnetohydrodynamic (MHD) micropump", Amman-Jordan, 2007.
- [6] : Vaibhav D. Patel, " Electroosmosis and thermal effects in magnetohydrodynamic

(MHD) micropumps using 3D MHD equations", thèse de magistère, université de SanDiego.

[7] : Alexandra Homsy, " Design microfabrication and characterization of MHD pumps and their applications in NMR environments", thèse de doctorat, université de Neuchatel, 2006.

[8] : Kadid Fatima Zohra, "Modélisation et commande des convertisseurs magnétohydrodynamiques (MHD), université de Batna, 2005.

[9] : Evy Kersalé, "Etude analytique et numérique du développement d'instabilités MHD dans des structures d'accélération- éjection magnétisées", thèse de doctorat, université de Joseph Fourier, 2000.

[10] : Raoudha Chaabane, Adam Bouras, Sassi Ben Nasrallah, "numerical magnetohydrodynamic flow simulation of velocity dynamic and pressure for electrically conducting, incompressible fluids", July, September 2007, Vol.XXIX, N°3/299.

[11] : Ahlem Arfaoui Omrani, "Etude de la convection aux petites échelles: application au refroidissement des composants électroniques", thèse de doctorat, université de Reims Champagne Ardenne et l'université de Tunis El Manar, 2009.

[12] : Zaynab Salloum, "Etude mathématique d'écoulements des fluides viscoélastiques dans des domaines singuliers", thèse de doctorat, université de Paris-Est, 2008.

Conclusion général.

[13]: Merdj Fatima, « Contribution à l'étude d'un microsysteme Fluidique MHD « Magnétohydrodynamique » Proposé par Samir Bendib, 2011.

### Chapitre 4 :

[1]: Thèse de doctorat Etude et réalisation d'un système de refroidissement pour l'électronique de puissance basé sur la mise en mouvement d'un fluide conducteur électrique (Mansour TAWK),Marse 2011.

## Introduction générale

Le système de vision humain est très complexe. L'envie de reproduire un tel système par l'électronique encourage de nombreux chercheurs en vision artificielle à progresser sans cesse dans ce domaine.

Notre système de vision artificielle représente une chaîne naturelle de mesure et d'interprétation d'un signal lumineux, l'élément de départ de cette chaîne est la rétine qui réalise la réception du signal lumineux et la conversion de ce signal en un signal chimique proportionnel aux longueurs d'onde des couleurs primaires.

Notre rétine bionique sera constituée de cellules photo réceptrices chargées de détecter la couleur et l'intensité du rayonnement incident, d'un processus neuronal dont le rôle est la synthèse d'un signal électrique, et d'un actionneur qui fait la production d'un signal chimique.

C'est la partie actionneur qui fait l'objet de ce mémoire de fin d'études.

Après avoir fait un tour d'horizon sur différentes micropompes, nous avons opté pour la magnétohydrodynamique (MHD), car elle est plus simple à modéliser et donc à simuler sous COMSOL.

A ce titre, notre mémoire s'enchaîne comme suit :

Dans le premier chapitre, nous présentons l'état de l'art des microsystèmes en général.

Le deuxième chapitre décrit les différentes micropompes.

Le troisième chapitre concerne la modélisation de la micropompe MHD.

Dans le quatrième chapitre, nous présentons les résultats de la simulation sous COMSOL.

Enfin, nous terminons notre étude par une conclusion et des perspectives.

## 1.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous définissons de manière générale les microsystèmes avec une présentation de quelques applications, puis faisons une analyse de la rétine bionique et nous terminons par un petit résumé sur l'utilisation de la micropompe qui est intégré dans la rétine bionique.

## 1.2 Définition sur les MEMS

Au cours des 25 dernières années, motivé par des objectifs de performances et de réduction

des coûts et par des perspectives de production de masse, un travail important a été effectué pour miniaturiser toutes sortes de systèmes : mécaniques, électromécaniques, thermiques, fluidiques. C'est cette volonté de miniaturisation qui a donné naissance à ce que l'on appelle les Microsystèmes : MST (MicroSystem Technology) en Europe ou MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) aux Etats-Unis. La première personne à évoquer l'idée des microsystèmes a été Richard Feynman dans son discours visionnaire à Caltech en 1959 intitulé « There is plenty of room at the bottom » [1] où il montrait l'intérêt de la miniaturisation des machines, même si, à cette époque, aucune application concrète n'était clairement définie.

Les microsystèmes aujourd'hui ont des tailles typiquement comprises entre 100µm et quelques millimètres bien que quelquefois la notion de microsystème concerne des dispositifs multifonctionnels de taille bien supérieure au centimètre Figure (1.1) Ils sont constitués de capteurs, d'actionneurs et de fonctions de traitement du signal, intégrés sur un substrat unique (monolithique) ou assemblés (hybrides).

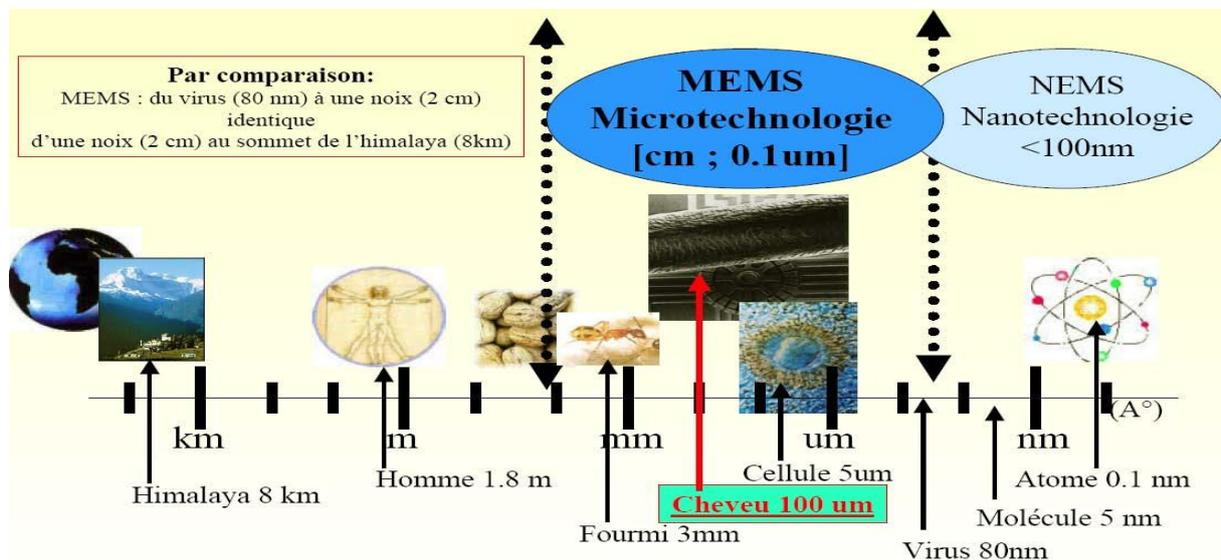


Figure 1.1 : Positionnement des microsystèmes dans l'échelle de taille des objets.

## 1.3 Historique et domaine d'application des microsystèmes

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

- les années 80-90 ont vu se développer quelques micro capteurs intégrant la mesure et l'électronique de traitement du signal [2].
- Fin des années 80, le fameux micromoteur rotatif réalisé sur une puce de silicium par l'équipe de R. S. Muller à Berkeley [3], 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.

➤ Les années 90 ont été marquées par deux faits majeurs :

1) Tout d'abord, 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 [2], 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 industriels.

2) Ensuite, l'extension du concept vers la microfluidique : en 1989, Manz et al lancent le concept de Laboratoire sur Puce ou  $\mu$ TAS (Micro Total Analysis Systems), lors de la cinquième conférence internationale de Solid-State Sensors and Actuators [4], en proposant des systèmes miniaturisés annonçant de multiples éléments totalement intégrés comme des valves [5], des pompes [6], des mélangeurs [7], 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 microfluidique**

➤ Dans les années 2000, les dispositifs et les applications de microsystèmes sont partout présents, avec l'intégration de fonctions multiples : mécaniques, fluidiques, optiques et biochimiques. Les microsystèmes deviennent de plus en plus pluridisciplinaires et des appellations comme MOEMS, Bio-MEMS ou RF MEMS sont utilisées pour désigner les principales spécificités de MEMS selon que les fonctions principales soient optiques, biologiques, chimiques ou radio fréquences [8].

➤ En 2003, la totalité du marché de la microfluidique a été évalué à 3000 et 4450 millions de dollars selon une analyse faite aux Etats-Unis [9]. Cette analyse prend en compte des objets comme des systèmes de contrôle de fluide, de mesure de gaz et de fluides, des systèmes de dépistage médical et d'autres systèmes comme les pompes miniaturisées pour l'administration de médicaments. Il est prévu, selon le groupe de travail canadien CNW, que le marché des technologies microfluidiques (biopuce, laboratoire sur puce...) atteigne 6,2 milliard de dollars d'ici 2011. Les technologies microfluidiques et les dispositifs associés sont donc un domaine technologique en très forte croissance

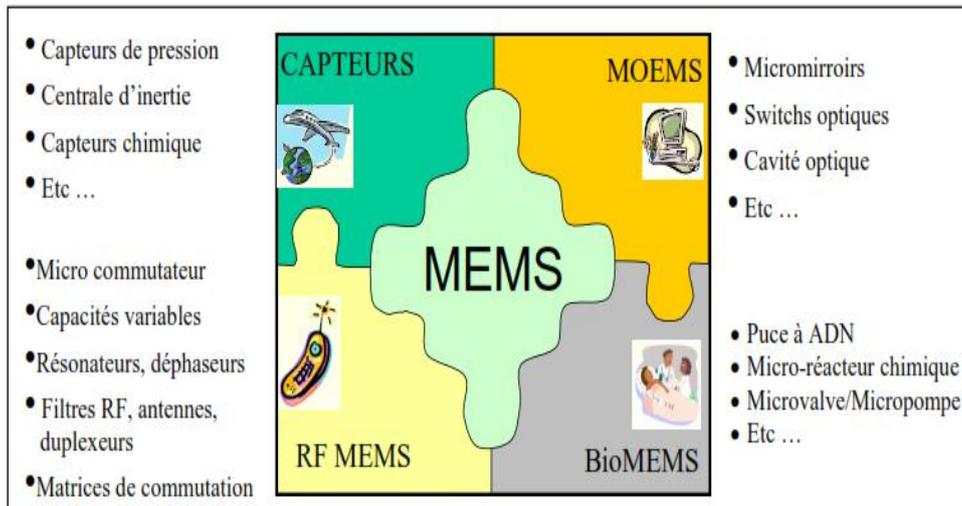


Figure 1.2 : Domaines des MEMS.

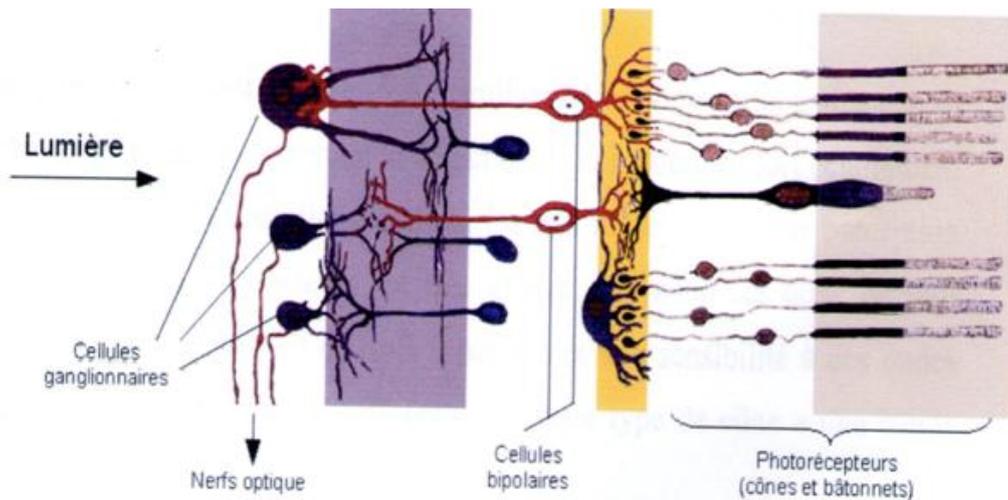
Le domaine de BioMEMS contient plusieurs applications dont on a choisi pour notre projet la micropompe qui est utilisée dans la rétine bionique.

## 1.4 Système de la rétine bionique

La vision joue un rôle d'extrême importance dans la vie des humains, c'est aussi un processus complexe dont les chercheurs essaient d'étudier et de comprendre le mécanisme pour en soigner les pathologies. Le système de vision nous permet de percevoir et d'interpréter une scène complexe contenant une multitude d'objets en un temps très court, la rétine réalise l'acquisition des informations, et un premier niveau de traitement. L'image prétraitée est alors acheminée via le nerf optique vers le cerveau [10].

### 1.4.1 Structure de la rétine biologique

La rétine figure (1.3) est une mince couche d'environ 0.5mm d'épaisseur, qui tapisse le fond de l'œil couvrant environ 75% du globe oculaire, elle constitue une première étape dans le processus de perception visuelle en transformant l'image lumineuse focalisée par l'œil en un signal chimique et par suite en un signal de potentiels d'action.



**Figure 1.2 :** La structure microscopique de la rétine et les photorécepteurs.

La rétine est constituée de 6 couches successives de neurones différenciés depuis la couche des neurones sensibles à la lumière, c'est les photorécepteurs (bâtonnets et cônes) jusqu'à sa couche la plus antérieure, celle des cellules ganglionnaires (dont le rassemblement des axones forment le nerf optique).

La conversion de la lumière en un signal nerveux compréhensible par le cerveau s'effectue dans des cellules spécialisées de la rétine appelées photorécepteurs.

La couche des photorécepteurs étant celle qui interagit avec la lumière, produit la sécrétion d'un composé chimique, auquel nous nous intéressons tout particulièrement.

Deux types de photorécepteurs Figure existent :

✓ **Les bâtonnets :** Ils doivent leur nom à leur forme allongée, ils sont environ 130 millions, se logent principalement à la périphérie de la rétine, permettent de capter la luminosité d'une image et ont par conséquent une très grande sensibilité à celle-ci, d'où leur capacité à percevoir de très faibles lueurs la nuit (vision nocturne) , mais ont une très faible perception des détails et des couleurs, ils sont donc utilisés principalement pour la détection de mouvements, de contours et de la vision en noir et blanc (niveaux de gris )

✓ **Les cônes :** Ils sont environ 5 à 7 millions à se loger principalement au centre de la rétine permettant la détection de la lumière en fort éclairage parce que leur sensibilité à celle-ci est très faible mais leur perception des détails et des couleurs est très grande, la vision est donc de jour (vision diurne). Les cônes se répartissent en trois grandes familles L(Long),M(Medium),S(Short) correspondant respectivement à leur sensibilité aux longues, moyennes et grandes longueurs d'ondes.

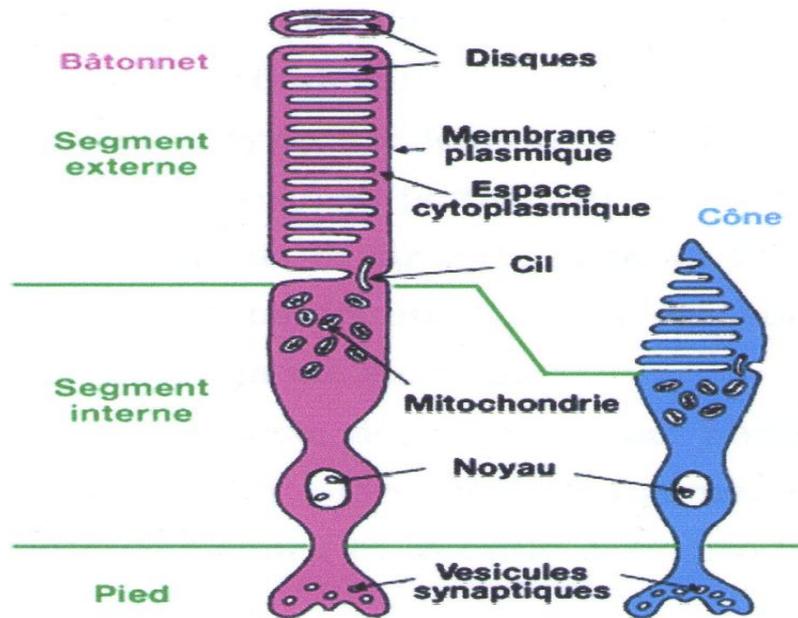


Figure 1.3 : Composition interne des photorécepteurs.

### 1.4.2 Transduction de l'énergie lumineuse

La première étape de la transduction de l'énergie lumineuse en potentiel récepteur est l'absorption de la lumière par un photo pigment, une protéine colorée présente dans la membrane plasmique du segment externe des photorécepteurs qui subit certains changements structuraux lorsqu'elle absorbe la lumière, les bâtonnets contiennent un seul photo pigment, la rhodopsine, alors qu'il y en a trois dans les cônes ; chaque type de cône ayant un photo pigment différent. La vision en couleur résulte de l'activation des différents photos pigments des cônes, chacun étant activé par des longueurs d'ondes de couleurs différentes.

Tous les photos pigments associés à la vision comprennent deux parties : un dérivé de la vitamine A appelé rétinol et une glycoprotéine appelée opsine.

Il existe quatre types d'opsines dans la rétine humaine. L'opsine présente dans les bâtonnets est appelée rhodopsine. Les trois autres sont présentes dans les cônes et en déterminent le type. De légères variations dans la séquence des acides aminés des diverses opsines permettent aux bâtonnets et aux cônes d'absorber différentes couleurs de la lumière, la rhodopsine absorbe surtout les couleurs allant du bleu au vert, tandis que l'opsine des cônes absorbent le bleu, le vert et les couleurs allant du jaune au rouge.

La photo transduction commence donc lorsqu'un photo pigment absorbe la lumière. Le photo pigment subit alors des changements structuraux ce qui déclenche une série d'événements et aboutit à la production d'un potentiel récepteur.

### 1.4.3 Cheminement des neurotransmetteurs à travers les synapses chimiques

Les synapses chimiques transmettent les signaux de la façon suivante :

L'influx nerveux arrive dans un bouton terminal d'un axone pré synaptique et entraîne l'entrée des ions de  $\text{Na}^+$  activé par le GMPc et un flux permanent de  $\text{K}^+$  sortant de la cellule (figure (1.5)). Le courant  $\text{K}^+$  tend à hyperpolariser le photorécepteur vers le potentiel d'équilibre du  $\text{K}^+$  (-70 mV) alors que le courant entrant de  $\text{Na}^+$  tend à le dépolariiser. Il en résulte à l'obscurité une dépolariisation avec un potentiel de membrane intermédiaire autour de -40 mV a -80mV.

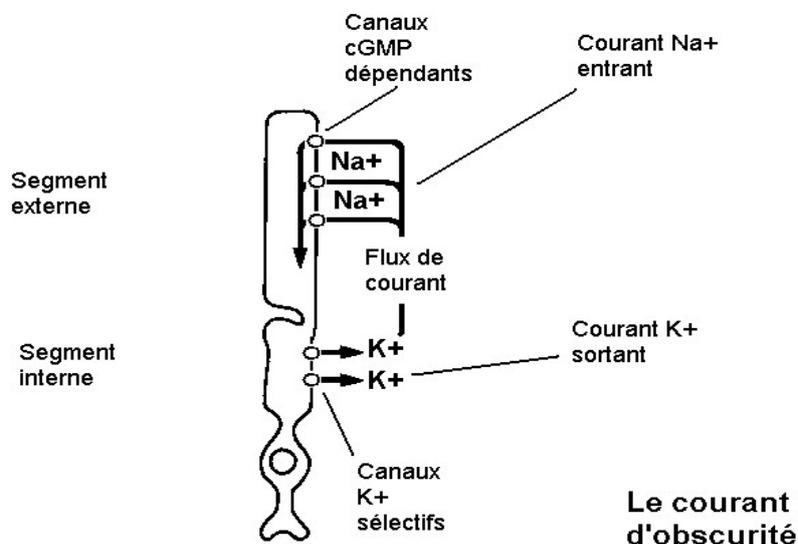


Figure 1.4 : Dépolariisations de la membrane.

Et l'entrée des calciums dans le neurone par les canaux entraîne la libération des molécules du neurotransmetteur contenues dans les vésicules et la diffusion dans la fente synaptique puis se lie à des récepteurs du neurotransmetteur situé dans la membrane plasmique du neurone post synaptique.

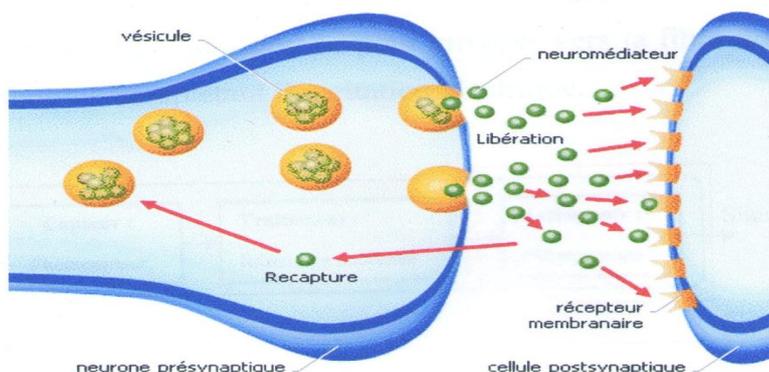


Figure 1.5 : La transmission du signal dans une synapse chimique.

On peut modifier la neurotransmission des potentiels d'actions dans les synapse chimiques en intervenant sur la synthèse du neurotransmetteur, sa libération ou son élimination.

Le corps cellulaire synthétise les protéines qui sont utilisées soit au niveau de la membrane de l'axone lui-même et qui sont renouvelées en permanence, soit au niveau de l'extrémité présynaptique. IL existe deux types de transport axonal orthograde : rapide et lent [11].

➤ **Le transport orthograde rapide :**

La vitesse du transport rapide est de 150-250 mm/j et parfois même de 400 mm/j et ne dépend ni de la longueur ni de diamètre des axones.

Le matériel transporté se distribue principalement mais non exclusivement aux terminaisons nerveuses, et sa durée de vie est courte. En quantité, il représente seulement une partie de l'axoplasme total. Le transport se poursuit pendant plusieurs heures dans des segments neuronaux isolés du péricaryon, mais si le flux orthograde est bloqué de façon permanente, la partie distale de l'axone dégénère et la transmission synaptique cesse.

Le flux ne dépend pas directement de la continuité de la synthèse protéique dans le corps cellulaire, mais il est lié de façon critique au métabolisme oxydatif et requiert un apport continu d'ATP par phosphorylation oxydative. Ceci explique que tout défaut d'apport énergétique pourra retentir sur le fonctionnement du nerf optique.

➤ **Le transport orthograde lent :**

La vitesse du flux lent est de 1 à 4 mm/j dans les nerfs des mammifères. Le matériel transporté se distribue principalement le long des parois axonales, ce qui explique que seulement une petite fraction du matériel transporté atteint la terminaison nerveuse.

Le flux axonal lent s'interrompt si l'axone est séparé du corps cellulaire et ce blocage entraîne des changements irréversibles, fonctionnels et morphologiques, et son maintien dépend la synthèse protéique dans le péricaryon.

## 1.5 Cellule de base de la rétine bionique

La rétine bionique désigne un équipement qui traite l'information visuelle pour remplacer dans le corps vivant, une rétine défectueuse.

Cet équipement ou circuit de la rétine, sera constitué d'une matrice de cellules de base. Notre approche considère la rétine comme une boîte noire, laquelle, pour un signal lumineux de longueur d'onde et d'intensité données, génère un signal électrochimique précis.

Notre cellule de base de la rétine bionique figure (1.7) sera constituée d'un capteur photo récepteur, chargé de détecter la couleur et l'intensité du rayonnement incident grâce a un circuit de photo diodes à jonctions multiples, et d'un processeur neuronal dont le rôle est la synthèse d'un signal électrique identique à celui généré par les cellules ganglionnaires de la

réтина biologique, en nous basant sur le principe d'analyse et de synthèse des signaux rétinien [10].

L'influx nerveux étant de nature électrochimique, la sortie du réseau de neurones actionne une micro pompe pour envoyer vers la fibre du nerf optique le produit chimique complétant l'excitation électrique.

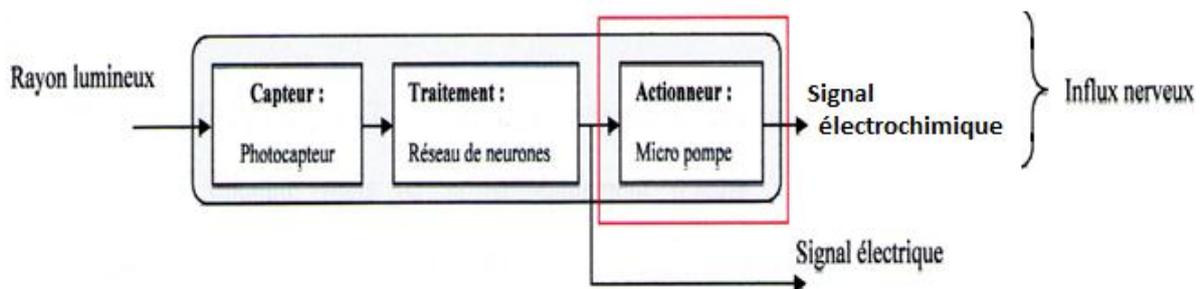


Figure 1.6 : Schéma bloc de la cellule de base.

## 1.6 Utilisation d'une micropompe

Le terme de micropompe souvent utilisés, désignent un équipement chargé de sécréter un liquide ou un produit chimique, c'est le cas de la partie actionneur du système de notre rétine bionique.

Comme nous l'avons dit, lors de l'excitation de la rétine biologique par la lumière, l'information lumineuse est traitée pour en extraire la couleur, ainsi que les détections de contour et de mouvement, ensuite elle transmet un signal chimique par la scrutation du neurotransmetteur via les synapses qui fait la transduction du signal électrique en un signal électrochimique et le transmet via le nerf optique au cerveau qui effectue alors des traitements plus approfondis au niveau du cortex visuel.

L'ensemble de la structure de la rétine bionique, constitue un microsystème.

Toutes les parties de la structure sont intégrées sur un même substrat, d'où l'appellation et l'utilisation du circuit MEMS (Micro Electro Mechanical Systems).

## 1.7 Conclusion

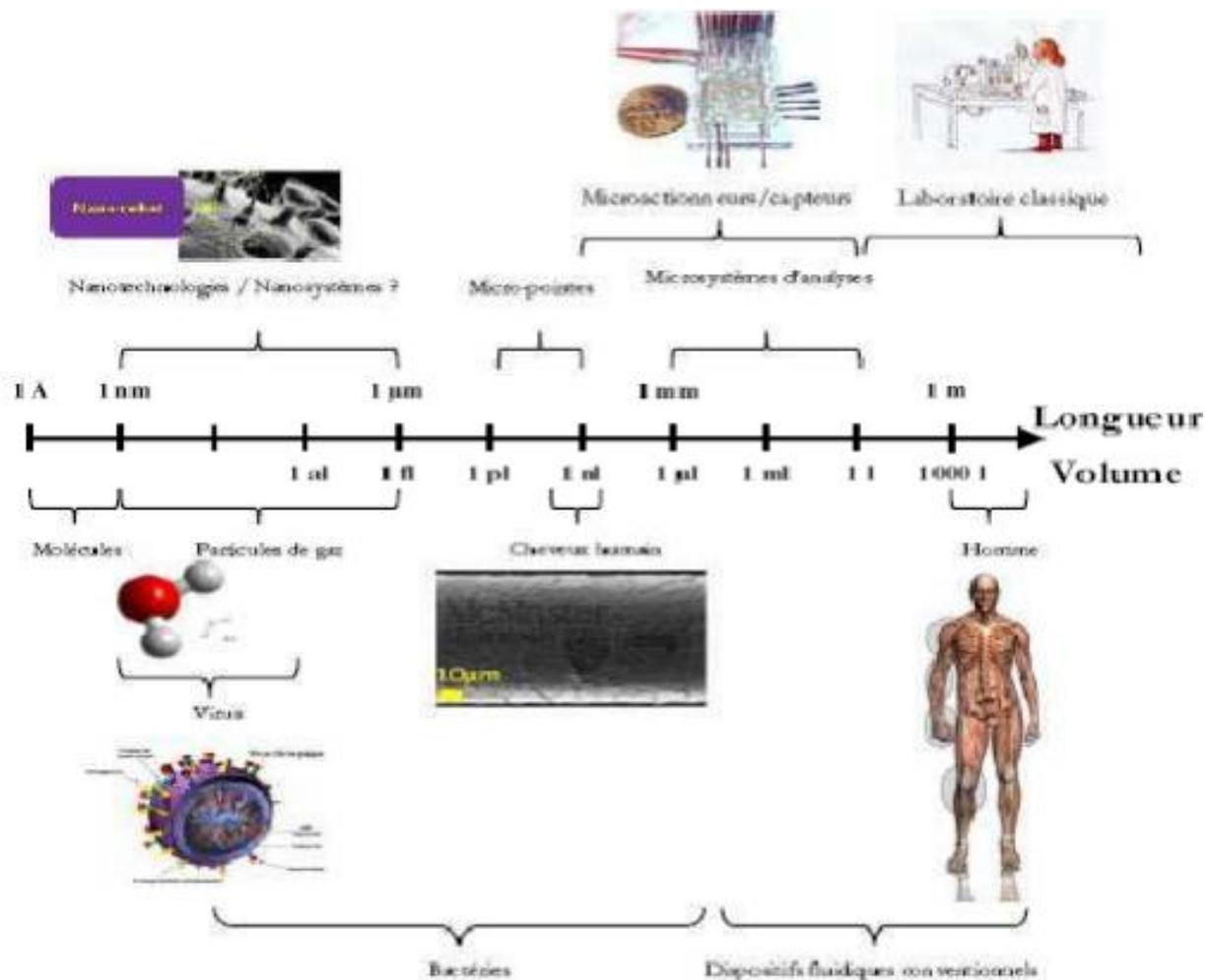
Nous avons passé en revue quelques applications des microsystèmes, et en particulier la micropompe qui est la partie actionnement dans le système de la rétine bionique.

## 2.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous avons tenu à présenter tout ce qui est en relation avec la microfluidique en général, les micropompes et les micro-clapets en particulier. Grâce à cela, nous pourrons avoir une meilleure idée du contexte dans lequel se situe notre étude et serons mieux armés pour concevoir notre micropompe.

## 2.2 Microsystèmes et Microfluidique

La microfluidique, ou l'art de manipuler des petits volumes à l'échelle micrométrique, peut être définie comme la science étudiant le transport des fluides de l'échelle de quelques microns à quelques centaines de microns.



## 2.3 Les microsystèmes fluidiques : historique et applications

Dès les années 90, la réduction des dimensions attendue de l'intégration microsysteme des dispositifs d'analyse biologique et chimique ouvre des perspectives avantageuses :

- L'utilisation des technologies microélectroniques pour la réalisation de systèmes de détection, permet la fabrication massive de micro- dispositifs et va réduire les coûts d'élaboration.

- L'utilisation de faibles quantités de fluides et réactifs va réduire les coûts d'opération, en exploitant le fait que de faibles volumes de fluide peuvent être suffisants pour réaliser certaines analyses [4][1]: chimie clinique ( $\approx 10^{-15}$  l), vaccins pour le diagnostic et la compréhension des maladies ( $\approx 10^{-9}$  l), analyses d'ADN ( $\approx 10^{-3}$  l), analyse des cellules unitaires ( $\approx 10^{-12}$  l), séparation des espèces par électrophorèse ( $\approx 10^{-12}$  l à  $10^{-6}$  l), analyse du glucose pour le contrôle du diabète ( $\approx 10^{-6}$  l).

- Les délais d'analyses pourront être réduits et la sensibilité des mesures accrues [2].

### 2.3.1 Applications

De cette analyse rapide de l'état de l'art (international et local), nous percevons que, si les progrès attendus sont confirmés, la microfluidique et les microsystèmes fluidiques amèneront une véritable révolution dans le domaine des sciences du vivant, de la santé et aussi de la chimie. Nous pouvons classer les applications potentielles de la microfluidique en trois grands domaines :

- **Sciences du vivant et la biologie**

Le développement des connaissances fondamentales du vivant, illustré par la génomique et la protéomique, a impliqué de travailler de façon parallèle sur des milliers d'objets ou de réactions biologiques. La réflexion a débuté aux Etats-Unis, dans les années 80, avec des études sur le génome humain invitant à développer des microsystèmes capables de faire des analyses multiples avec une haute sensibilité et une grande résolution. Cette dynamique a conduit à l'émergence du concept de bio-puce. Aujourd'hui, tous les experts s'accordent à penser que la biologie moléculaire et la génétique sont parmi les enjeux majeurs de demain pour notre société [5].

- **La chimie ou le génie des procédés**

La chimie connaît, de la même manière que la biologie, des perspectives nouvelles motivées par des objectifs d'analyse de sécurisation, d'optimisation, de réduction des quantités stockées et analysées, etc. qui donnent toute la légitimité aux recherches en microfluidique. L'enjeu est crucial et a été identifié dès les années 90 : les microréacteurs chimiques devraient permettre à terme de réduire les temps d'analyse, les volumes mis en jeu et les coûts...

- **La santé**

Dès la fin des années 80, les microsystèmes ont ouvert des perspectives intéressantes pour les applications médicales. De nouvelles applications sont dans le prolongement des systèmes de criblage haut débit pour réaliser des analyses moins coûteuses en consommables, en main d'œuvre et en volume d'échantillons.

Une deuxième famille de dispositifs concerne les microsystèmes (instrumentation portable) pour aider à la médecine de ville, les soins à domicile, la sécurité environnementale et alimentaire. Ces systèmes pourraient avoir des conséquences très bénéfiques en santé publique.

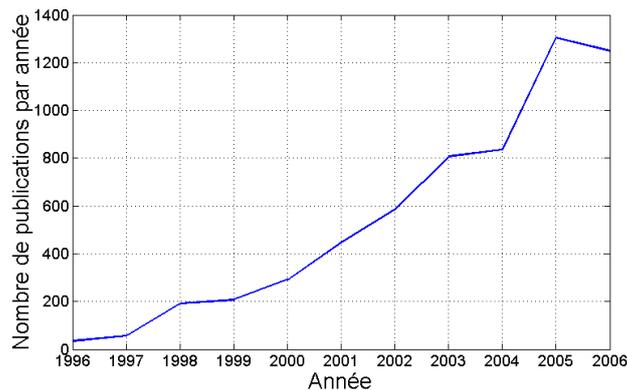


Figure 8.2 : Nombre de publications par année en relation avec la microfluidique [7].

## 2.4 Eta de l'art des micro-pompes et des micro-clapets

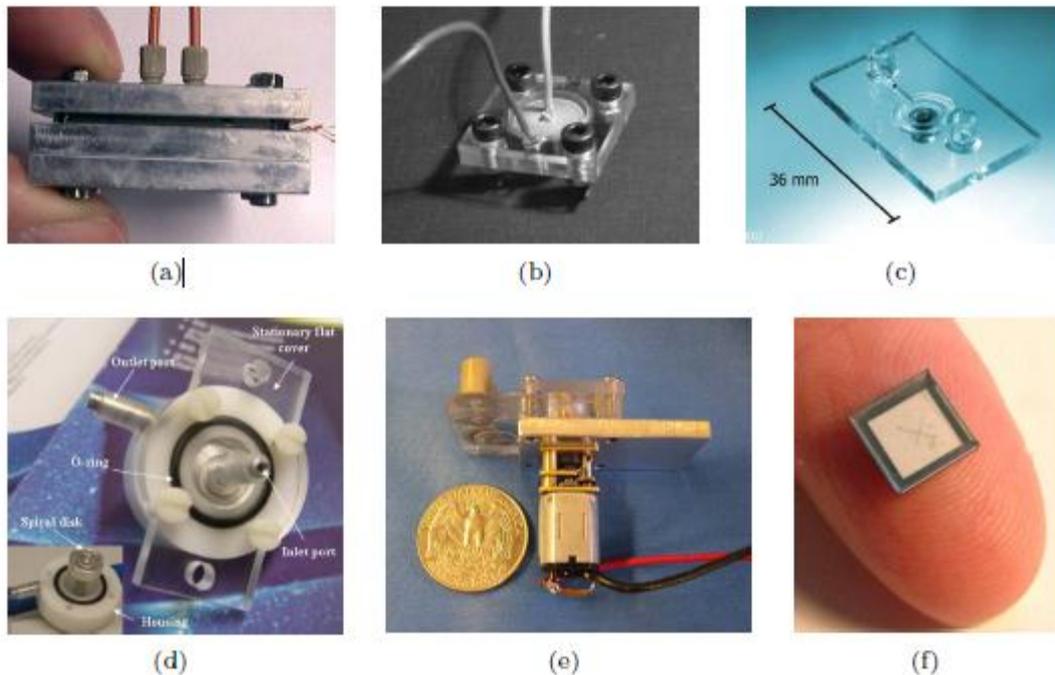
### 2.4.1 Eta de l'art des micro-pompes

#### 2.4.1.1 La micro-pompe : le cœur de la micro-fluidique

Il n'existe pas réellement de définition universelle d'une micro-pompe mais plutôt un ensemble de définitions :

- une pompe dont les dimensions sont comprises entre 1  $\mu\text{m}$  et 1mm;
- une pompe dont certaines pièces ont des dimensions inférieures au millimètre ;
- une pompe dont les dimensions sont inférieures à celles des pompes que nous sommes habitués à rencontrer ;
- une pompe qui manipule une quantité de fluide microscopique (en dessous 1  $\mu\text{l}$ ) ;
- une pompe dont le principe exploite les changements dans les lois d'échelle liés à la miniaturisation ;

Nous appellerons micro-pompe toute pompe qui satisfera à une de ces conditions. Les avantages liés à la micro-fluidique et présentés précédemment peuvent être directement transposés aux micro-pompes et en justifient l'intérêt [6].



**Figure 2.9 :** Micro-pompes (a) pompe de type péristaltique avec actionneur à paraffine [Bodén 2008], (b) pompe à membrane [Nguyen 2004a], (c) Pompe à membrane à clapets à bille [Yamahata 2005], (d) pompe rotative à spirale [Al-Halhouli 2008], (e) pompe péristaltique à actionnement direct par un micro-moteur [Koch 2009], (f) une des plus petites pompes au monde, développée par Fraunhofer IZM, Munich, Germany .

Motivés par ces applications diversifiées, des centaines d'articles scientifiques traitant de micro-pompes ont été publiés depuis le début des années 1980. Quelques-unes de ces pompes sont illustrées à la figure (2.3) et témoignent de leur grande diversité, rencontrée à plusieurs niveaux :

- les dimensions ;
- les matériaux utilisés : plastiques, métaux, céramiques, silicium, polymères;
- les principes de fonctionnement.
- le degré d'intégration : système d'étude, avec actionneur ou source d'énergie.

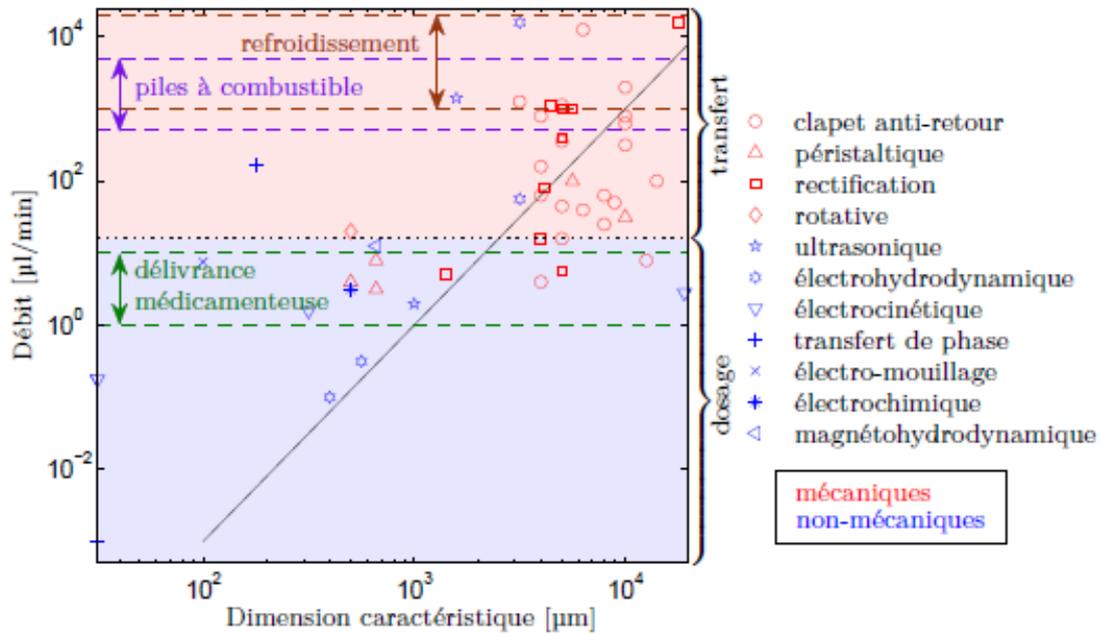
Peu importe l'application, une pompe appartiendra toujours à une de ces deux familles:

➤ **Les pompes de transfert :**

Le but principal est de générer un débit de liquide important [6]

➤ **Les pompes de dosage :**

La volonté est de contrôler le débit avec une grande précision [6].



**Figure 2.10 :** Représentation du débit en fonction de la taille caractéristique d'une série de micro-pompes rencontrées dans la littérature, d'après Nguyen et al. [3].

### 2.4.1.2 Principes des micro-pompes

Avec les développements actuels en micro-électronique ainsi que les avancées technologiques en termes de micro-fabrication, la recherche sur des concepts de micro-pompes est très active. Pour en témoigner, nous retrouvons de nombreux articles dans la littérature. Dans cette section, nous présentons une classification des micro-pompes existantes (voir figure (2.5)). Celle-ci est inspirée de plusieurs articles d'états de l'art des micro-pompes [Laser 2004, Woias 2005, Tsai 2007, Zhang 2007, Nisar 2008, Iverson 2008, Amirouche 2009] [4],[6].

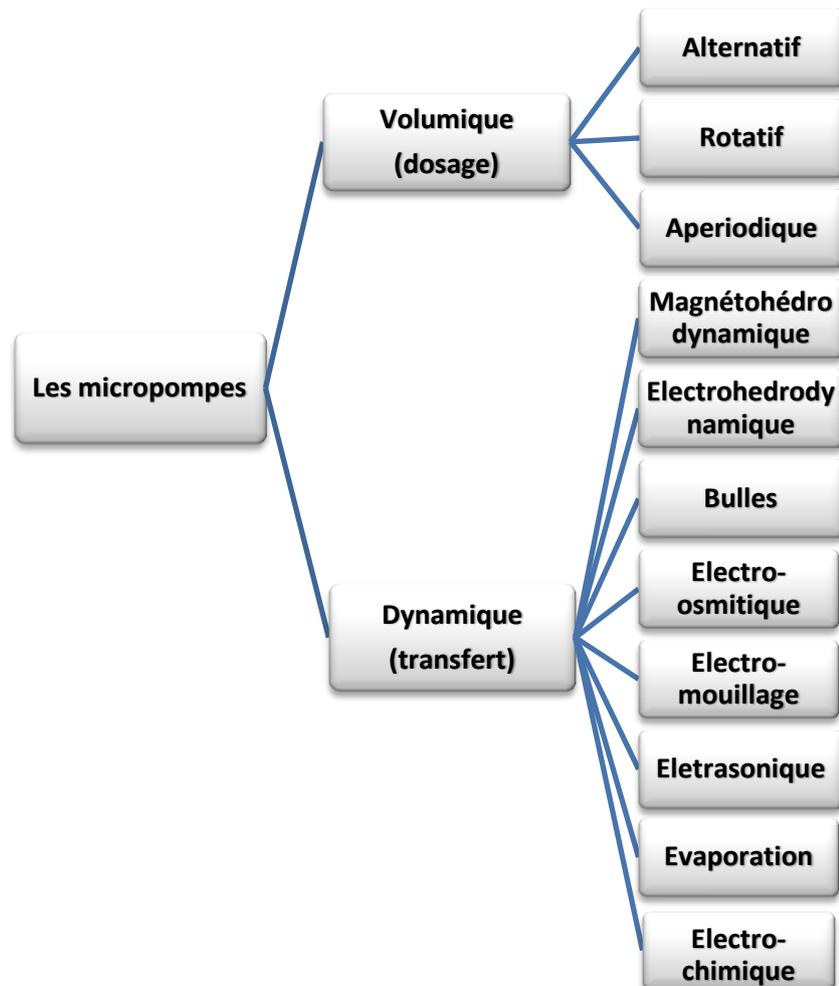


Figure 2.11 : Classification des micro-pompes.

Nous distinguons tout d'abord deux grandes catégories suivant la manière dont l'énergie est apportée au fluide : les pompes **volumétriques**, dans lesquelles des pièces mécaniques sont en mouvement pour créer le déplacement de fluide, et les pompes **dynamiques** qui ne comportent aucune pièce mécanique en mouvement. De par cette caractéristique, ces catégories sont aussi appelées **mécaniques** et **non-mécaniques**.

### 2.4.1.2.1 Les pompes volumétriques

Suivant la nature du mouvement, elles peuvent être divisées en trois types : mouvement **alternatif**, mouvement **rotatif** et mouvement **apériodique**.

Parmi les systèmes alternatifs, nous recensons les pompes à piston d'une part et les pompes à membrane d'autre part. Les pompes à piston sont très répandues dans le domaine macroscopique. Le mouvement alterné d'un piston combiné à l'action de clapets génère l'effet de pompage. La réduction d'échelle n'est pas favorable à ce type de pompe (voir équation (2.4.1)), c'est pourquoi cette structure est très peu utilisée pour les micro-pompes. De plus, de par leur principe, ces pompes nécessitent le glissement du piston dans son cylindre, donc un certain jeu, d'où l'importance des états

de surface et des tolérances de fabrication. Avec une réduction d'échelle, celles-ci vont se rapprocher des dimensions caractéristiques des composants et risquent de pénaliser, voire d'empêcher totalement, le fonctionnement du système.

- **Les pompes à membrane**

Il s'agit du type de micro-pompes mécaniques (ou volumétriques) le plus répandu. Dans ces pompes, la chambre de pompage est fermée par une membrane flexible. Un schéma de ce principe est montré à la figure (2.6). Le mouvement oscillant de la membrane produit des sous- et surpressions dans la chambre qui créent le déplacement de fluide à travers les clapets d'entrée et de sortie. La pression générée est fonction de la variation de volume ( $\Delta V$ ) produite par l'actionneur déplaçant la membrane. Le principal paramètre de design des pompes à membrane est le rapport de compression ( $\epsilon$ ) qui est défini comme suit :

$$\epsilon = \frac{\Delta V}{V_0} \tag{2.4.1}$$

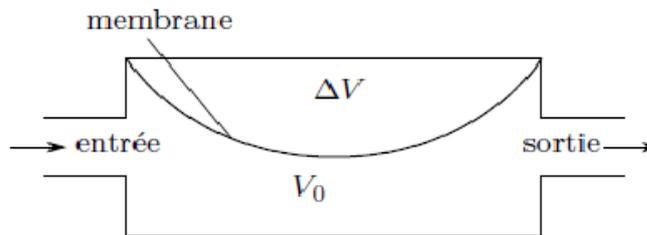


Figure 2.12 : Principe d'une pompe à membrane.

Avec  $V_0$  qui est défini comme le volume mort. Une telle solution peut être associée à différents types d'actionneurs :

**Électrostatique** : se base sur la force d'attraction de Coulomb entre deux plaques chargées de manière opposée. Deux électrodes sont placées parallèlement, l'une est collée sur la membrane et l'autre est fixée au châssis.

Lorsqu'une tension est appliquée entre les deux électrodes, celles-ci s'attirent et créent la déformation de la membrane. Quand nous coupons la tension, la membrane reprend sa place.

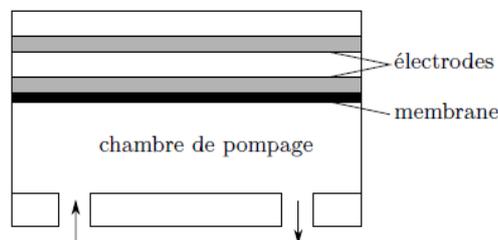


Figure 2.13 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur électrostatique.

**Piézoélectrique** : un disque piézoélectrique est attaché sur la membrane. L'application d'un champ électrique sur le matériau piézoélectrique crée des contraintes dans celui-ci (contraction ou élongation) et implique la déformation de la membrane.

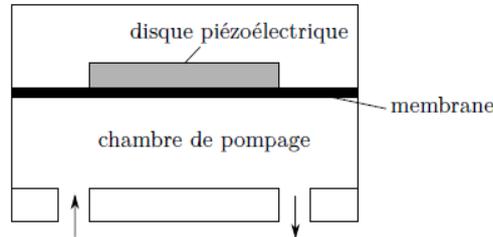


Figure 2.14 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur piézoélectrique.

**Électromagnétique** : cet actionneur est constitué en général d'un noyau magnétique doux et de bobines dans lesquelles passe un courant. Il utilise la force de Lorentz que nous rencontrons quand un courant parcourt un fil en présence d'un champ magnétique et qui respecte la relation suivante :

$$\vec{F} = (\vec{I} \wedge \vec{B}) \cdot L \quad (2.4.2)$$

Où  $F$  est la force électromagnétique (de Lorentz),  $I$  est le courant qui passe dans le fil,  $B$  le champ magnétique et  $L$  la longueur du fil.

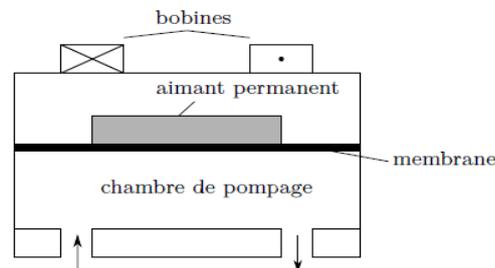


Figure 2.15 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur électromagnétique.

**Thermo-pneumatique** : la particularité de ce type de pompes est la présence d'une chambre remplie d'air de l'autre côté de la membrane. Des radiateurs permettent de chauffer et de refroidir l'air contenu dans cette chambre. Si nous activons périodiquement ces radiateurs, ils permettent de modifier le volume de la chambre, ce qui crée le déplacement de la membrane et donc l'effet de pompage.

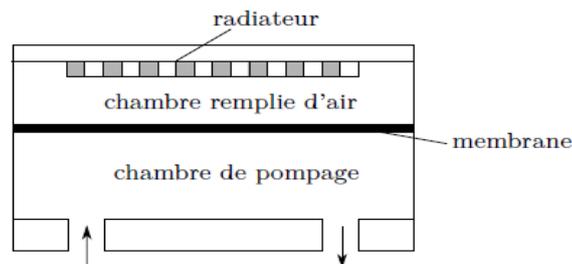
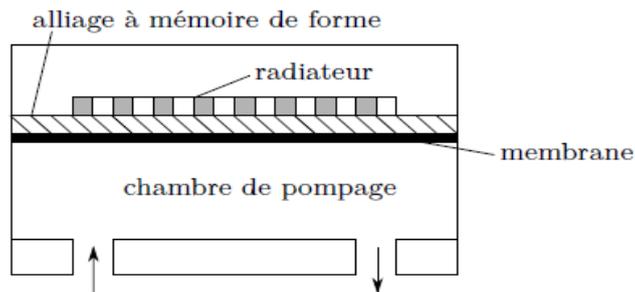


Figure 2.16 : Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur thermo-pneumatique.

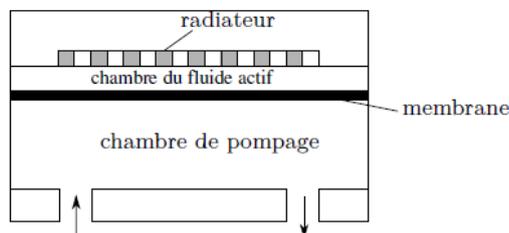
**Alliage à Mémoire de Forme (AMF) :** fait appel à l'effet mémoire présent dans les alliages à mémoire de forme comme le nickel-titane. Leurs caractéristiques proviennent du fait qu'ils ont deux phases cristallographiques, une phase martensitique à basse température et une phase austénitique à haute température. Le changement de phase peut se faire, soit par changement de température, soit par l'application d'une contrainte.

Après éducation, l'alliage est capable d'avoir deux positions stables : une en dessous et l'autre au-dessus d'une température critique. Ce changement de phase est utilisé pour déformer la membrane.



**Figure 2.17 :** Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur en alliage à mémoire de forme.

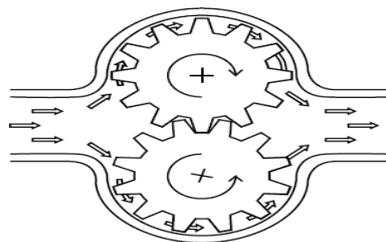
**Changement de phase :** l'actionneur est composé d'un radiateur, d'une membrane et d'une chambre pour le fluide actif (en plus de la chambre de pompage). Le déplacement de la membrane est généré par l'évaporation et la condensation du fluide actif.



**Figure 2.18 :** Schéma de principe d'une pompe à membrane à actionneur exploitant le changement de phase d'un fluide.

- **Les pompes rotatives**

Les pompes rotatives que nous rencontrons dans la littérature sont majoritairement des pompes à engrenage. Comme présentés à la figure (2.13), l'engrenage en rotation contraint le fluide à passer de l'entrée à la sortie. La miniaturisation des roues dentées est possible mais le véritable challenge est la minimisation des écarts entre les dents et le boîtier.



**Figure 2.19 :** Principe d'une pompe à engrenage

Type	Référence	caractéristiques
<b>Électrostatique</b>	[Teymoori 2005]	+ faible consommation + faible temps de réponse – faible course
<b>Piézoélectrique</b>	[van Lintel 1988], [Nguyen 2004a], [Böhm 1999], [Jang 2008], [Doll 2006]	+ force importante + faible temps de réponse + structure simple – fabrication complexe – faible course – tension d'alimentation élevée
<b>Thermo pneumatique</b>	[Knight 2004], [Wego 2001]	+ pression élevée + génère un déplacement important de la membrane – consommation élevée – temps de réponse élevé
<b>AMF</b>	[Benard 1998], [Xu 2001], [Makino 2000]	+ force importante – consommation élevée – temps de réponse élevé
<b>Bimétallique</b>	[Zou 1999]	+ force importante + tension d'alimentation faible + implémentation simple – faibles déplacements – peu adapté aux hautes fréquences
<b>ICPF</b>	[Guo 1997], [Tsai 2008]	+ faible consommation + réponse rapide + biocompatible + tension d'alimentation faible – fabrication complexe
<b>Électromagnétique</b>	[Yamahata 2005], [Pan 2005], [Gong 2000]	+ force importante + tension d'alimentation faible – fabrication difficile – réduction d'échelle défavorable – consommation élevée – dissipation de chaleur élevée
<b>Changement de phase</b>	[Bodén 2008], [Sim 2003]	+ pression élevée – débit peu élevé

Tableau 2.1 : Caractéristiques des micro-pompes à membrane.

### 2.4.1.2.2 Les pompes dynamiques

Aussi appelées pompes non-mécaniques, elles mettent le fluide en mouvement à partir d'une énergie non-mécanique. Les phénomènes mis en jeu ici sont seulement d'application à l'échelle microscopique. Contrairement aux pompes mécaniques, elles n'ont aucune partie en mouvement ni aucun clapet, ce qui rend, souvent, la conception et les techniques de fabrication plus simples. Par contre, elles impliquent quelques limitations sur le fluide, comme le fait d'avoir une certaine conductivité pour les pompes magnétohydrodynamiques.

- **Magnétohydrodynamique (MHD)**

Ces pompes exploitent la force de Lorentz qui agit sur un fluide conducteur quand il est soumis à l'action d'un champ magnétique. Leur structure typique est assez simple : considérons un canal de section rectangulaire dans lequel s'écoule le fluide, sur deux murs opposés sont placées deux électrodes qui génèrent un champ électrique et sur les deux autres faces, nous plaçons deux aimants permanents de polarités opposées de manière à créer le champ magnétique. Une force de Lorentz est alors créée dans la direction perpendiculaire aux deux champs (électrique et magnétique). Le fluide se déplace alors sous l'effet de cette force.

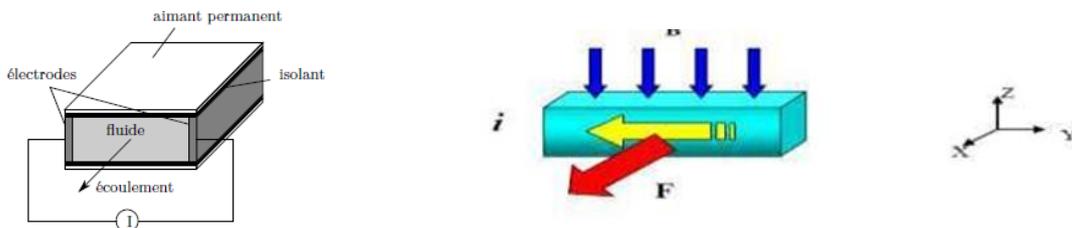


Figure 2.20 : Schéma de principe d'une pompe magnétohydrodynamique.

- **Électrohydrodynamique (EHD)**

Le principe de fonctionnement exploite la force de Coulomb qu'exerce un champ électrique sur des charges induites dans un liquide. Des ions sont émis depuis les électrodes par réaction électrochimique. Ces ions se déplacent de l'émetteur au collecteur et entraînent avec eux le fluide. Le principe d'une pompe électrohydrodynamique est présenté à la figure (2.15).

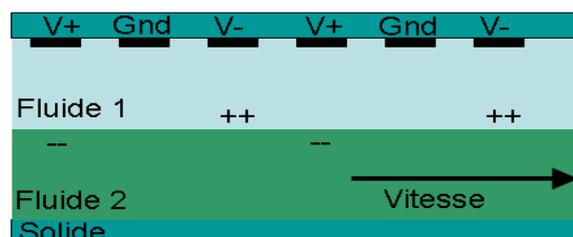


Figure 2.21 : Pompes électrohydrodynamiques.



• Bulle

L'effet de pompage dans les micro-pompes à bulles est basé sur l'expansion et l'éclatement périodique d'une bulle dans un micro-canal. La bulle est générée et contrôlée par l'effet d'un petit radiateur. Le principe d'une micro-pompe à bulles est présenté à la figure (2.18).

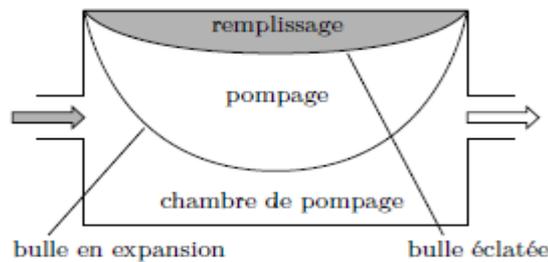


Figure 2.24 : Schéma de principe d'une pompe à bulles.

Type	Référence	Caractéristiques
MHD	[Lemoff 2000], [Jang 2000]	+ structure simple - génération de bulles + le fluide doit avoir une certaine conductivité +transfert moine débit possible
EHD	[Bart 1990], [Jeong 2002]	- tension d'alimentation élevée - fluide avec une faible conductivité et diélectrique
EOO	[Yao 2003], [Chen 2002], [Zeng 2001]	+ aucune pièce mobile - fluide conducteur électriquement - tension d'alimentation élevée
EMO	[Berthier 2007], [Yun 2002]	- solution doit être un électrolyte
BUL	[Tsai 2002], [Wang 2004], [Tseng 1998], [Wang 2002]]	- chaleur générée importante

<b>FPW</b>	[Luginbuhl 1998], [Nguyen 1999], [Hasegawa 2008]	+ tension d'alimentation faible + pas de limitation sur la conductivité du Fluide
<b>ECH</b>	[Bohm 2000], [Suzuki 2003]	+ simplicité - débit inconstant (éclatement des bulles)
<b>EVA</b>	[Bodén 2008], [Sim 2003]	+ faibles coûts de fabrication + pas de pièces mobiles + pas de source d'énergie extérieure - uniquement en mode aspiration

**MHD** : Magnétohydrodynamique, **EHD** : Électrohydrodynamique, **EOO** : Électro-osmose, **EMO** : Électro-mouillage, **BUL** : Bulles, **FPW** : Ultrasonique ou ondes planaires de flexion, **ECH** : Électrochimique, **EVA** : Évaporation [3].

Tableau 2.2 : Caractéristiques des micro-pompes dynamiques.

### 2.4.2 État de l'art des micro-clapets

À côté du système qui permet de réaliser l'action de pompage en tant que telle, une micro-pompe est aussi composée d'autres éléments : des clapets, une source d'énergie, un système de commande. Comme les clapets sont des éléments critiques dans une micro-pompe, nous en dressons, ici, un état de l'art.

Traditionnellement, les clapets sont classés en clapets actifs et passifs. Un clapet actif est un dispositif qui bloque ou modifie l'écoulement d'un fluide qui le traverse et dont l'état est contrôlé par un actionneur. Par opposition, l'état d'un clapet passif est dicté par la différence de pression entre son entrée et sa sortie. Cette classification des clapets est présentée dans le schéma de la figure (2.19).

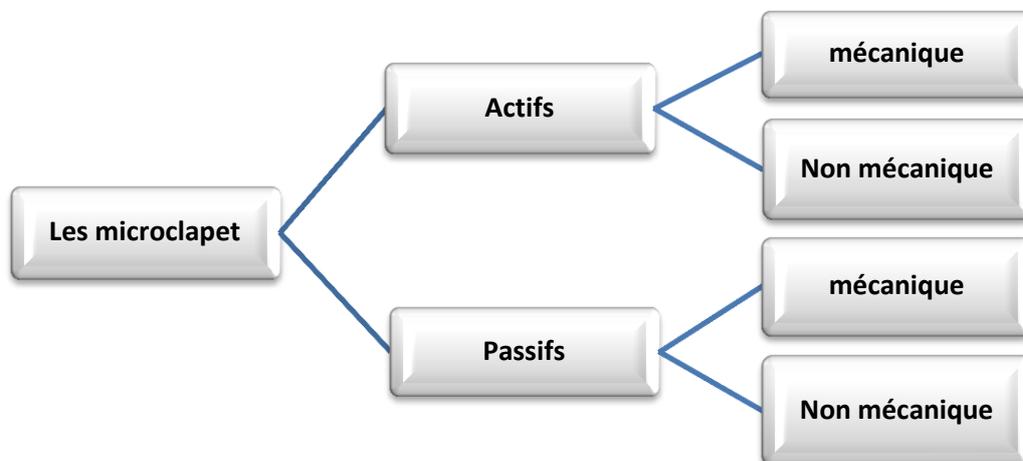


Figure 2.25 : Classification des micro-clapets.

### 2.4.2.1 Les clapets actifs

- **Mécaniques**

Dans les clapets actifs mécaniques, une grande variété d'actionneurs est utilisée pour déplacer les pièces mobiles. La plupart du temps, une membrane est combinée avec un actionneur magnétique, électrique, piézoélectrique, thermique.

**Magnétique** : le type le plus courant est composé d'une membrane sur laquelle est collée une pièce magnétique. En activant un électroaimant externe, nous pouvons créer la déformation de la membrane et ainsi permettre ou non le passage du fluide.

**Électrique** : Les clapets électrostatiques utilisent une paire d'électrodes faiblement espacées et placées sur les parois opposées d'un canal. Une des deux électrodes étant placée sur une membrane capable de se déformer.

Lors de l'application d'une différence de potentiel entre ces deux électrodes, la force créée déforme la membrane et réduit, voire bloque, le passage du fluide dans le canal. Ce type de clapet est plutôt utilisé pour des gaz que pour des liquides à cause de l'électrolyse entraînée pour les liquides à des tensions élevées.

**Piézoélectrique** : L'actionnement piézoélectrique est largement rencontré car il permet de générer une force très élevée pour un déplacement limité. Souvent, le principe du clapet repose sur la déformation d'une membrane (Sous l'effet piézoélectrique) qui vient fermer un ou plusieurs orifices de manière à bloquer l'écoulement du fluide. Dans certaines applications, un débattement plus important est parfois souhaité. Dans ce cas, un système d'amplification hydraulique, de disques piézoélectriques empilés ou de bimorphes piézoélectriques est utilisé.

**Thermique** : Comme son nom l'indique, c'est l'énergie thermique qui est exploitée. Dans un clapet bimétallique, une fine couche métallique est superposée à la membrane. Lors de l'échauffement de la structure, la différence de dilatation des deux métaux induit la flexion de la membrane.

- **Non-mécaniques**

Il s'agit donc de clapets actifs qui ne comportent aucune pièce mobile. Voici les grands principes que nous rencontrons :

**Électrochimique** : des bulles générées électro-chimiquement (par électrolyse) peuvent être utilisées comme principe d'actionnement pour des clapets actifs. Par exemple, la génération de bulles dans une chambre peut créer le déplacement d'une membrane. Dans le cas de l'électrolyse, la croissance et le rétrécissement de la bulle sont contrôlés par la différence de potentiel appliquée aux électrodes.

**Changement de phase** : cette classe exploite le changement de volume de certains matériaux, suite même à de très faibles variations de différents paramètres environnementaux (i.e. le PH, le glucose, la température, le champ électrique, la lumière. . .). La variation de volume est souvent utilisée lors du passage d'un état solide à un état liquide pour des matériaux comme : les hydrogels, les polymères ou la paraffine.

### 2.4.2.2 Les clapets passifs

La plupart des clapets passifs sont utilisés à l'entrée et à la sortie de micro-pompes mécaniques alternatives. Comme nous l'avons déjà dit précédemment, les clapets passifs ne laissent passer le fluide que dans un sens et sont contrôlés par la différence de pression entre l'entrée et la sortie du clapet. Leur équivalent électrique est la diode, le débit étant l'équivalent du courant, la pression de la tension. D'éventuelles fuites dans ces clapets vont, bien évidemment, réduire les performances de pompage de la micro-pompe qui les utilise. Citons quelques exemples de clapets passifs mécaniques que nous allons décrire par la suite : les clapets à lamelle, les clapets à membrane, les clapets à bille ainsi, que les clapets à structure mobile.

- **Le clapet à lamelle** : ce type de clapet est composé d'une fine lamelle de silicium, de métal ou de polymère, fixée en porte-à-faux et qui vient fermer un canal [8].

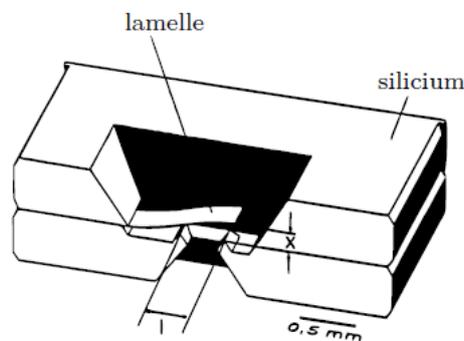


Figure 2.26 : Représentation du micro-clapet de type lamelle. [Zengerle 1995]).

- **Le clapet à membrane** : la plupart des mises en œuvre de ce type de clapet consistent en une membrane suspendue ou une membrane trouée. Si un grand déplacement est souhaité, c'est plutôt la membrane suspendue qui est utilisée.

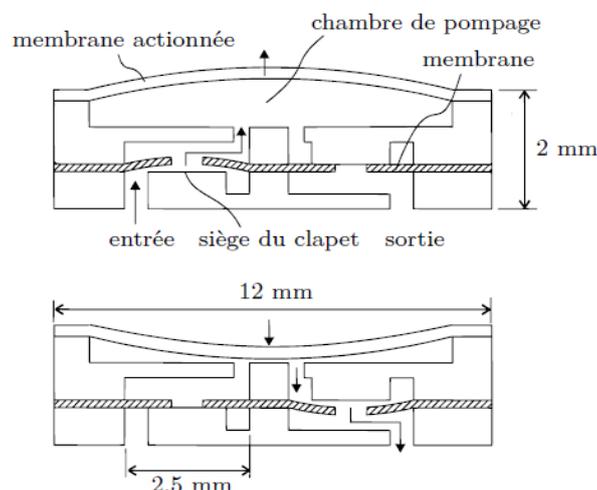
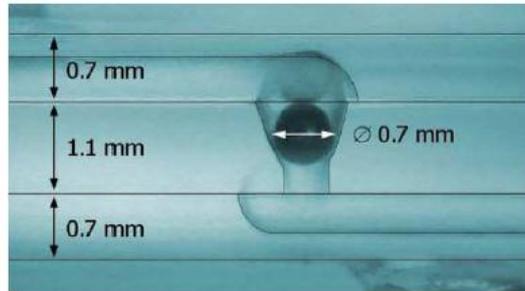


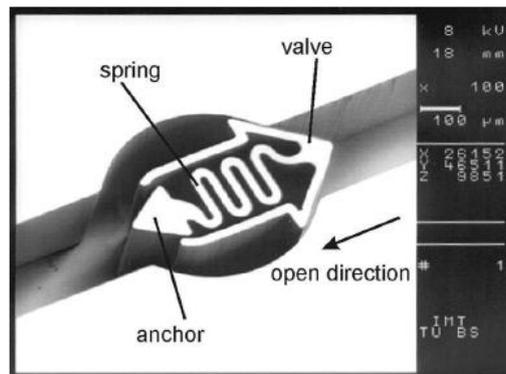
Figure 2.27 : Principe de la pompe développée par Böhm.

- **Le clapet à bille** : le principe est simple : il s'agit d'une bille qui vient boucher un conduit. L'application la plus connue est la valve cardiaque. Ce type de clapet existe aussi dans une version active [9].



**Figure 2.28** : Photographie du micro-clapet intégré dans la pompe de Yamahata [Yamahata 2005].

- **Le clapet à structure mobile** : il s'agit souvent de structures obtenues via des procédés de fabrication issus de la micro-électronique. La plupart du temps, il y a une partie déformable qui fait office de ressort et une partie piston ou bouchon qui vient occluser le conduit dans lequel circule le fluide [3].



**Figure 2.29** : Clapet de type structure mobile en ligne : Photographie du clapet de Seidemann . [Seidemann 2002].

## 2.5 Description de la micropompe étudiée

Dans l'état de l'Art des micropompes et microclaptes nous avons étudié les différents modèles de micropompes soit **dosage** ou **transfert** et nous avons établi les caractéristiques de chacune d'elles (les avantages et les inconvénients (**Tableau 2.1**, **Tableau 2.2**)).

D'autre part, et pour répondre à notre cahier de charge (transfert d'un débit de fluide à partir d'un signal électrique) ; nous avons opté pour la micropompe **Magnétohydrodynamique (MHD)** pour les caractéristiques suivantes:

- + Structure simple.
- Génération de bulles.
- + Le fluide doit avoir une certaine conductivité.
- + Transfert du moins de débit possible.

## **+Structure simple**

Cette micropompe ne doit contenir aucune partie en mouvement ni aucun clapet, ce qui rend le plus souvent, la conception et les techniques de fabrication plus simples.

## **- Génération de bulles**

Les premières micro-pompes développées dans la littérature n'étaient bien sûr pas auto-amorçant ni tolérantes aux bulles d'air. Dans le meilleur des cas, l'entrée ou la formation de petites bulles dans la chambre détérioraient fort les performances de pompage voire, même, empêchaient complètement la pompe de fonctionner. Ces bulles d'air proviennent soit d'un remplissage de la pompe (tout l'air présent initialement dans la chambre n'a pu être évacué), soit de la diffusion de l'air à travers les canalisations du système.

Différentes méthodes pour l'améliorer ont été étudiées et proposées et sont comparées par Zengerle [8]. Classiquement, ces bulles d'air peuvent être éliminées selon deux grands principes :

1. En rinçant le système sous haute pression et débit élevé de manière à expulser les bulles.
2. Par dissolution des bulles dans le liquide.

## **+ Le fluide doit avoir une certaine conductivité**

La conductivité électrique du fluide est un avantage pour éviter la perte des informations qui sont transférées vers le nerf optique.

## **+ Transfert du moins de débit possible**

Pour améliorer la durée de vie de notre micropompe, il faut choisir la micropompe qui transfère le moins de débit possible (le fluide va être consommé par le corps cellulaire).

## **2.5.1 Techniques de réalisation d'une micropompe MHD**

### **2.5.1.1 Technologies de micro-moulage**

L'utilisation des techniques de la microélectronique ont permis d'obtenir des dispositifs millimétriques composés de motifs micro et nano-métriques. Mais l'environnement lourd et coûteux des technologies associées aux Circuits Intégrés ont amené à développer des

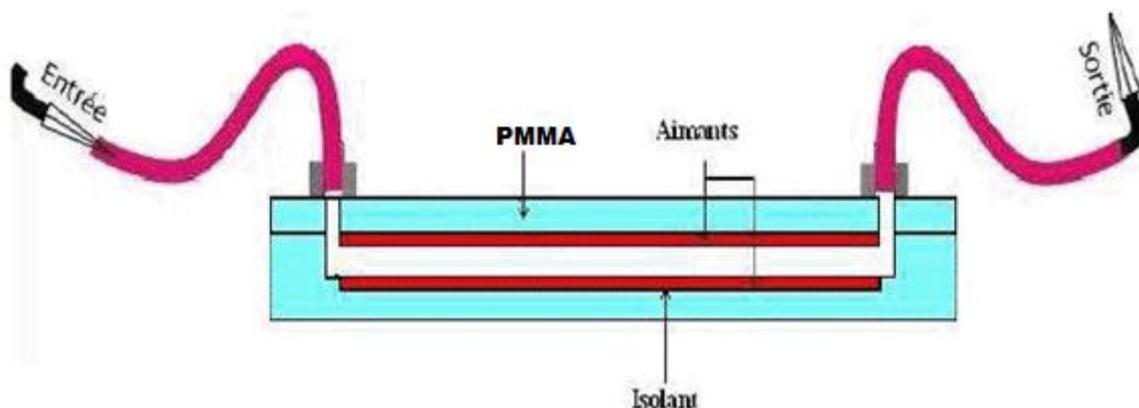
techniques de reproduction par moulage. Ainsi dans le domaine de la fluidique, on utilise des polymères thermoplastiques tels que le PDMS ou le PMMA pour les micropompes à membrane.

Pour notre micropompe MHD, nous avons utilisés le PMMA qui présente plusieurs avantages [10]:

- Très grande transparence, très limpide avec un aspect brillant ;
- propriété optique exceptionnelle (transmission lumineuse supérieure à celle du verre jusque dans le proche UV, transparence, limpidité, brillance). Indice de réfraction de 1,49 ;
- aspect de la surface très lisse et brillant.
- Une faible conductivité électrique (résistance électrique spécifique  $10^{20} \Omega.cm$  à  $20^{\circ}C$ ).
- Aucune permittivité magnétique.
- Présente une bonne stabilité en température.
- Le PMMA constitue un bon résonateur de fréquence.
- Compatibilité avec les tissus humains (utilisations médicales).

Cette dernière technologie permet de concurrencer les techniques de fabrication classiques qui nécessitent la mise en œuvre des processus lourds (dépôt des couches minces, gravure, soudure anodique, etc).

Dans cette partie, nous présentons le procédé technologique à employer pour la fabrication de tous les éléments composants le microsystème MHD étudié. Le prototype a pour objectif de montrer la faisabilité de la micropompe et de mettre en évidence les problèmes à rencontrer. La réalisation de la micropompe repose sur l'utilisation de deux capots en PMMA: le premier capot pour la réalisation des tuyaux d'accès et la partie supérieure de micro-aimant. Le deuxième capot pour la définition de l'espace électrodes/ micro-aimant coté bas ainsi que la chambre de pompage.



**Figure 2.30 (a) :** Les deux niveaux de la micropompe (Vue en longueur).

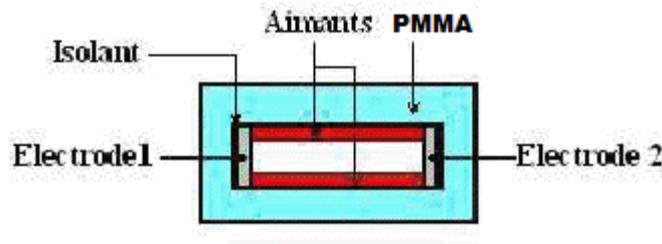


Figure 2.31 (b) : Les deux niveaux de la micropompe (Vue en largeur).

## 2.5.2 Réalisation de la chambre de pompe et trous d'accès (entrée-sortie)

- **Technologies de micro-moulage**

Le principe de base repose sur la réalisation d'un moule à partir duquel les microstructures en matériaux polymères pourront être formées. Ces moules peuvent être réalisés par différentes techniques :

- Utilisation directe de résine photosensible pour réaliser le moule.
- Utilisation d'un dépôt métallique associé à une étape de photolithographie. Le moule est ainsi obtenu par gravure du dépôt.
- Utilisation du silicium comme moule. On grave le silicium (RIE ou DRIE) pour réaliser le moule.

Une fois le moule réalisé (figure (2.26 (a))), on peut ensuite 'couler' le matériau polymère dans le moule (figures (2.26 (a)) et (2.27 (b))), la phase suivante consiste à étuver pendant au moins 60 minutes à une température de 80°C. Ensuite, on peut décoller le matériau polymère du master pour récupérer les échantillons fabriqués qui peuvent être découpés.

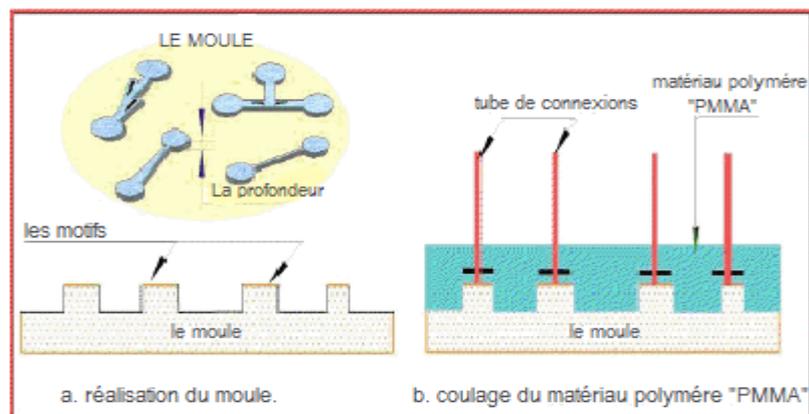


Figure 2.32 (a) : Processus de réalisation d'un circuit en PMMA.

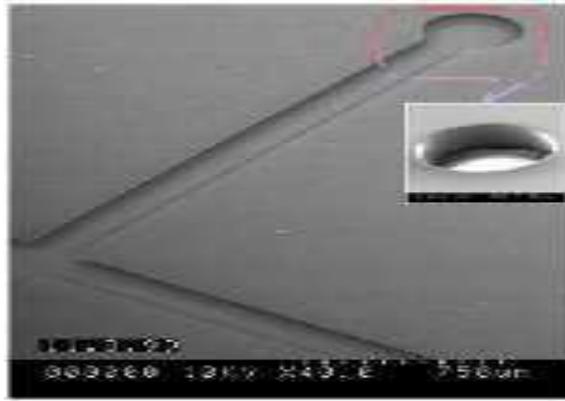


Figure 2.33 (b) : photographie d'un canal usiné en PMMA [11].

### 2.5.3 Réalisation de l'aimant: dépôt Nd-Fer Bore

Les microaimants les plus communs et les plus puissants utilisés couramment dans les MAGMAS sont individuellement microfabriqués à partir des aimants Nd-Fe-B ou Sm-Co (Néodyme-Fer Bore, Samarium-Cobalt).

Beaucoup d'autres méthodes ont été développées, elles donnent toutes de bons résultats, mais chacune possède un effet négatif (Ex. galvanoplastie du Co-Pt, déposition par impulsions de laser, pulvérisation de plasma à basse pression, etc.)

Idéalement, la galvanoplastie de matériaux ou alliages à base de Terre-Rare peut répondre à tous les besoins, en combinant la compatibilité totale de la galvanoplastie pour les microtechnologies de fabrication avec les meilleures propriétés magnétiques des aimants permanents à base de Terre-Rare. La variété des technologies évolue très rapidement ces dernières années, et on attend un futur promettant d'un grand progrès dans ce domaine critique [11].

### 2.5.4 Réalisation des électrodes

Concernant les électrodes on dépose par pulvérisation une couche d'aluminium d'une épaisseur d'environ  $5\mu\text{m}$  qui servira pour la réalisation des électrodes. Enfin pour terminer ce procédé, on dépose par PECVD (Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition) une couche de  $5000\text{\AA}$  d'oxyde de silicium  $\text{SiO}_2$  (isolant) qui sert de passivation pour empêcher tout court-circuit avec les autres parties en cas de contact entre eux.

La soudure est activée par une activation sous plasma  $\text{O}_2$  pendant les 40secondes qui précèdent la mise en contact de deux substrats. La figure, illustre une photographie de micro-canal fluide fabriqué en PMMA [11].

## **2.6 Conclusion**

Cet état de l'art souligne la grande diversité qui existe au sein des micropompes. Il permet également de mieux situer le type de micropompe que nous avons choisi d'étudier, à savoir une pompe dynamique, par rapport aux solutions existantes.

## **3.1 Introduction**

Les applications de la magnétohydrodynamique sont très larges et dans des échelles très variées, entre autres, dans l'industrie métallurgique, le transport ou le pompage des métaux liquides en fusion, [3].

L'intérêt de ce chapitre est la modélisation analytique d'une micropompe MHD.

## **3.2 Magnétohydrodynamique**

La magnétohydrodynamique MHD est appelée aussi hydromagnétique, est une branche de la physique permettant d'étudier les propriétés aussi bien des conducteurs fluides que des plasmas avec toutefois des approximations différentes lorsqu'ils sont sujets à un champ magnétique [4].

La magnétohydrodynamique (MHD) est à la frontière de deux sciences, l'électromagnétisme et la mécanique des fluides. Elle consiste en l'étude de l'interaction entre un écoulement de fluide conducteur et des champs magnétiques. La conversion MHD est l'une des applications de cette discipline. Elle concerne la conversion de l'énergie mécanique

du mouvement d'un fluide en énergie électrique. Ce mécanisme permet de transformer directement la chaleur en électricité sans passer par des turbines comme dans les centrales classiques. Ceci est un avantage par rapport aux machines classiques connues. La conversion peut également s'effectuer en sens inverse ; on utilise l'énergie électrique pour mettre un fluide en mouvement, on obtient ainsi des pompes électromagnétiques. Ces pompes ont l'avantage par rapport aux pompes mécaniques de n'avoir aucune pièce mobile et aucun contact avec le fluide puisque ce dernier est simplement convecté par un champ magnétique [5].

Beaucoup d'études ont été réalisées dans les systèmes. La micropompe magnétohydrodynamique représente un microsystème microfluidique important qui n'a aucune pièce mobile, et qui produit un écoulement continu ; elle a des applications potentielles dans des études biomédicales [6]. La source de pompage dans ces micropompe est la force de Lorentz qui est produite par l'interaction entre les champs magnétiques et électriques [7].

### **3.3 Modélisation de la MHD**

La modélisation de la MHD repose respectivement sur les équations de Maxwell et les équations de Navier Stokes.

En utilisant les «équations de Maxwell et les lois constitutives du milieu on détermine les paramètres électromagnétiques relatifs à chaque problème.

Pour le problème hydrodynamique, ce sont les équations de Navier Stokes associées aux propriétés du fluide (densité de charge et viscosité dynamique ou cinématique) qui permettent de trouver la variation de la vitesse d'écoulement et de la pression.

Le couplage entre ce système d'équations qui sont respectivement les équations électromagnétique et d'écoulement est réalisé par un terme source qui est régit par la force de Lorentz [3].

#### **3.3.1 Équations de l'électromagnétisme (équations de Maxwell)**

Les équations électromagnétiques ont toujours fait l'objet de recherches approfondies en vue de leur résolution. Elles ont été établies par J.C Maxwell en 1864. Dans le domaine des machines électriques, ces équations ont été intégrées de manière très simplifiée.

Sous forme différentielle, elles peuvent être décrites comme suit :

Equations de Maxwell qui régissent l'ensemble des phénomènes

**a- Equation de Maxwell Gauss :**

$$\text{div } \mathbf{D} = \rho \quad (3.1)$$

Une charge électrique est une source d'un champ électrique ; autrement dit, les lignes de champs électriques commencent et se terminent autour des charges électriques [3].

**b- Equation de Maxwell Faraday :**

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{\mathbf{E}} = \frac{\partial \vec{\mathbf{B}}}{\partial t} \quad (3.2)$$

Cette équation exprime le couplage électrique, magnétique en régime dynamique.

**c- Equation de conservation du flux magnétique :**

$$\text{Div } \vec{\mathbf{B}} = 0 \quad (3.3)$$

Cette relation traduit mathématiquement le fait que les sources de champ magnétique sont les courants électriques, et il n'existe pas de charge magnétique, c'est pourquoi les lignes du champ sont toujours fermées sur elles mêmes. Elles forment des boucles qui n'ont ni point de départ, ni point d'arrivée, ni point de convergence, d'où la nomination d'induction conservative (champ conservatif) [3].

**d- Equation de Maxwell Ampère :**

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{\mathbf{H}} = \vec{\mathbf{j}} + \frac{\partial \vec{\mathbf{D}}}{\partial t} \quad (3.4)$$

Cette équation exprime la dépendance du champ magnétique de la densité de courant total (conduction+déplacement).

Où:

$\vec{\mathbf{D}}$ : Induction électrique (déplacement électrique) [C/m<sup>2</sup>],

$\rho$ : Densité de charge volumique [kg/m<sup>3</sup>],

$\vec{\mathbf{E}}$ : Champ électrique [V/m],

$\vec{\mathbf{B}}$ : Induction magnétique [T],

$\vec{\mathbf{H}}$ : Champ magnétique [A/m],

$\vec{\mathbf{j}}$ : Densité de courant de conduction électrique [A/m<sup>2</sup>].

Le terme  $\frac{\partial \vec{\mathbf{D}}}{\partial t}$  exprime la densité de courant de déplacement.

Ces quatre équations locales expriment les relations entre divers champs en tout point de l'espace et à chaque instant.

Sous forme intégrale, ces équations s'écrivent :

L'équation (3.1) s'écrit dans ce cas :

$$\int_S \vec{E} d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0} \quad (3.5)$$

Où q : la charge totale contenue dans un volume délimité par la surface S.

La relation de Faraday (3.2) devient :

$$\oint_C \vec{E} d\vec{l} = \iint \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} d\vec{S} \quad (3.6)$$

L'équation (3.3) pour laquelle le flux est conservatif est donnée par :

$$\oint_C \vec{B} d\vec{S} = 0 \quad (3.7)$$

La dernière équation (3.4) est donnée par :

$$\int_S \vec{H} d\vec{l} = I \quad (3.8)$$

Où I représente le courant continu à l'intérieur du contour fermé.

Pour définir complètement les phénomènes électromagnétiques à l'intérieur d'un milieu, on rajoute aux quatre équations précédentes les lois de comportement des milieux ainsi que la loi d'ohm générale : [5]

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (3.9)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (3.10)$$

$$\vec{J}_l = \sigma \vec{E} \quad (3.11)$$

Où

$\sigma$  : Conductivité électrique [ $(\Omega.m)^{-1}$ ],

$\mu$  : Perméabilité magnétique [H/m],

$\epsilon$  : Permittivité électrique [F/m],

$\mu$ ,  $\sigma$ , et  $\epsilon$  peuvent être des scalaires ou des tenseurs, définissant respectivement le comportement des matériaux isotropes ou anisotropes.

L'expression détaillée des densités de courants induits :

$$\vec{J}_l = \vec{J}_{ex} + \sigma(\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (2.12)$$

Avec  $\vec{V}$  la vitesse du fluide [m/s].

$\vec{J}_{ex}$  : Densité du courant d'excitation (source) [A/m<sup>2</sup>].

Les termes  $\sigma \vec{E}$  et  $(\vec{V} \wedge \vec{B})$  expriment respectivement les courants résultants du champ électrique et du mouvement.

Les équations de Maxwell décrivent globalement tous les phénomènes électromagnétiques. Mais certains peuvent être négligés suivant les dispositifs qu'on doit étudier ; dans ce cas les modèles sont plus simples.

Ces équations s'appliquent à un milieu continu.

Dans le cas de plusieurs matériaux de propriétés physiques différentes, les conditions de passage aux interfaces sont constituées de relations de continuité et de discontinuité des dérivées normales et tangentes des variables d'état  $\vec{B}, \vec{H}, \vec{D}, \vec{E}$  et  $\vec{J}$  [13].

### 3.3.2 Rappel sur les lois de l'électromagnétisme

D'après le théorème de Gauss, le flux du vecteur déplacement électrique  $\vec{D}$ , sortant d'une surface S quelconque, contenant une distribution de charges  $q_i$ , de densité volumique  $\rho$ , est exprimé par [13] :

$$\int_S \vec{D} d\vec{s} = \sum q_i = \int_{V_0} \rho dV_0 \quad (3.13)$$

Où  $V_0$  est le volume limité par S. En appliquant le théorème de la divergence :

$$\int_{V_0} \text{div } \vec{D} dV_0 = \sum q_i = \int_{V_0} \rho dV_0 \quad (3.14)$$

Cette équation est vérifiée quelque soit le volume  $V_0$  si en tout point, on a :

$$\text{div } \vec{D} = \rho \quad (3.15)$$

Le flux du vecteur induction  $\vec{B}$  à travers une surface fermée S est nul, (conservation du flux magnétique) :

$$\int_S \vec{B} d\vec{s} = 0 \quad (3.16)$$

En appliquant le théorème de la divergence on obtient :

$$\text{div } \vec{B} = 0 \quad (3.17)$$

En considérant un circuit électrique fermé C placé dans un champ magnétique  $\vec{B}$  variable dans le temps, d'après la loi de Faraday, il y'a apparition d'une f.e.m induite :

$$\mathbf{e} = \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \overrightarrow{dS} \quad (3.18)$$

Cette f.é.m. entraine l'existence d'un champ induit  $\vec{E}_t$  tel que :

$$\mathbf{e} = \oint_C \vec{E}_t \overrightarrow{dl} \quad (3.19)$$

En utilisant le théorème de stokes, l'équation devient :

$$\int_S \overrightarrow{\text{rot}} \vec{E}_t \overrightarrow{dS} = - \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \overrightarrow{dS} \quad (3.20)$$

Sachant que le champ électrique total est la superposition des champs statique et induit, dans ce cas, l'expression précédente devient :

$$\int_S \overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} \overrightarrow{dS} = \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \overrightarrow{dS} \quad (3.21)$$

Et on obtient finalement :

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} = - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.22)$$

Par ailleurs d'après le théorème d'ampère le champ magnétique créé par un courant I parcourant un fil conducteur fermé est donné par :

$$\oint_C \vec{H} \overrightarrow{dl} = \int_S \vec{j} \overrightarrow{dS} = I \quad (3.23)$$

### 3.4 Dynamique des fluides

Avant d'énoncer les différentes lois et équations qui gouvernent les fluides, il parait utile de définir ce qu'est un fluide. Pour le physicien expert en thermodynamique, un fluide est un corps simple, composé d'atomes ou de molécules identiques en phase liquide ou gazeuse. Le mécanicien donnerait une définition plus empirique : un fluide, c'est quelque chose qui coule, et le caractériserait selon son degré de déformation en fonction de la contrainte appliquée.

Tout l'intérêt des fluides repose sur cette incroyable facilité à se déformer sans rompre sous l'effet d'une pression, contrairement aux solides [5]. Nous pouvons ainsi classer les fluides en deux catégories : les fluides compressibles comme les gaz, l'air ou les vapeurs (la masse volumique varie selon la pression et la température) et les fluides incompressibles comme les liquides (la masse volumique ne varie pas sous l'effet de la pression ou de la température) [8].

### 3.5 Équations de l'hydrodynamique

L'écoulement d'un fluide est dit incompressible lorsque l'on peut négliger ses variations de masse volumique au cours du temps : cette hypothèse est vérifiée lorsque le nombre de Mach  $Ma$  est faible. En général, on considère l'écoulement incompressible lorsque  $Ma$  inférieur de 0.3 ( $Ma$  c'est le rapport de Vitesse d'écoulement en (m/s) sur la célérité du son en (m/s)).

Equation de Navier Stokes

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = -\frac{1}{\rho} \overrightarrow{grad} (P) + (\nu \Delta \vec{v}) + \vec{F} \quad (3.24)$$

Le terme  $\frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$  correspond à la dérivée partielle de la vitesse (accélération locale) et le terme  $(\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v}$  qui est le terme advectif (suivant l'approche eulérienne qui consiste à se placer en une position fixe [3]).

Le terme  $-\frac{1}{\rho} \overrightarrow{grad}(p)$  représente les forces de pression, spécifique de la mécanique des fluides ;

Le terme  $(\nu \Delta \vec{v})$  correspond aux forces de viscosité ;

Le dernier terme des forces représente les forces électromagnétiques  $\vec{F} = \vec{j} \wedge \vec{B}$

En utilisant le théorème de stokes :

$$\int_S \overrightarrow{rot} \vec{H} \overrightarrow{dS} = \int_S \vec{j} \overrightarrow{dS} \quad (3.25)$$

On obtient :

$$\overrightarrow{rot} \vec{H} = \vec{j} \quad (3.26)$$

Cette expression représente la forme locale du théorème d'Ampère, dans ce cas :

$$div \overrightarrow{rot} \vec{H} = div \vec{j} \quad (3.27)$$

Par conséquent :

$$div \vec{j} = 0 \quad (3.28)$$

En régime stationnaire, la variation de la densité de courant à travers une surface fermée est nulle.

En régime variable, la variation de la densité de charge est décrite comme suit :

$$\frac{dq}{dt} = -\frac{d}{dt} \int_V \rho dV \quad (3.29)$$

Tel que

$$I = \frac{dq}{dt} = \int_S \vec{J} \cdot \vec{ds} = \int_V \text{div } \vec{J} \, dV \quad (3.30)$$

Ceci implique que :

$$\int_V \left( \text{div} \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} \right) dV = 0 \quad (3.31)$$

Et :

$$\text{div} \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (3.32)$$

C'est l'équation de conservation de la charge électrique

Avec l'équation de Maxwell (3.1), l'expression précédente devient :

$$\text{div} \left[ \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right] = 0 \quad (3.33)$$

Où  $\vec{J}$  représente la densité de courants de conduction,

$\vec{J}_D = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$  La densité des courants de déplacement

Dans ce cas :

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3.34)$$

### 3.6 Hypothèses simplificatrices

Avant de déterminer le modèle mathématique qui régit les phénomènes électromagnétiques, certaines hypothèses simplificatrices sont nécessaires ;

- Dans le cadre de l'approximation quasi-statique, les courants de déplacement  $\frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$  sont négligés devant  $\vec{J}$  et  $\overrightarrow{\text{rot}} \vec{H}$ . Cette hypothèse est pleinement justifiée pour de faibles fréquences.
- La densité volumique de charge est considérée nulle ( $\rho = 0$ ), ce qui est le cas dans presque tous les dispositifs classiques à induction.
- Le terme  $\vec{J}$  regroupe les densités de courants imposées au niveau de l'inducteur et induites dans le canal. On peut écrire l'expression de la façon suivante :

$$\vec{J} = \vec{J}_{ex} + \vec{J}_I \quad (3.35)$$

- Les matériaux à utiliser sont à propriétés isotropes.

En tenant compte de ces simplifications, les équations de Maxwell se réduisent alors au système suivant : [9]

$$\text{div } \vec{D} = 0 \quad (3.36)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} = - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.37)$$

$$\text{div } \vec{B} = 0 \quad (3.38)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} = \vec{J} \quad (3.39)$$

$$\vec{J}_t = \sigma(\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (3.40)$$

On utilise les équations de Maxwell comme précédemment en tenant compte de l'équation de conservation de la charge électrique et de (3.28), en considérant le rotationnel de l'équation (3.37) et en remplaçant la loi d'Ohm (3.38) on obtient :

$$\overrightarrow{\text{rot}} (\overrightarrow{\text{rot}} \vec{B}) = \overrightarrow{\text{rot}} \mu \sigma (\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (3.41)$$

Et en utilisant la loi de Maxwell Faraday, on obtient :

$$\overrightarrow{\text{rot}} (\overrightarrow{\text{rot}} \vec{B}) = \mu \sigma \left( - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} + \overrightarrow{\text{rot}} (\vec{v} \wedge \vec{B}) \right) \quad (3.42)$$

Cette équation peut être arrangée sous la forme suivante :

$$\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} - \overrightarrow{\text{rot}} (\vec{v} \wedge \vec{B}) + \frac{1}{\mu \sigma} \overrightarrow{\text{rot}} (\overrightarrow{\text{rot}} \vec{B}) \quad (3.43)$$

Quand l'équation est résolue pour l'induction magnétique, le champ électrique peut être déduit à partir de l'équation suivante :

$$\vec{E} = \frac{1}{\mu \sigma} (\overrightarrow{\text{rot}} \vec{B}) - \vec{v} \wedge \vec{B} \quad (3.44)$$

Enfin la densité de courant électrique  $\vec{J}$  peut être calculée à partir de l'équation (3.13).

Dans le cas de la MHD à induction, on a opté pour la formulation en potentiel vecteur  $\vec{A}$  pour les raisons suivantes :

Elle réduit le nombre d'inconnues ;

La modélisation est bidimensionnelle.

Le courant d'excitation  $\vec{J}_{\text{ex}}$  est imposé au niveau des enroulements ;

Le courant induit peut, par conséquent, être déduit.

### 3.7 Réaction du champ magnétique sur le fluide

Dans le modèle choisi, seule la partie magnétique de la force de Lorentz est à prendre en compte (la partie électrique est d'ordre inférieur). Pour un fluide Newtonien soumis uniquement à cette force, on a alors les équations de Navier-Stokes [13] :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) = 0 \quad (3.45)$$

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right) = -\nabla p + \eta \Delta \vec{v} + \left( \xi + \frac{\eta}{3} \right) \nabla (\nabla \cdot \vec{v}) + \vec{j} \wedge \vec{B} \quad (3.46)$$

Où le champ  $p$  est le champ de pression dans le fluide,  $\rho$  la densité de masse,  $\eta = \nu \rho$  est la viscosité dynamique ( $\nu$  est la viscosité cinématique), et  $\xi$  la viscosité de volume.

On se place dans le cas d'un fluide incompressible ( $\nabla \cdot \nu = 0$ ) : après dimensionnement, on arrive alors au système d'équations vérifiées par le champ magnétique et le champ de vitesse du fluide :

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (3.47)$$

$$\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} = \nabla \cdot (\mathbf{v} \cdot \mathbf{B}) + \frac{1}{R_m} \Delta \mathbf{B} \quad (3.48)$$

$$\nabla \cdot \nu = 0 \quad (3.49)$$

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\nu \cdot \nabla) \vec{v} \right) = -\nabla p + \eta \Delta \vec{v} + \left( \xi + \frac{\eta}{3} \right) \nabla (\nabla \cdot \vec{v}) + \vec{j} \wedge \vec{B} \quad (3.50)$$

### 3.8 Hydrodynamique dans les micro canaux

Aux échelles de la microfluidique, les mécanismes de transport de masse, de quantité de mouvement et d'énergie sont néanmoins parfaitement contrôlés. Les écoulements étant laminaires (Les filets fluides sont des lignes régulières, sensiblement parallèles entre elles), le mélange entre espèces chimiques des produits par diffusion moléculaire, et les transferts de chaleur sont très efficaces. Pour prendre en considération le phénomène de diffusion se produisant dans les micro canaux, il est nécessaire d'introduire deux grandeurs adimensionnelles [10].

### 3.9 Physique des écoulements à l'échelle micrométrique

La dynamique des fluides réels est dominée par les forces de frottement ou de viscosités, d'une part, par leur importance vis-à-vis des forces d'inertie de l'écoulement, d'autre part. Lorsque les forces de viscosité sont importantes par rapport aux forces d'inertie, l'écoulement est régulier, le champ des vitesses, ou plus généralement les paramètres du fluide, varie de façon monotone aussi bien dans l'espace que, éventuellement, dans le temps.

Dans ce type d'écoulement, dit laminaire, toute instabilité est dissipée par la viscosité du fluide. Dès que les forces d'inertie deviennent importantes par rapport aux forces de viscosité, les instabilités, inévitables en pratique, se développent sous forme de tourbillons de tailles variées : l'écoulement devient turbulent. Dans ce mode d'écoulement, tous les transferts sont

améliorés, ce qui est un avantage, mais les irréversibilités sont plus importantes, ce qui est évidemment un inconvénient.

Pour quantifier les choses, des nombres adimensionnels sont à considérer. Le premier est le nombre de Reynolds qui compare les effets inertiels aux effets visqueux : [2] [11]

$$R_e = \frac{\rho v D_h}{\eta} \quad (3.51)$$

Où  $v$  représente la vitesse de l'écoulement,  $\eta$  et  $\rho$  étant la viscosité et la masse volumique du fluide.

Dans les nouvelles technologies les microcanaux sont rectangulaires, pour cela il faut calculer le diamètre hydraulique et estimer la section rectangulaire.

$$D_h = \frac{4A}{p} \quad (3.52)$$

Le nombre de Reynolds peut également être vu comme le rapport du temps de diffusion sur le temps de convection de la quantité de mouvement. Les écoulements en microcanaux ont des vitesses n'excédant pas le centimètre par seconde et des dimensions de l'ordre du micro, il s'ensuit qu'en général, le nombre de Reynolds dans les systèmes microfluidiques n'excède pas  $10^{-1}$ . Un nombre de Reynolds petit implique des forces de viscosité prépondérantes, un transport de quantité de mouvement par diffusion et un écoulement laminaire [12].

### 3.10 Force de Lorentz

La source de pompage dans ces micropompes est la force de Lorentz qui est produite par l'interaction entre les champs magnétiques et électriques.

Conservation de charge :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{J} = - \frac{\partial \rho_e}{\partial t} \quad (3.53)$$

Où  $J$  est la densité de courant [ $A.m^{-2}$ ] et  $\rho_e$  est la densité de charge [ $C.m^{-3}$ ].

$$\vec{F}_L = \vec{J} \cdot \vec{B} \cdot V_d \quad (3.54)$$

Où  $F_L$  est la force de Lorentz [N],  $B$  : l'induction magnétique [T] et  $V_d$  est le volume du canal.

Cette force est maximale lorsque  $\vec{J}$  et  $\vec{B}$  ; sont orthogonaux.

$\vec{J}$  est donné par la loi d'Ohm

$$\vec{J} = \sigma(\vec{E} + \vec{v} \wedge \vec{B}) \quad (3.55)$$

L'équation de conservation de la masse d'un fluide se déduit de l'étude de la variation de la masse totale d'un volume lorsque le fluide entre et sort de ce volume.

Le bilan permet d'écrire alors la relation suivante [12] :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \operatorname{div}(\vec{v}) = 0 \quad (3.56)$$

De cette équation peut être extraite la condition d'incompressibilité d'un fluide (masse volumique constante au cours du temps, soit  $\frac{d\rho}{dt} = 0$ ) et se traduit par :  $\operatorname{Div}(\vec{v}) = 0$

Avec :

$v$ : Vitesse du fluide (m/s) ;

$P$  : Pression du fluide (Pa) ;

$\nu$  : Viscosité cinématique du fluide (m<sup>2</sup>/s) ;

$F$  : Force électromagnétique (N/m<sup>3</sup>) ;

$\rho$ : Densité du fluide (kg/m<sup>3</sup>).

### **L'équation de quantité de mouvement**

L'équation de quantité de mouvement est donnée par [1] :

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \vec{v} = - \frac{1}{\rho} \overrightarrow{\operatorname{grad}}(P) + (\nu \Delta \vec{v}) + \vec{F} \quad (3.57)$$

## **3.11 Description générale du prototype MHD à conduction**

La micropompe MHD proposée est représentée sur la figure (3.1). Elle est constituée d'un aimant permanent, deux Electrodes et un canal où circule un fluide supposé incompressible.

Le principe de fonctionnement est basé sur l'imposition d'un champ magnétique constant, qui est permanent produit par les aimants permanents, et croisé par un courant continu qui est amené dans le fluide par des électrodes pour créer une force de Lorentz qui déplace le fluide.

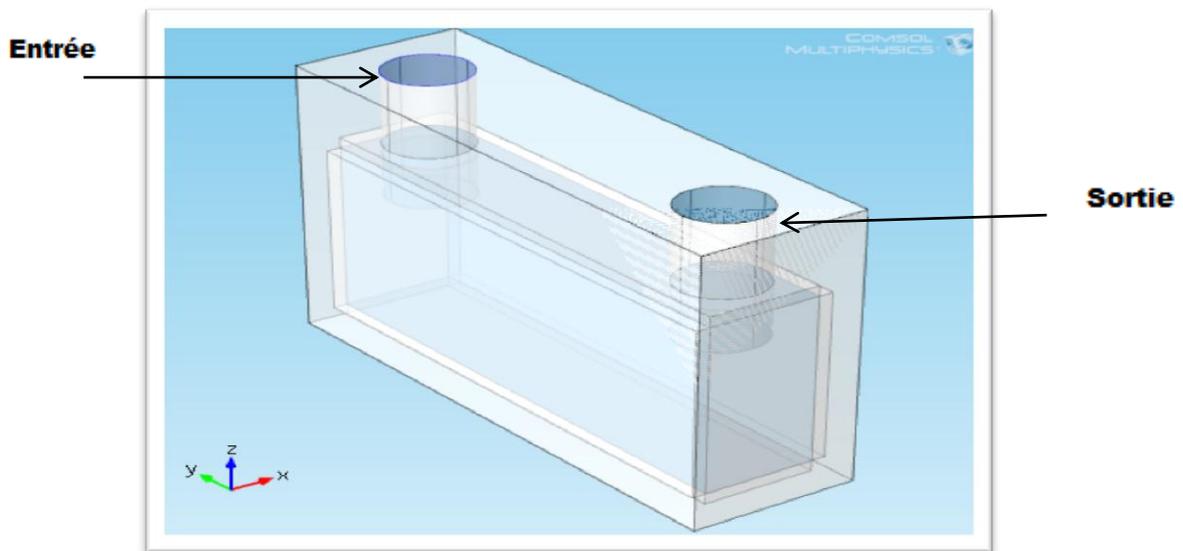


Figure 3.34 : Géométrie de la micropompe classique à étudier.

### 3.12 Modélisation de la micropompe MHD étudiée

Dans ce travail on utilise le logiciel COMSOL Multiphysics 4.3 pour faire la simulation de notre micropompe proposée.

#### ➤ Le logiciel COMSOL Multiphysics

En effet, cet outil de simulation numérique, basé sur la méthode des éléments finis permet de traiter de nombreux problèmes grâce à sa banque intégrée d'équations physiques très variées. Il possède de plus un environnement graphique permettant de réaliser rapidement des figures relativement complexes (en 1D, 1D-axisymétrique, 2D, 2D-axisymétrique ou 3D).

Par ailleurs, COMSOL Multiphysics possède un environnement de programmation dans lequel il est possible de modifier le maillage et les équations du problème. Par défaut le maillage est automatique et se compose de triangle en 2D et de tétraèdre en 3D. Ce logiciel possède de nombreux systèmes de résolution dits « solvers », pouvant être linéaires ou non, paramétriques ou encore dépendant du temps.

Pour la simulation des phénomènes MHD nous utilisons deux modèles multiphysiques le modèle « champ électrique et magnétique » et le modèle « microfluidique ».

#### 3.12.1 le modèle champ électrique et magnétique

Dans ce modèle, nous avons résolu l'équation de la force de Lorentz ; nous appliquons seulement une différence de potentiel entre les deux électrodes et nous en déduisons l'induction magnétique, la force de Lorentz, la densité électrique et les champs électrique et magnétique...etc...

## 3.12.2 Le modèle microfluidique

Dans ce modèle, nous avons résolu l'équation de Navier Stokes ; nous appliquons une différence de pression qui va être générée par la force de Lorentz entre l'entrée et la sortie de notre micropompe MHD ; et nous déduisons la vitesse du fluide ainsi que le débit volumique  $q_v$ .

## 3.12.3 Méthode d'application

### a- création de la géométrie

Pour la création de la géométrie de la micropompe MHD ; nous définissons les dimensions suivantes :

#### 1. Entrée /Sortie

Le nerf optique est de forme cylindrique de diamètre 3mm et de longueur 5cm .D'autre part, nous réalisons un réseau de micropompes (matrice de 100×100) ; chaque micropompe injecte le fluide dans 500 à 700.

#### 2. La chambre de pompage

Nous supposons que la largeur est de 40 $\mu$ m (il faut  $w > 30\mu$ m) ; D'autre part et devant des études faites sur les paramètres des microcanaux , il a été démontré que le canal rectangulaire est plus avantageux que le canal carré (vitesse plus grande et la pression applicable plus importante)[3][9] .

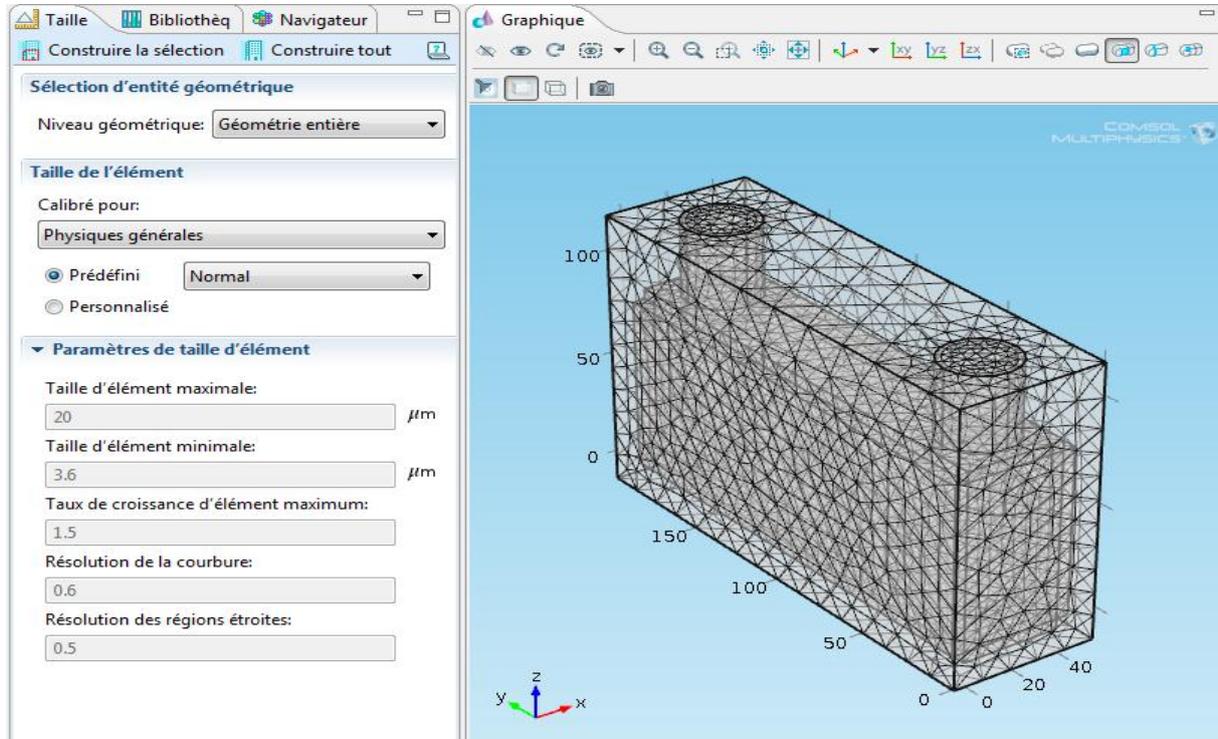
Donc nous supposons que la hauteur est égale à 80 $\mu$ m (section rectangulaire parfaite) et la longueur de la chambre est égale à 185 $\mu$ m.

### b- maillage

L'optimisation du maillage est essentielle afin d'assurer la meilleure précision de calcul qui permet d'avoir une bonne qualité des résultats. Cette structure peut se présenter par une géométrie discrète, où les paramètres sont exprimés pour chaque nœud du maillage (le

nombre total de degrés de liberté est égal au nombre de nœuds multiplié par le nombre de degrés de liberté par nœud).

Dans cette étude nous avons choisi un maillage normal.



**Figure 3.35 :** Le maillage normal comporte 54519 éléments.

➤ **Les paramètres de taille d'élément :**

- Taille d'élément maximale : 20  $\mu\text{m}$
- Taille d'élément minimale : 3.6  $\mu\text{m}$
- Taux de croissance d'élément maximum : 1.5
- Résolution de la courbure : 0.6
- Résolution des régions étroites : 0.5

## C- Propriété de fluide

En réalité le fluide injecté dans le nerf optique est défini par le  $\text{K}^+$  ou le  $\text{Na}^+$  ; quand les propriétés physiques ne sont pas connues, il est remplacé par l'eau de mer (car elle contient le  $\text{Na}^+$ ).

Le fluide est newtonien et incompressible, la viscosité est constante pour l'eau et le système ne dépend pas des forces de gravité, la variation de température n'est pas significative.

➤ **Les caractéristiques de l'eau de mer :**

- Densité  $\rho = 998.2 \text{ Kg/m}^3$ .
- La viscosité dynamique  $\nu = 0.00103 \text{ Kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$
- Conductivité électrique  $\rho = 1000 \mu\text{S/cm}$

✚ La perméabilité magnétique  $\mu=1.257 \cdot 10^{-6} \text{ H.m}^{-1}$

### 3.13 Conclusion

Dans ce chapitre, partant des lois de base caractérisant les phénomènes électromagnétiques et hydrodynamiques présents dans la pompe MHD à conduction, des modèles mathématiques ont été établis dans leurs formes générales.

Les résultats obtenus prouvent que l'imposition d'un champ magnétique croisé par un courant continu qui est amené dans le fluide par des électrodes crée une force de Lorentz qui sert à déplacer le fluide.

## 3.1 Introduction

Les applications de la magnétohydrodynamique sont très larges et dans des échelles très variées, entre autres, dans l'industrie métallurgique, le transport ou le pompage des métaux liquides en fusion, [3].

L'intérêt de ce chapitre est la modélisation analytique d'une micropompe MHD.

## 3.2 Magnétohydrodynamique

La magnétohydrodynamique MHD est appelée aussi hydromagnétique, est une branche de la physique permettant d'étudier les propriétés aussi bien des conducteurs fluides que des plasmas avec toutefois des approximations différentes lorsqu'ils sont sujets à un champ magnétique [4].

La magnétohydrodynamique (MHD) est à la frontière de deux sciences, l'électromagnétisme et la mécanique des fluides. Elle consiste en l'étude de l'interaction entre un écoulement de fluide conducteur et des champs magnétiques. La conversion MHD est l'une des applications de cette discipline. Elle concerne la conversion de l'énergie mécanique du mouvement d'un fluide en énergie électrique. Ce mécanisme permet de transformer directement la chaleur en électricité sans passer par des turbines comme dans les centrales classiques. Ceci est un avantage par rapport aux machines classiques connues. La conversion peut également s'effectuer en sens inverse ; on utilise l'énergie électrique pour mettre un fluide en mouvement, on obtient ainsi des pompes électromagnétiques. Ces pompes ont

l'avantage par rapport aux pompes mécaniques de n'avoir aucune pièce mobile et aucun contact avec le fluide puisque ce dernier est simplement convecté par un champ magnétique [5].

Beaucoup d'études ont été réalisées dans les systèmes. La micropompe magnétohydrodynamique représente un microsysteme microfluidique important qui n'a aucune pièce mobile, et qui produit un écoulement continu ; elle a des applications potentielles dans des études biomédicales [6]. La source de pompage dans ces micropompe est la force de Lorentz qui est produite par l'interaction entre les champs magnétiques et électriques [7].

### **3.3 Modélisation de la MHD**

La modélisation de la MHD repose respectivement sur les équations de Maxwell et les équations de Navier Stokes.

En utilisant les «équations de Maxwell et les lois constitutives du milieu on détermine les paramètres électromagnétiques relatifs à chaque problème.

Pour le problème hydrodynamique, ce sont les équations de Navier Stokes associées aux propriétés du fluide (densité de charge et viscosité dynamique ou cinématique) qui permettent de trouver la variation de la vitesse d'écoulement et de la pression.

Le couplage entre ce système d'équations qui sont respectivement les équations électromagnétique et d'écoulement est réalisé par un terme source qui est régit par la force de Lorentz [3].

#### **3.3.1 Équations de l'électromagnétisme (équations de Maxwell)**

Les équations électromagnétiques ont toujours fait l'objet de recherches approfondies en vue de leur résolution. Elles ont été établies par J.C Maxwell en 1864. Dans le domaine des machines électriques, ces équations ont été intégrées de manière très simplifiée.

Sous forme différentielle, elles peuvent être décrites comme suit :

Equations de Maxwell qui régissent l'ensemble des phénomènes

**e- Equation de Maxwell Gauss :**

$$\mathbf{div D} = \rho \quad (3.1)$$

Une charge électrique est une source d'un champ électrique ; autrement dit, les lignes de champs électriques commencent et se terminent autour des charges électriques [3].

**f- Equation de Maxwell Faraday :**

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} = \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.2)$$

Cette équation exprime le couplage électrique, magnétique en régime dynamique.

**g- Equation de conservation du flux magnétique :**

$$\text{Div} \vec{B} = 0 \quad (3.3)$$

Cette relation traduit mathématiquement le fait que les sources de champ magnétique sont les courants électriques, et il n'existe pas de charge magnétique, c'est pourquoi les lignes du champ sont toujours fermées sur elles mêmes. Elles forment des boucles qui n'ont ni point de départ, ni point d'arrivée, ni point de convergence, d'où la nomination d'induction conservative (champ conservatif) [3].

**h- Equation de Maxwell Ampère :**

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3.4)$$

Cette équation exprime la dépendance du champ magnétique de la densité de courant total (conduction+déplacement).

Où:

$\vec{D}$ : Induction électrique (déplacement électrique) [C/m<sup>2</sup>],

$\rho$ : Densité de charge volumique [kg/m<sup>3</sup>],

$\vec{E}$ : Champ électrique [V/m],

$\vec{B}$ : Induction magnétique [T],

$\vec{H}$ : Champ magnétique [A/m],

$\vec{j}$ : Densité de courant de conduction électrique [A/m<sup>2</sup>].

Le terme  $\frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$  exprime la densité de courant de déplacement.

Ces quatre équations locales expriment les relations entre divers champs en tout point de l'espace et à chaque instant.

Sous forme intégrale, ces équations s'écrivent :

L'équation (3.1) s'écrit dans ce cas :

$$\int_S \vec{E} d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0} \quad (3.5)$$

Où q : la charge totale contenue dans un volume délimité par la surface S.

La relation de Faraday (3.2) devient :

$$\oint_C \vec{E} d\vec{l} = \iint \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} d\vec{S} \quad (3.6)$$

L'équation (3.3) pour laquelle le flux est conservatif est donnée par :

$$\oint_C \vec{B} d\vec{S} = 0 \quad (3.7)$$

La dernière équation (3.4) est donnée par :

$$\int_S \vec{H} d\vec{l} = I \quad (3.8)$$

Où I représente le courant continu à l'intérieur du contour fermé.

Pour définir complètement les phénomènes électromagnétiques à l'intérieur d'un milieu, on rajoute aux quatre équations précédentes les lois de comportement des milieux ainsi que la loi d'ohm générale : [5]

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (3.9)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (3.10)$$

$$\vec{J}_l = \sigma \vec{E} \quad (3.11)$$

Où

$\sigma$  : Conductivité électrique  $[(\Omega.m)^{-1}]$ ,

$\mu$  : Perméabilité magnétique [H/m],

$\epsilon$  : Permittivité électrique [F/m],

$\mu$ ,  $\sigma$ , et  $\epsilon$  peuvent être des scalaires ou des tenseurs, définissant respectivement le comportement des matériaux isotropes ou anisotropes.

L'expression détaillée des densités de courants induits :

$$\vec{J}_l = \vec{J}_{ex} + \sigma(\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (2.12)$$

Avec  $\vec{V}$  la vitesse du fluide [m/s].

$\vec{J}_{ex}$  : Densité du courant d'excitation (source) [A/m<sup>2</sup>].

Les termes  $\sigma \vec{E}$  et  $(\vec{V} \wedge \vec{B})$  expriment respectivement les courants résultants du champ électrique et du mouvement.

Les équations de Maxwell décrivent globalement tous les phénomènes électromagnétiques. Mais certains peuvent être négligés suivant les dispositifs qu'on doit étudier ; dans ce cas les modèles sont plus simples.

Ces équations s'appliquent à un milieu continu.

Dans le cas de plusieurs matériaux de propriétés physiques différentes, les conditions de passage aux interfaces sont constituées de relations de continuité et de discontinuité des dérivées normales et tangentes des variables d'état  $\vec{B}, \vec{H}, \vec{D}, \vec{E}$  et  $\vec{J}$  [13].

### 3.3.2 Rappel sur les lois de l'électromagnétisme

D'après le théorème de Gauss, le flux du vecteur déplacement électrique  $\vec{D}$ , sortant d'une surface S quelconque, contenant une distribution de charges  $q_i$ , de densité volumique  $\rho$ , est exprimé par [13] :

$$\int_S \vec{D} d\vec{s} = \sum q_i = \int_{V_0} \rho dV_0 \quad (3.13)$$

Où  $V_0$  est le volume limité par S. En appliquant le théorème de la divergence :

$$\int_{V_0} \text{div } \vec{D} dV_0 = \sum q_i = \int_{V_0} \rho dV_0 \quad (3.14)$$

Cette équation est vérifiée quelque soit le volume  $V_0$  si en tout point, on a :

$$\text{div } \vec{D} = \rho \quad (3.15)$$

Le flux du vecteur induction  $\vec{B}$  à travers une surface fermée S est nul, (conservation du flux magnétique) :

$$\int_S \vec{B} d\vec{s} = 0 \quad (3.16)$$

En appliquant le théorème de la divergence on obtient :

$$\text{div } \vec{B} = 0 \quad (3.17)$$

En considérant un circuit électrique fermé C placé dans un champ magnétique  $\vec{B}$  variable dans le temps, d'après la loi de Faraday, il y'a apparition d'une f.e.m induite :

$$e = \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} d\vec{S} \quad (3.18)$$

Cette f.é.m. entraîne l'existence d'un champ induit  $\vec{E}_t$  tel que :

$$\mathbf{e} = \oint_c \vec{E}_t d\vec{l} \quad (3.19)$$

En utilisant le théorème de stokes, l'équation devient :

$$\int_S \overrightarrow{\text{rot}} \vec{E}_t d\vec{S} = - \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} d\vec{S} \quad (3.20)$$

Sachant que le champ électrique total est la superposition des champs statique et induit, dans ce cas, l'expression précédente devient :

$$\int_S \overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} d\vec{S} = \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} d\vec{S} \quad (3.21)$$

Et on obtient finalement :

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} = - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.22)$$

Par ailleurs d'après le théorème d'ampère le champ magnétique créé par un courant I parcourant un fil conducteur fermé est donné par :

$$\oint_c \vec{H} d\vec{l} = \int_S \vec{j} d\vec{S} = I \quad (3.23)$$

### 3.4 Dynamique des fluides

Avant d'énoncer les différentes lois et équations qui gouvernent les fluides, il parait utile de définir ce qu'est un fluide. Pour le physicien expert en thermodynamique, un fluide est un corps simple, composé d'atomes ou de molécules identiques en phase liquide ou gazeuse. Le mécanicien donnerait une définition plus empirique : un fluide, c'est quelque chose qui coule, et le caractériserait selon son degré de déformation en fonction de la contrainte appliquée.

Tout l'intérêt des fluides repose sur cette incroyable facilité à se déformer sans rompre sous l'effet d'une pression, contrairement aux solides [5]. Nous pouvons ainsi classer les fluides en deux catégories : les fluides compressibles comme les gaz, l'air ou les vapeurs (la masse volumique varie selon la pression et la température) et les fluides incompressibles comme les liquides (la masse volumique ne varie pas sous l'effet de la pression ou de la température) [8].

### 3.5 Équations de l'hydrodynamique

L'écoulement d'un fluide est dit incompressible lorsque l'on peut négliger ses variations de masse volumique au cours du temps : cette hypothèse est vérifiée lorsque le nombre de Mach Ma est faible. En général, on considère l'écoulement incompressible lorsque Mach inférieur de 0.3 (Ma c'est le rapport de Vitesse d'écoulement en (m/s) sur la célérité du son en (m/s)).

Equation de Navier Stokes

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = -\frac{1}{\rho} \overrightarrow{\text{grad}}(P) + (\nu \Delta \vec{v}) + \vec{F} \quad (3.24)$$

Le terme  $\frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$  correspond à la dérivée partielle de la vitesse (accélération locale) et le terme  $(\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v}$  qui est le terme advectif (suivant l'approche eulérienne qui consiste à se placer en une position fixe [3]).

Le terme  $-\frac{1}{\rho} \overrightarrow{\text{grad}}(p)$  représente les forces de pression, spécifique de la mécanique des fluides ;

Le terme  $(\vec{v} \Delta \vec{v})$  correspond aux forces de viscosité ;

Le dernier terme des forces représente les forces électromagnétiques  $\vec{F} \equiv \vec{J} \wedge \vec{B}$

En utilisant le théorème de stokes :

$$\int_S \overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} \, d\vec{S} = \int_S \vec{J} \, d\vec{S} \quad (3.25)$$

On obtient :

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} = \vec{J} \quad (3.26)$$

Cette expression représente la forme locale du théorème d'Ampère, dans ce cas :

$$\text{div} \overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} = \text{div} \vec{J} \quad (3.27)$$

Par conséquent :

$$\text{div} \vec{J} = 0 \quad (3.28)$$

En régime stationnaire, la variation de la densité de courant à travers une surface fermée est nulle.

En régime variable, la variation de la densité de charge est décrite comme suit :

$$\frac{dq}{dt} = -\frac{d}{dt} \int_V \rho \, dV \quad (3.29)$$

Tel que

$$I = \frac{dq}{dt} = \int_S \vec{J} \, d\vec{s} = \int_V \text{div} \vec{J} \, dV \quad (3.30)$$

Ceci implique que :

$$\int_V \left( \text{div} \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} \right) dV = 0 \quad (3.31)$$

Et :

$$\operatorname{div} \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (3.32)$$

C'est l'équation de conservation de la charge électrique

Avec l'équation de Maxwell (3.1), l'expression précédente devient :

$$\operatorname{div} \left[ \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right] = 0 \quad (3.33)$$

Où  $\vec{J}$  représente la densité de courants de conduction,

$\vec{J}_D = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$  La densité des courants de déplacement

Dans ce cas :

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}} \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3.34)$$

### 3.6 Hypothèses simplificatrices

Avant de déterminer le modèle mathématique qui régit les phénomènes électromagnétiques, certaines hypothèses simplificatrices sont nécessaires ;

- Dans le cadre de l'approximation quasi-statique, les courants de déplacement  $\frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$  sont négligés devant  $\vec{J}$  et  $\overrightarrow{\operatorname{rot}} \vec{H}$ . Cette hypothèse est pleinement justifiée pour de faibles fréquences.
- La densité volumique de charge est considérée nulle ( $\rho = 0$ ), ce qui est le cas dans presque tous les dispositifs classiques à induction.
- Le terme  $\vec{J}$  regroupe les densités de courants imposées au niveau de l'inducteur et induites dans le canal. On peut écrire l'expression de la façon suivante :

$$\vec{J} = \vec{J}_{ex} + \vec{J}_t \quad (3.35)$$

- Les matériaux à utiliser sont à propriétés isotropes.

En tenant compte de ces simplifications, les équations de Maxwell se réduisent alors au système suivant : [9]

$$\operatorname{div} \vec{D} = 0 \quad (3.36)$$

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}} \vec{E} = - \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.37)$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0 \quad (3.38)$$

$$\overrightarrow{\operatorname{rot}} \vec{H} = \vec{J} \quad (3.39)$$

$$\vec{J}_t = \sigma(\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (3.40)$$

On utilise les équations de Maxwell comme précédemment en tenant compte de l'équation de conservation de la charge électrique et de (3.28), en considérant le rotationnel de l'équation (3.37) et en remplaçant la loi d'Ohm (3.38) on obtient :

$$\overrightarrow{\text{rot}}(\overrightarrow{\text{rot}}\vec{B}) = \overrightarrow{\text{rot}}\mu\sigma(\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (3.41)$$

Et en utilisant la loi de Maxwell Faraday, on obtient :

$$\overrightarrow{\text{rot}}(\overrightarrow{\text{rot}}\vec{B}) = \mu\sigma \left( -\frac{\partial\vec{B}}{\partial t} + \overrightarrow{\text{rot}}(\vec{v} \wedge \vec{B}) \right) \quad (3.42)$$

Cette équation peut être arrangée sous la forme suivante :

$$\frac{\partial\vec{B}}{\partial t} - \overrightarrow{\text{rot}}(\vec{v} \wedge \vec{B}) + \frac{1}{\mu\sigma} \overrightarrow{\text{rot}}(\overrightarrow{\text{rot}}\vec{B}) \quad (3.43)$$

Quand l'équation est résolue pour l'induction magnétique, le champ électrique peut être déduit à partir de l'équation suivante :

$$\vec{E} = \frac{1}{\mu\sigma} (\overrightarrow{\text{rot}}\vec{B}) - \vec{v} \wedge \vec{B} \quad (3.44)$$

Enfin la densité de courant électrique  $\vec{J}$  peut être calculée à partir de l'équation (3.13).

Dans le cas de la MHD à induction, on a opté pour la formulation en potentiel vecteur  $\vec{A}$  pour les raisons suivantes :

Elle réduit le nombre d'inconnues ;

La modélisation est bidimensionnelle.

Le courant d'excitation  $\vec{J}_{ex}$  est imposé au niveau des enroulements ;

Le courant induit peut, par conséquent, être déduit.

### 3.7 Réaction du champ magnétique sur le fluide

Dans le modèle choisi, seule la partie magnétique de la force de Lorentz est à prendre en compte (la partie électrique est d'ordre inférieur). Pour un fluide Newtonien soumis uniquement à cette force, on a alors les équations de Navier-Stokes [13] :

$$\frac{\partial\rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho\mathbf{v}) = 0 \quad (3.45)$$

$$\rho \left( \frac{\partial\vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla)\vec{v} \right) = -\nabla p + \eta\Delta\vec{v} + \left( \xi + \frac{\eta}{3} \right) \nabla(\nabla \cdot \vec{v}) + \vec{J} \wedge \vec{B} \quad (3.46)$$

Où le champ p est le champ de pression dans le fluide,  $\rho$  la densité de masse,  $\eta = \nu \rho$  est la viscosité dynamique ( $\nu$  est la viscosité cinématique), et  $\xi$  la viscosité de volume.

On se place dans le cas d'un fluide incompressible ( $\nabla \cdot \mathbf{v} = 0$ ) : après dimensionnement, on arrive alors au système d'équations vérifiées par le champ magnétique et le champ de vitesse du fluide :

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (3.47)$$

$$\frac{\partial B}{\partial t} = \nabla \cdot (\mathbf{v} \cdot \mathbf{B}) + \frac{1}{R_m} \Delta B \quad (3.48)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (3.49)$$

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) \vec{v} \right) = -\nabla p + \eta \Delta \vec{v} + \left( \xi + \frac{\eta}{3} \right) \nabla (\nabla \cdot \vec{v}) + \vec{j} \wedge \vec{B} \quad (3.50)$$

### 3.8 Hydrodynamique dans les micro canaux

Aux échelles de la microfluidique, les mécanismes de transport de masse, de quantité de mouvement et d'énergie sont néanmoins parfaitement contrôlés. Les écoulements étant laminaires (Les filets fluides sont des lignes régulières, sensiblement parallèles entre elles), le mélange entre espèces chimiques des produits par diffusion moléculaire, et les transferts de chaleur sont très efficaces. Pour prendre en considération le phénomène de diffusion se produisant dans les micro canaux, il est nécessaire d'introduire deux grandeurs adimensionnelles [10].

### 3.9 Physique des écoulements à l'échelle micrométrique

La dynamique des fluides réels est dominée par les forces de frottement ou de viscosités, d'une part, par leur importance vis-à-vis des forces d'inertie de l'écoulement, d'autre part. Lorsque les forces de viscosité sont importantes par rapport aux forces d'inertie, l'écoulement est régulier, le champ des vitesses, ou plus généralement les paramètres du fluide, varie de façon monotone aussi bien dans l'espace que, éventuellement, dans le temps.

Dans ce type d'écoulement, dit laminaire, toute instabilité est dissipée par la viscosité du fluide. Dès que les forces d'inertie deviennent importantes par rapport aux forces de viscosité, les instabilités, inévitables en pratique, se développent sous forme de tourbillons de tailles variées : l'écoulement devient turbulent. Dans ce mode d'écoulement, tous les transferts sont améliorés, ce qui est un avantage, mais les irréversibilités sont plus importantes, ce qui est évidemment un inconvénient.

Pour quantifier les choses, des nombres adimensionnels sont à considérer. Le premier est le nombre de Reynolds qui compare les effets inertiels aux effets visqueux : [2] [11]

$$R_e = \frac{\rho v D_h}{\eta} \quad (3.51)$$

Où  $v$  représente la vitesse de l'écoulement,  $\eta$  et  $\rho$  étant la viscosité et la masse volumique du fluide.

Dans les nouvelles technologies les microcanaux sont rectangulaires , pour cela il faut calculer le diamètre hydraulique et estimer la section rectangulaire .

$$D_h = \frac{4A}{p} \quad (3.52)$$

Le nombre de Reynolds peut également être vu comme le rapport du temps de diffusion sur le temps de convection de la quantité de mouvement. Les écoulements en microcanaux ont des vitesses n'excédant pas le centimètre par seconde et des dimensions de l'ordre du micro, il s'ensuit qu'en général, le nombre de Reynolds dans les systèmes microfluidiques n'excède pas  $10^{-1}$ . Un nombre de Reynolds petit implique des forces de viscosité prépondérantes, un transport de quantité de mouvement par diffusion et un écoulement laminaire [12].

### 3.10 Force de Lorentz

La source de pompage dans ces micropompes est la force de Lorentz qui est produite par l'interaction entre les champs magnétiques et électriques.

Conservation de charge :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{J} = - \frac{\partial}{\partial t} \rho_e \quad (3.53)$$

Où J est la densité de courant [ $A.m^{-2}$ ] et  $\rho_e$  est la densité de charge [ $C.m^{-3}$ ].

$$\vec{F}_L = \vec{J} \cdot \vec{B} \cdot V_d \quad (3.54)$$

Où  $F_L$  est la force de Lorentz [N], B : l'induction magnétique [T] et  $V_d$  est le volume du canal.

Cette force est maximale lorsque  $\vec{J}$  et  $\vec{B}$  ; sont orthogonaux.

$\vec{J}$  est donné par la loi d'Ohm

$$\vec{J} = \sigma(\vec{E} + \vec{v} \wedge \vec{B}) \quad (3.55)$$

L'équation de conservation de la masse d'un fluide se déduit de l'étude de la variation de la masse totale d'un volume lorsque le fluide entre et sort de ce volume.

Le bilan permet d'écrire alors la relation suivante [12] :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \operatorname{div}(\vec{v}) = 0 \quad (3.56)$$

De cette équation peut être extraite la condition d'incompressibilité d'un fluide (masse volumique constante au cours du temps, soit  $d\rho/dt = 0$ ) et se traduit par :  $\operatorname{Div}(\vec{v}) = 0$

Avec :

$v$ : Vitesse du fluide (m/s) ;

$P$  : Pression du fluide (Pa) ;

$\nu$  : Viscosité cinématique du fluide (m<sup>2</sup>/s) ;

$F$  : Force électromagnétique (N/m<sup>3</sup>) ;

$\rho$ : Densité du fluide (kg/m<sup>3</sup>).

**L'équation de quantité de mouvement**

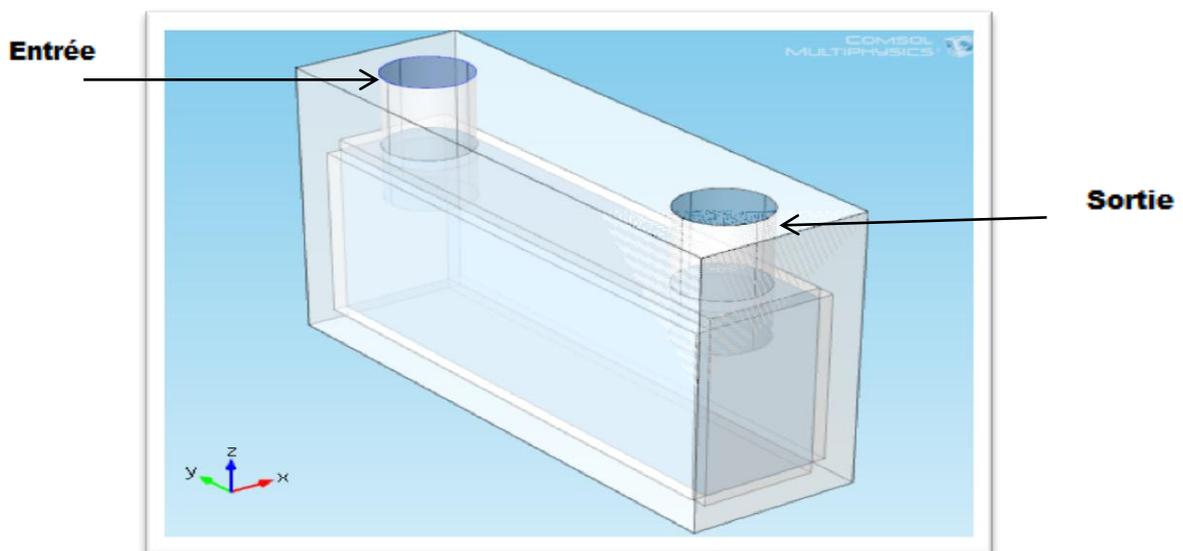
L'équation de quantité de mouvement est donnée par [1] :

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v} = - \frac{1}{\rho} \overrightarrow{\text{grad}} (P) + (\nu \Delta \vec{v}) + \vec{F} \tag{3.57}$$

**3.11 Description générale du prototype MHD à conduction**

La micropompe MHD proposée est représentée sur la figure (3.1). Elle est constituée d'un aimant permanent, deux Electrodes et un canal où circule un fluide supposé incompressible.

Le principe de fonctionnement est basé sur l'imposition d'un champ magnétique constant, qui est permanent produit par les aimants permanents, et croisé par un courant continu qui est amené dans le fluide par des électrodes pour créer une force de Lorentz qui déplace le fluide.



**Figure 3.36** : Géométrie de la micropompe classique à étudier.

### 3.14 Modélisation de la micropompe MHD étudiée

Dans ce travail on utilise le logiciel COMSOL Multiphysics 4.3 pour faire la simulation de notre micropompe proposée.

#### ➤ Le logiciel COMSOL Multiphysics

En effet, cet outil de simulation numérique, basé sur la méthode des éléments finis permet de traiter de nombreux problèmes grâce à sa banque intégrée d'équations physiques très variées. Il possède de plus un environnement graphique permettant de réaliser rapidement des figures relativement complexes (en 1D, 1D-axisymétrique, 2D, 2D-axisymétrique ou 3D).

Par ailleurs, COMSOL Multiphysics possède un environnement de programmation dans lequel il est possible de modifier le maillage et les équations du problème. Par défaut le maillage est automatique et se compose de triangle en 2D et de tétraèdre en 3D. Ce logiciel possède de nombreux systèmes de résolution dits « solvers », pouvant être linéaires ou non, paramétriques ou encore dépendant du temps.

Pour la simulation des phénomènes MHD nous utilisons deux modèles multiphysiques le modèle « champ électrique et magnétique » et le modèle « microfluidique ».

#### 3.12.1 le modèle champ électrique et magnétique

Dans ce modèle, nous avons résolu l'équation de la force de Lorentz ; nous appliquons seulement une différence de potentiel entre les deux électrodes et nous en déduisons l'induction magnétique, la force de Lorentz, la densité électrique et les champs électrique et magnétique...etc...

#### 3.12.2 Le modèle microfluidique

Dans ce modèle, nous avons résolu l'équation de Navier Stokes ; nous appliquons une différence de pression qui va être générée par la force de Lorentz entre l'entrée et la sortie de notre micropompe MHD ; et nous déduisons la vitesse du fluide ainsi que le débit volumique  $q_v$ .

### 3.12.3 Méthode d'application

#### a- création de la géométrie

Pour la création de la géométrie de la micropompe MHD ; nous définissons les dimensions suivantes :

#### 3. Entré /Sortie

Le nerf optique est de forme cylindrique de diamètre 3mm et de longueur 5cm .D'autre part, nous réalisons un réseau de micropompes (matrice de 100×100) ; chaque micropompe injecte le fluide dans 500 à 700.

#### 4. La chambre de pompage

Nous supposons que la largeur est de 40µm (il faut  $w > 30\mu\text{m}$ ) ; D'autre part et devant des études faites sur les paramètres des microcanaux , il a été démontré que le canal rectangulaire est plus avantageux que le canal carré (vitesse plus grande et la pression applicable plus importante)[3][9] .

Donc nous supposons que la hauteur est égale à 80µm (section rectangulaire parfaite) et la longueur de la chambre est égale à 185µm.

#### b- maillage

L'optimisation du maillage est essentielle afin d'assurer la meilleure précision de calcul qui permet d'avoir une bonne qualité des résultats. Cette structure peut se présenter par une géométrie discrète, où les paramètres sont exprimés pour chaque nœud du maillage (le nombre total de degrés de liberté est égal au nombre de nœuds multiplié par le nombre de degrés de liberté par nœud).

Dans cette étude nous avons choisi un maillage normal.

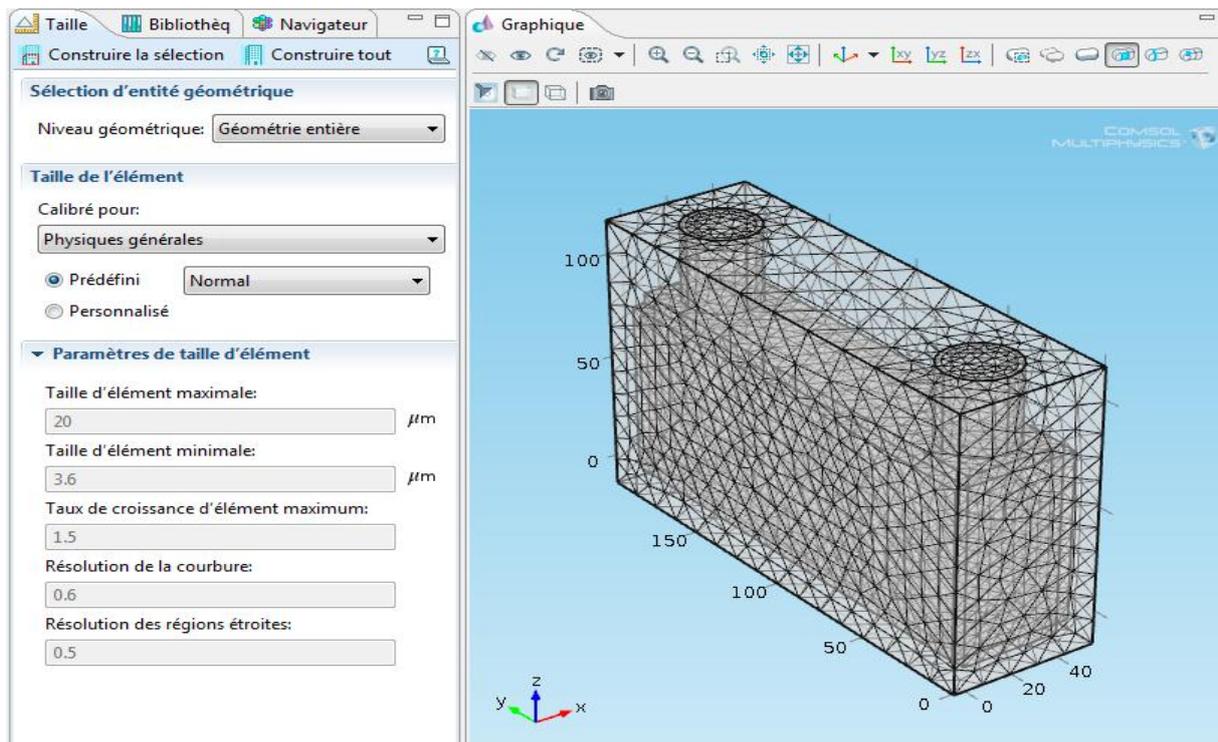


Figure 3.37 : Le maillage normal comporte 54519 éléments.

➤ **Les paramètres de taille d'élément :**

- Taille d'élément maximale : 20  $\mu\text{m}$
- Taille d'élément minimale : 3.6  $\mu\text{m}$
- Taux de croissance d'élément maximum : 1.5
- Résolution de la courbure : 0.6
- Résolution des régions étroites : 0.5

### C- Propriété de fluide

En réalité le fluide injecté dans le nerf optique est défini par le  $\text{K}^+$  ou le  $\text{Na}^+$  ; quand les propriétés physiques ne sont pas connues, il est remplacé par l'eau de mer (car elle contient le  $\text{Na}^+$ ).

Le fluide est newtonien et incompressible, la viscosité est constante pour l'eau et le système ne dépend pas des forces de gravité, la variation de température n'est pas significative.

➤ **Les caractéristiques de l'eau de mer :**

- Densité  $\rho = 998.2 \text{ Kg/m}^3$ .
- La viscosité dynamique  $\nu = 0.00103 \text{ Kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$
- Conductivité électrique  $\rho = 1000 \mu\text{S/cm}$
- La perméabilité magnétique  $\mu = 1.257 \cdot 10^{-6} \text{ H.m}^{-1}$

## 3.15 Conclusion

Dans ce chapitre, partant des lois de base caractérisant les phénomènes électromagnétiques et hydrodynamiques présents dans la pompe MHD à conduction, des modèles mathématiques ont été établis dans leurs formes générales.

Les résultats obtenus prouvent que l'imposition d'un champ magnétique croisé par un courant continu qui est amené dans le fluide par des électrodes crée une force de Lorentz qui sert à déplacer le fluide.

## 4.1 Introduction

Dans ce chapitre nous présentons les résultats de notre simulation par le logiciel Comsol 4.3 ; nous avons appliqué une tension de -40mV à -80mv (potentiel de membrane) et nous avons déduit la force de Lorentz, la pression ainsi que la vitesse du fluide.

## 4.2 Les prototypes de simulation

Pour la simulation de la micropompe MHD, nous avons suivi l'organigramme représenté par les figures (4.1) et (4.2).

- **Pour le modèle des champs électrique et magnétique**

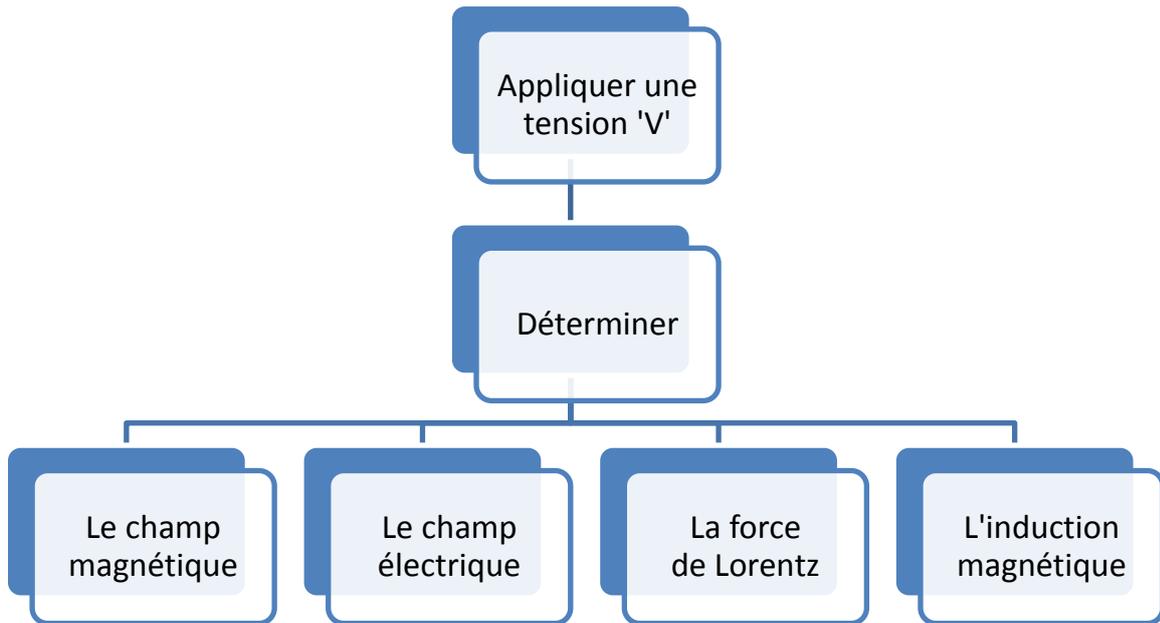


Figure 4.38 : prototype de la simulation pour le modèle des champs électrique et magnétique.

- Pour le modèle microfluidique



Figure 4.39 : prototype de la simulation pour le modèle microfluidique.

### 4.3 Présentation des résultats

#### 4.3.1 Résultats pour $V = -40\text{Mv}$

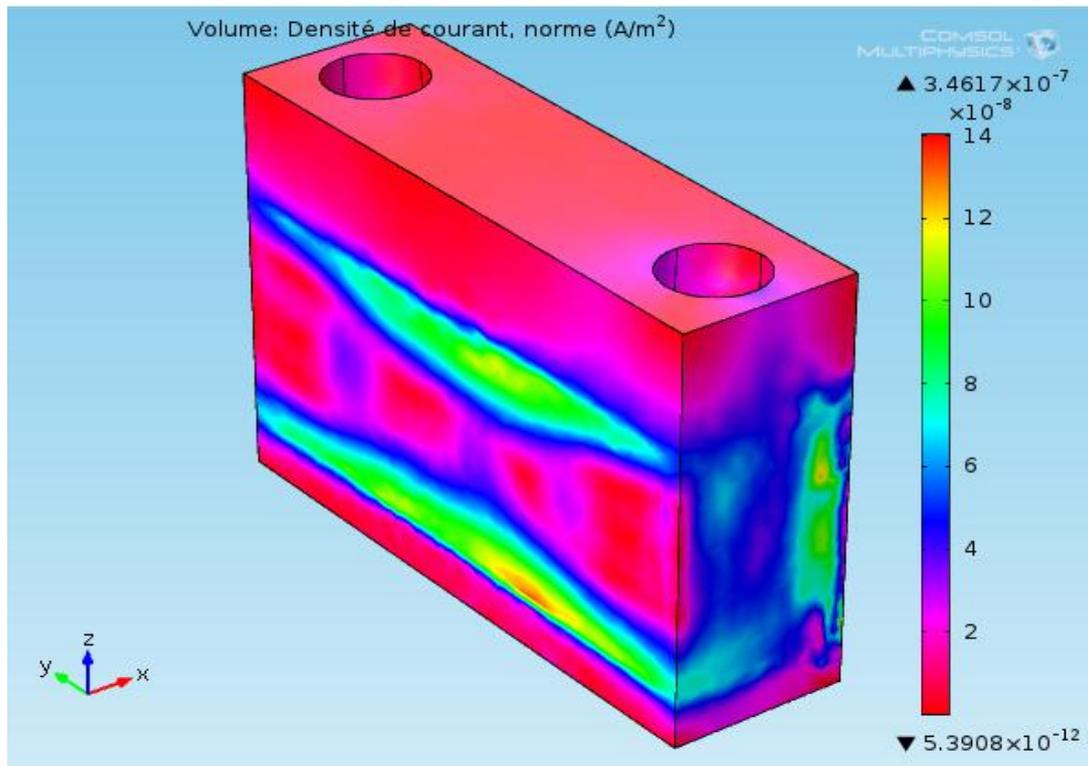


Figure 4.40 : Densité de courant.

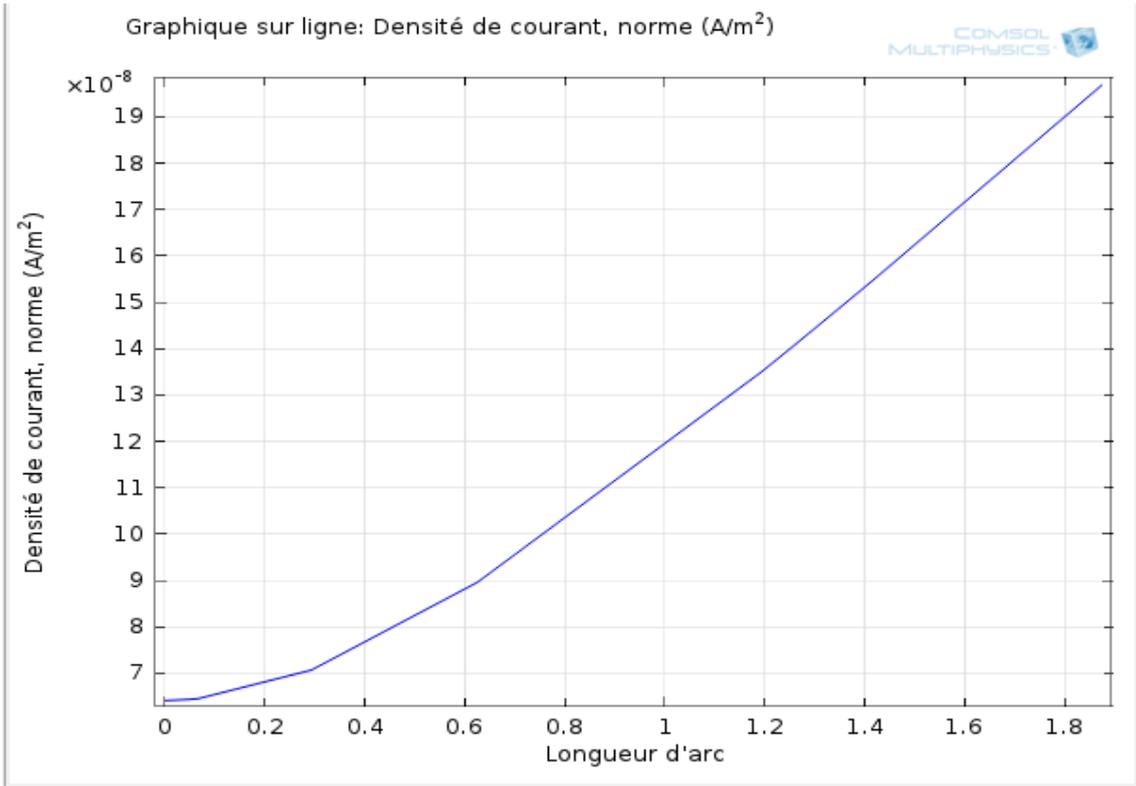


Figure 41.4 : Densité de courant.

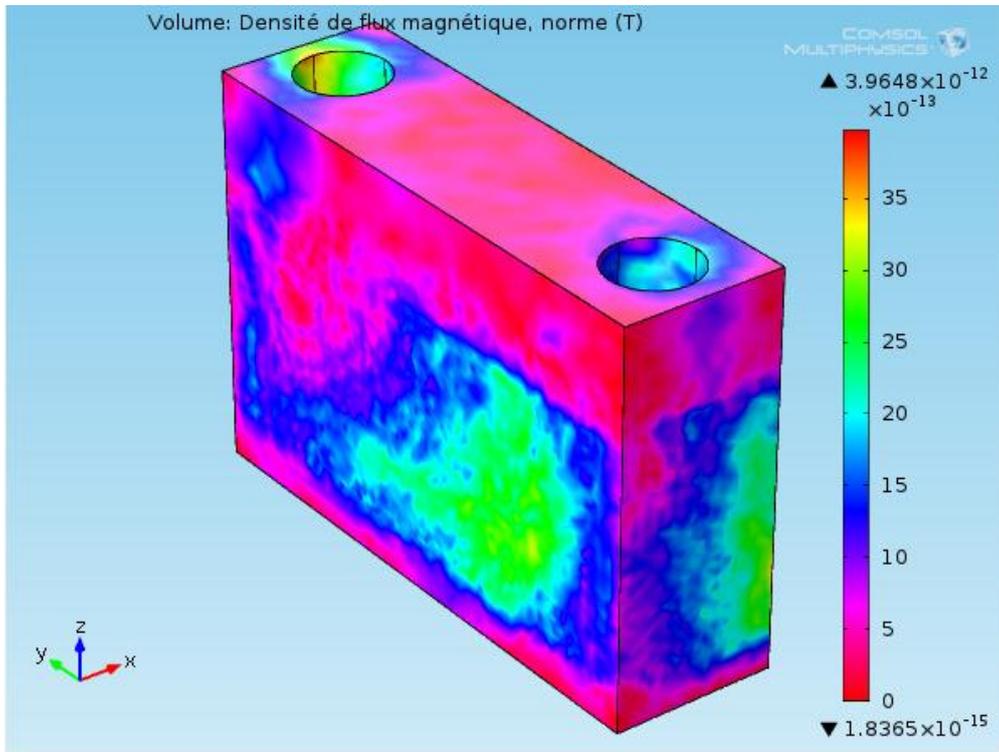


Figure 4.42 : Densité du flux magnétique.

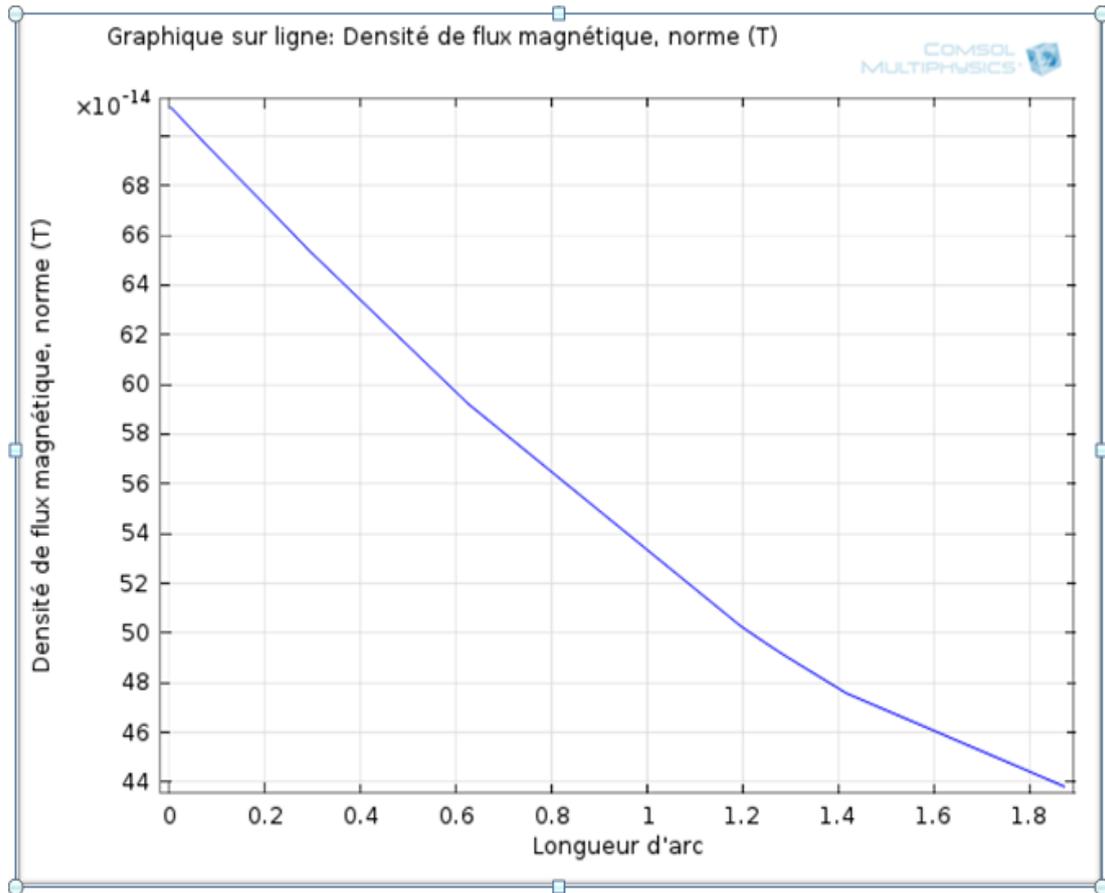


Figure 4.43 : Densité du flux magnétique.

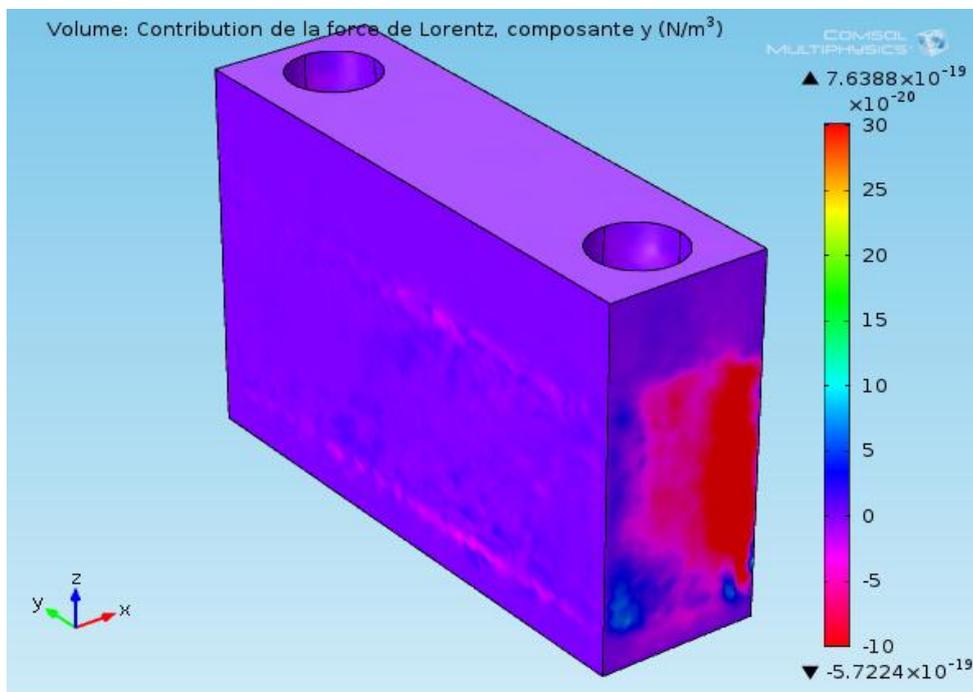


Figure 4.44 : Force de Lorentz.

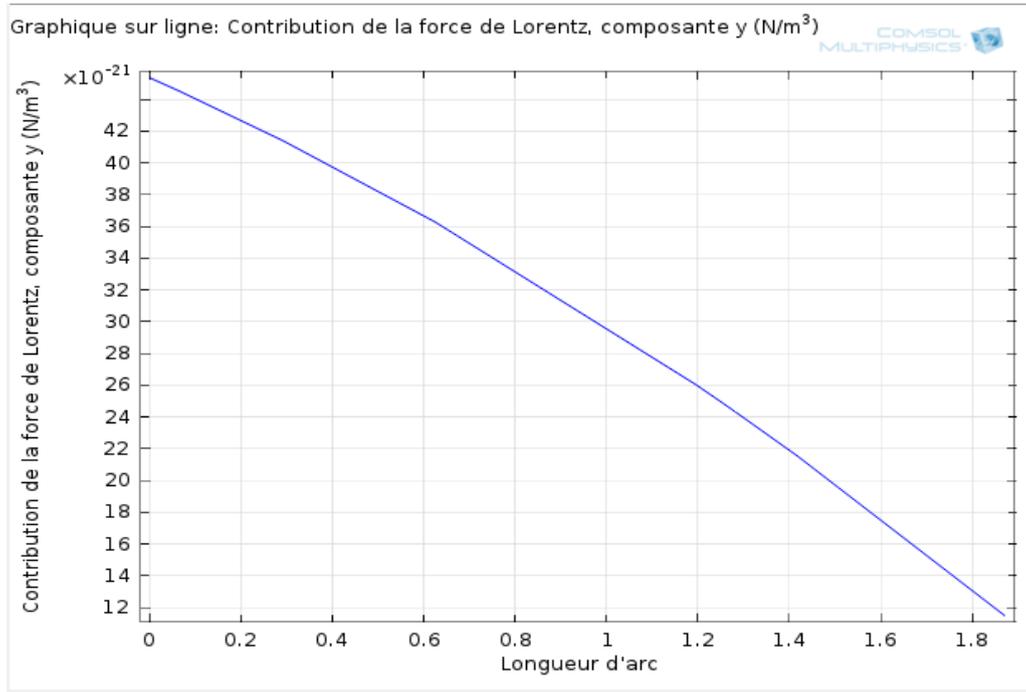


Figure 4.45 : Force de Lorentz.

**Remarque**

- Les résultats sont obtenus pour un maillage normal avec capacité de RAM égale à 3GB DDR 3 et processeur dual core à température constante 279.5 °K.
- Par rapport aux caractéristiques de nos PC nous ne pouvons pas simuler les deux modèles en même temps ; donc pour le passage d'un modèle à l'autre avons utilisé l'approximation suivante :

A t=0, le fluide est au repos, la pression engendrée par la pompe dans le canal est donc [1]:

$$\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \vec{\nabla}) \vec{v} = - \frac{1}{\rho} \overrightarrow{grad}(P) + (v \Delta \vec{v}) + \vec{F} \tag{4.1}$$

On a v=0 donc :

$$\mathbf{0} = - \frac{1}{\rho} \overrightarrow{grad}(P) + \vec{F} \tag{4.2}$$

$$\Delta \vec{P} = \vec{F} \times \rho \frac{\Delta L}{S} \tag{4.3}$$

Avec :

$\rho=1000(\text{kg/m}^3)$  : Densité du volume.

$S=7065\mu\text{m}^2$ . La surface d'entrée/sortie

$\Delta L=185\mu\text{m}$ . La longueur du canal

- Le sens de la force de Lorentz définit le point d'application de la pression (l'entrée ou la sortie).

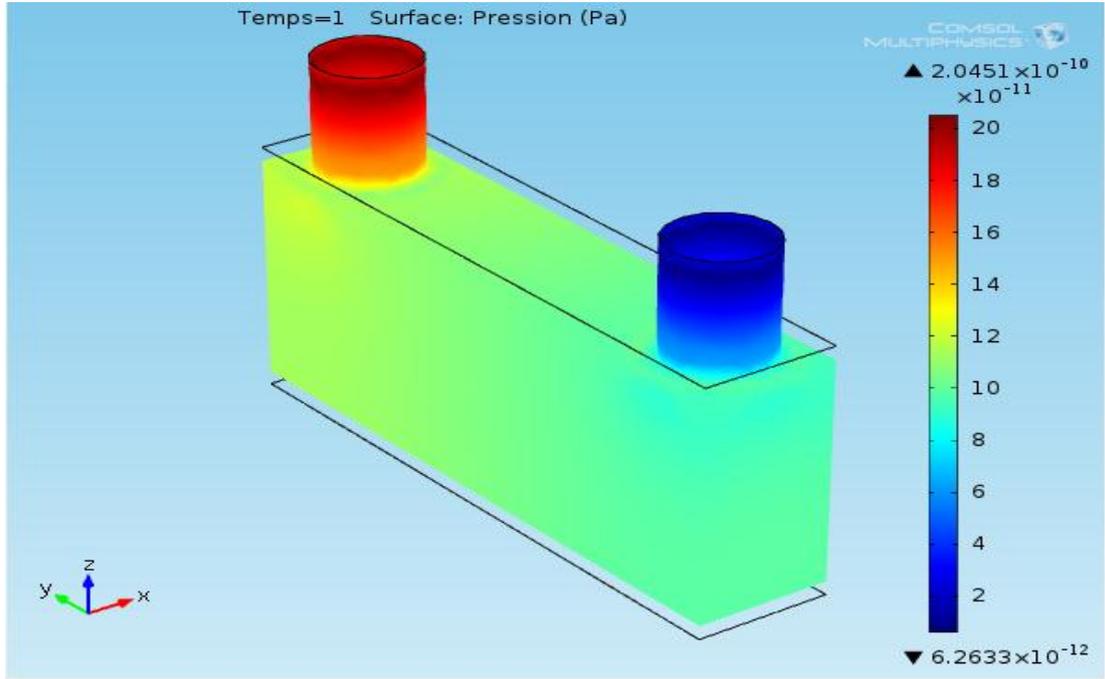


Figure 4.46 : Pression.

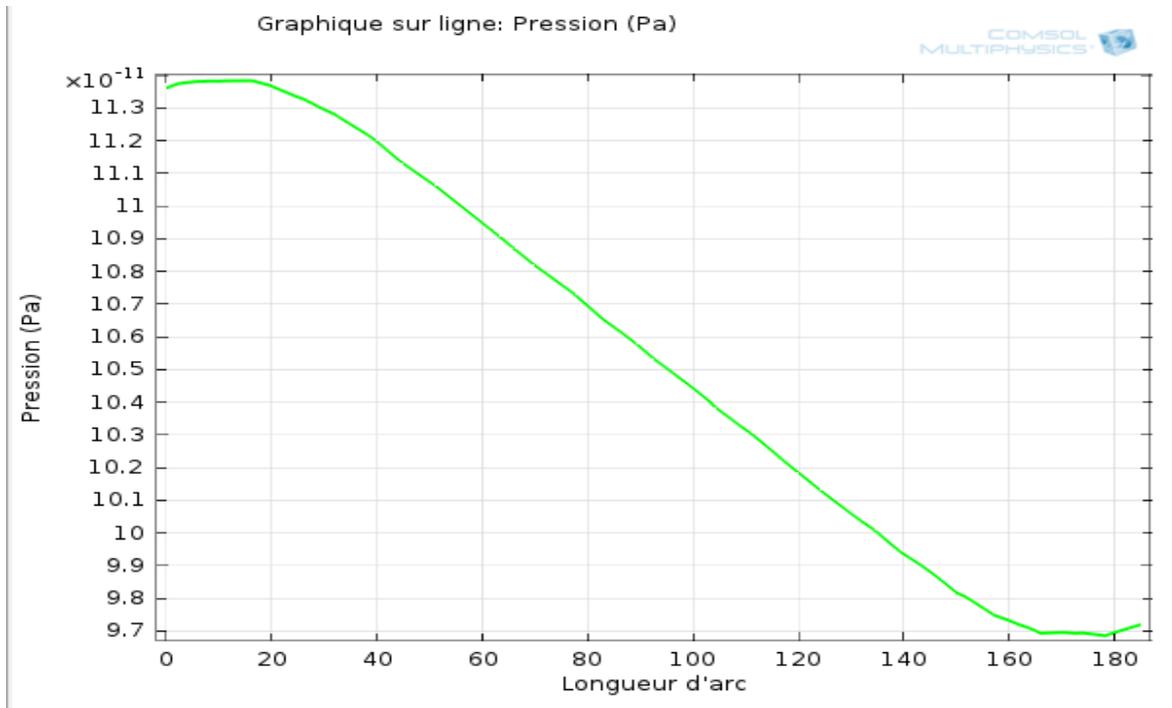


Figure 4.47 : pression.

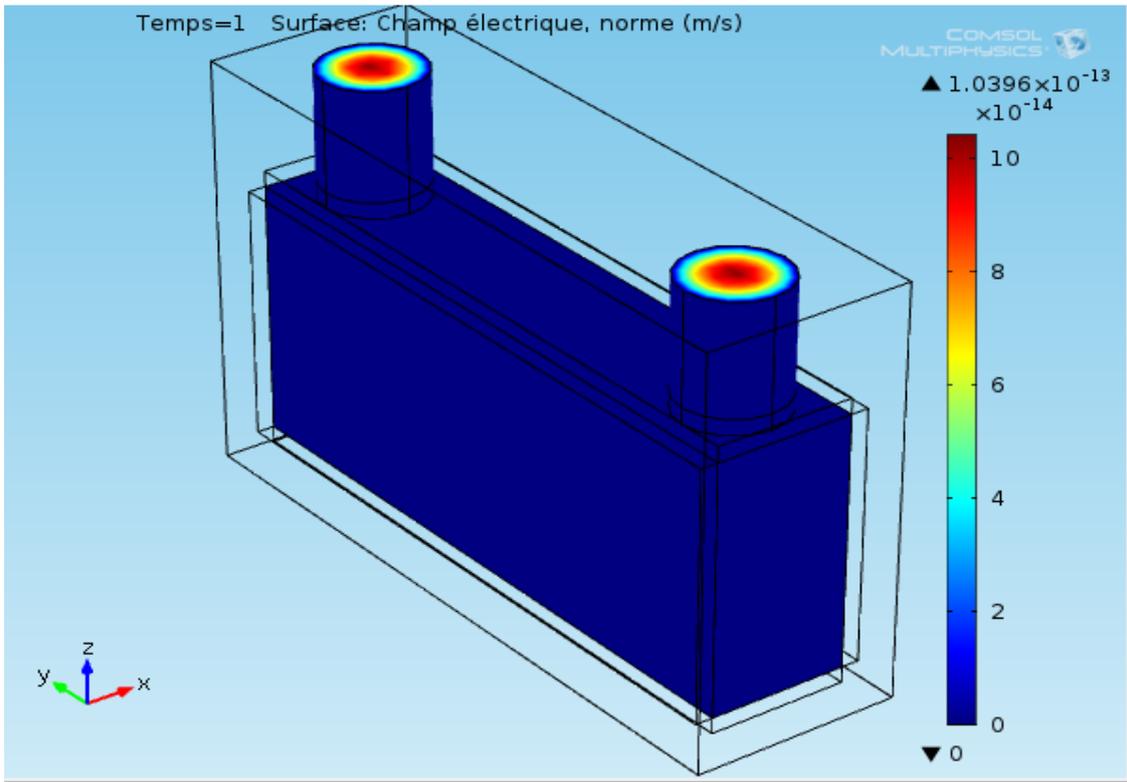


Figure 4.48 : Vitesse du fluide (l'eau de mer).

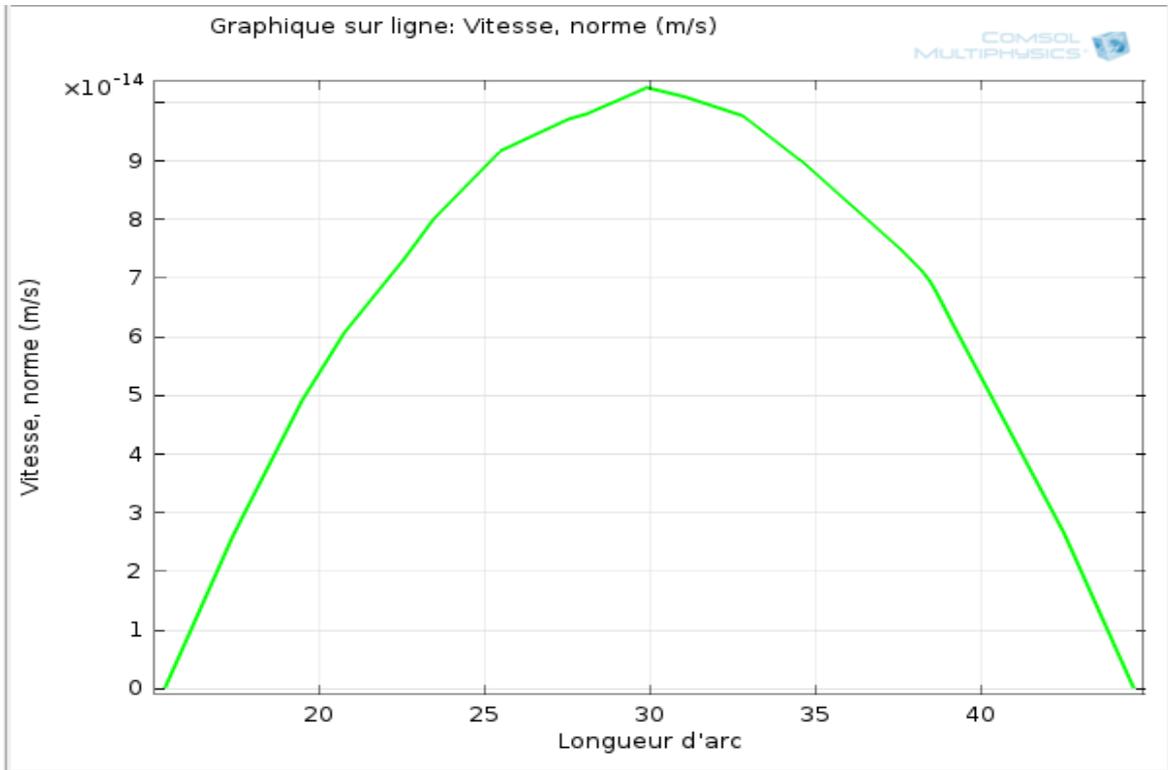


Figure 4.49 : Vitesse du fluide (l'eau de mer).

❖ La vitesse est maximale dans la ligne moyenne du canal (la viscosité dynamique sera quand à elle maximale dans les parois), donc l'écoulement est laminaire.

➤ Calcul du débit volumique

$$Q_V = S \times V; Q_V = 3.14 \times (15 \cdot 10^{-6})^2 \times 1.039 \cdot 10^{-13}$$

$$Q_V = 8.017 \cdot 10^{-23} \text{ m}^3/\text{s}$$

$$Q_V = 8.017 \cdot 10^4 \text{ nm}^3/\text{s}, \text{ pour une micropompe.}$$

$$Q_V = 8.017 \cdot 10^8 \text{ nm}^3/\text{s}, \text{ pour un réseau de micropompes.}$$

4.3.2 Résultats pour V= -60mV

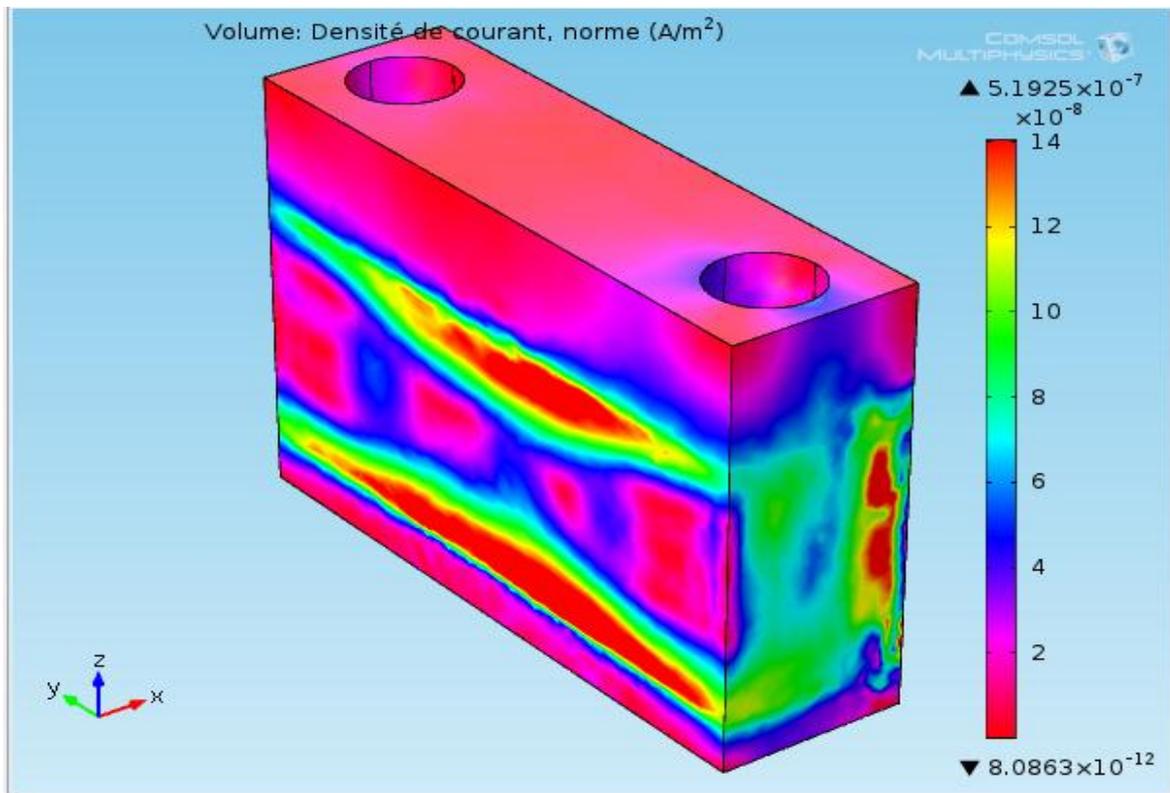


Figure 4.50 : Densité de courant.

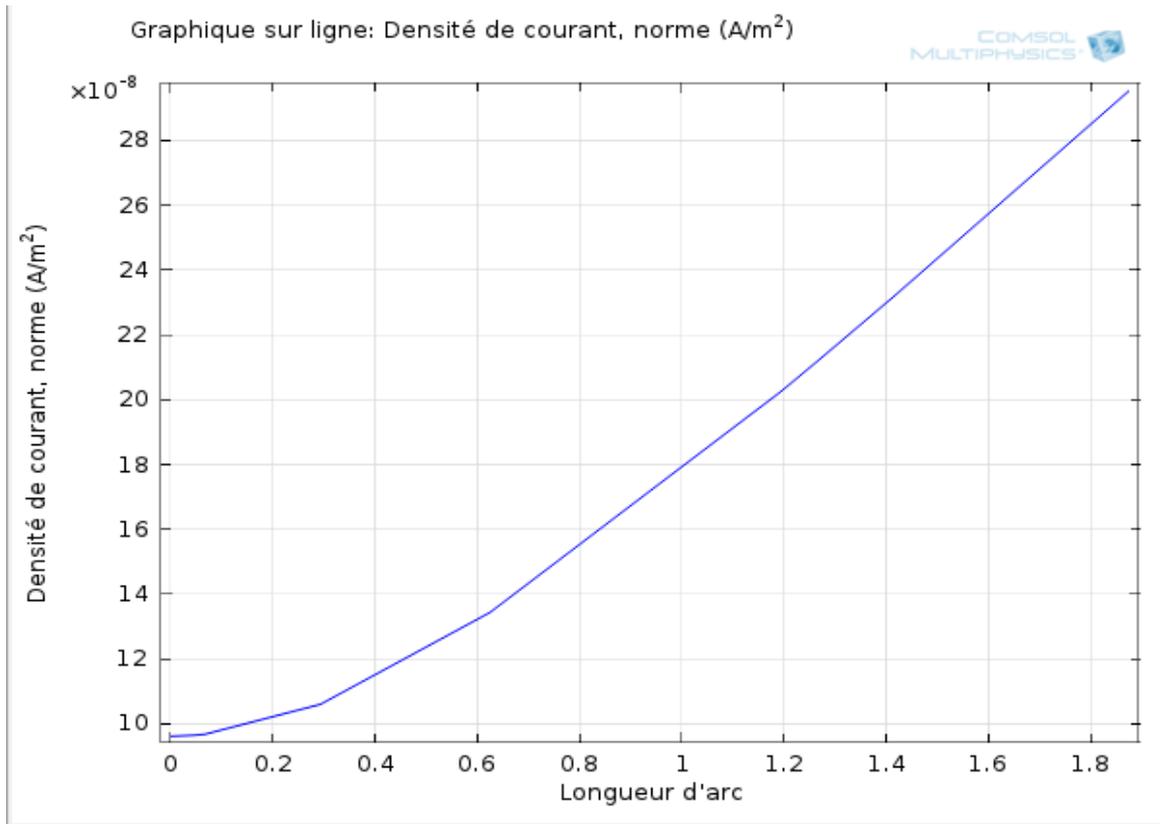


Figure 4.51 : Densité de courant.

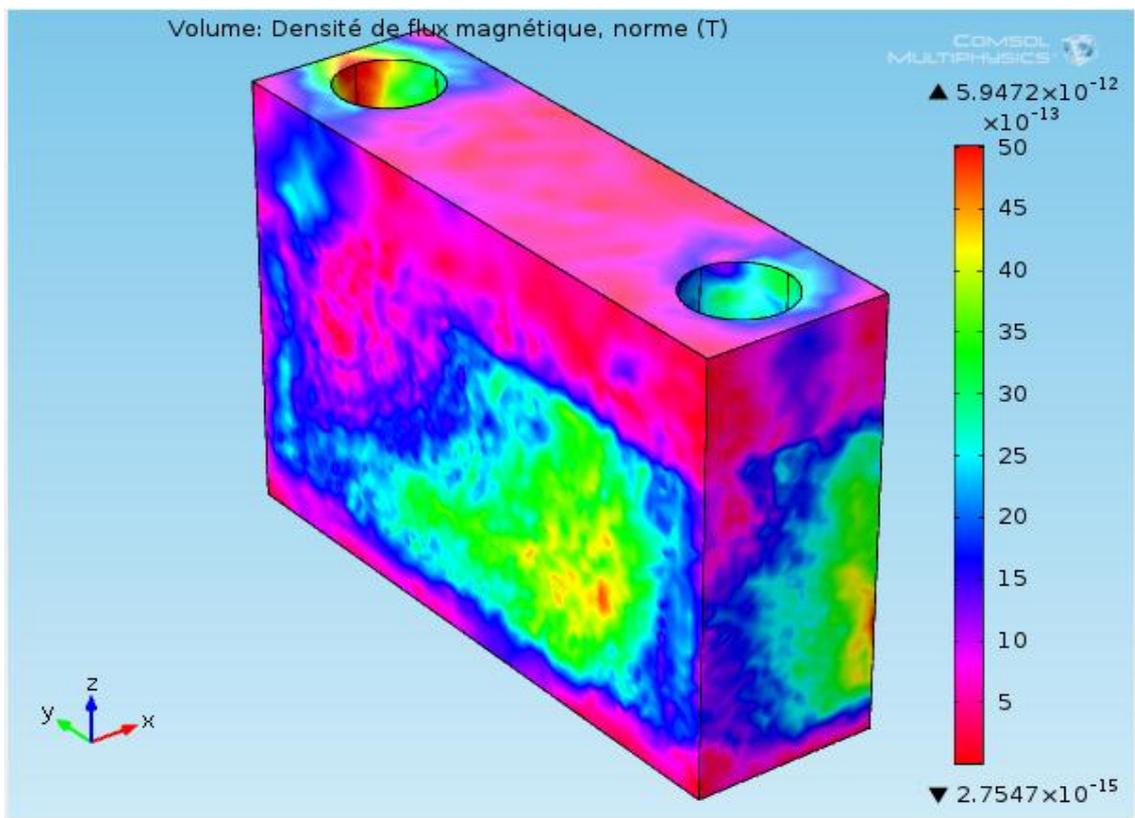


Figure 4.52 : Densité du flux magnétique.

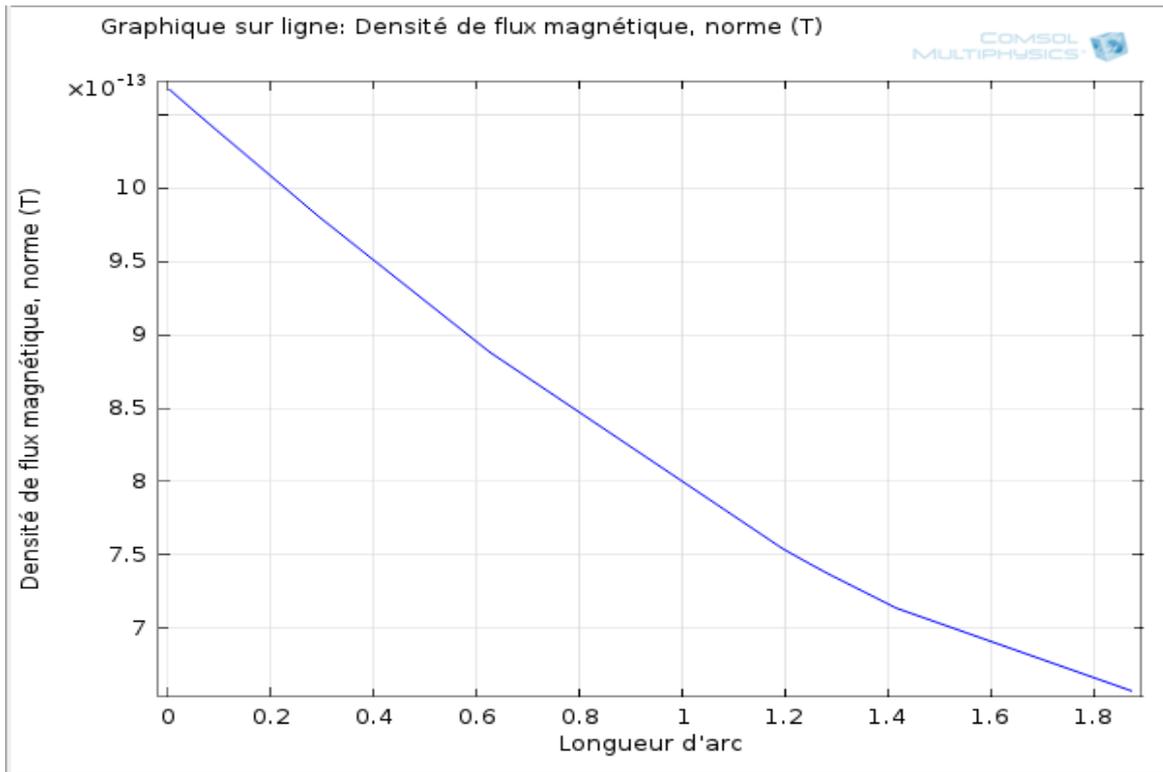


Figure 4.53 : Densité de flux magnétique.

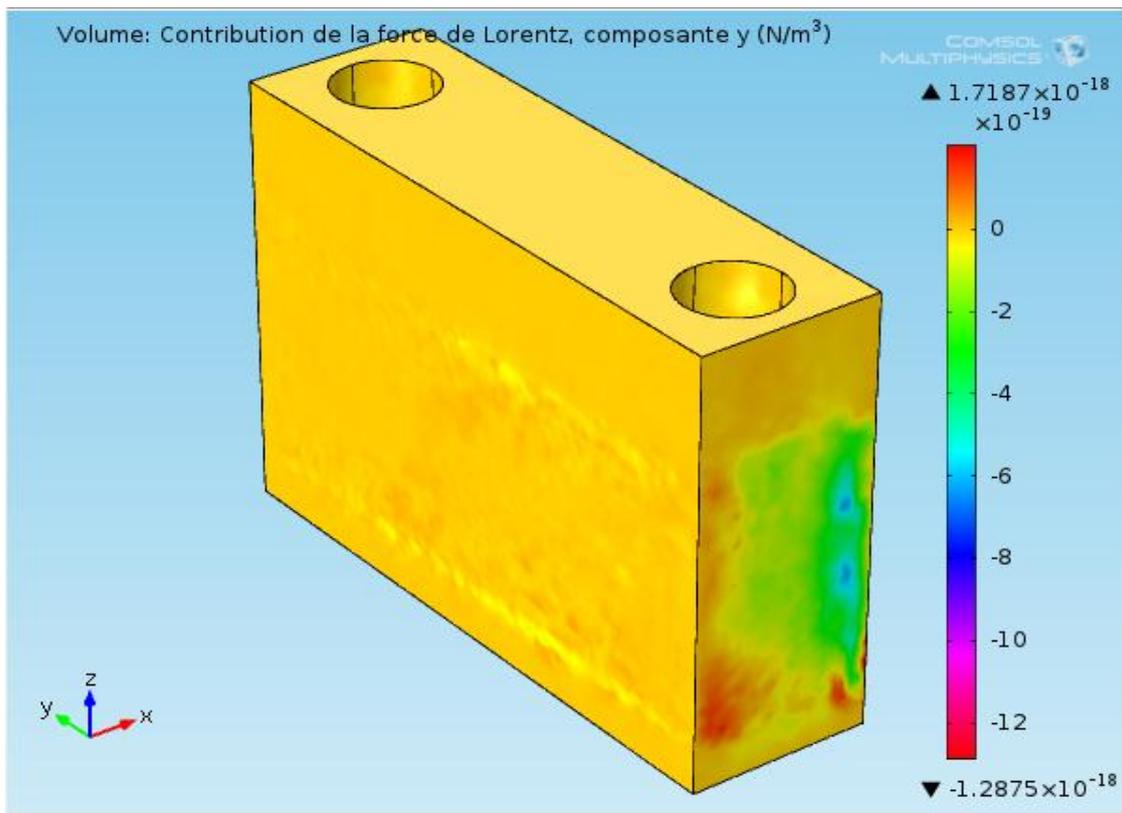


Figure 4.54 : Force de Lorentz.

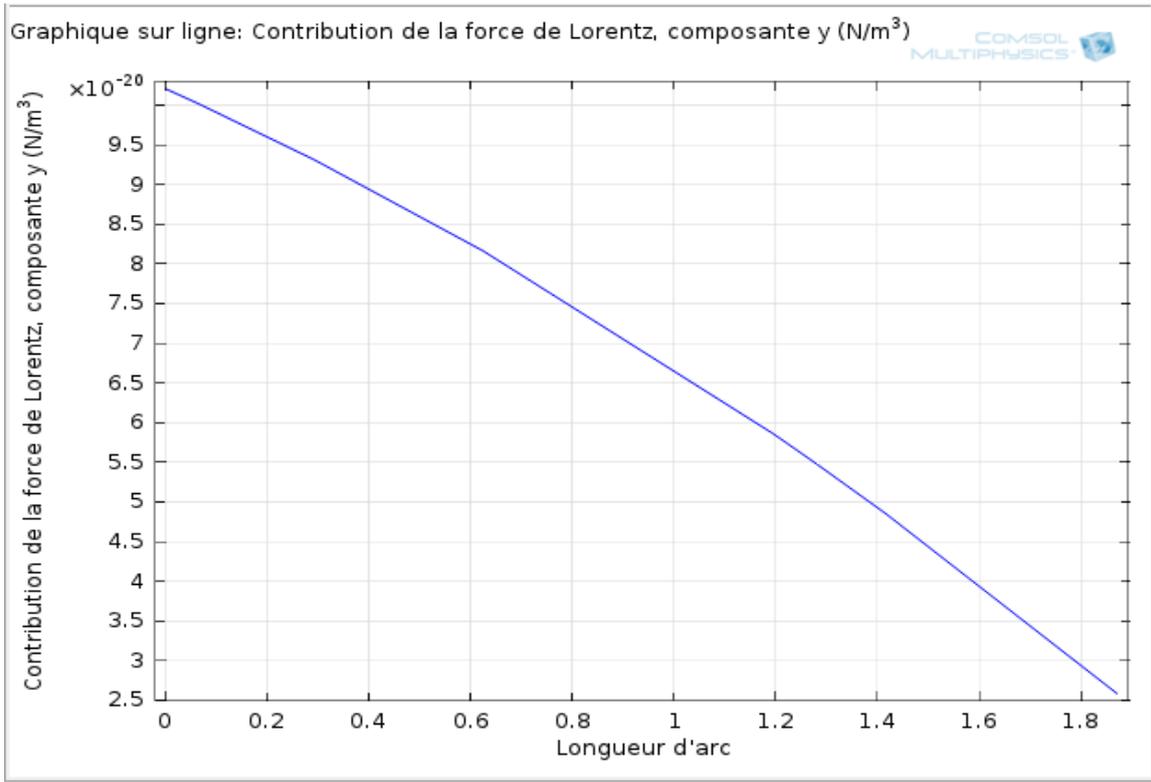


Figure 4.55 : Force de Lorentz.

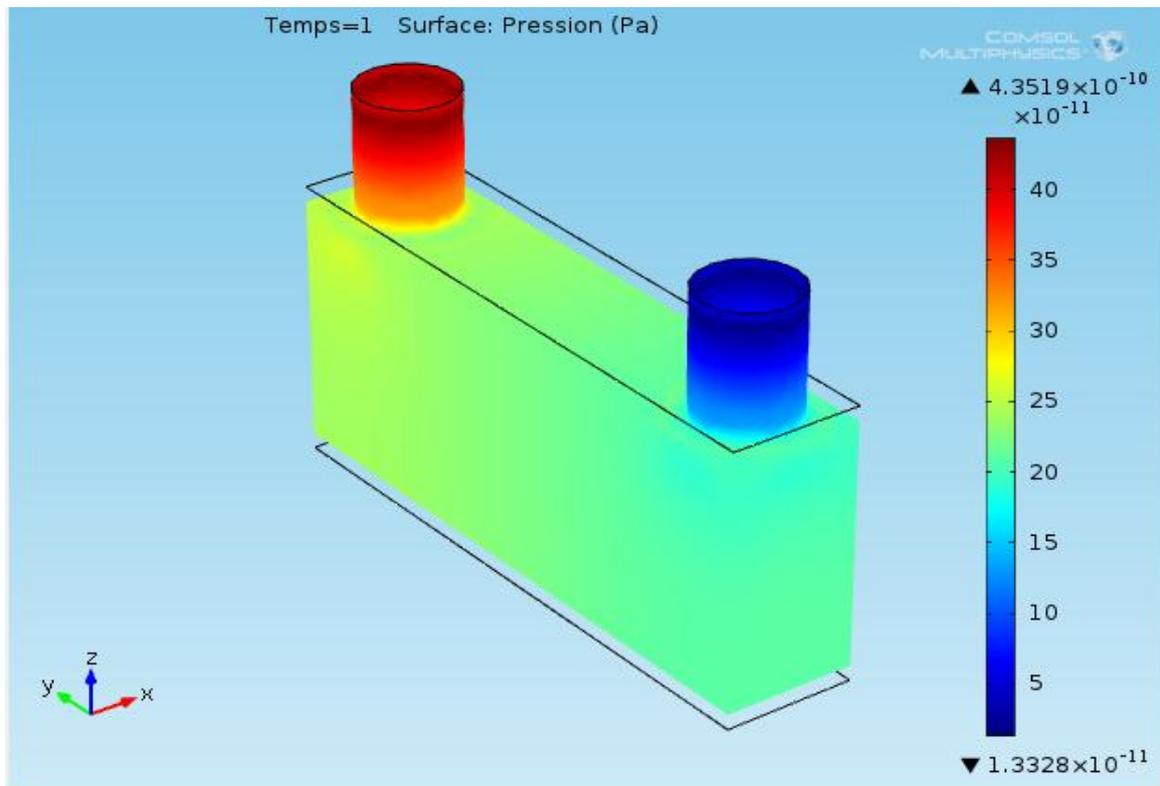


Figure 4.56 : Pression.

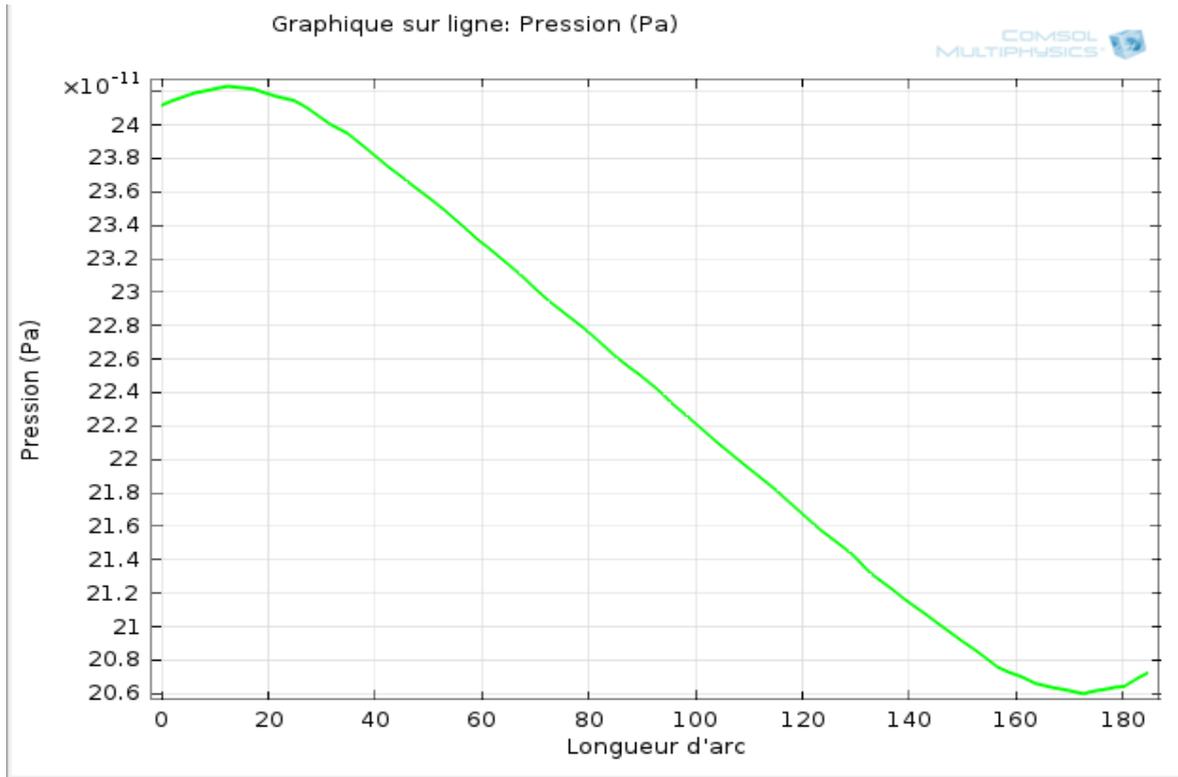


Figure 2.57 : Pression.

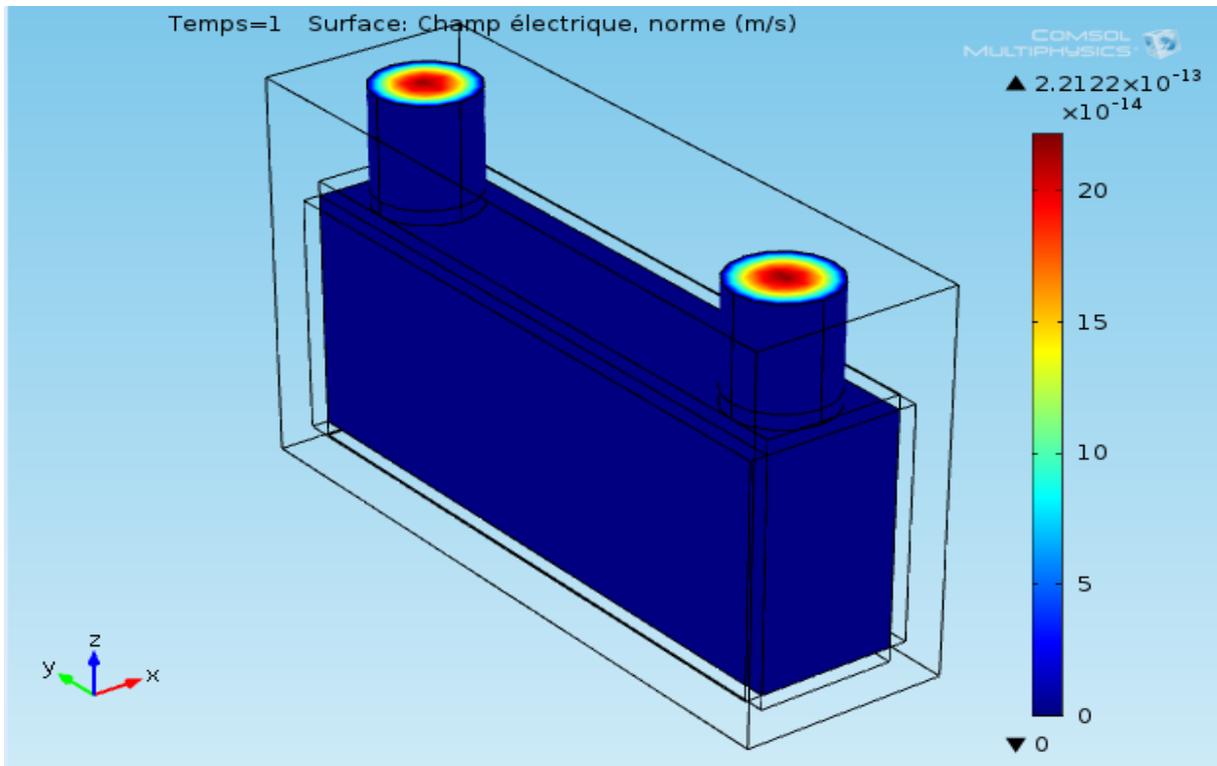


Figure 4.58 : Vitesse du fluide (l'eau de mer).

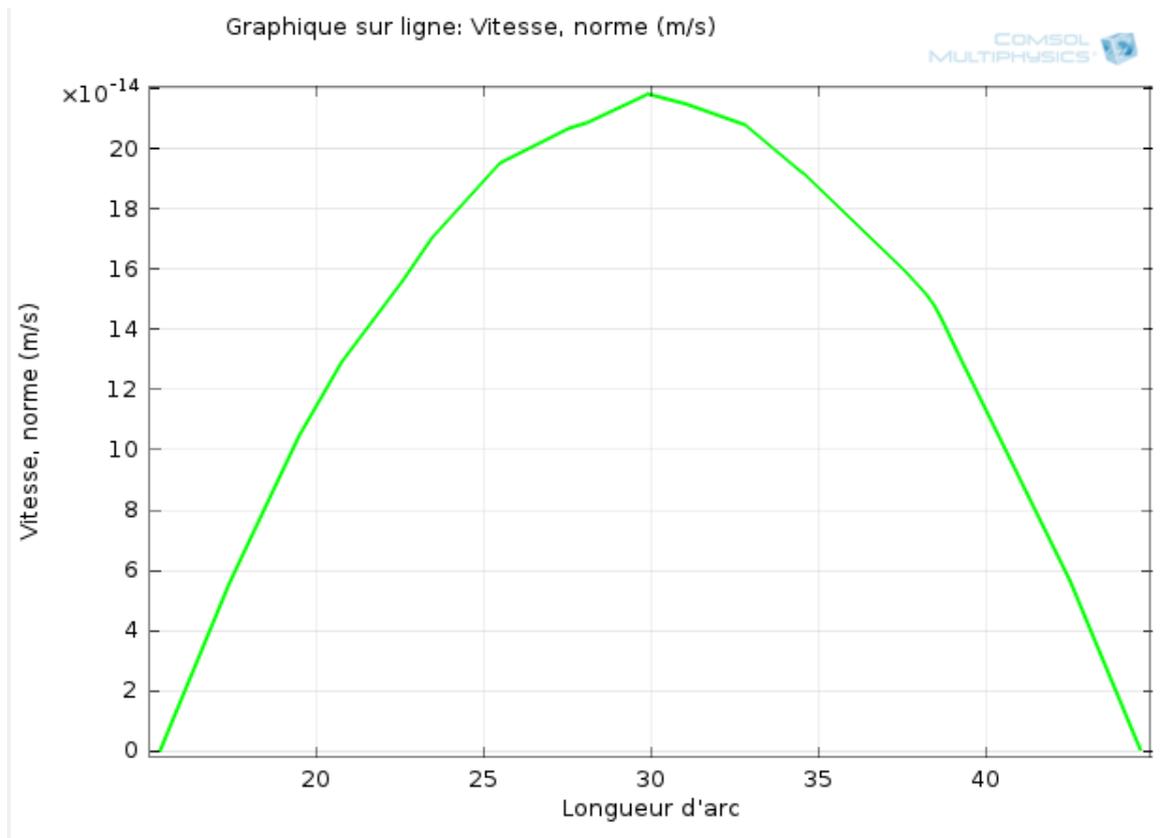


Figure 4.59 : Vitesse du fluide (l'eau de mer).

➤ **Calcule du débit volumique**

$$Q_V = S \times V; Q_V = 3.14 \times (15.10^{-6})^2 \times 2.2122 \times 10^{-13}$$

$$Q_V = 15.629 \times 10^{-23} \text{ m}^3/\text{s}$$

$$Q_V = 15.629 \times 10^4 \text{ nm}^3/\text{s}, \text{ pour une micropompe.}$$

$$Q_V = 15.629 \times 10^8 \text{ nm}^3/\text{s}, \text{ pour un réseau de micropompes.}$$

4.3.2 Résultats pour  $V = -80\text{mv}$

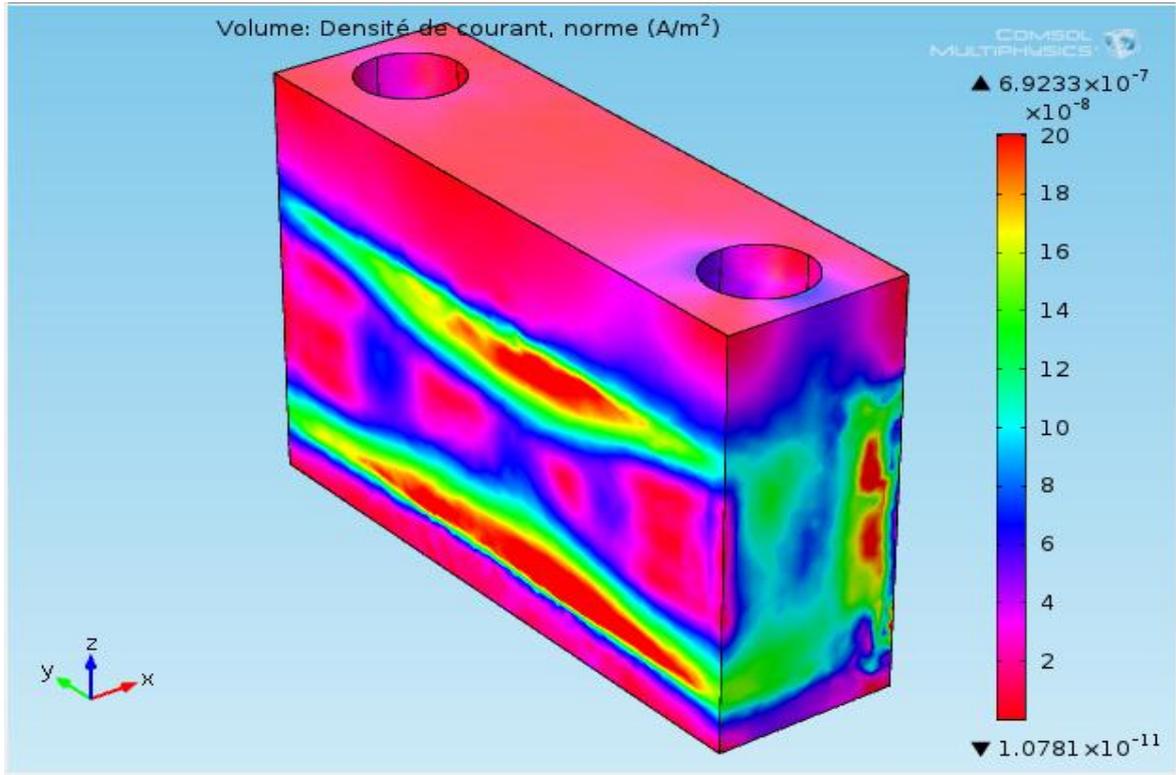


Figure 4.60 : Densité de courant.

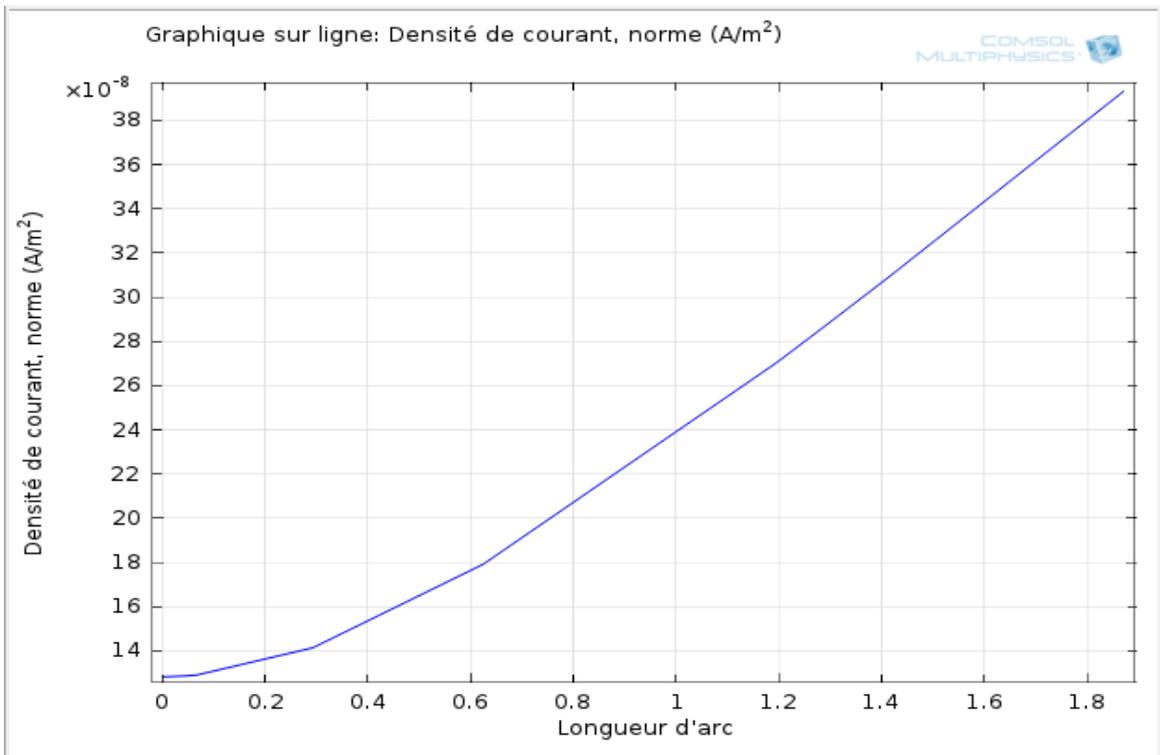


Figure 2.61 : Densité de courant.

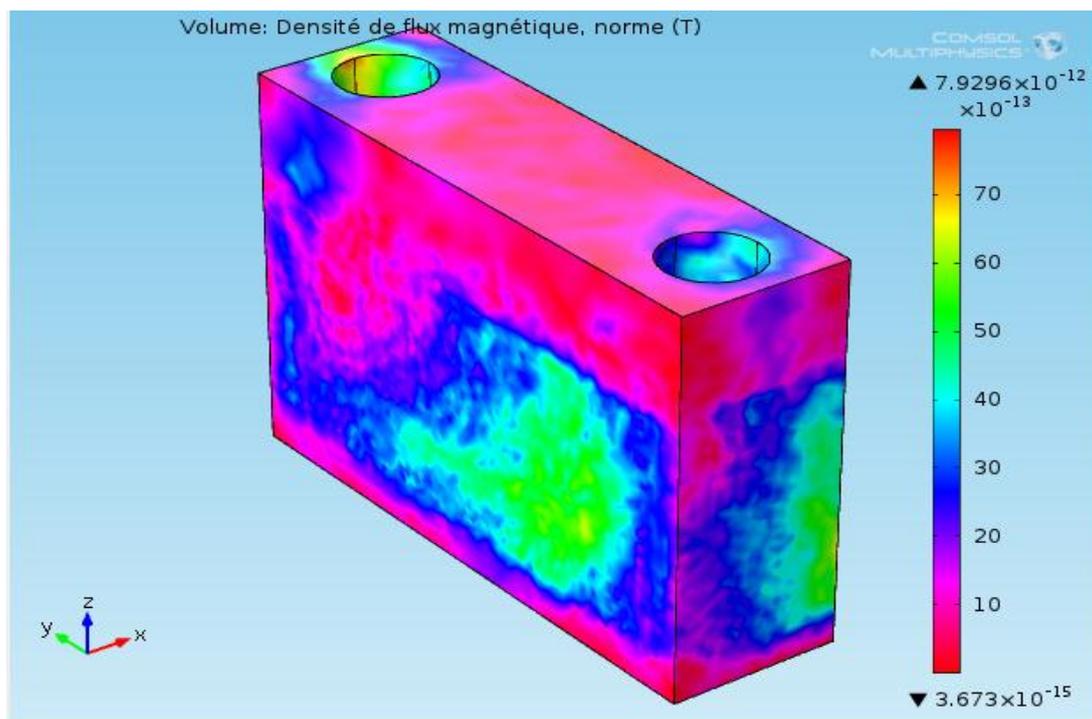


Figure 4.62 : Densité du flux magnétique.

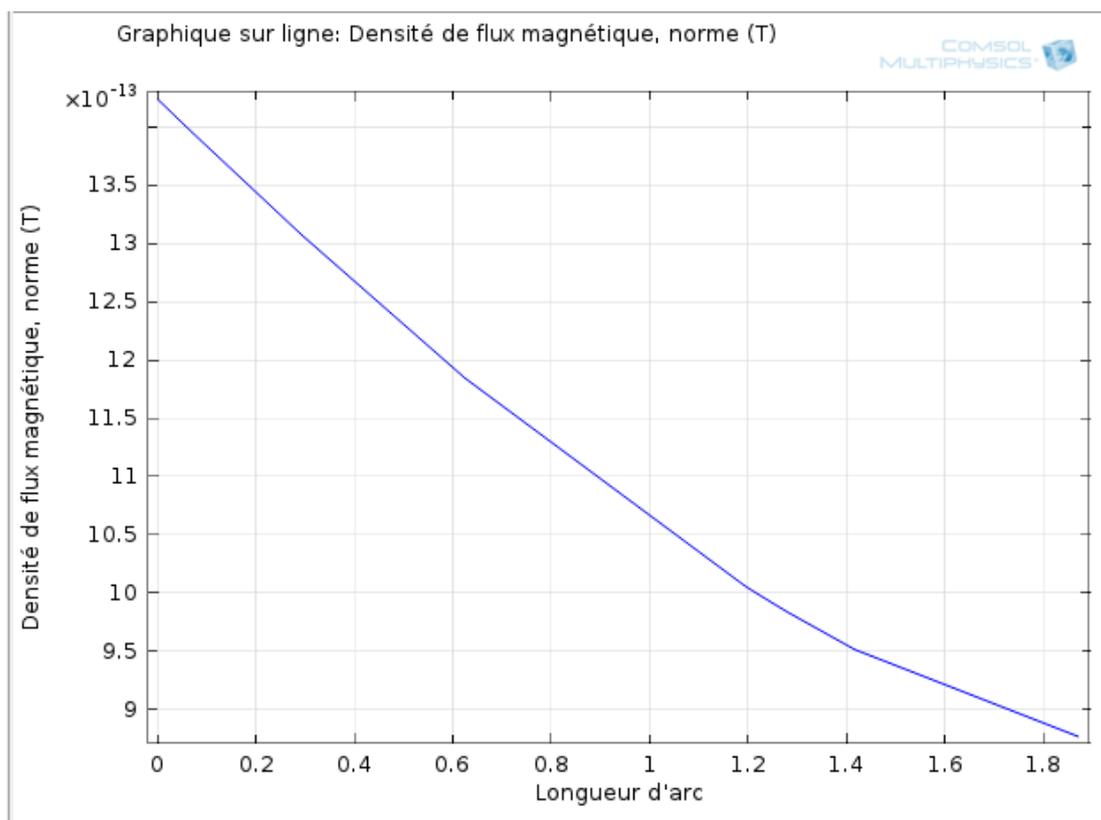


Figure 4.63 : Densité du flux magnétique.

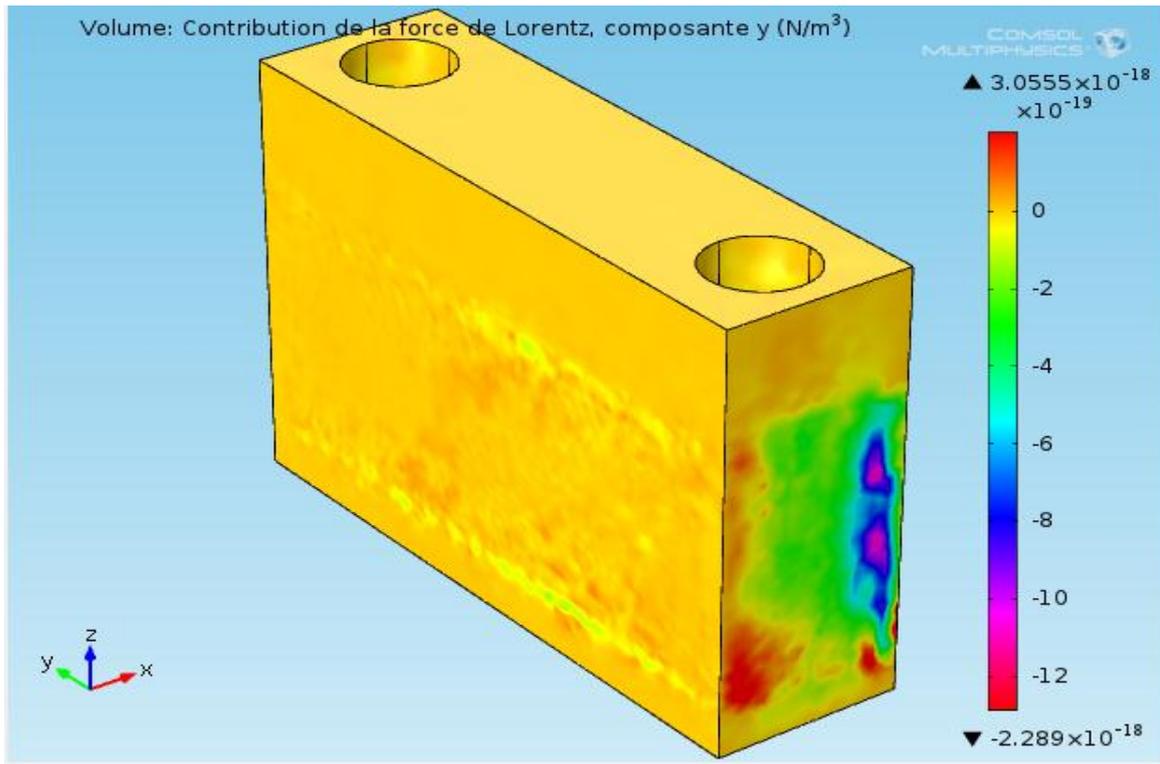


Figure 4.64 : Force de Lorentz.

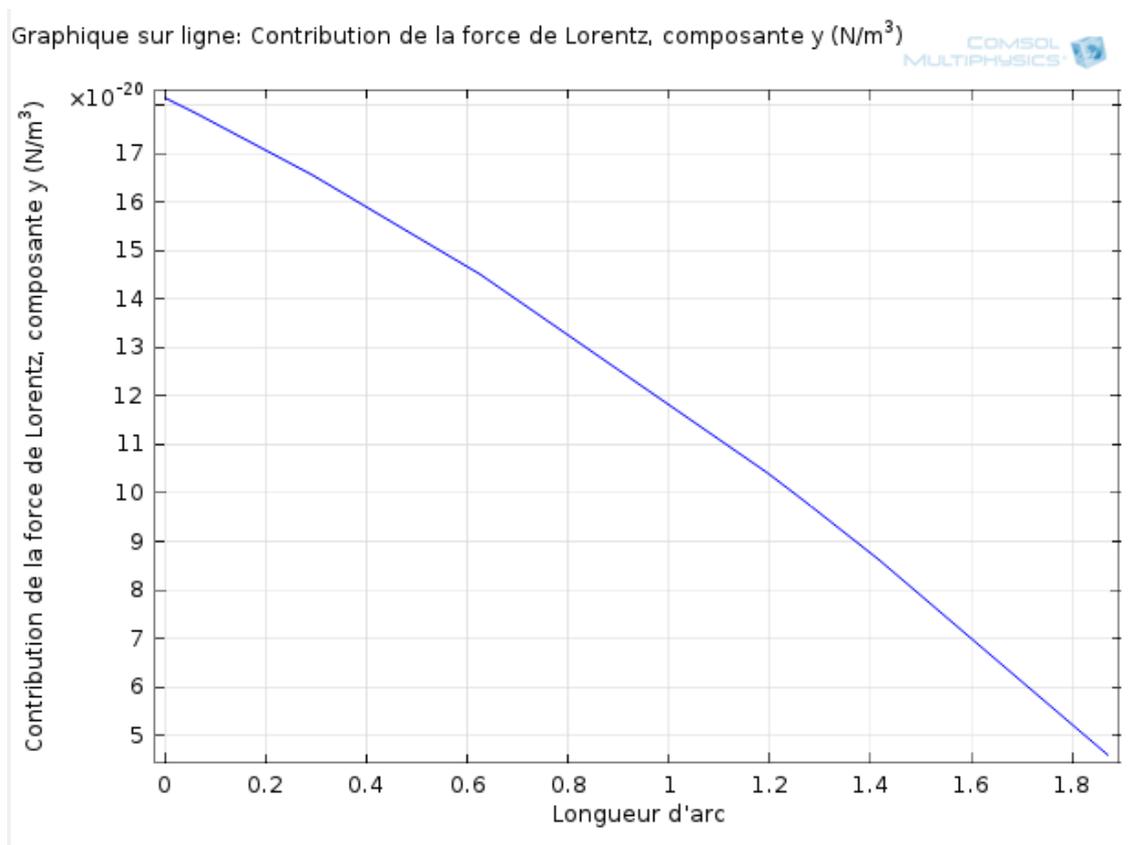


Figure 2.65 : Force de Lorentz.

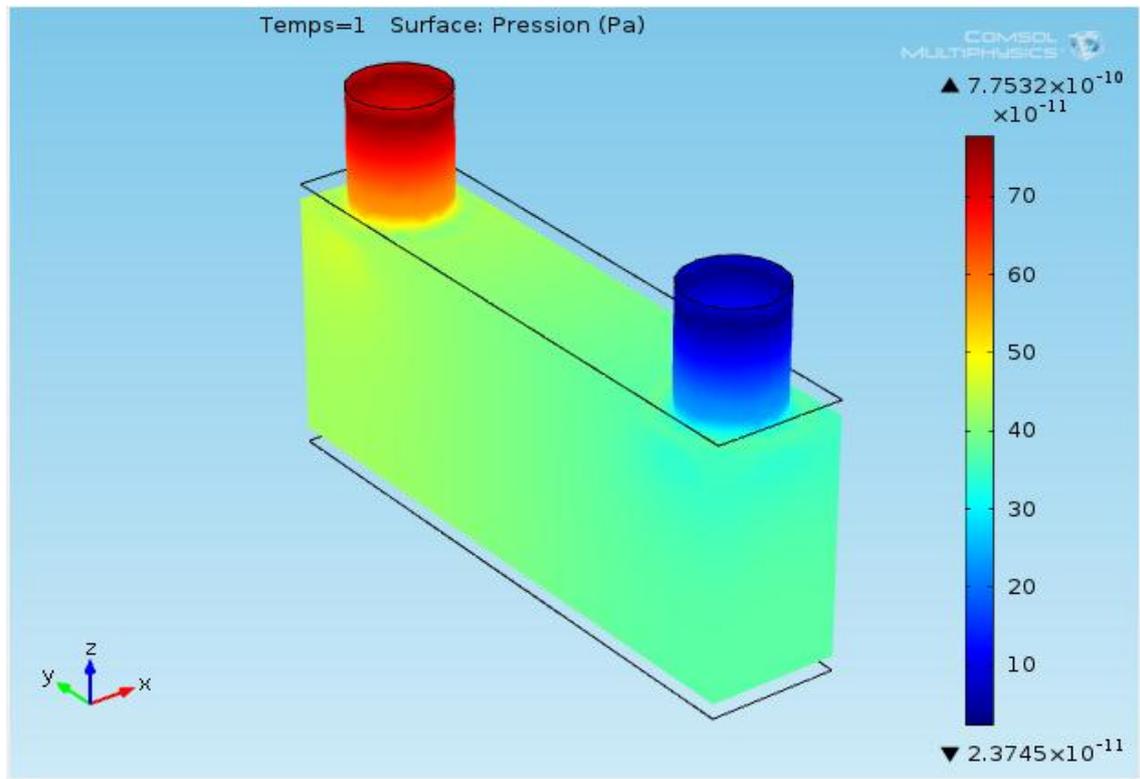


Figure 4.66 : Pression.

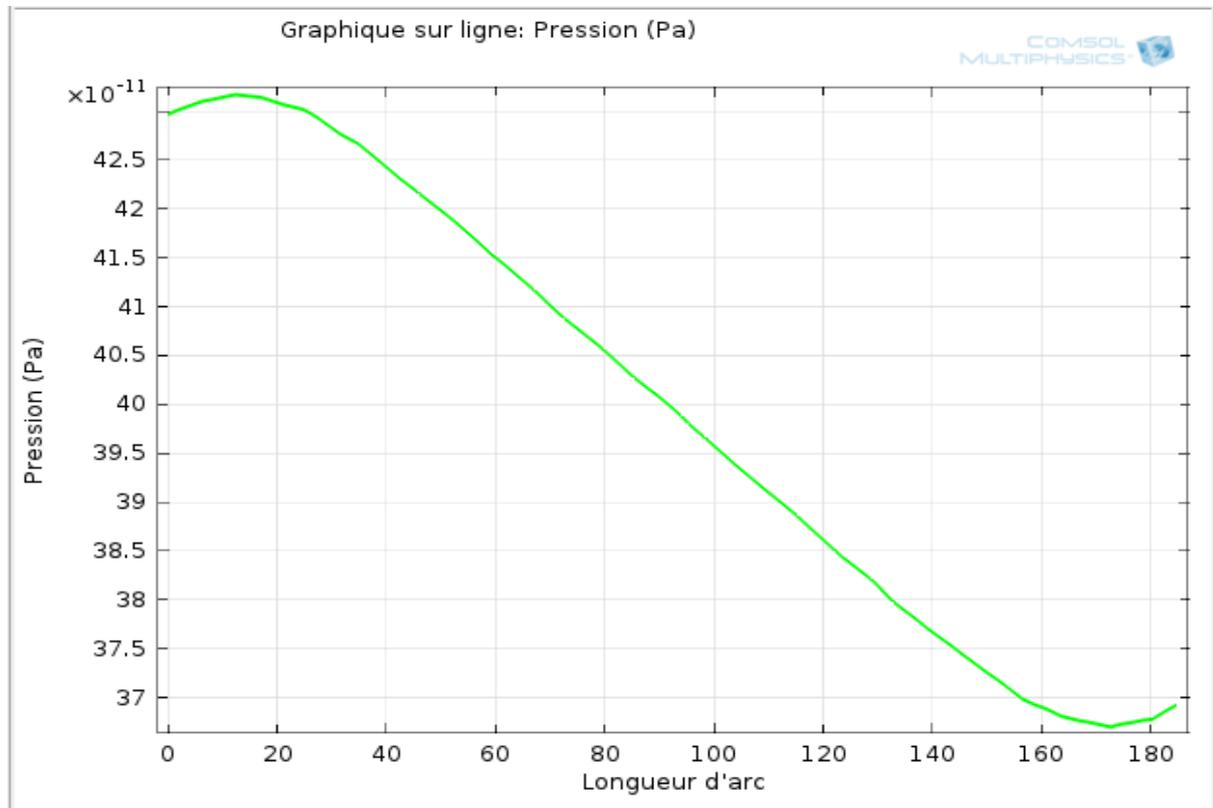


Figure 4.67 : Pression.

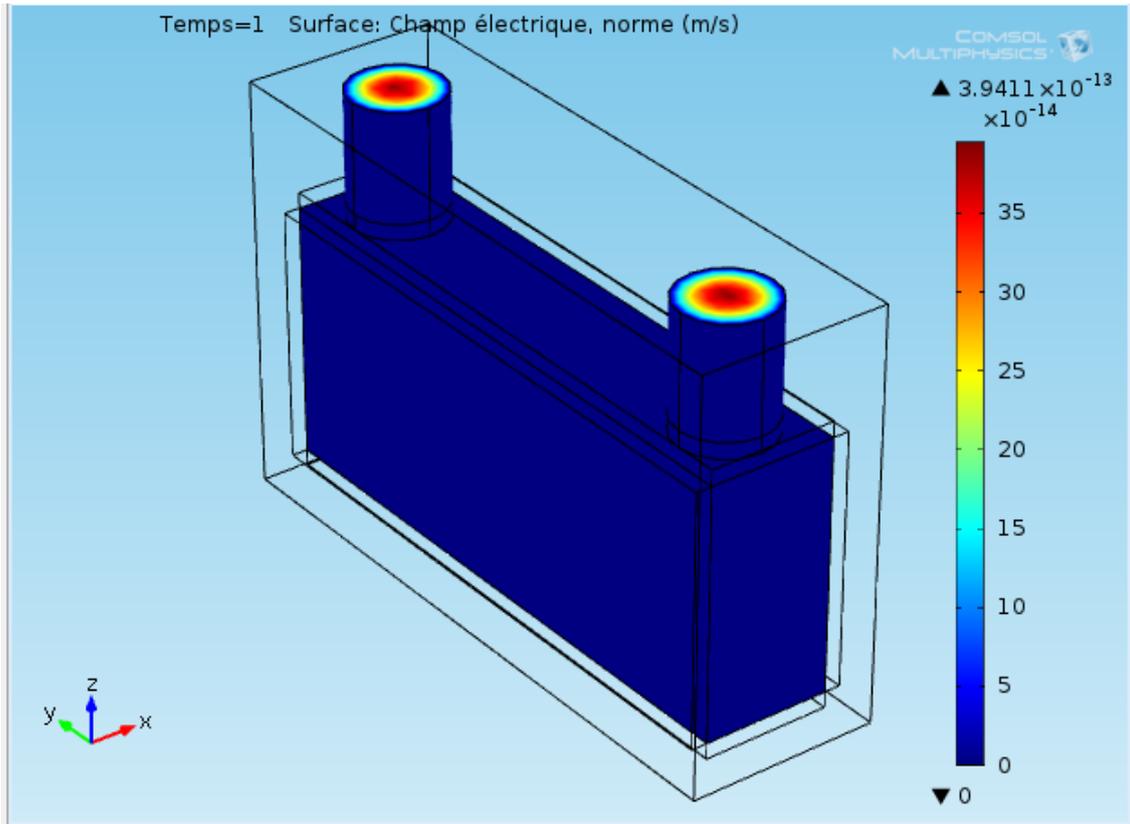


Figure 4.68 : Vitesse du fluide (l'eau de mer).

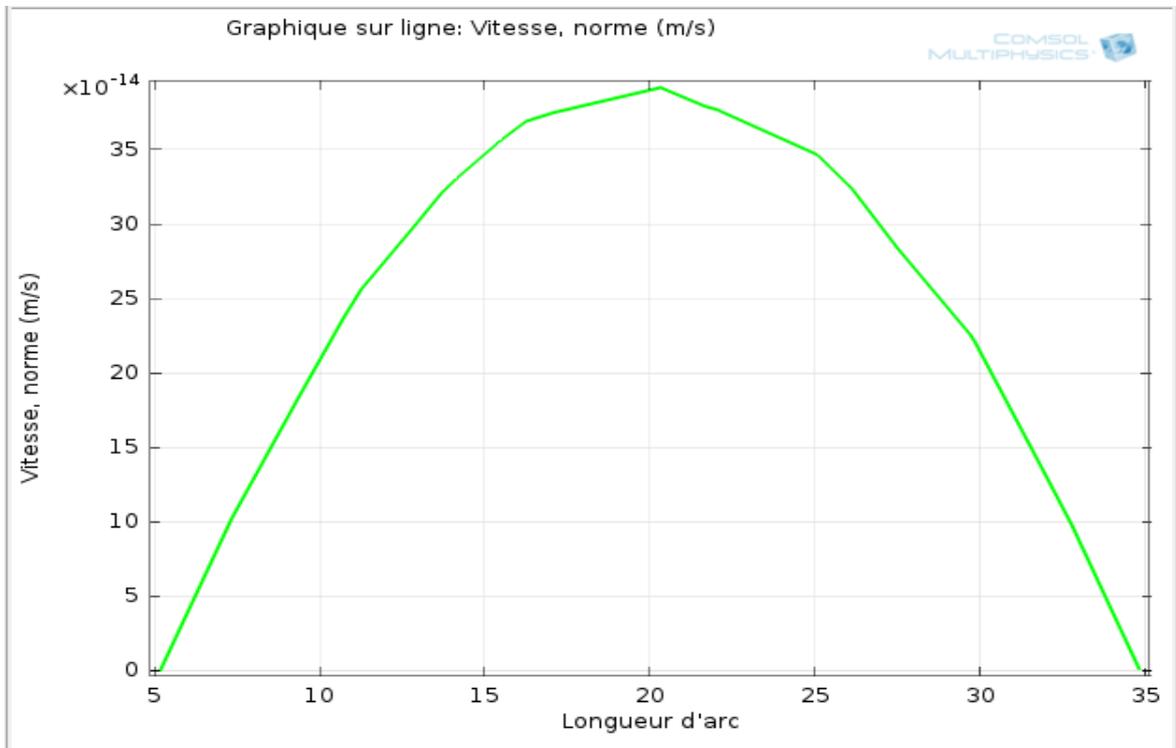


Figure 4.69 : Vitesse du fluide (l'eau de mer).

➤ Calcul du débit volumique

$$Q_v = S \times V; Q_v = 3.14 \times (15.10^{-6})^2 \times 3.9411 \times 10^{-13}$$

$$Q_v = 27.84 \times 10^{-23} \text{ m}^3/\text{s}$$

$$Q_v = 27.84 \times 10^4 \text{ nm}^3/\text{s}, \text{ pour une micropompe.}$$

$$Q_v = 27.84 \times 10^8 \text{ nm}^3/\text{s}, \text{ pour un réseau de micropompe.}$$

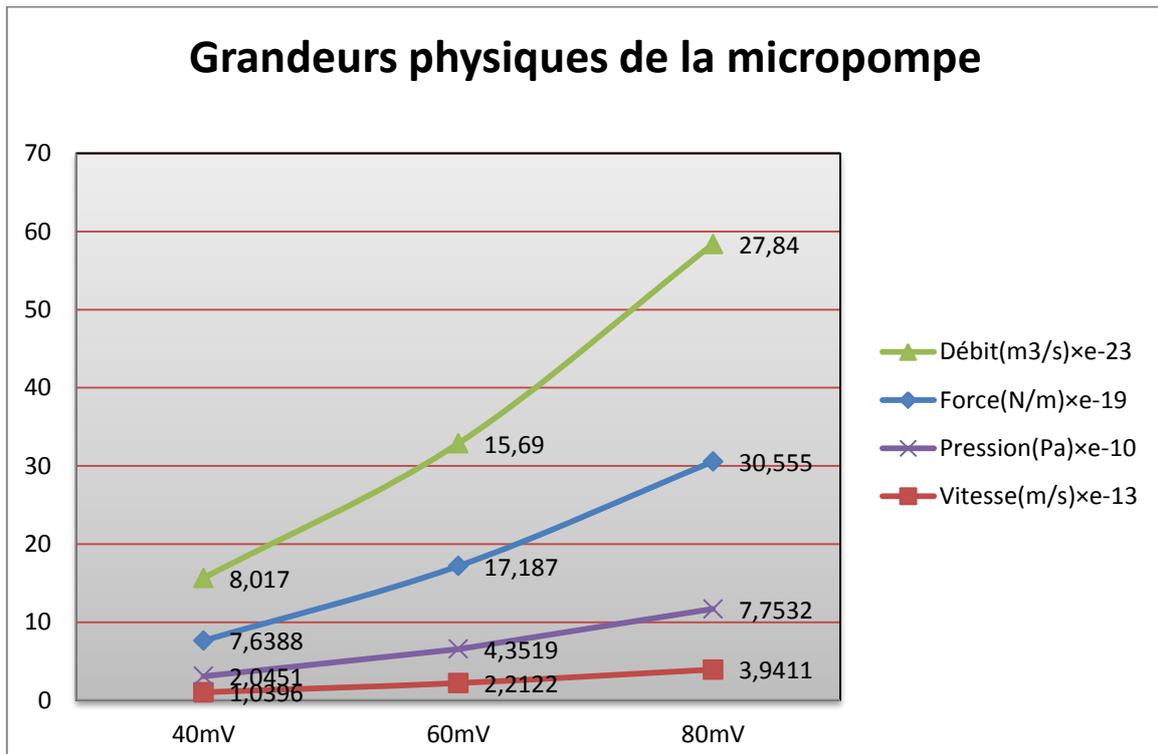


Figure 4.70 : Grandeurs physiques de la micropompe.

### 4.4 Etude Dynamique (domaine fréquentiel)

L'importance de cette étude est de déterminer la fréquence de résonance de notre micropompe MHD ; d'autre part, la nature du signal d'entrée est impulsionnelle donc il est défini par une amplitude (-40mV à -80mV) et une fréquence pour chaque couleur (table IV.1).

La fréquence de résonance  $f_1$  qui est la plus petite fréquence (comsol donne six fréquences par défaut) donne le déplacement maximal de notre structure (déformation maximale), ce qui signifie que si la fréquence d'entrée est inférieure à la fréquence de résonance  $f_1$ , alors notre structure sera cassée (car le déplacement sera supérieur au déplacement maximal).

Donc pour éviter de ce cas de figure, il faut choisir le matériau qui donne une fréquence de résonance  $f_1$  inférieure à 405 THZ (fréquence de couleur rouge).

❖ **Tableau des teintes**

couleur	longueur d'onde (nm)	fréquence (THz)
rouge	~ 625-740	~ 480-405
orange	~ 590-625	~ 510-480
jaune	~ 565-590	~ 530-510
vert	~ 520-565	~ 580-530
cyan	~ 500-520	~ 600-580
bleu	~ 450-500	~ 670-600
indigo	~ 430-450	~ 700-670
violet	~ 380-430	~ 790-700

Tableau 4.3 : La fréquence de chaque couleur.

**4.4.1 Fréquence fondamentale**

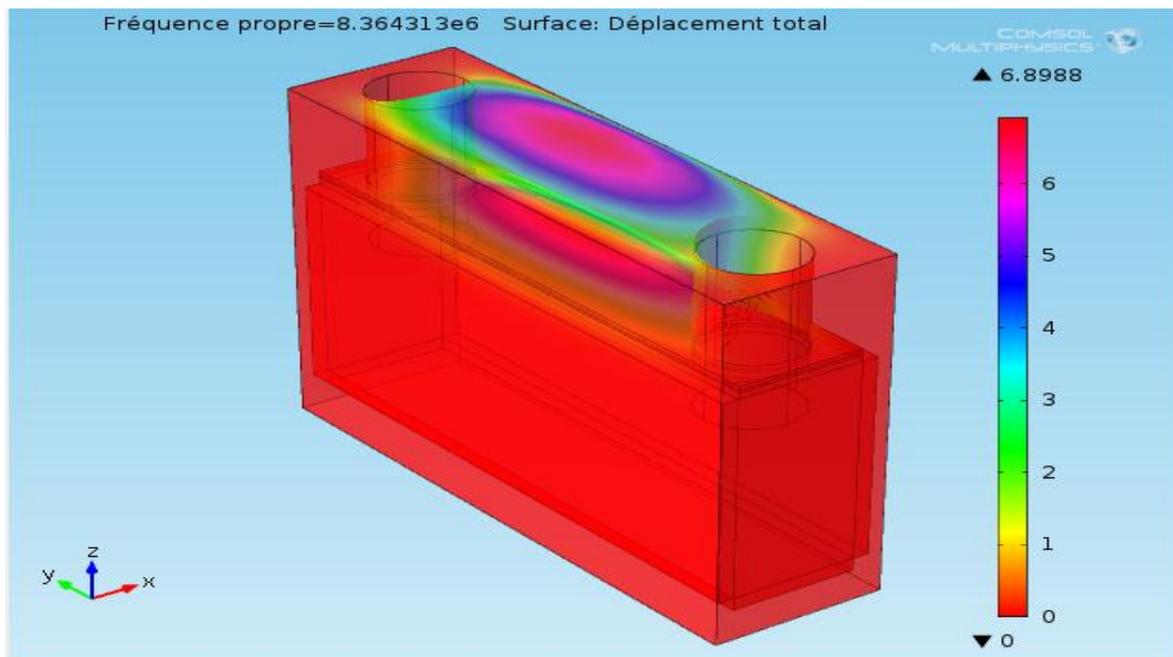


Figure 4.71 : Fréquence propre  $F_1= 8.364313$  MHz.

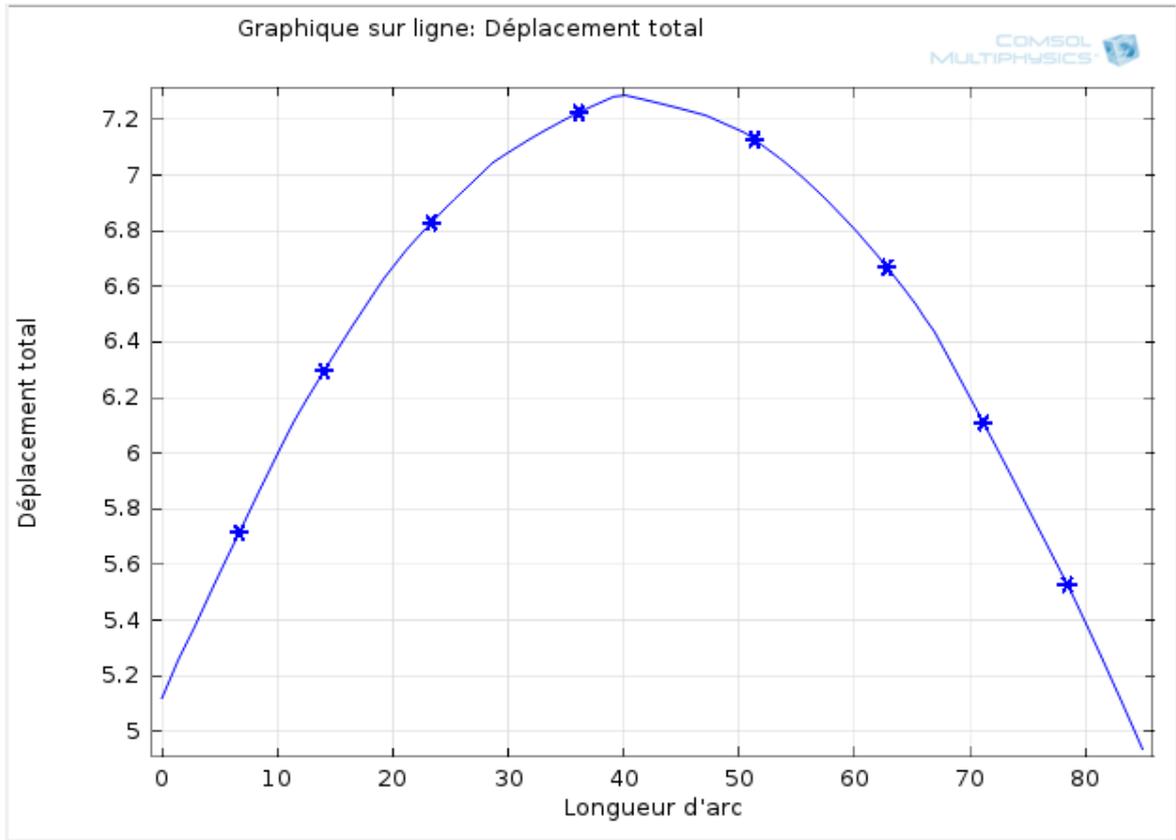
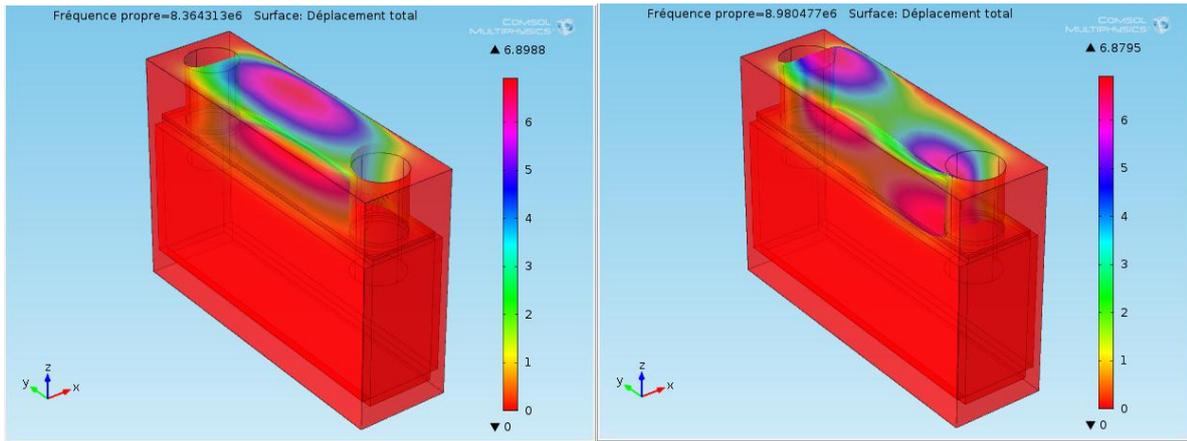


Figure 4.72 : Déplacement sur Z.

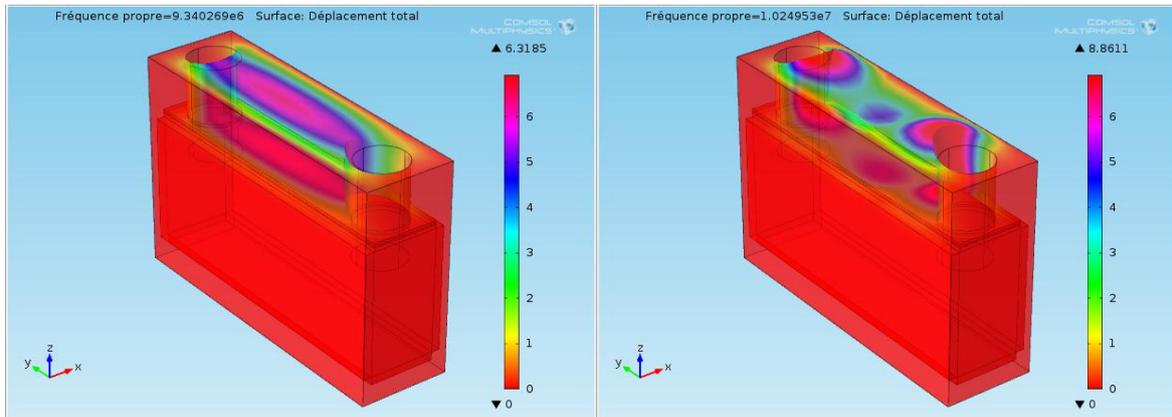
❖ **Remarque**

- Le déplacement maximal du micropome MHD est  $7.212 \mu\text{m}$ .
- La fréquence de résonance  $F_1 = 8.36431 \text{ MHz} < 405 \text{ THZ}$  ; signifie que la micropome résistera devant les fréquences d'entrée.



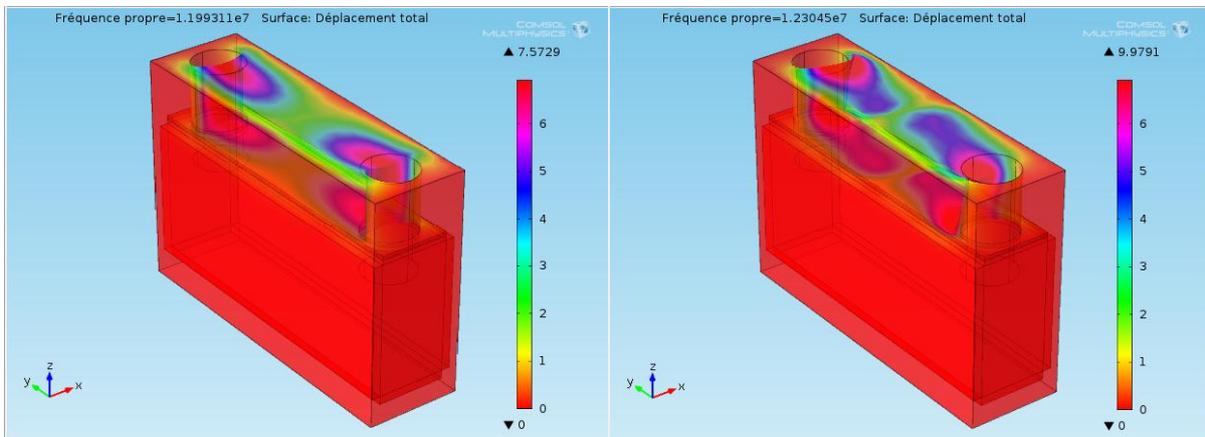
Mode 1( $F_1=8.364313$  MHz )

Mode 2 ( $F_2=8.980477$  MHz)



Mode 3( $F_3=9.340269$  MHz )

Mode 4( $F_4=10.024953$  MHz )



Mode 5( $F_5=11.99321$  MHz)

Mode 6( $F_6=12.3045$  MHz)

Figure 4.73 : Etude modale d'une micropompe sous COMSOL.

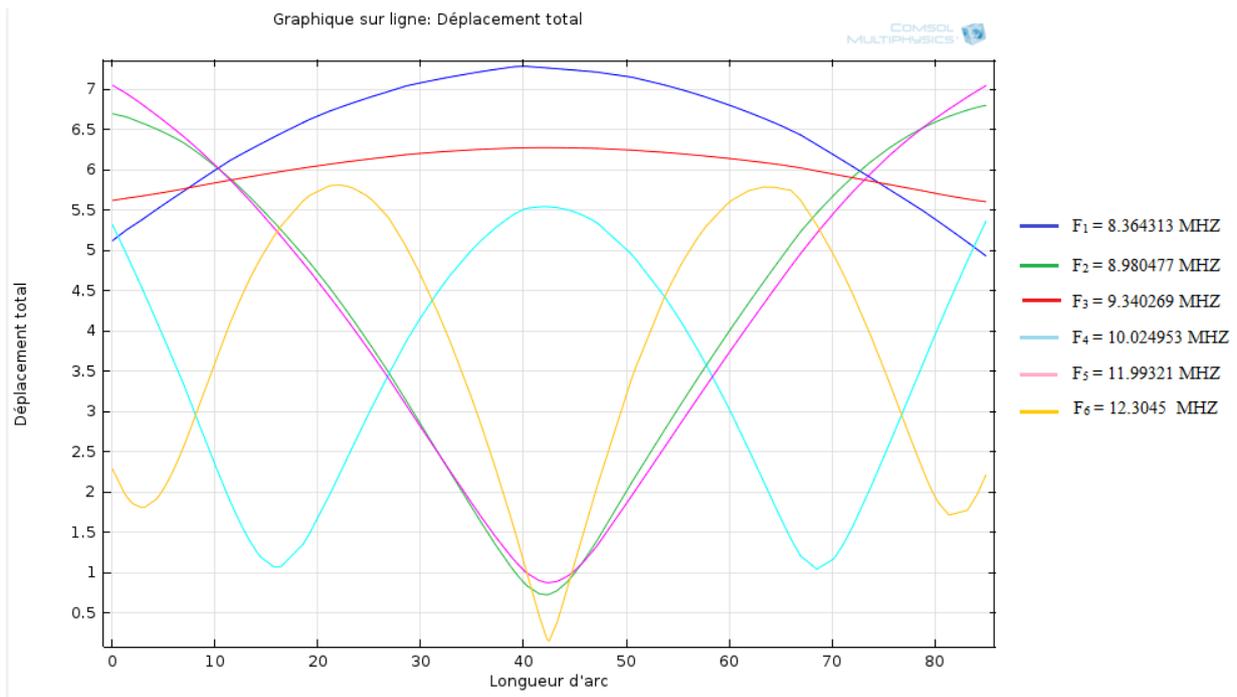


Figure 4.74 : Graphe de déplacement total des six fréquences propres.

## 4.5 Conclusion

Dans ce chapitre, partant des lois de base caractérisant les phénomènes électromagnétiques et hydrodynamiques présents dans la micropompe MHD, des modèles mathématiques ont été établis sous leur formes générales.

Les résultats obtenus montrent que notre micropompe fonctionne pour les trois domaines de simulation :

Dans le domaine des champs magnétique et électrique, l'application d'un potentiel électrique induit un courant qui circule dans le fluide ; le déplacement de ce courant et la présence de l'aimant créent un champ magnétique croisé. La résultante des deux champs donne une force de Lorentz qui sert à déplacer le fluide.

Dans le domaine microfluidique, la pression produite à partir de la force de Lorentz donne une certaine vitesse au fluide ; ce qui permet de calculer le débit volumique de notre micropompe MHD.

Dans le domaine fréquentiel, nous avons vérifié que notre micropompe est résistante devant les fréquences d'entrée ( $f_0 < 405 \text{ THZ}$ ).

Conclusion et perspectives

Le travail développé pendant six mois dans ce mémoire a porté sur la conception et la simulation d'une micropompe magnétohydrodynamique MHD intégrable dans une canalisation microfluidique de très petite dimension. Il s'agit de répondre aux besoins de miniaturisation, d'intégration poussée et de biocompatibilité requise par les systèmes microfluidiques appliqués au génie biologique et médical et visant des produits portables et jetables.

L'objectif opérationnel est de manipuler de très faibles volumes de fluide à partir d'un signal électrique appliqué sur les électrodes (tension -40mV à -80mV).

La magnétohydrodynamique MHD est une généralisation de l'hydrodynamique (appelée plus communément mécanique des fluides, et définie par l'équation de Navier-Stokes) couplée à l'électromagnétisme (équation de Maxwell).

La modélisation numérique de la propulsion MHD concerne essentiellement les systèmes utilisant généralement comme fluide des gaz ionisés (plasma). Le fluide considéré est l'eau salée ionisée par l'alimentation des électrodes ( $Na^+, Cl^-$ ).

Dans ce travail, nous avons proposé une géométrie d'un canal rectangulaire situé entre deux électrodes alimentées sous une tension et en présence d'un aimant permanent.

Nous avons utilisé le logiciel COMSOL 4.3 pour faire la modélisation de ce prototype.

Les résultats obtenus montrent que nous avons un fonctionnement parfait de notre micropompe.

Sans la présence d'un clapet dans notre micropompe MHD, il peut apparaître des impulsions secondaires qui suivent l'impulsion principale de débit du fluide (phénomène de la continuité), ce phénomène existe en macro[1].

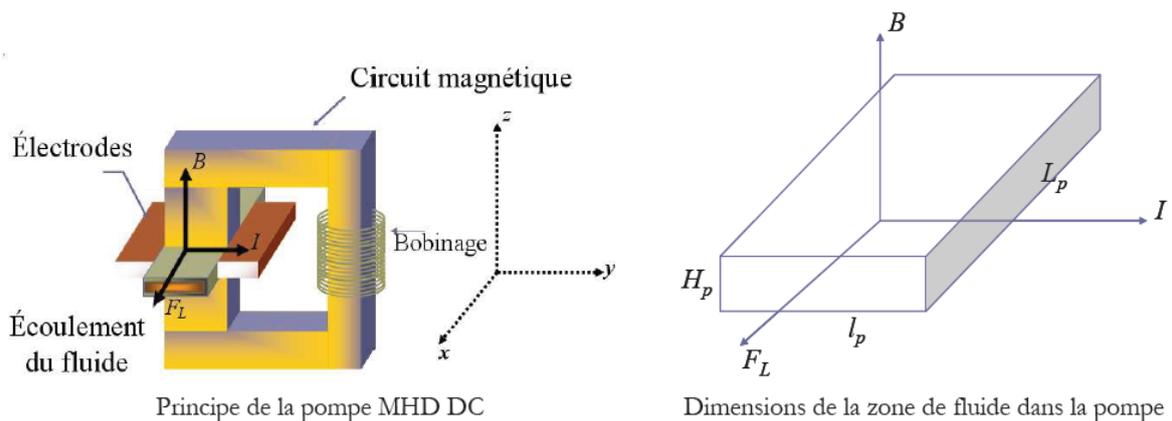
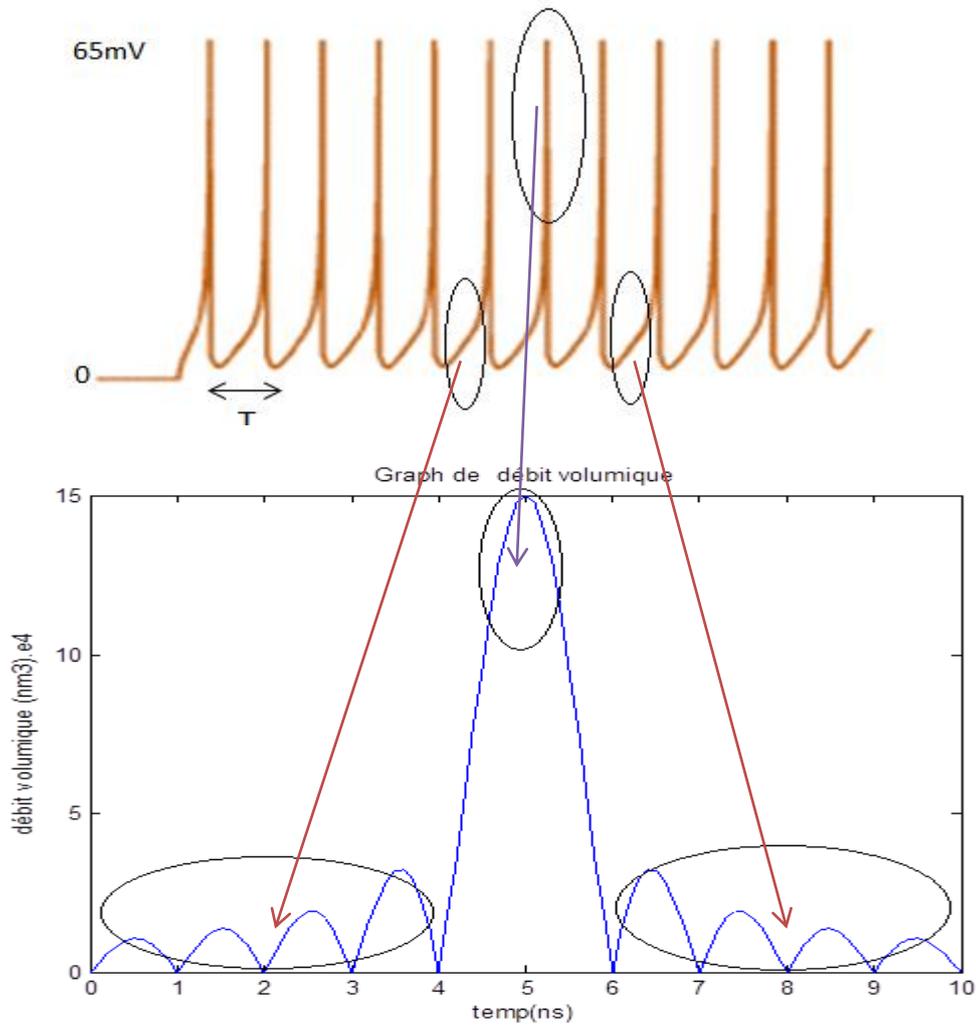


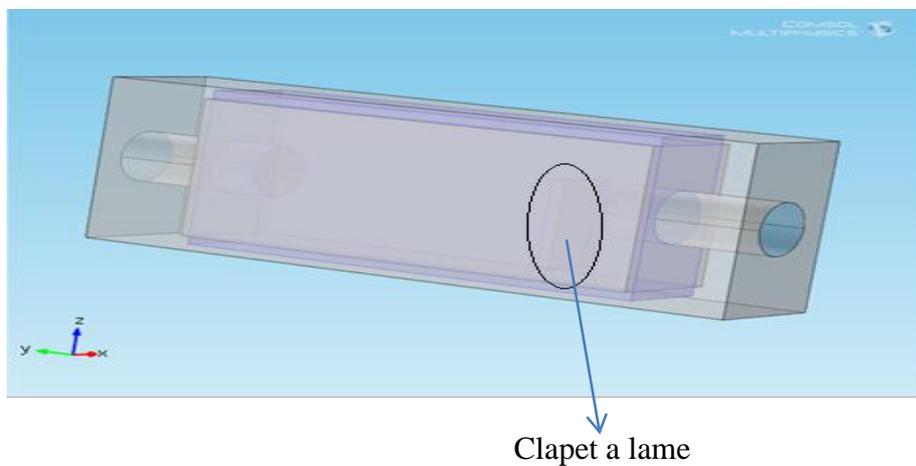
Figure 75 : pompe MHD à échelle centimétrique.

Nous expliquons le phénomène dans le graphe suivant :



**Figure 76 :** Graphe explicatif du phénomène de continuité du fluide.

Donc, pour éliminer ce risque et pour avoir de bons résultats nous proposons pour le futur notre modèle de micropome MHD assemblé avec un clapet situé dans la sortie, ce clapet va être commandé par la tension appliquée.



**Figure 77 :** Micropome MHD moderne avec un clapet a lame.

