

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
UNIVERSITE MOULOU D MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DU GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT DE GENIE BIOMEDICAL

Mémoire de Fin d'Etudes
De MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Technologies
Filière : Génie biomédical
Spécialité : INTSTRUMENTATION BIOMEDICAL

Présenté par
AMARA Toufik
AMARA Thilleli

Thème

Etude d'une micro pompe destinée à la circulation extra corporelle des fluides biologiques.

Mémoire soutenu publiquement le 30 / 06 / 2024 devant le jury composé de :

Mr MEZIANI Madjid, UMMTO, MCB, Président

Mr HOCINI Farid, MCB, UMMTO, Encadrant

Mr OULD OUALI SAMY HASSANI, MCB, UMMTO, Co-Encadrant

Mr MOUAS L'Hocine, MCB, UMMTO, Examineur

REMERCIEMENTS

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce mémoire.

En premier lieu, nous remercierons sincèrement notre encadrant, Monsieur HOCINI Farid, notre co-encadrant Monsieur Ould Ouali Samy Hassani pour leurs conseils avisés, leurs soutien constant et leurs encouragements tout au long de ce travail. Leurs rigueur scientifique et leurs disponibilité ont été essentielles pour la réalisation de ce projet.

Nous souhaitons également remercier l'ensemble des professeurs et des membres du personnel administratif de l'Université de MOULOUD MAMMERI Tizi-Ouzou pour leur enseignement de qualité et leur soutien tout au long de notre parcours académique.

Dédicaces

A nos très chers parents,

A nos sœurs et frères,

A tous nos amis(es).

Résumé

Le travail réalisé dans le cadre de ce mémoire, consiste en la modélisation d'un dispositif MEMS en utilisant le logiciel de calcul par éléments finis Ansys Maxwell. L'étude porte sur l'évaluation des performances d'une micro-pompe à vis utilisée dans le domaine biomédical pour le pompage des fluides biologiques. Nous avons effectué une modélisation bidimensionnelle du dispositif. Nous avons considéré deux applications : la première consiste à modéliser le micro actionneur avec un entrefer de quatre millimètres. La deuxième application consiste à modéliser le micro actionneur avec un entrefer de deux millimètres, en utilisant trois types d'aimants permanents qui sont NdFeB (néodyme fer bore) SmCo (samarium cobalt) et l'alnico. Nous allons étudier le débit volumique en prenant quelques paramètres tels que la vitesse de rotation et l'aimantation.

Dans les deux applications, nous avons représenté la répartition de l'induction magnétique et du potentiel vecteur magnétique dans l'entrefer ainsi que les allures de l'induction magnétique et du potentiel vecteur magnétique dans l'entrefer en fonction de la distance.

Abstract

The work carried out as part of this dissertation consists of the modeling of a MEMS device using the Ansys Maxwell finite element calculation software. The study focuses on the evaluation of the performance of a micro-screw pump used in the biomedical field for pumping biological fluids. We carried out a two-dimensional modeling of the device. We considered two applications: the first consists of modeling the micro actuator with an air gap of four millimeters. The second application consists of modeling the micro actuator with an air gap of two millimeters, using three types of permanent magnets which are NdFeB (neodymium iron boron) SmCo (samarium cobalt) and alnico. We will study the volume flow by taking some parameters such as the rotation speed and the magnetization.

In both applications, we represented the distribution of the magnetic induction and the magnetic vector potential in the air gap as well as the appearance of the magnetic induction and the magnetic vector potential in the air gap as a function of the distance.

Mots clés : micro pompe, Ansys Maxwell, aimant permanent, entrefer, NdFeB, SmCo, alnico, Modélisation.

Table des matières

Introduction générale

Chapitre 1 : l'état de l'art des micro pompes utilisées dans le domaine biomédicale

1.1.	Introduction.....	3
1.2.	Définition des micros pompes médicales.....	4
1.3.	Rôles d'une micro pompe.....	5
1.4.	L'importance de la micro pompe médicale.....	6
1.5.	Les types des micro pompes.....	6
1.5.1.	Micro pompes mécaniques.....	6
1.5.2.	Micro pompes non mécaniques.....	8
1.6.	Principe de fonctionnement.....	9
1.7.	Structure des micro pompes.....	11
1.8.	Différentes technologies des micro pompes et les différents types d'actionnement.....	12
1.8.1.	Micro pompes à actionnement piézoélectriques	13
1.8.2.	Micro pompes à actionnement électrostatique.....	15
1.8.3.	Micro pompes à actionnement magnétostrictive.....	17
1.8.4.	Micro-pompes à actionnement électromagnétique.....	17
1.8.5.	Micro pompe à vis magnétique.....	19
1.8.6.	Micro pompes rotatives.....	19
1.9.	Aimants permanents.....	21
1.9.1.	Définition des aimants permanents.....	21
1.9.2.	Caractéristiques d'un aimant permanent.....	21
1.9.3.	Différents types d'aimants permanents.....	23
	Conclusion.....	25

Chapitre 2 : modélisation des micro pompes

2.1.	Introduction.....	28
2.2.	Modélisation des micro systèmes.....	28
2.2.1.	Modélisation nodale.....	28
2.2.2.	Modélisation par réduction des modèles.....	29
2.2.3.	Modélisation par éléments finis.....	29
2.3.	Equations de base de l'électromagnétisme.....	30
2.3.1.	Equations de Maxwell.....	30

2.4.	Relation du milieu.....	32
2.5.	Loi d'Ohm.....	33
2.6.	Hypothèses simplificatrices.....	34
2.7.	Relation de passage.....	35
2.8.	Formulation en potentiel vecteur magnétique des modèles électromagnétiques.....	36
2.8.1.	Modèle magnétostatique.....	36
2.9.	Définition de la méthode des éléments finis.....	38
2.10.	Discrétisation du domaine d'étude.....	39
2.11.	Calcul de la fonction d'approximation.....	39
2.12.	Formulation éléments finis.....	40
2.13.	Avantages et inconvénients de la méthode des éléments finis	41
2.14.	Formulation des éléments finis des modèles électromagnétiques.....	41
2.14.1.	Modèle magnétostatique.....	41
2.14.2.	Modèle magnétodynamique.....	42
2.15.	Couplage électromagnétique.....	43
2.15.1.	Théorème de Bernoulli.....	43
2.15.1.1.	Interprétation de l'équation de Bernoulli.....	44
2.16.	Principe du calcul par éléments finis.....	45
2.16.1.	Discrétisation du domaine.....	46
	Conclusion.....	46

Chapitre 3 : Conception de la micro pompe en utilisant logiciel Ansys Maxwell

3.1.	Introduction.....	48
3.2.	Caractéristiques physiques et géométriques de l'actionneur.....	48
3.3.	Domaine d'étude et conditions limites 2D.....	48
3.4.	Maillage du domaine d'étude 2D.....	49
3.5.	Résultats.....	49
3.5.1.	Pour NdFeB.....	50
3.5.2.	Pour SmCo.....	52
3.5.3.	Pour l'Alnico.....	53
3.6.	Etude hydraulique.....	61
3.6.1.	Equation de Bernoulli.....	61
3.6.2.	Equation de Poiseuille.....	62
3.7.	Etude tridimensionnelle.....	62
3.7.1.	Caractéristiques physiques et géométriques.....	62

3.7.2. Maillage du domaine d'étude.....	63
Conclusion.....	64
Conclusion générale.....	67
Références bibliographiques	

Introduction générale :

Dans le domaine médical, les micro-pompes performantes sont capables de délivrer régulièrement et précisément de petites quantités de médicaments par injection sous-cutanée, comme l'insuline pour les soins du diabète. Dans un avenir proche, ces micro-pompes devraient être intégrées dans des micro systèmes autonomes implantés à l'intérieur du corps humain. On s'attend à ce que les micro systèmes complexes soient largement utilisés pour la fabrication d'organes artificiels, tels que le pancréas. D'autres micro systèmes seront utiles pour améliorer la détection, le diagnostic et la compréhension de certaines maladies, par exemple en prélevant des échantillons et en les analysant dans des parties du corps difficiles d'accès. Dans le domaine des biotechnologies, beaucoup de progrès ont été réalisés avec le développement de laboratoires sur puces.

Outre les domaines médical, paramédical et biologique, presque tous les domaines économiques concernent aujourd'hui la microfluidique : Les transports (notamment aéronautiques et spatiaux, mais aussi l'industrie automobile), l'environnement, le génie chimique et des procédés...etc. Un grand nombre d'applications existantes ou potentielles sont décrites dans les chapitres suivants. L'un des enjeux de ces différentes applications consiste à déplacer le fluide, en contrôlant précisément son débit, car les volumes à manipuler, passent de quelques nL à quelques pL. Il nécessite une bonne connaissance du comportement physique des fluides à micro-échelle, afin de développer efficacement des outils de modélisation pour une conception et une utilisation optimales des micro systèmes fluidiques. D'autre part, les technologies qui ont été validées à l'échelle conventionnelle s'avèrent souvent inadaptées à la micro-échelle. Il est alors nécessaire de concevoir de nouveaux composants avec des modes de fonctionnement d'origine. Un nouveau champ d'investigation fertile est en cours d'apparition; sa seule limite semble être notre imagination [1].

Ce mémoire est divisé en 3 chapitres : Dans le premier nous présenterons un état de l'art des micro pompes en abordant les différentes technologies d'actionneurs. Le deuxième chapitre concentrera sur la modélisation des micros pompes avec différents types d'équations. Dans le troisième chapitre, nous allons faire une conception d'un prototype de micro pompe avec le logiciel Ansys Maxwell.

Chapitre 1

L'état de l'art des micro pompes utilisées dans le domaine biomédicale

1.1. Introduction

Les maladies chroniques font appel aux systèmes implantables miniaturisés. Une de ces méthodes du traitement consiste à utiliser une micro pompe pour injecter les médicaments. Cette micro pompe est une partie principale de ces systèmes d'injection. Plusieurs travaux concernant les micro pompes ont été réalisés et divers articles correspondants publiés. Grâce à une interface électronique de contrôle, les micro pompes deviennent de plus en plus flexibles et permettent le transit de fluides à travers des canaux de faibles dimensions. Cette opération est généralement actionnée par une commande extérieure (électrique, électromagnétique ou piézoélectrique). Ces micro pompes couvrent de nombreux domaines d'applications. À l'échelle microscopique, elles peuvent être fabriquées par des MEMS dans le domaine biomédical servant à l'injection de médicaments.

Grâce aux nombreuses études faites sur les micro pompes basées sur des MEMS, leur taille a été miniaturisée (l'échelle des canaux est de l'ordre des quelques dizaines ou des centaines des micromètres) et le contrôle et la génération des quantités minimales de fluides ont été grandement facilités. Dans le domaine biomédical, ces micro pompes sont utilisées dans les systèmes d'injection des médicaments à usage unique ou dans les microsystèmes chimiques d'analyse. Elles sont aussi employées dans les systèmes chimiques micro fluidiques.

Dans les systèmes de libération de médicaments, l'emploi de micro pompe offre beaucoup d'avantages pour des patients atteints de maladies chroniques. De plus, grâce à une automatisation du pompage, ces dispositifs permettent de réduire les douleurs et assurent l'injection des médicaments vers la cible avec de grandes précisions et fiabilité. La première micro pompe MEMS (Micro-Electro-Mechanical System) a été d'abord développée dans les années 1980 (micro pompe de Smith en 1984). C'était un système péristaltique (c'est un type de micro pompes à déplacements positifs) sur silicium, dont le rôle était de contrôler l'injection de l'insuline pour maintenir le niveau de glycémie constant [2].

1.2. Définition des micros pompes médicales :

Une micro pompe est un dispositif qui contrôle l'aspiration et l'expulsion de fluides à l'échelle micrométrique, de la même manière que les pompes traditionnelles le font à des échelles plus grandes. Ces micro-pompes proviennent généralement de la recherche en micro fluidique [3].

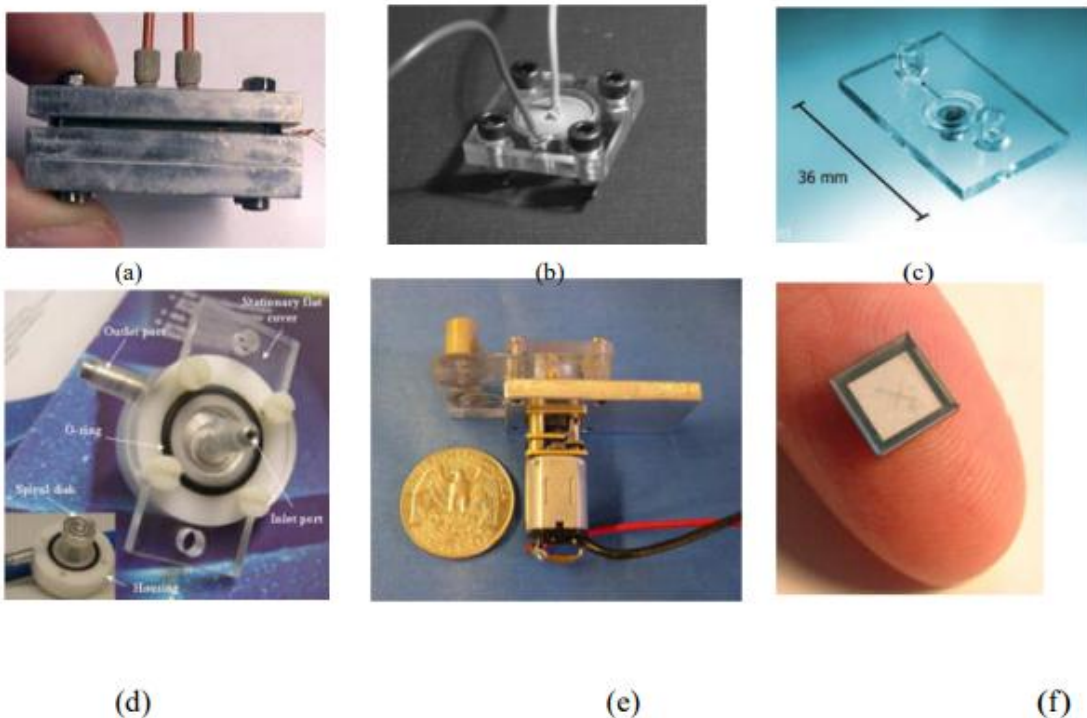


Figure 1-1 : Micro-pompes (a) pompe de type péristaltique avec actionneur à paraffine, (b) pompe à membrane, (c) Pompe à membrane à clapets à bille, (d) pompe rotative à spirale , (e) pompe péristaltique à actionnement direct par un micromoteur, (f) une des plus petites pompes au monde [3].

Les maladies chroniques nécessitent l'utilisation de systèmes implantables miniaturisés. L'une des méthodes de traitement consiste à utiliser une micro-pompe pour administrer les médicaments. Cette micro-pompe constitue un élément central de ces systèmes d'injection [8]. Dans notre cas, il s'agit du type de micro-pompe mécanique (ou volumétrique) le plus répandu sur le marché médical. Dans ces pompes, la chambre est fermée par une membrane flexible.

Pour cela, un schéma de principe est donné sur la (figure 1-2) :

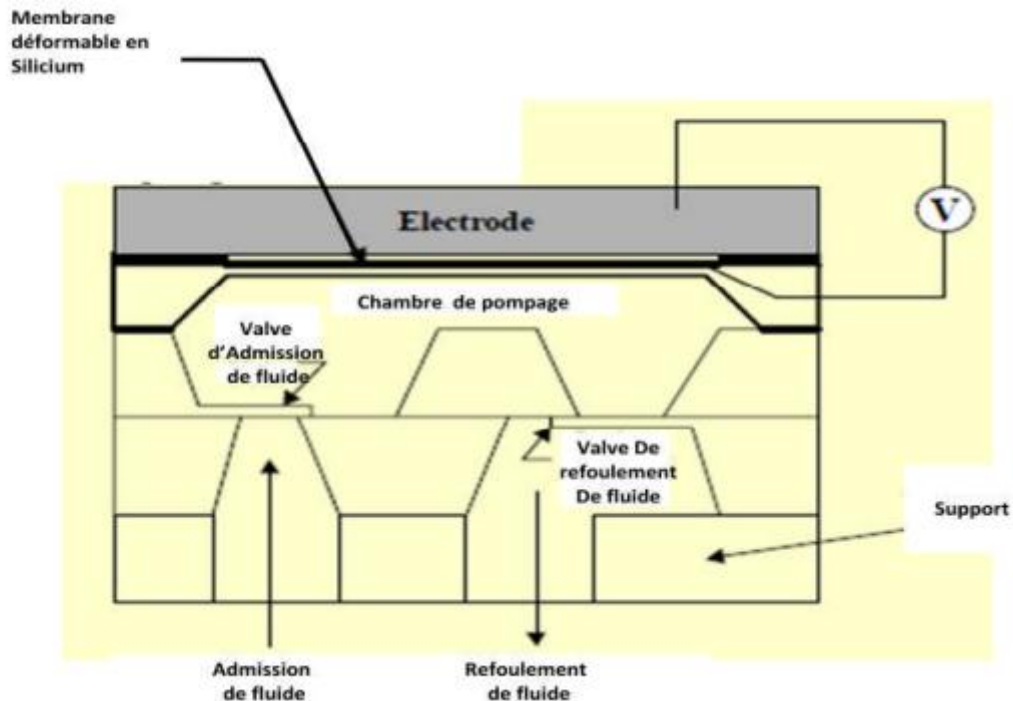


Figure 1-2 : Schéma d'une micro pompe microfluidique [3].

1.3. Rôles d'une micro pompe :

Les micro-pompes médicales jouent un rôle crucial dans divers traitements thérapeutiques :

Administration précise de médicaments : Elles permettent de délivrer des médicaments avec une grande précision, ce qui est essentiel pour les traitements nécessitant une administration continue ou à des intervalles spécifiques [4].

Applications en micro fluidique : En manipulant de petits volumes de fluides, les micro-pompes sont utilisées pour des tâches médicales variées telles que le dépistage et la détection de maladies, le diagnostic médical, la synthèse chimique, le criblage à haut débit de molécules actives, et la création d'organes sur puce pour tester des médicaments in vitro [5, 6].

Amélioration de la qualité de vie des patients : Intégrées dans des dispositifs médicaux portables comme les pompes à insuline, elles contribuent à améliorer significativement la qualité de vie des patients [4].

Réadaptation et prévention : Dans le cadre des projets thérapeutiques, les micro-pompes sont utilisées pour des interventions diagnostiques et thérapeutiques, ainsi que pour des actions préventives, d'éducation thérapeutique et de réinsertion [5].

Il est important de noter que l'utilisation spécifique d'une micro-pompe varie selon l'application médicale[5], [6].

1.4. L'importance de la micro pompe médicale :

L'importance des micro-pompes réside principalement dans leur utilisation médicale pour le traitement du diabète. Par exemple, une personne atteinte de diabète doit souvent dépendre de quelqu'un d'autre pour lui administrer de l'insuline, ce qui peut être peu pratique. Grâce aux avancées technologiques, les micro-pompes biomédicales offrent un confort et une autonomie accrues. Ces dispositifs permettent aux patients de recevoir facilement leur dose nécessaire d'insuline.

Une micro-pompe doit posséder les caractéristiques suivantes :

- Être facile à porter.
- Avoir une cadence de délivrance programmable variant entre ($\mu\text{L}/\text{h}$ et ml/h).
- Être petite et légère.
- Exiger peu de puissance électrique [7].

1.5. Les types des micro pompes :

Il existe deux types principales des micro pompes : des micro pompes mécaniques et non mécanique.

1.5.1. Micro pompes mécaniques :

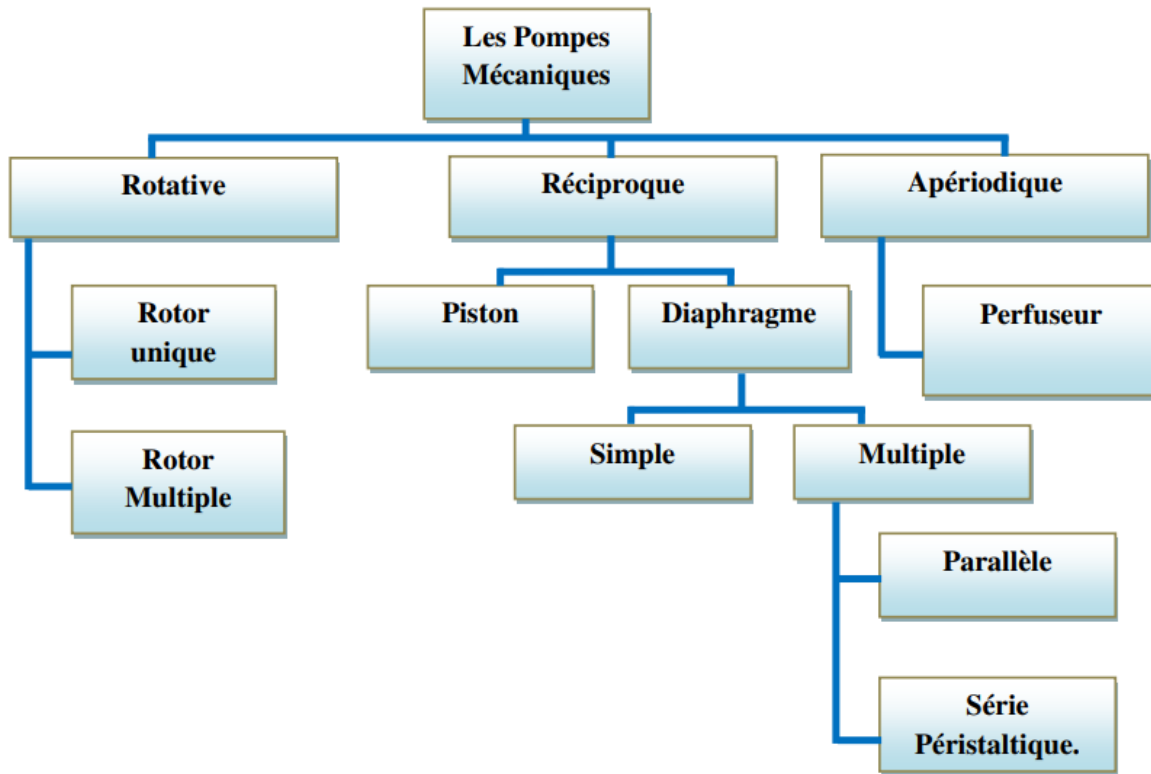


Figure 1-3 : les différentes catégories des pompes mécaniques [2].

Le diagramme (figure 1-3) présente trois types principaux de micro pompes mécaniques : rotatif, réciproque et apériodique. Le premier type inclut les micro pompes à rotor unique et multiple, le deuxième englobe celles à piston ou diaphragme, tandis que le troisième concerne les micro pompes à perfusion, utilisant une pression positive.

Dans les micro pompes mécaniques, les actionneurs peuvent être électriques, magnétiques ou thermiques. L'actionneur est crucial car il détermine la performance et la consommation de la micro pompe. Chaque type d'actionneur nécessite une source d'énergie et a un temps de réponse spécifique. La littérature ne définit pas clairement le meilleur choix d'actionneur, chacun ayant ses avantages et inconvénients.

Les micro pompes à actionneur électrique ont une faible consommation d'énergie mais nécessitent une tension élevée par rapport aux actionneurs magnétiques. Les actionneurs magnétiques offrent une plus grande précision de déviation du diaphragme et une réponse plus rapide. En général, les micro pompes mécaniques utilisent une force périodique provenant d'un actionneur externe pour convertir l'énergie absorbée en énergie mécanique.

Cette énergie, qu'elle soit électrique, magnétique, thermique ou optique, est utilisée pour déplacer le fluide à travers des micro valves en modifiant le volume du récipient de fluide par le mouvement du diaphragme.

En résumé, l'actionneur choisi influence significativement les performances et la consommation d'une micro pompe mécanique, en raison de ses caractéristiques uniques et de sa méthode de conversion d'énergie [2].

1.5.2. Micro pompes non mécaniques :

Le diagramme (figure 1-3) illustre différentes catégories de micro pompes non mécaniques, également connues sous le nom de micro pompes continues. Elles comprennent les micro pompes à centrifuge, électro hydrodynamiques (EHD), magnétohydrodynamiques (MHD), acoustiques et électro osmotiques (EO), qui exploitent les interactions entre les fluides et les champs électromagnétiques.

Contrairement aux micro pompes mécaniques, les micro pompes non mécaniques n'ont pas besoin d'un actionneur pour déplacer les fluides. Cependant, elles sont souvent caractérisées par un temps de réponse plus long et un débit relativement bas, parfois inférieur à 10 $\mu\text{l}/\text{min}$. Cette faible capacité de débit les rend particulièrement adaptées aux applications nécessitant un dosage précis des fluides.

En comparaison avec les pompes mécaniques, les pompes non-mécaniques offrent des débits plus stables et précis, mais elles ne sont pas adaptées à la manipulation de liquides à viscosité élevée. D'autres types de micro pompes, telles que les électrochimiques, électrophorétiques et électrocinétiques, ainsi que les pompes acoustiques utilisant des ondes sonores pour générer des flux, ont également été développées.

Ces micro pompes ne nécessitent pas de membranes pour activer le mouvement des fluides d'un site à un autre. Cependant, elles sont limitées par leur mécanisme spécifique et les propriétés des fluides qu'elles peuvent manipuler, ce qui rend leur utilisation sélective selon les caractéristiques des liquides concernés [2].

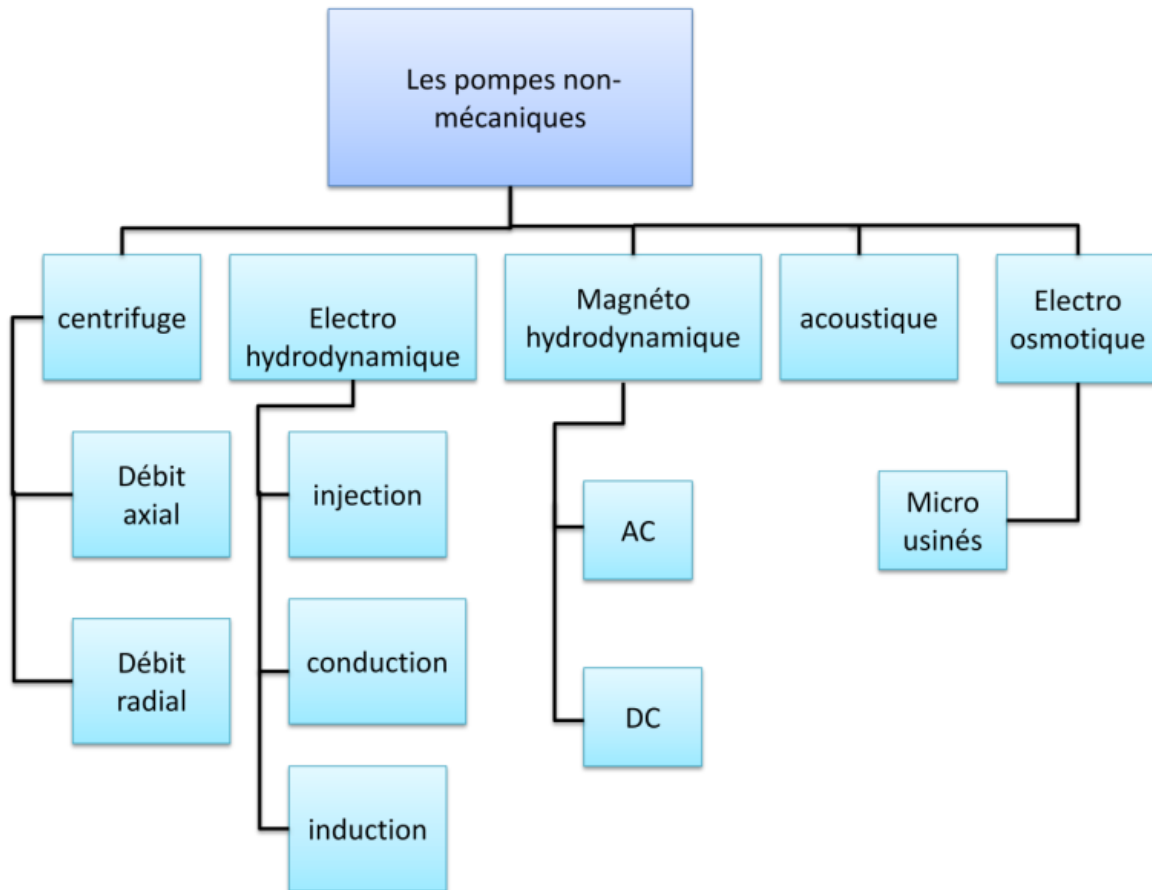


Figure 1-4 : différentes catégories des micro pompes non mécaniques [7].

1.6. Principe de fonctionnement :

La micro pompe utilise un actionneur électrostatique composé de deux électrodes : une fixe sur le corps de la pompe et une mobile constituant la membrane. L'application d'une tension entre ces électrodes provoque la flexion de la membrane, modifiant ainsi le volume de la chambre de pompage [7].

Ce dispositif est conçu pour réguler la glycémie des patients diabétiques. À une fréquence constante, un échantillon est prélevé du patient, analysé et converti en valeur électrique. Cette valeur est comparée à une référence correspondant à une glycémie normale, permettant ainsi de calculer la quantité d'insuline nécessaire pour ajuster la glycémie du patient. Le nombre d'unités d'insuline à injecter est déterminé en fonction de cette différence, et ensuite, le nombre d'impulsions est appliqué sur les électrodes.

Chapitre 1 : L'état de l'art des micro pompes utilisée dans le domaine biomédicale

À chaque impulsion, la membrane se déplace, créant une baisse de pression qui ouvre la première micro valve d'admission, permettant à l'insuline d'entrer dans la chambre. Lorsque l'impulsion cesse, la membrane retrouve sa position initiale, augmentant ainsi la pression dans la chambre, ce qui ferme la première micro valve et ouvre la deuxième (micro valve de refoulement), évacuant l'insuline.

Les micro pompes modernes bénéficient d'une interface électronique avancée qui les rend flexibles et capables de transporter des fluides à travers des canaux de dimensions réduites. Elles sont souvent activées par une commande externe (électrique, électromagnétique ou piézoélectrique), et sont largement utilisées dans divers domaines, notamment en médecine pour l'administration précise de médicaments via des systèmes implantables de taille réduite.

Les critères de conception pour les micro pompes implantables incluent leurs petites dimensions, leur biocompatibilité, leur capacité à générer des débits précis et suffisants, une pression de pompage adéquate, une faible consommation d'énergie, et une fiabilité sur le long terme. Grâce aux avancées des MEMS (systèmes micro-électro-mécaniques), ces pompes sont devenues extrêmement miniaturisées, avec des canaux atteignant des dimensions de quelques dizaines à quelques centaines de micromètres, facilitant ainsi le contrôle et la manipulation de petites quantités de fluides.

les micro pompes offrent de nombreux avantages dans les applications médicales, permettant une administration précise de médicaments et contribuant à améliorer la qualité des soins pour les patients souffrant de maladies chroniques comme le diabète [7].

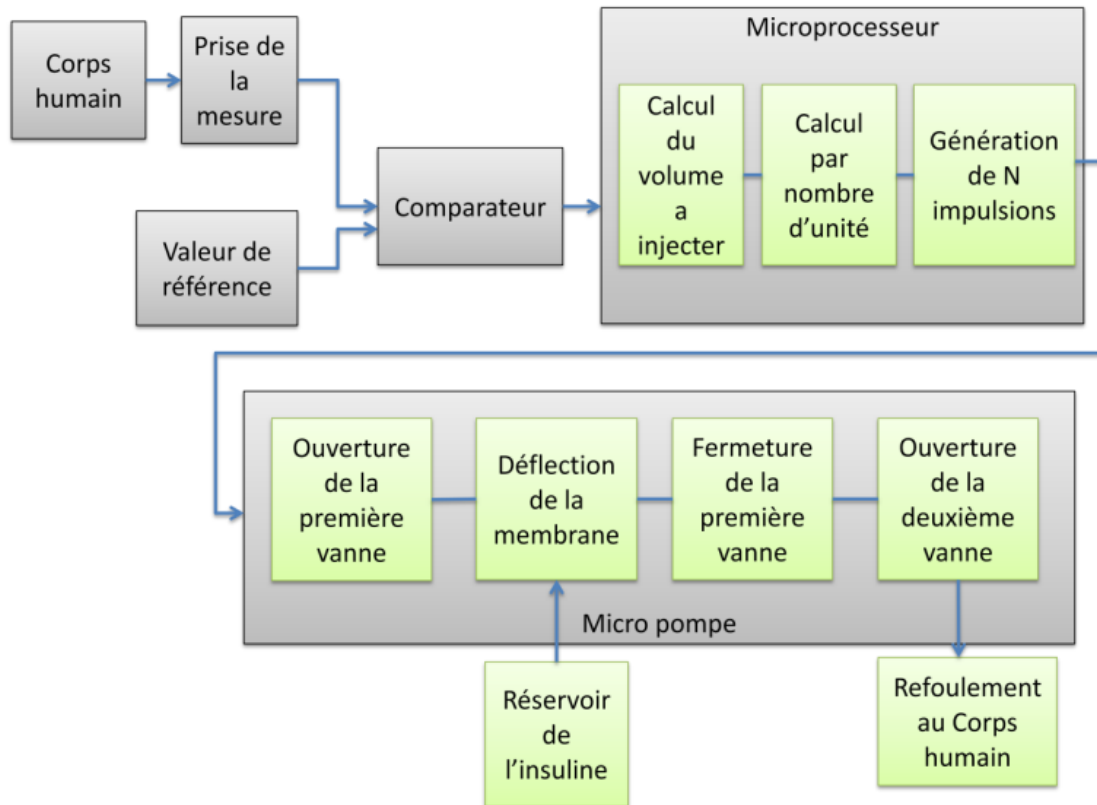


Figure 1-5 : schémas explicatif du principe de fonctionnement d'une micro pompe [7].

1.7. Structure des micro pompes :

Selon la figure 1-6 une micro pompe est structurée en quatre composants principaux :

- Une chambre pour le transit des fluides ;
- Des micro valves unidirectionnelles, telles que la valve d'entrée connectée à un réservoir externe de médicaments ;
- Un circuit de contrôle ;
- Un actionneur.

La conception d'une micro pompe dépend fortement de l'application visée. Pour ce faire, il est essentiel de déterminer :

- Le principe de pompage le plus approprié selon la catégorie de micro pompe utilisée ;
- L'actionneur qui convient le mieux pour atteindre les performances requises ;
- Le type de micro valves à utiliser [7].

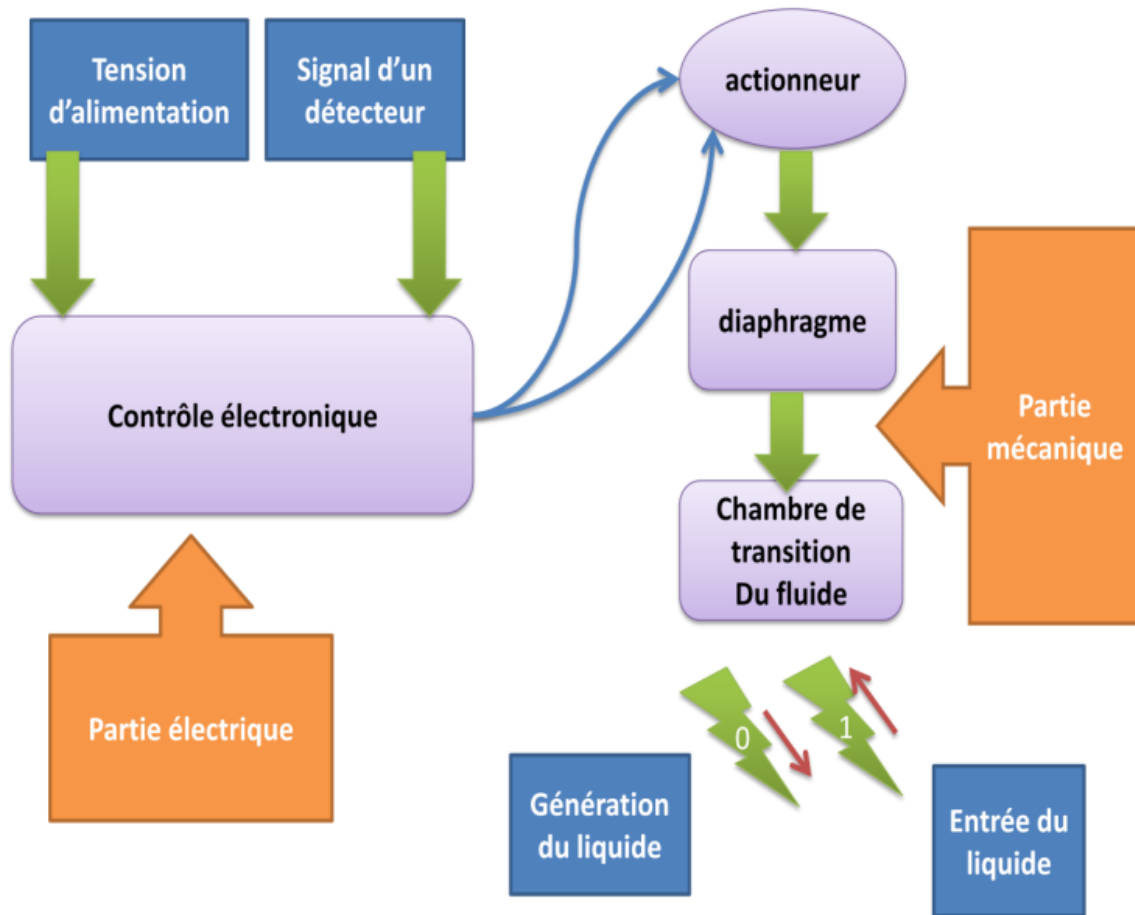


Figure 1-6 : Description simplifiée du fonctionnement d'une micro pompe [7].

1.8. Différentes technologies des micro pompes et les différents types d'actionnement:

L'exploration des systèmes d'actionnement et de mesure a conduit au développement de nombreux microsystèmes, principalement destinés aux applications médicales, de défense et à la maintenance industrielle. Les composants fluidiques tels que les vannes et les pompes sont particulièrement étudiés pour administrer de petites quantités de substances, souvent utilisées dans des contextes biochimiques.

Il existe une variété d'actionneurs adaptés à différents types de micro pompes. Chaque actionneur présente des caractéristiques distinctes en termes de volume d'injection lié au déplacement du diaphragme, de temps de réponse, de consommation d'énergie et de tension d'alimentation. Bien que nombreux et souvent disponibles, le choix d'un actionneur approprié dépend étroitement des exigences spécifiques de l'application. Cela nécessite de trouver un équilibre entre la taille, le débit, la force, le déplacement et la consommation d'énergie [8].

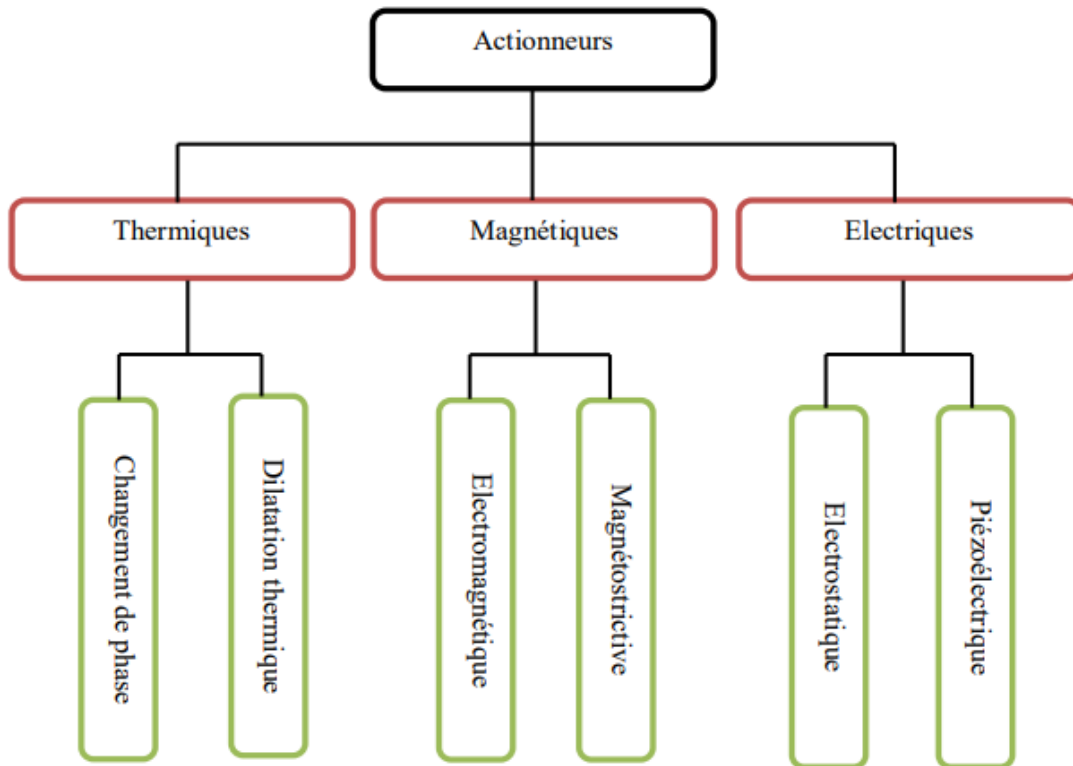


Figure 1-7 : différents types des actionneurs [9].

1.8.1. Micro pompes à actionnement piézoélectriques :

La piézoélectricité désigne la capacité de certains matériaux tels que les cristaux, céramiques, polymères ou composites à convertir une énergie électrique en énergie mécanique [2]. L'effet direct piézoélectrique stipule que la charge électrique est proportionnelle à la contrainte mécanique appliquée, tandis que l'effet inverse, également connu sous le nom d'effet réciproque, implique que l'application d'un champ électrique externe induit une déformation mécanique du matériau [10].

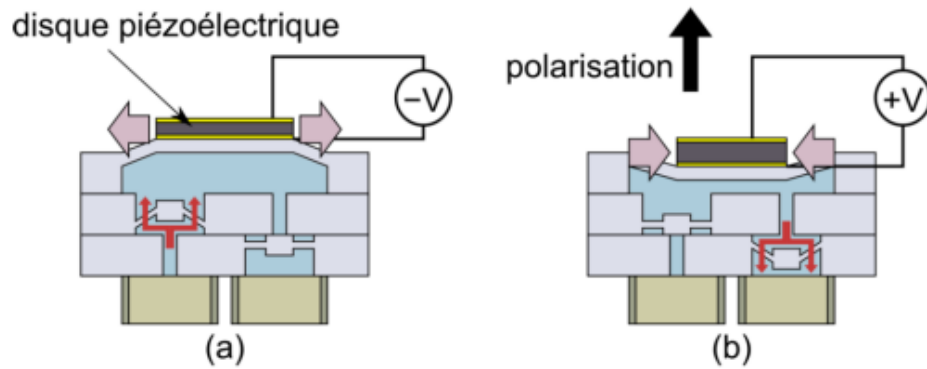


Figure 1-8 : Principe de fonctionnement d'une micro-pompe avec actionneur piézoélectrique en contraintes latérales. (a). Aspiration, (b). Refoulement [2].

Les micro-pompes piézoélectriques sont généralement constituées d'un disque piézoélectrique fixé à une membrane élastique. Lorsque ce disque est soumis à une tension électrique (+V, -V), il se déforme, provoquant ainsi l'expansion ou la contraction de la chambre de pression [9]. Il existe deux configurations d'actionneurs piézoélectriques : la configuration en contraintes latérales (Figure 1-8) et la configuration en contraintes axiales (Figure 1-9).

Dans la configuration en contraintes latérales, le disque piézoélectrique est collé sur la surface externe de la membrane. Lorsque le disque se dilate latéralement sous tension, il contraint la membrane à se courber, modifiant ainsi le volume de la chambre et créant une différence de pression. En revanche, dans la configuration axiale, le disque piézoélectrique est placé entre un support rigide et la face supérieure de la membrane. Dans cette configuration, les deux faces du disque sont soumises à des contraintes. L'application d'une tension (+V, -V) sur le disque induit également une déformation de la membrane, affectant le volume de la chambre de manière similaire à la configuration en contraintes latérales.

En résumé, les micro-pompes piézoélectriques exploitent les propriétés piézoélectriques des matériaux pour ajuster le volume des chambres de pression, ce qui les rend adaptées à diverses applications nécessitant une précision et une réponse rapide.

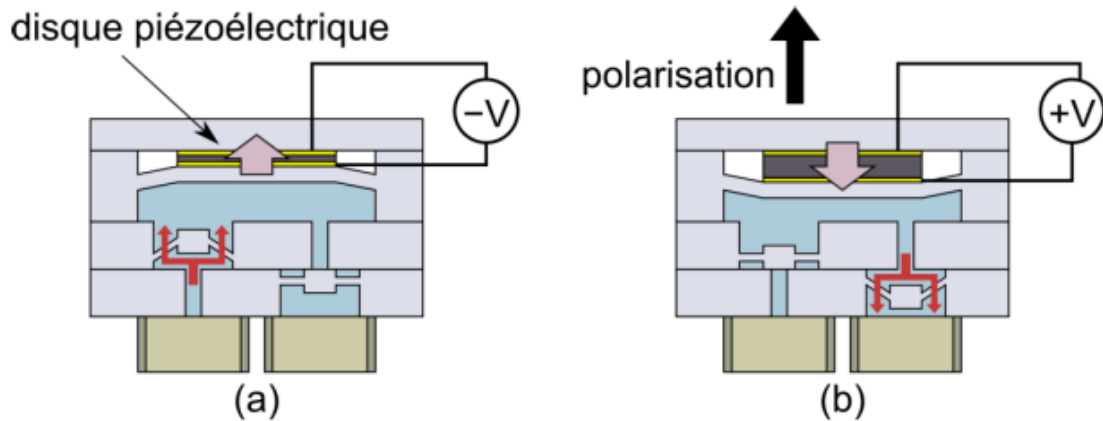


Figure 1-9 : Principe de fonctionnement d'une micro-pompe avec actionneur piézoélectrique en contraintes axiales. (a). Aspiration, (b). Refoulement [2].

Ce type de micro pompe est le plus étudié en raison de leurs avantages :

- Haute fréquence de fonctionnement.
- Atteinte des débits plus élevés par rapport aux autres types de micro-pompes à membrane.

Tandis que leur inconvénient majeur réside dans leur très faible course.

1.8.2. Micro pompes à actionnement électrostatique :

Les forces électrostatiques sont souvent utilisées comme moteurs dans de nombreux actionneurs. Une évaluation précise de ces forces est cruciale pour concevoir efficacement ces dispositifs. La force électrostatique F_e est définie comme la force d'attraction ou de répulsion électrique générée par un champ électrique [11]. Cette force est calculée par l'expression :

$$F_e = \frac{1}{2} \epsilon_0 A E^2$$

où ϵ_0 représente la permittivité du vide, E est le champ électrique appliqué, et A est la surface des électrodes parallèles.

Chapitre 1 : L'état de l'art des micro pompes utilisées dans le domaine biomédicale

Les actionneurs électrostatiques les plus simples consistent en deux électrodes parallèles [9]. Une première électrode métallique est déposée sur une membrane tandis qu'une seconde électrode est fixée sur un support rigide, créant ainsi un dispositif capacitif plan où l'une des électrodes est mobile. L'application d'une tension induit des forces électrostatiques entre ces deux électrodes, attirant la membrane et modifiant ainsi le volume de la chambre. Ce processus correspond à l'aspiration, tandis que l'absence de tension correspond au refoulement. Pour éviter les courts-circuits, une couche isolante est appliquée sur la surface des électrodes. Il est important de noter que cet actionnement n'est pas réversible car les forces électrostatiques sont uniquement attractives [2].

En conséquence, la membrane se courbe, ce qui entraîne une variation du volume de la chambre. Ce mécanisme est responsable de l'aspiration, tandis que le refoulement intervient lorsque la tension est supprimée. Les micro-pompes électrostatiques présentent plusieurs avantages, notamment une haute fréquence de fonctionnement (>100 Hz) et une force qui décroît avec l'augmentation de la distance entre les électrodes.

Cependant, elles rencontrent également des inconvénients tels que des défis liés à la fabrication (micro fabrication) et une faible déformation de la membrane, ce qui se traduit par un faible débit (< 40 nL) [2].

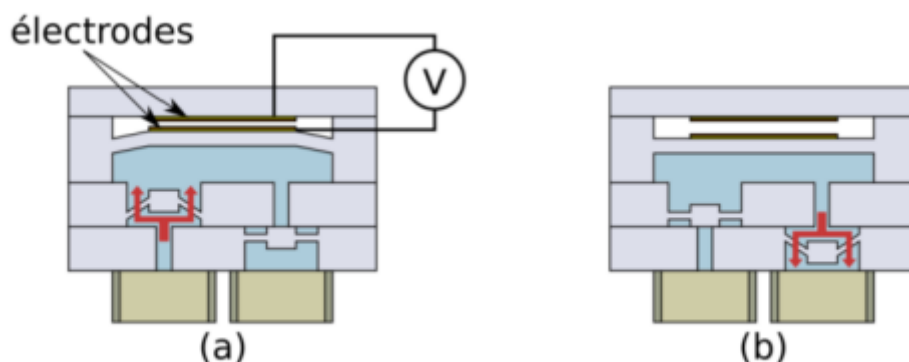


Figure 1-10 : Principe de fonctionnement d'une micro-pompe à actionneur électrostatique.

(a). Aspiration, (b). Refoulement [2].

1.8.3. Micro pompes à actionnement magnétostrictive

Un autre type d'actionneurs utilise le principe de la magnétostriction, similaire à l'effet piézoélectrique, où un champ magnétique externe induit une déformation dans des matériaux spécifiques, généralement des ferromagnétiques. Contrairement aux actionneurs électromagnétiques qui nécessitent un courant, ces actionneurs magnétostrictifs fonctionnent sans courant direct en réponse au champ magnétique appliqué. Ces matériaux sont couramment employés dans les capteurs de champ magnétique, les mémoires magnétiques et diverses applications de déplacement magnétique. Cependant, ils présentent l'inconvénient de générer des déformations relativement modestes [2].

Dans le contexte des micro-pompes à actionnement magnétostrictif, un film mince magnétostrictif est fixé à la surface supérieure d'une membrane élastique. Un champ magnétique est généré à l'aide d'une micro-bobine intégrée, comme illustré dans la figure 1-11.

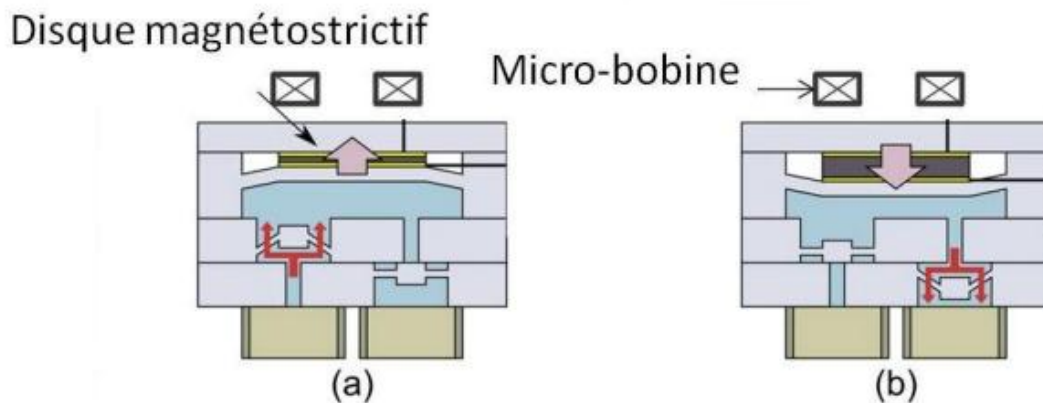


Figure 1-11: Principe de fonctionnement d'une micro-pompe à actionneur magnétostrictif.

(a). Aspiration, (b). Refoulement[9].

1.8.4. Micro-pompes à actionnement électromagnétique

L'actionnement électromagnétique repose principalement sur l'injection de courant électrique dans une bobine pour créer un champ magnétique. La direction et le sens de ce champ sont déterminés par le sens de circulation du courant. Lorsqu'un aimant ou une autre

Chapitre 1 : L'état de l'art des micro pompes utilisées dans le domaine biomédicale

bobine excitée est placée dans ce champ, des forces d'attraction ou de répulsion, appelées forces de Lorentz, sont générées. Ces forces attirent ou repoussent l'aimant par rapport à la bobine. En exploitant ces forces, il est possible de concevoir des actionneurs pour micro-pompes capables de déformer une membrane flexible et aimantée [11].

La figure 1-12 illustre le principe de fonctionnement d'une micro-pompe équipée d'un actionneur électromagnétique.

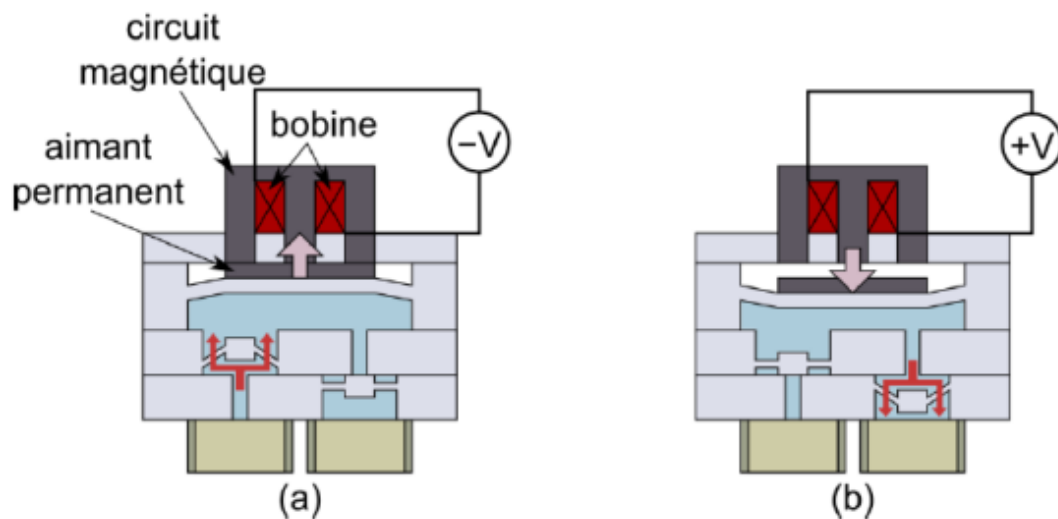


Figure 1-12 :Principe de fonctionnement d'une micro-pompe à actionneur électromagnétique. (a). Aspiration, (b). Refoulement[9].

Voici quelques avantages des actionneurs électromagnétiques :

- Ils fournissent des débits plus élevés comparés aux actionneurs piézoélectriques et électrostatiques.
- L'actionnement est sans contact.
- À l'échelle macroscopique, l'actionnement électromagnétique produit une force significative, ce qui explique son utilisation fréquente dans les moteurs électriques.

Cependant, ils présentent certains inconvénients :

- L'intégration de la bobine est difficile en raison de son volume.

- Le courant requis peut entraîner des problèmes de surchauffe, le courant maximal étant également un facteur critique. Dans le cas d'un fil et d'un aimant permanent, le champ magnétique (B) reste une variable insensible dépendant des propriétés des matériaux [2].

1.8.5. Micro pompe à vis magnétique :

La pompe à vis miniaturisée à entraînement magnétique est illustrée dans la figure 1-13. La pompe se compose d'une seule vis qui tourne à l'intérieur d'un barillet ajusté. La vis est actionnée par l'effet d'un couplage magnétique entre des aimants permanents fixés à la vis et des aimants fixés à un rotor extérieur. La rotation de la vis déplace le fluide vers l'avant dans le canal entre le noyau de la vis et le barillet et augmente sa pression hydrostatique. Le fluide entre par le port d'alimentation et sort par le port de décharge en raison de la rotation continue de la vis [11].

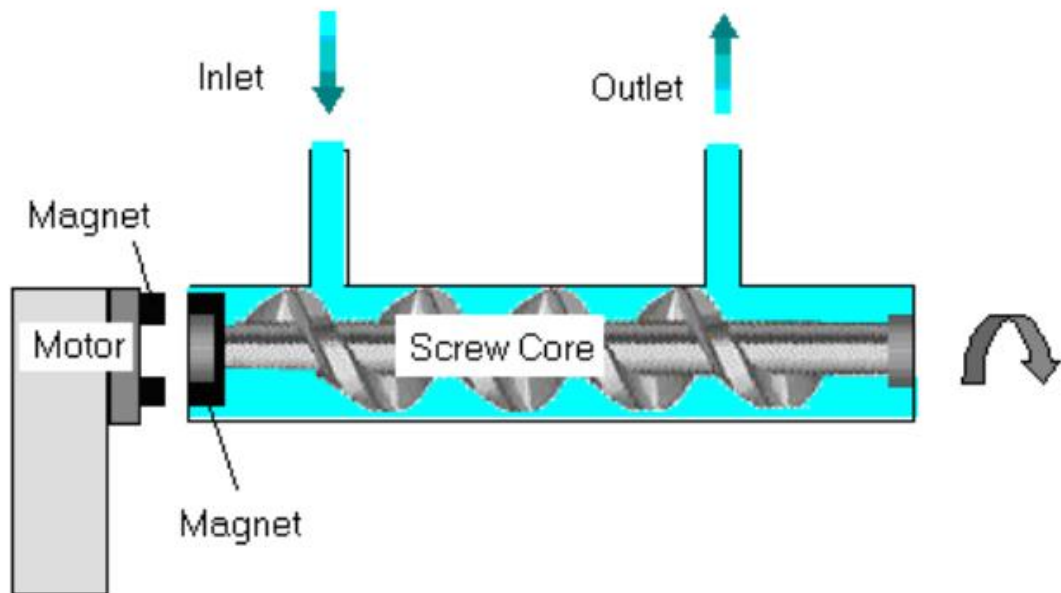


Figure 1-13 : Micro pompe à vis magnétique [11].

1.8.6. Micro pompes rotatives :

Leur principe de fonctionnement s'inspire des pompes macroscopiques, où le liquide à pomper est entraîné par une ou plusieurs parties de la pompe en rotation. La réalisation de telles pompes repose sur les possibilités offertes par le micro-assemblage et les technologies de micro fabrication [9]. Quelques pompes à cylindre rotatif ont été développées.

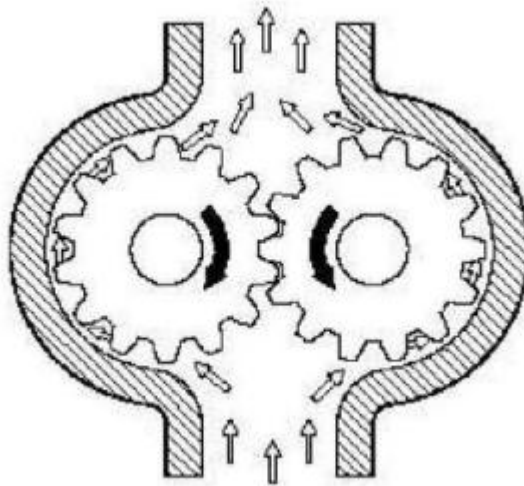


Figure 1-14 : Micro pompe rotatif à double engrenage [9].

La Figure 1-14 montre un exemple de micro-pompe à conduite rotative. Dans cette pompe, le fluide est capturé entre les aubes à l'entrée, puis poussé vers l'extérieur sous l'effet des forces centrifuges à la sortie. Dans ce type de micro-pompe, l'entrée, la sortie et le boîtier des palettes doivent être conçus en fonction du sens de rotation pour guider correctement le flux de fluide [9].

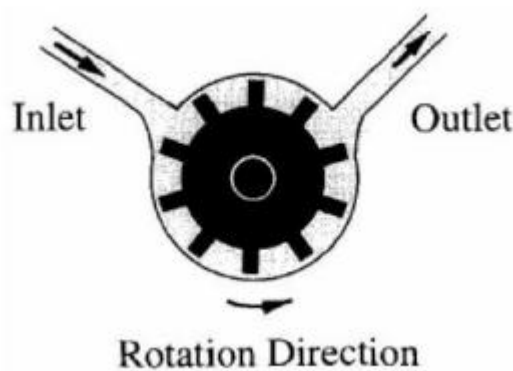


Figure 1-15 : micro pompe rotative à un seul disque [9].

Un autre mécanisme d'entraînement rotatif, illustré dans la Figure 1-15, utilise un disque unique en rotation. Ce type de mécanisme est particulièrement adapté aux fluides visqueux. Pour obtenir un débit raisonnable, le disque doit tourner à une vitesse élevée. La simplicité de ce mécanisme facilite la fabrication des engrenages rotatifs et des palettes. Une micro-

pompe à engrenages peut générer des pressions de vide relativement élevées, ce qui lui confère la capacité de s'auto-amorcer. De plus, ces micro-pompes fournissent un débit fluide de sortie continu et régulier [9].

1.9. Aimants permanents

1.9.1. Définition d'un aimant permanent

Un aimant permanent est un matériau capable de produire un flux magnétique une fois qu'il a été magnétisé par un champ magnétique appliqué. Sa capacité magnétique est définie par deux paramètres essentiels : la rémanence et la coercivité. Les aimants permanents sont généralement fabriqués à partir de matériaux ferromagnétiques durs, qui conservent leurs propriétés magnétiques après avoir été magnétisés [12].

Un aimant comprend un pôle nord et un pôle sud. Deux pôles de types contraire (N-S) s'attirent alors que deux pôles de même type (N-N ou S-S) se repoussent [13].

Un aimant il peut maintenir sa magnétisation pendant une très longue durée, il est difficile de le désaimanter si il est aimanté.

1.9.2. Caractéristiques d'un aimant permanent

Les aimants permanents sont principalement caractérisés par leurs cycle d'hystérésis (figure 1-16) et plus particulièrement par la courbe de désaimantation du deuxième quadrant du plan (B-H) comme le montre la figure 1-17, cette courbe est caractérisée par :

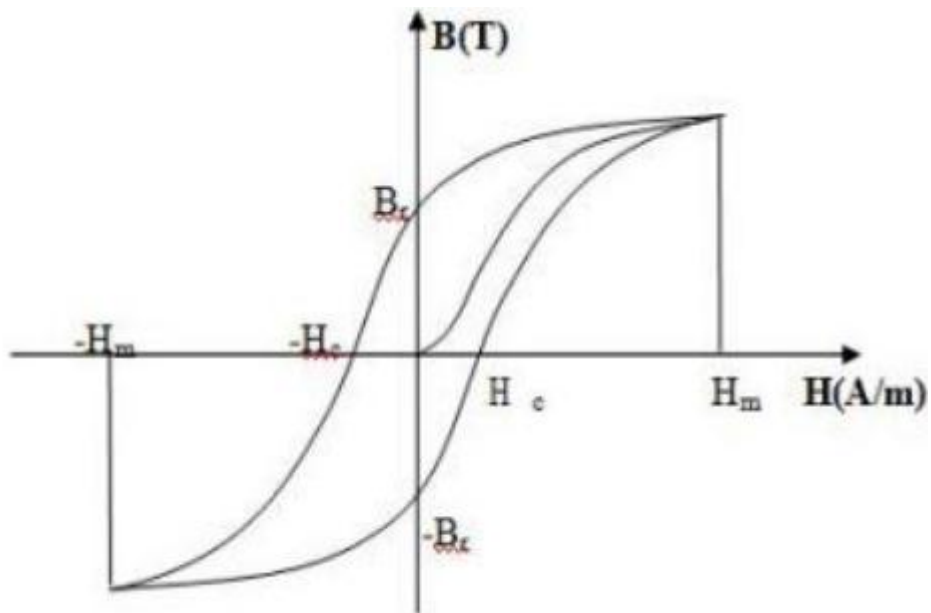


Figure 1-16 : cycle d'hystérésis d'un aimant permanent [14]

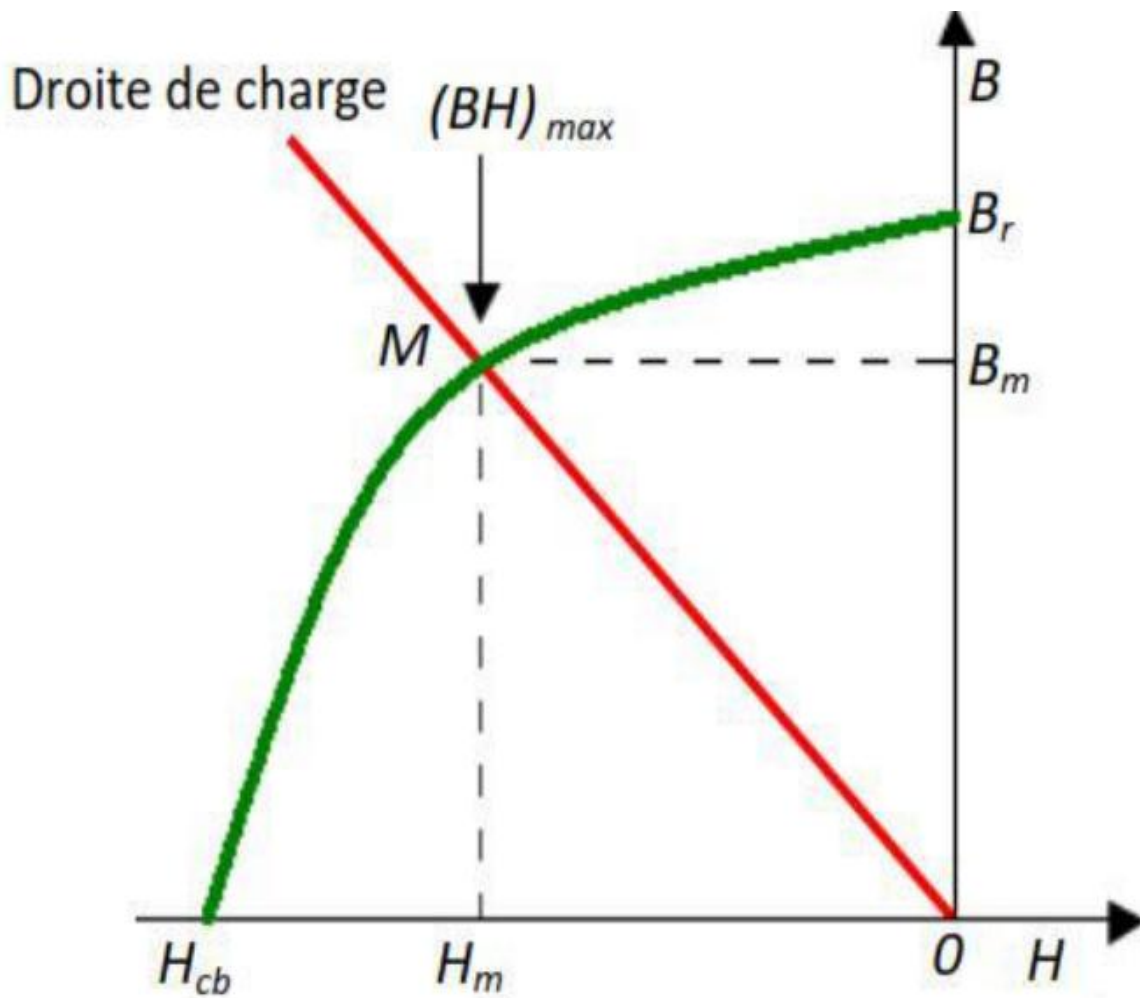


Figure 1-17 : courbe de désaimantation [14].

Chapitre 1 : L'état de l'art des micro pompes utilisée dans le domaine biomédicale

- L'induction rémanente (B_r), c'est -à-dire l'induction résiduelle au circuit fermé, ce qui signifie une induction de la puissance potentielle de l'aimant.
- Le champ coercitif (H_c ou H_{cb}), caractérise le champ démagnétisant annulant l'induction, plus sa valeur est élevée plus l'aimant est stable.
- Produit d'énergie volumique (BH) max, ce produit est couramment appelé énergie spécifique de l'aimant ; cette énergie caractérise la qualité du matériau [14].

1.9.3. Différents types d'aimants permanents :

- **ALNICO** : Aimants permanents réalisés à partir d'un alliage Aluminium-Nickel-Cobalt. Caractérisés par une induction rémanente élevée et un champ coercitif faible ils sont donc de caractéristiques énergétiques médiocres. En effet, de par leur composition métallique ils sont le siège de pertes fer, et le procédé de fabrication induit une direction privilégiée de l'aimantation, qui est celle de la plus grande longueur. Actuellement, en raison de leur basse qualité, ils ne sont presque plus utilisés [15].



Figure 1-18 : Aimants ALNICO

- **Les ferrites** : Aimants permanents, formés de matériaux de la famille des céramiques et donc électriquement non-conducteurs et quasiment ferromagnétiques. Ils sont caractérisés par une faible induction rémanente mais ont un champ coercitif élevé .

Les ferrites sont des composants d'oxyde de Fer, de Baryum et de Strontium. Ils sont obtenus par frittage. Ils sont beaucoup plus robustes et relativement peu coûteux. Les ferrites

trouvent l'essentiel de leurs applications dans les moteurs de faible puissance, utilisés dans l'industrie automobile [15].

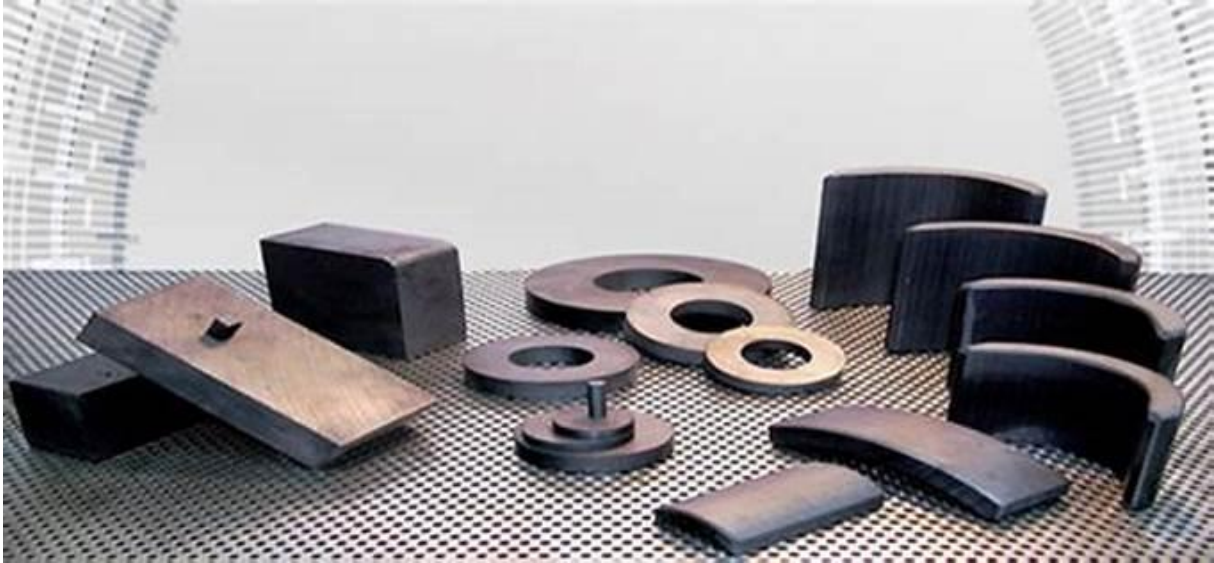


Figure 1-19 : Les aimants ferrites

- **Les alliages métaux – terres rares** : Ils sont actuellement, les plus performants des aimants permanents utilisés dans la construction des machines synchrones. La version la plus courante est l'alliage samarium cobalt, caractérisé par une induction rémanente et un champ coercitif élevés. A taille égale, la densité d'énergie emmagasinée dans l'aimant est trois fois plus grande que celle des Alnico et six fois plus que celle des ferrites, réduisant ainsi de façon considérable le volume du rotor, ce qui permet donc d'augmenter le couple massique de la machine et de réduire son inertie. Leur prix est cependant élevé. Le choix de l'aimant est effectué en fonction de caractéristiques recherchées et du prix de l'aimant qui est très variable [15].
- **Les Samarium Cobalt (SmCo)** : Ils sont beaucoup plus performants et autorisent une température de fonctionnement élevée (jusqu'à 300 C°) mais ils sont très coûteux en raison de la présence du Cobalt dans leur composition. Les SmCo sont utilisés dans des applications particulières (télécommunication, aéronautique), dont les propriétés de haute températures et la résistance à l'oxydation sont supérieures [15].

Chapitre 1 : L'état de l'art des micro pompes utilisée dans le domaine biomédicale

permanents, leurs fonctionnement ainsi que les différents types de ces aimants et leurs différentes caractéristiques.

Chapitre 2 :Modélisation des micro pompes

2.1. Introduction

La modélisation est devenue essentielle pour les études et conceptions en électromagnétisme comme dans bien autres domaines. Elle permet en générale de remplacer une expérimentation sur maquette réelle, forcément soumise à de nombreuses contraintes, par des calculs au des paramètres peuvent être modifier à volonté. Si dans quelque cas assez exceptionnelle, elle peut se faire analytiquement, elle nécessite la plupart du temps l'emploi des techniques numérique. Dans les années 70, celle-ci étaient limitées aux systèmes bidimensionnels; elles se sont étendues dans les années 80, aux systèmes tridimensionnels devenus accessibles grâce à l'évolution des ordinateurs [16].

Modéliser un système consiste à mettre en place une structure mathématique qui permet d'obtenir une solution approchée au problème posé. Ce cadre est défini par les éléments finis dans la plupart des domaines physique [17].

L'utilisation des moyens de modélisation et de simulation accélère et améliore la qualité du processus de conception de chaque produit technique. La modélisation rend possible la détermination de l'influence des variations internes ou de l'ambiance externe (température, humidité,) sur un composant ou le système entier [18].

2.2. Modélisation des microsystème

La modélisation de base des microsystèmes se fait avec des outils de type analyse en éléments finis issue de la mécanique. Cela permet de modéliser les microsystèmes au niveau du dispositif. La modélisation peut aussi se faire avec les outils de CAO de la microélectronique en utilisant les langages de description du matériel (VHDL-AMS) pour s'adapter au caractère multidisciplinaire des microsystèmes [19].

Les techniques de modélisation sont diverses, elles ont une grande importance dans la conception et le développement des micro pompes; elles participent à la compréhension de quelques problèmes et des comportements des structures, comme elles participent à la réduction des coûts [20].

2.2.1. Modélisation nodale

La modélisation nodale des microsystèmes est un niveau intermédiaire entre la modélisation au niveau système par langages de description comportementale et modélisation au niveau

dispositif par analyse en éléments finis. Le principe est d'utiliser des modèles HDL d'éléments fondamentaux comme ceux utilisés dans l'analyse par les éléments finis et ainsi de pouvoir construire le modèle d'un système complexe en utilisant des éléments d'une bibliothèque comme des éléments de transduction ou d'actionnement. Cette méthode a été implémentée dans le simulateur SABER et également sous forme d'une bibliothèque de modèle dans MATLAB [21],[22].

2.2.2. Modélisations par réduction des modèles

La réduction de modèle compact est l'opération qui consiste à créer un modèle analytique simple (un modèle HDL) à partir d'une description complexe (en éléments finis). Cela permet de créer un pont entre le niveau de modélisation dispositif et le niveau circuit. Ce point est le principal problème de la modélisation des microsystèmes. Pour cela, il existe des techniques de réduction de modèles ou autrement dit de convertisseur FEM vers HDL [22][23][24].

Certains simulateurs, comme ANSYS, incorporent des algorithmes pour la réduction d'ordre du modèle, et offrent l'opportunité d'exporter les équations d'un modèle réduit. En effet, le modèle d'ordre réduit (ROM : Reduced Order modeling) peut être utilisé pour la modélisation aux niveaux comportementaux ou systèmes. Cependant, il n'existe pas de modèles réduits pour tous les couplages possibles [25].

2.2.3. Modélisation par éléments finis

La modélisation des dispositifs électromagnétiques basée sur le calcul de la répartition du champ est la méthode dite « locale » de représentation des phénomènes. Elle peut être mise en œuvre avec un calcul analytique ou alors en utilisant les méthodes numériques développées de nos jours. La méthode des éléments finis (FEM) est la méthode la plus adéquate et la plus répandue pour le calcul de champs magnétiques statiques ; elle permet de décrire fidèlement des géométries complexes et de tenir compte des non linéarités des propriétés physiques telle que la loi $B(H)$ dans les matériaux magnétiques. La modélisation des machines électriques a connu un développement remarquable ces dernières années grâce à l'utilisation de la méthode des éléments finis. En effet, beaucoup de laboratoires et chercheurs se sont penchés sur différents aspects pour aboutir actuellement à des outils de calculs permettant de tenir compte de plusieurs phénomènes physiques jusque-là négligés ou approchés par des modèles externes [13].

La méthode d'éléments finis est capable d'examiner l'effet de saturation et les effets d'harmoniques de l'espace et donne beaucoup d'informations précises sur le comportement des machines électriques mais elle requiert un temps de calcul important. Aujourd'hui, on peut effectuer les analyses en régimes transitoires pas à pas dans le temps de la machine électrique grâce à la disponibilité des ordinateurs puissants. Cette méthode a permis un apport significatif en termes d'identification des paramètres des modèles circuit alliant ainsi la rapidité des modèles circuits et la précision des modèles champ. L'utilisation de cette méthode pour la modélisation des défauts dans les machines électriques est une étape importante qu'ont franchie un certain nombre de chercheurs. Lorsqu'un défaut se produit dans la machine électrique, la répartition des courants dans les encoches et la distribution du champs ont plus ou moins modifiées en fonction de la gravité du défaut. La méthode des éléments finis peut être utilisée pour le calcul de champs et l'identification précise des paramètres de la machine en présence de défaut. L'avantage qu'apporte une méthode basée sur le calcul de champ réside dans le fait qu'elle décrit les phénomènes localement, en particulier un défaut, elle en donne ensuite une représentation globale vu du circuit électrique équivalent. Cependant, l'utilisation de tels outils nécessite un temps de calcul long et une modélisation pour chaque configuration de défaut. Bien que cette approche de modélisation décrive précisément le comportement des variables internes et externes de la machine, elle ne peut pas être adéquate pour le diagnostic des machines électriques [13].

2.3. Equations de base de l'électromagnétisme

La modélisations des système électromagnétique est basée sur les équations de Maxwell, les relations constitutives de milieu et les relations de passages.

2.3.1. Equations de Maxwell

La modélisation interne des machines électriques s'effectue à partir des quatre équations de Maxwell. Elles définissent les propriétés locales des grandeurs vectorielles électriques et magnétiques.

Première équation de Maxwell (Maxwell Gauss)

$$\operatorname{div}\vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon} \quad (2.1)$$

\vec{E} : Vecteur induction électrique

ρ : Densité de charges volumiques [C/m^3]

Cette relation correspond à un « terme de source » : la densité de charge électrique est une source de champ électrique. Pour le vecteur d'induction électrique, il représente la façon dont le champ électrique influe sur l'organisation de ces charges dans un matériau spécifique.

Sous forme intégrale on reconnaît le théorème de Gauss :

$$\oint_S \vec{E} \cdot \vec{dS} = \frac{Q_{int}}{\epsilon} \quad (2.2)$$

Cette équation, est la même qu'en électrostatique. Elle exprime la manière dont les charges électriques sont à l'origine du champ électrique.

Deuxième équation de Maxwell (Maxwell Faraday)

$$\text{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.3)$$

\vec{E} : Vecteur champ électrique [V/cm]

\vec{B} : Vecteur induction magnétique [T]

Cette équation traduit le phénomène fondamental d'induction électromagnétique où toute variation de champ magnétique dans le temps génère un champ électrique.

Sa forme intégrale est la loi de Faraday

$$\xi = \frac{d\Phi}{dt}$$

ξ et Φ sont respectivement la force électromotrice d'induction dans un circuit électrique et le flux magnétique à travers ce circuit [26].

La deuxième équation de Maxwell est basée sur la loi de Faraday qui énonce qu'une force électromotrice est induite un circuit fermé lorsqu'il y a une variation dans le temps du flux magnétique à travers le circuit

$$\oint_C \vec{E} \cdot \vec{dl} = - \int_S \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \cdot \vec{ds} \quad (2.4)$$

Troisième équation de Maxwell

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0 \quad (2.5)$$

Le flux du champ magnétique à travers une surface fermée est toujours nul (caractère conservatif).

La troisième équation de Maxwell est déduire d'après la conservation du flux magnétique

$$\oint_S \vec{B} \cdot d\vec{s} = 0 \quad (2.6)$$

Quatrième équation de Maxwell (Ampère-Maxwell)

$$\operatorname{rot} \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (2.7)$$

\vec{H} : Vecteur champ magnétique [At/m]

\vec{j} : Vecteur densité de courant [A/m²]

Le champ magnétique rend compte du déplacement des charges électriques. Autrement, la circulation des courants électriques est à l'origine de la production de l'excitation magnétique.

La quatrième équation de Maxwell est basée sur la loi d'ampère qui considère que la circulation d'un champ magnétique le long d'un contour est proportionnelle à la somme des courants traversant la surface délimitée par le contour.

$$\oint_C \vec{H} \cdot d\vec{l} = I_S + \varepsilon \iint (\frac{\partial \vec{E}}{\partial t}) \cdot d\vec{s} \quad (2.8)$$

2.4. Relation de milieu

La permittivité, la perméabilité et la conductivité électrique ε (F/m), μ (H/m) et σ ($\Omega^{-1}\text{m}^{-1}$) du milieu détermine la dépendance de l'induction électrique et magnétique et la densité de courant à l'égard du champ magnétique.

Dans certain cas ϵ , μ et σ peuvent être considérés comme de simples constantes, on dit alors qu'on est en présence de milieux isotropes, ce qui signifie que ϵ , μ et σ ont les mêmes valeurs dans les différentes directions.

Si tel n'est pas le cas c'est-à-dire que ϵ , μ et σ n'ont pas les mêmes valeurs dans les différentes directions, elles sont alors traitées comme des tenseurs et ces milieux sont définis comme anisotrope.

Les équations de Maxwell ci-dessus doivent donc être complétées par les relations constitutives qui décrivent les propriétés macroscopiques des milieux considérés [27] :

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} = \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E} \quad (2.9)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} = \mu_0 \mu_r \vec{H} \quad (2.10)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (2.11)$$

Avec

μ : perméabilité magnétique absolue [H/m]

μ_0 : perméabilité magnétique du vide $4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$

μ_r : perméabilité magnétique relative de milieu considéré

ϵ : permittivité diélectrique [F/m]

ϵ_0 = permittivité électrique du vide

ϵ_r permittivité électrique relative

σ : représente la conductivité électrique du milieu considéré

2.5. Loi d'Ohm

La densité du courant \vec{J}_c s'exprime sous plusieurs formes liées à la nature du milieu étudié.

La loi d'Ohm généralisée

$$\vec{J}_c = \sigma + J_s [\vec{E} + (\vec{V} \wedge \vec{B})] \quad (2.12)$$

Pour un milieu conducteur avec source :

$$\vec{J}_c = \sigma + \vec{J}_s \vec{E} \quad (2.13)$$

Pour un milieu conducteur avec mouvement :

$$\vec{J}_c = \sigma(\vec{E} + \vec{V} \wedge \vec{B}) \quad (2.14)$$

σ : Conductivité électrique du milieu [$S.m^{-1}$]

\vec{V} : Vitesse linéaire [m/s]

\vec{J}_c : Densité de courant source [A/m²]

2.6. Hypothèses simplificatrices

Malgré une représentation globale, le système d'équations (équations de Maxwell) ne peut être résolu directement. De plus, dans certains dispositifs électromagnétiques, des phénomènes peuvent être négligés.

Absence des courant de déplacement

En électrotechnique les fréquences usuelles sont inférieures aux radiofréquences ($f < 10^{12} Hz$). D'où la négligence dans un milieu conducteur des courants de déplacement devant les courants de conduction.

$$\vec{J}_d = \vec{J}_{w\epsilon} \vec{E}$$

$$J_c = \sigma \vec{E}$$

$$\rightarrow \frac{|J_d|}{|J_c|} = \frac{\epsilon W}{\sigma} = 1$$

$$\rightarrow |J_d| = |J_c|$$

$$\overrightarrow{rot} \vec{H} = \vec{J}_c \quad (2.15)$$

Absence de charges volumiques

A partir de la relation de conservation de charge et la loi d'Ohm, on peut établir la relation d'évolution temporelle de la charge d'espace

$$\frac{\partial P}{\partial t} + div \vec{J}_c = 0$$

$$J_c = \sigma \vec{E}$$

$$\rightarrow \frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\sigma}{\varepsilon} \rho = 0 \quad (2.16)$$

$$\text{div} \vec{D} = \rho$$

Le temps de relaxation est de l'ordre 10^{-18} secondes. Ce qui veut dire que la dissipation des charges d'espace est trop rapide pour qu'elles créent un courant semblable à celui qu'on considère à des fréquences inférieures à 1MHz.

D'où la réécriture des équations de Maxwell simplifiées :

$$\text{div} \vec{D} = 0 \quad (2.17)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{E} = \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.18)$$

$$\text{div} \vec{B} = 0 \quad (2.19)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}} \vec{H} = \vec{J}_c \quad (2.20)$$

2.7. Relation de passage

A l'interface entre deux milieux différents (1et2), les grandeurs vecteurs doivent vérifier des conditions dites de passage. Elles s'énoncent comme suit :

Conservation de la composante normale de l'induction magnétique

$$(\vec{B}_{1n} - \vec{B}_{2n}) \cdot \vec{n} = 0 \quad (2.21)$$

Discontinuité de la composante tangentielle du champ magnétique si les courants surfaciques existent

$$(\vec{H}_{1t} - \vec{H}_{2t}) \wedge \vec{n} = K_S \quad (2.22)$$

Conservation de la composante tangentielle du champ électrique

$$(\vec{E}_{1t} - \vec{E}_{2t}) \wedge \vec{n} = 0 \quad (2.23)$$

Discontinuité de la composante normale de l'induction électrique si les charges électriques existent sur l'interface.

$$(\vec{D}_{1n} - \vec{D}_{2n}) \cdot \vec{n} = \rho_s \quad (2.24)$$

\vec{n} : La normale à la surface entre les deux milieux

K_s : La densité de courant surfacique

ρ_s : La densité de charges surfaciques

2.8. Formulation en potentiel vecteur magnétique du modèle électromagnétique

Toutes les grandeurs ont une écriture en forme d'équation aux dérivées partielles dite aussi équation de diffusion de la grandeur.

La discontinuité de certaines grandeurs aux interfaces et particulièrement aux coins présente un inconvénient majeur. De plus, les vecteurs ont généralement trois composantes, augmentant par-là le nombre d'inconnues ce qui rend le temps de résolution plus grand.

Pour pallier à ces problèmes, on fait appel à une entité mathématique connue sous le nom (potentiel) qui n'a aucun sens physique, mais une signification réelle quant à la nature de sa variation.

En ce qui concerne notre travail, la formulation à utiliser sera en potentiel vecteur magnétique \vec{A} [13].

$$\text{div} \vec{B} = 0 \Rightarrow \vec{B} = \text{rot} \vec{A} \quad (2.25)$$

Imposer la condition de Jauge ($\text{div} \vec{A} = 0$) va garantir l'unicité de la solution pour ce système.

2.8.1. Modèle magnétostatique

Pour les phénomènes statiques, les variations des grandeurs par rapport au temps sont nulles

$$\left(\frac{\partial}{\partial t} = 0\right)$$

d'après l'équation (2.10) on aura:

$$\vec{H} = \frac{\vec{B} - \mu_0 \vec{M}}{\mu} \quad (2.26)$$

de (2.20),(2.25), (2.24) on obtient :

$$\overrightarrow{rot} \left(\frac{1}{\mu} \overrightarrow{rot} \vec{A} \right) = \vec{J}_c \frac{\mu_0}{\mu} \overrightarrow{rot} \vec{M} \quad (2.27)$$

C'est l'équation magnétostatique en termes de potentiel vecteur magnétique.

Rappelons l'existence de deux types de systèmes de représentation des problèmes magnétiques :

Ceux infiniment longs alimentés suivant une direction Oz « cartésiennes ».

Ceux à symétrie de révolution alimentés suivant l'angle (Φ) « axisymétrique »

En coordonnées cartésiennes:

Le problème est à priori tridimensionnel (3D), nous nous limitons à un problème bidimensionnel (2D). On suppose que la machine est suffisamment longue pour considérer que le champ magnétique \vec{H} est invariant suivant Oz. Sous cette hypothèse, le potentiel vecteur magnétique \vec{A} et la densité de courant \vec{J} n'ont plus qu'une seule composante suivant l'axe Oz.

$$\vec{A} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ A_z = A(x,y) \end{bmatrix} \quad \vec{J}_s = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ J_{sz}(x,y) \end{bmatrix}$$

L'induction magnétique ainsi que l'aimantation du matériau évoluent dans le plan d'étude c'est-à-dire suivant (x, y)

$$\vec{B} = \overrightarrow{rot} \vec{A} = \begin{bmatrix} \frac{\partial A_z}{\partial y} \\ -\frac{\partial A_z}{\partial x} \\ 0 \end{bmatrix} \quad \vec{M} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix}$$

Alors l'équation (2.27) s'écrit :

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(-\frac{1}{\mu} \frac{\partial A_z}{\partial x} \right) \frac{\partial}{\partial y} \left(-\frac{1}{\mu} \frac{\partial A_z}{\partial y} \right) = \vec{J}_{SZ} + \frac{\mu_0}{\mu} \left(\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_z}{\partial y} \right) \quad (2.28)$$

Cette équation représente l'équation aux dérivées partielles en coordonnées cartésiennes d'un modèle magnétostatique bidimensionnel.

En considérant les propriétés physiques linéaires, l'équation (2.28) devient :

$$\frac{1}{\mu} \left(-\frac{\partial^2 A_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 A_z}{\partial y^2} \right) = J_{SZ} + \frac{\mu}{\mu_0} \left(\frac{\partial M_y}{\partial x} - \frac{\partial M_z}{\partial y} \right) \quad (2.29)$$

Cette équation représente l'équation aux dérivées partielles en coordonnées axisymétriques d'un modèle magnétostatique bidimensionnel.

2.9. Définition de la méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis est un outil de résolution numérique des EDP de la physique mathématique et de leurs conditions aux limites. Ces équations peuvent être :

elliptiques: $\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} \right) = 0$

paraboliques: $\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} \right) - \sigma \frac{\partial \Phi}{\partial t} = 0$

hyperbolique: $\frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \Phi}{\partial y^2} \right) - \sigma \frac{\partial^2 \Phi}{\partial t^2} = 0$

Les différents cas associés aux conditions aux limites sont :

Condition de type DIRICHLET

$$\Phi = \Phi_0$$

$$\Phi_0 = 0$$

On peut connaître la valeur de la grandeur sur une frontière ou l'évaluer théoriquement selon le dispositif étudié ainsi que la précision recherchée.

condition de type NEUMANN

$$\frac{\partial \Phi}{\partial n} = \Phi_0$$

Dans certains cas, on peut estimer la variation du phénomène suivant la normale (cas des plans de symétrie notamment).

condition mixte

$$a \frac{d\Phi}{dn} + b\Phi = c$$

a, b, c : sont des constantes

transformation des équations en un système algébrique qu'il convient de résoudre pour obtenir la solution de problème posé.

Programmation informatique pour exécuter efficacement les calculs sur ordinateur

2.10. Discrétisation du domaine d'étude

La discrétisation par éléments finis comme première étape, revient à découper le domaine (noté Ω) dont on veut évaluer le phénomène étudié, en un ensemble de sous-domaines -les éléments finis- tout en respectant les conditions suivantes :

- la somme de tous les éléments doit former le domaine initial.
- Les éléments assemblés ne peuvent avoir en commun que des sommets (points) ou des segments situés dans leurs frontières.
- Lorsque la frontière du domaine est constituée par des courbes ou des surfaces plus complexes que celles qui définissent les frontières des éléments, une erreur de discrétisation est inévitable. Elle peut être réduite en diminuant la taille des éléments [13].

2.11. Calcul de la fonction d'approximation

La méthode des éléments finis repose sur la recherche d'une fonction globale représentant les phénomènes étudiés en tout point du domaine (V) analysé. Elle sera construite par parties sur chacun de ces éléments [13].

La fonction d'approximation globale sur le domaine complet (V), contenant N nœuds, est alors la somme de toutes les fonctions relatives aux éléments. L'inconnue s'exprime comme suit :

$$A = \sum_{j=1}^N \alpha_j \cdot A_j(2.30)$$

A_j : Valeur de l'inconnue au nœud j

α_j : Fonction de forme au nœud j

2.12. Formulation éléments finis

La MEF transforme les EDP de la grandeur recherchée en systèmes d'équations algébriques dont la solution fournit une approximation de cette grandeur en une grille discrète de points du plan ou de l'espace [13].

Les éléments finis procèdent par une formulation intégrale du problème physique associé. Ce dernier peut se mettre sous la forme :

$$L(U)=f \text{ sur le domaine } V$$

$$G(U)=U_0 \text{ sur la frontière } t$$

Où L est un opérateur différentiel, G est un opérateur qui définit une condition à la limite, f et U_0 sont des fonctions respectivement définies sur V et t , et U est une fonction inconnue.

Pour obtenir le système algébrique, on peut utiliser la méthode variationnelle ou la méthode des résidus pondérés. La méthode variationnelle traite une fonctionnelle d'énergie équivalente au problème différentiel, définie par une intégrale faisant appel à la fonction et ses dérivées. La méthode des résidus pondérés (méthode de GALERKINE) consiste à chercher la solution approchée du problème en partant directement des EDP.

La méthode de GALERKINE (appelée également méthode projective) consiste à choisir des fonctions ϕ_i qui annule, en tout point du domaine V , la forme intégrale suivante :

$$F(U) = \int \phi_i [L(U) - f] \cdot dv(2.31)$$

La méthode la plus employée est la méthode de GALERKINE car elle utilise des fonctions de projections identiques aux fonctions de formes α_i de la fonction d'approximation, Pour obtenir un système algébrique symétrique dont la résolution devient relativement rapide.

Cette méthode s'applique indépendamment de la connaissance de la fonctionnelle d'énergie.

D'où :

$$\int \alpha_i [L(u)-f].dV = 0 \quad (2.32)$$

α_i : Fonction de pondération, elle est identique à la fonction d'approximation.

2.13. Avantages et inconvénients de la méthode des éléments finis

La grande souplesse d'adaptation de la MEF à modéliser des phénomènes complexes a conduit à la généralisation de son utilisation dans presque tous les problèmes aux dérivées partielles [13] .

On peut noter les avantages suivants :

- Adaptation aux géométries complexes.
- Prise en compte des non -linéarités.
- Temps de résolution relativement rentable

Malgré ça, la mise en œuvre de la MEF est relativement difficile et présente des imprécisions dans ces situations :

- Domaine d'étude infini
- Présence de singularités dans le domaine d'étude

2.14. Formulations élément finis des modèles électromagnétiques

Résoudre par éléments finis les équations aux dérivées partielles qui décrivent les modèles magnétostatiques et magnétodynamiques.

$$\iint \alpha_i \text{EDP}.dV=0 \quad (2.33)$$

2.14.1. Modèle magnétostatique

en coordonnée cartésienne

$$\iint \alpha_i \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(-\frac{1}{\mu} \frac{\partial Az}{\partial x} \right) - \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{1}{\mu} \frac{\partial Az}{\partial y} \right) \right] dx dy = \iint \alpha_i J_s Z dx dy + \iint \alpha_i \left[\frac{\mu_0}{\mu} \left(\frac{\partial My}{\partial x} - \frac{\partial Mz}{\partial y} \right) \right] dx dy \quad (2.34)$$

L'application du théorème de Green à l'équation (II.34) permet à la fois d'évacuer les dérivées secondes de son premier terme et d'expliciter les conditions aux limites:

$$-\iint \alpha_i \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{1}{\mu} \frac{\partial Az}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{1}{\mu} \frac{\partial Az}{\partial y} \right) \right] dx dy = \iint \alpha_i \frac{1}{\mu} \left[\left(\frac{\partial \alpha_i}{\partial x} \frac{\partial Az}{\partial x} + \frac{\partial \alpha_i}{\partial y} \frac{\partial Az}{\partial y} \right) \right] dx dy - \int \alpha_i \frac{1}{\mu} \frac{\partial Az}{\partial n} d\Gamma \quad (2.35)$$

Dans le cas des conditions aux limites de type Dirichlet $A = cste$ type Neumann $\frac{\partial A}{\partial n} = 0$

(dite condition Neumann homogène), le terme sur la frontière s'annule.

L'équation (2.35) devient alors :

$$\left[\frac{\mu_0}{\mu} \left(\frac{\partial My}{\partial x} - \frac{\partial Mx}{\partial y} \right) \right] dx dy + \iint \alpha_i \iint \alpha_i J_s Z dx dy = \iint \frac{1}{\mu} \left[\left(\frac{\partial \alpha_i}{\partial x} \frac{\partial Az}{\partial x} + \frac{\partial \alpha_i}{\partial y} \frac{\partial Az}{\partial y} \right) \right] dx dy \quad (2.36)$$

On obtient en finalité un système algébrique matriciel à résoudre :

$$[M] [A] = [j] [i] \quad (2.37)$$

Où :

$$M_{ij} = \iint \frac{1}{\mu} \left[\left(\frac{\partial \alpha_i}{\partial x} \frac{\partial \alpha_j}{\partial x} + \frac{\partial \alpha_i}{\partial y} \frac{\partial \alpha_j}{\partial y} \right) \right] dx dy$$

$$J_{ij} = \iint \alpha_i J_s z dx dy$$

$$I_{ij} = \iint \alpha_i \frac{1}{\mu} \left[\left(\frac{\partial My}{\partial x} - \frac{\partial Mx}{\partial y} \right) \right] dx dy$$

[A] Inconnues du domaine V

2.14.2. Modèle magnétodynamique

Contrairement aux phénomènes statiques, les variations des grandeurs par rapport au temps sont différentes de zéro ($\frac{\partial}{\partial t} \neq 0$) Vu la fréquence usuelle en électrotechnique, on négligera les courants de déplacement ($\frac{\partial \vec{D}}{\partial t}$)

$$\vec{J}_C = \vec{J}_S - \sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} \quad (2.38)$$

\vec{J}_C : Densité de courant de conduction

\vec{J}_S : Densité de courant « source »

$\sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t}$: Densité de courant « induit »

En combinant les deux équations (2.27) et (2.38) on obtient :

$$\overrightarrow{\text{rot}} \left(\frac{1}{\mu} \overrightarrow{\text{rot}} \vec{A} \right) + \sigma \frac{\partial \vec{A}}{\partial t} = \vec{J}_c + \frac{\mu_0}{\mu} \overrightarrow{\text{rot}} \vec{M} \quad (2.39)$$

C'est l'équation magnétodynamique en régime transitoire en termes de potentiel vecteur magnétique avec terme source et tenant compte des courants induits.

En régime harmonique :

$$\overrightarrow{\text{rot}} \left(\frac{1}{\mu} \overrightarrow{\text{rot}} \vec{A} \right) + J\sigma\omega \vec{A} = \vec{J}_c + \frac{\mu_0}{\mu} \overrightarrow{\text{rot}} \vec{M} \quad (2.40)$$

2.15. Couplage électromagnétique

La détermination du couple après le calcul détaillé du champ magnétique est l'un des objectifs finals dans la plupart des calculs numériques dans les machines électriques tournantes. Le couple est une quantité très significative donnant des informations pertinentes sur le fonctionnement du moteur.

Dans notre travail on propose d'exploiter les résultats du calcul élément finis qui est fait à travers le calcul du couple électromagnétique par la méthode du tenseur de Maxwell. Cette dernière est la méthode générale la plus efficace pour le calcul de la force du couple sur un objet avec la méthode des éléments finis. L'utilisation de cette méthode est prédominante dans la littérature ; son avantage principal est que la force est déterminée par une seule résolution éléments finis [13].

2.15.1. Théorème de Bernoulli

On considère un écoulement permanent d'un fluide parfait incompressible, entre les section S1 et S2 entre les quelle il n'y a aucune machine hydraulique, telle que représenter dans la figure (II.1)

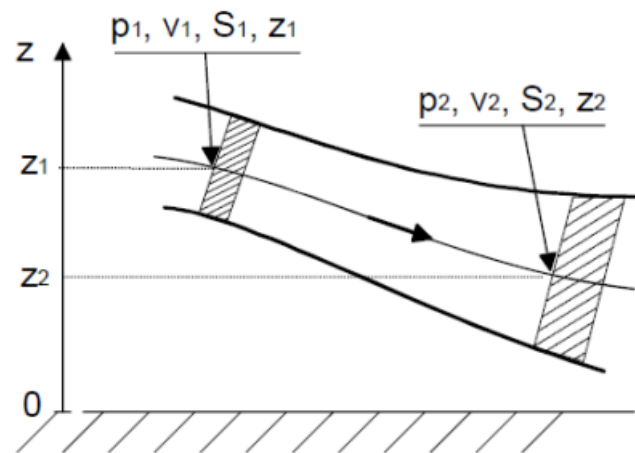


Figure 2.1: schéma de principe d'un écoulement de fluide [27]

2.15.1.1. Interprétation de l'équation de Bernoulli

L'équation de Bernoulli peut être interprétée comme une somme de trois termes ayant chacun une signification physique [28].

Interprétation en pression

L'équation de Bernoulli comprend quatre termes :

P représente la pression statique qui existe même en l'absence de mouvement

$P + \rho g z = p$: représente la pression motrice qui génère le déplacement

$\frac{\rho}{2} v^2$: représente la pression cinétique qui résulte du mouvement.

Cste est appelée la pression totale. Certains auteurs dénomment ce terme la charge.

Interprétation en énergie

On multiplie l'ensemble de l'équation par le volume V qui s'écoule :

$$\frac{\rho}{2} v^2 V + V.P + V\rho g z = Cste$$

$V.P$ représente le travail des forces de pression. C'est donc l'énergie potentielle due aux forces de pression.

$V\rho gz = mgz$ représente l'énergie potentielle due aux forces de pesanteur.

$\frac{1}{2}\rho v^2 = \frac{1}{2}mv^2$ représente l'énergie cinétique du système.

Cste représente la somme des énergies potentielle due aux forces de pression, de pesanteur et cinétique. C'est l'énergie mécanique du système qui se conserve pour un écoulement d'un fluide parfait et incompressible : il n'y a pas dissipation d'énergie.

Interprétation en hauteur

Profil de charge L'équation initiale de Bernoulli peut être rendue homogène à des mètres de colonne fluide en divisant l'équation par ρg :

$$\frac{V^2}{2g} + \frac{P}{\rho g} + Z = \frac{cste}{\rho g}$$

Cette équation regroupe quatre termes :

$\frac{V^2}{2g}$: représente la pression due à la vitesse ramenée en hauteur de fluide.

$\frac{P}{\rho g}$: la pression sous forme de mètre de colonne fluide

Z : représente l'altitude du point auquel on s'intéresse.

$\frac{cste}{\rho g}$: représente la charge de l'écoulement.

2.16. Principe du calcul par éléments finis

Elle est utilisée pour la résolution des équations aux dérivées partielles (EDP), dans tous les domaines des sciences de l'ingénieur. Celle-ci est très puissante pour la résolution des EDP de MAXWELL. Surtout dans les domaines complexes.

Le principe est de décomposer le domaine d'étude en un nombre fini d'éléments polygonaux qui forment le maillage. La valeur du potentiel vecteur est déterminée surtout les sommets des polygones (les sommets sont appelés les nœuds de maillage). En employant des fonctions d'interpolation appropriées, la solution en tout point de domaine sera déterminée en fonction des valeurs aux sommets de l'élément. Elle ne s'applique pas directement sur les équations aux dérivées partielles mais sur une forme intégrale de celles-ci, cette formulation intégrale peut être variationnelle ou à résidus pondérés.

La mise en œuvre de la méthode des éléments finis repose sur trois étapes essentielles:

- Formulation des équations aux dérivées partielles à partir des lois physiques
- Transformation des équations en un système algébrique qu'il convient de résoudre pour obtenir la solution du problème posé
- Exécution des problèmes sur ordinateur à partir du logiciel approprié [26].

2.16.1. Discrétisation du domaine (maillage)

Le choix du maillage consiste à diviser le domaine du travail en parties égales ou non afin d'obtenir un espace discret. Les solutions héritées seront de ce fait approchées. Les sous-divisions obtenues sont appelées éléments finis. Les points de jonction entre les éléments sont les nœuds. Il faut noter que plus on a d'éléments plus la solution est précise [26].

Il existe de nombreux types d'éléments finis, à choisir en fonction de l'application, des ressources de calcul et de la qualité des résultats. Le classement se fait en fonction de l'espace et du degré d'interpolation. L'espace d'interpolation correspond aux cas à une, à deux ou à trois dimensions.

Le degré d'interpolation est directement lié au nombre de nœuds dans l'élément. Il peut être linéaire, quadratique, cubique,... En général, les degrés élevés ne sont pas très courants à cause de la forte augmentation du nombre d'inconnues nodales [26].

Conclusion

Dans ce chapitre, on a présenté les diverses méthodologies des microsystèmes en particulier celle basée sur la méthode des éléments finis avec ces différentes étapes de mise en œuvre, par suite on a présenté les équations de Maxwell et les relations de milieu.

Chapitre 3 :Conception de la micro pompe en utilisant le logiciel Ansys Maxwell

3.1. Introduction

L'application concerne une étude bidimensionnelle pour un Micro-actionneur à aimant d'une micro pompe à vis. Nous allons étudier l'effet de l'entrefer sur la répartition de l'induction le long de l'entrefer ainsi que l'influence de la nature de la culasse.

Le long de cette étude nous allons considérer trois types d'aimants permanents.

3.2. Caractéristiques physiques et géométriques de l'actionneur

L'actionneur que nous allons étudier est un actionneur à aimants permanents à deux paires de pôles, il est représenté dans la figure 3-1 ci-dessus :

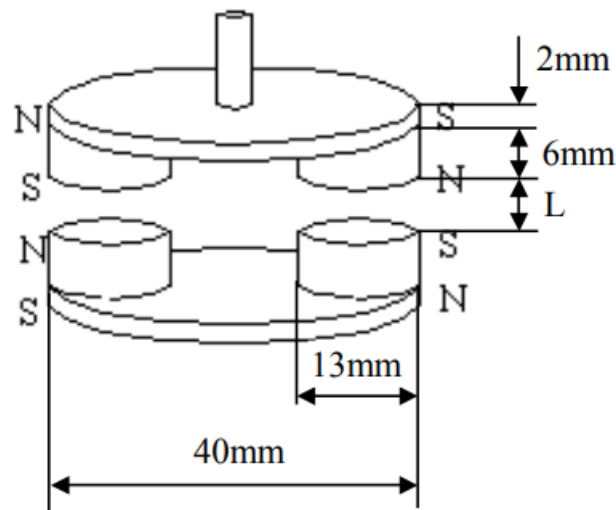


Figure 3-1 : micro actionneur à aimants permanent [11]

- Les culasses sont :
 - À base d'acier $\mu_r = 2000$
 - Diamètre $d=40$ mm
 - Et de hauteur $h=2$ mm
- Pour les aimants permanents :
 - De diamètre $d=13$ mm
 - Et de hauteur $h=6$ mm
- L'entrefer $L=4$ mm (pour la première application)
- $L=2$ mm (pour la deuxième application)

3.3. Domaine d'étude et conditions limites

Le modèle géométrique que nous allons étudier, ainsi que les conditions limites appliqués sur le domaine d'étude sont représentés dans la figure 3-2

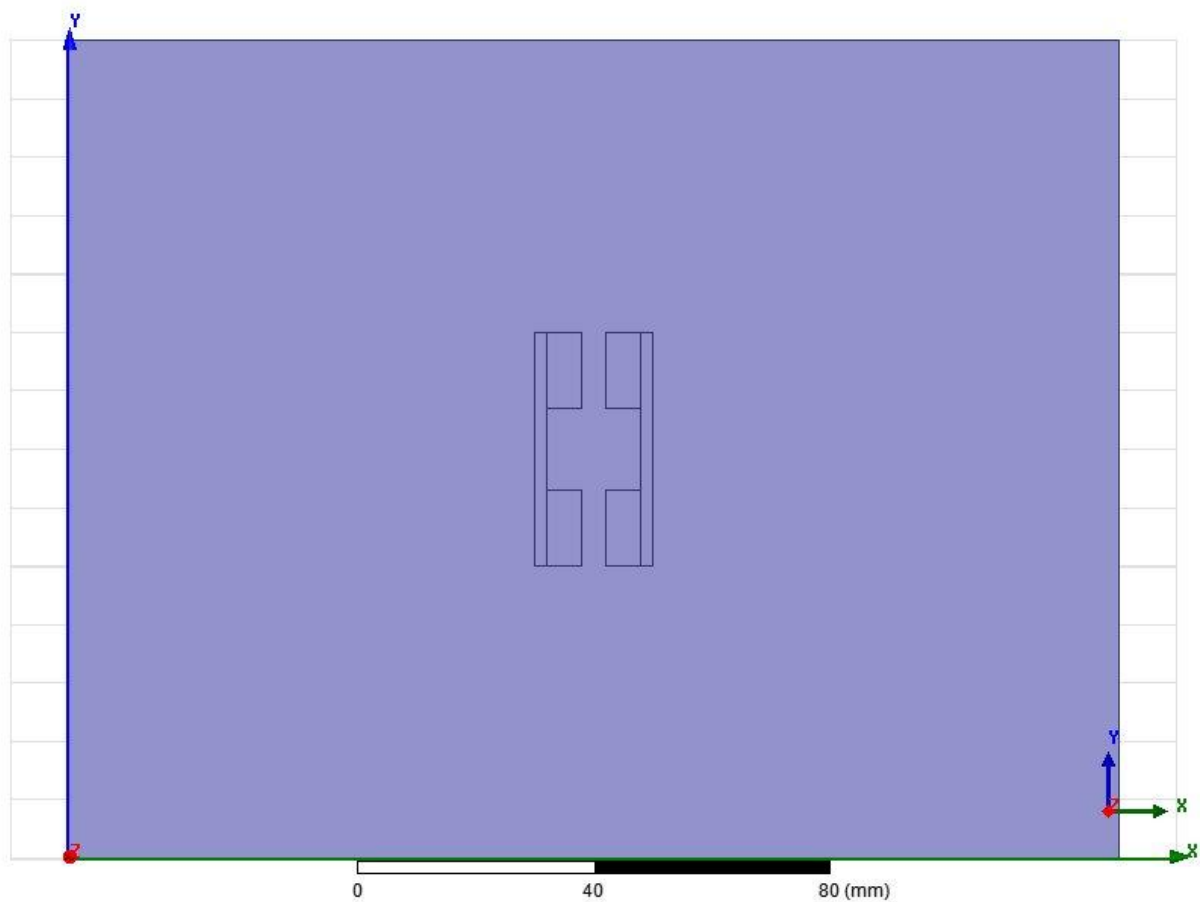


Figure 3-2 : domaine d'étude et conditions limites

3.4. Maillage du domaine d'étude

Le maillage effectué pour ce système comporte 4886 éléments, il est représenté par la figure 3-3

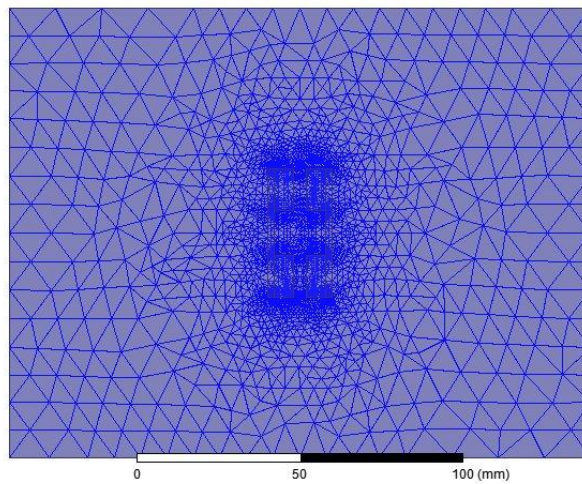


Figure 3-3 : maillage du domaine d'étude

3.5. Résultats de simulation

3.5.1. Cas du Néodyme fer bore

Pour une aimantation de $M = 4,3 \times 10^5 [A/m]$, nous avons représenté les répartitions de l'induction magnétique B et du vecteur potentiel magnétique A. Les figures 3-4 et 3-5 montrent les résultats.



Figure 3-4 : Répartition de l'induction magnétique B pour $M = 4,3 \times 10^5 A/m$

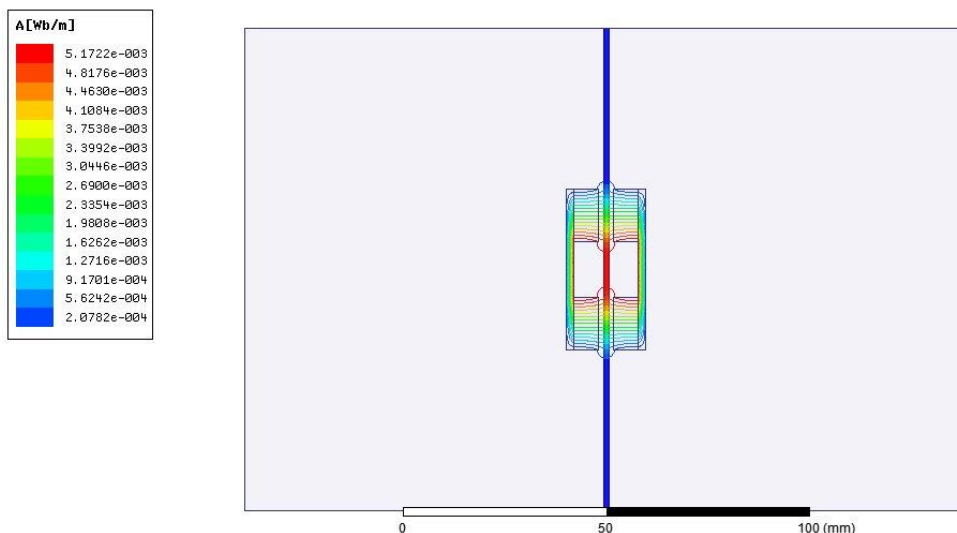


Figure 3-5 : Potentiel vecteur magnétique pour $M = 4,3 \times 10^5 A/m$

Pour une aimantation de $M = 68,12 \times 10^4 [A/m]$, nous avons représenté les répartitions de l'induction magnétique B et du vecteur potentiel magnétique A. Les figures 3-6 et 3-7 montrent les résultats

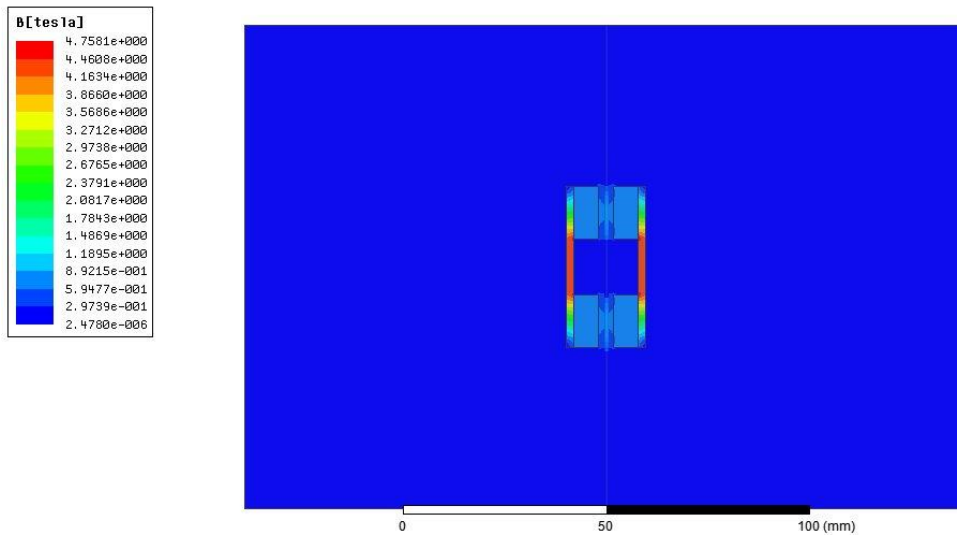


Figure 3-6 : Répartition de l'induction magnétique B pour $M = 68,12 \times 10^4 \text{ A/m}$

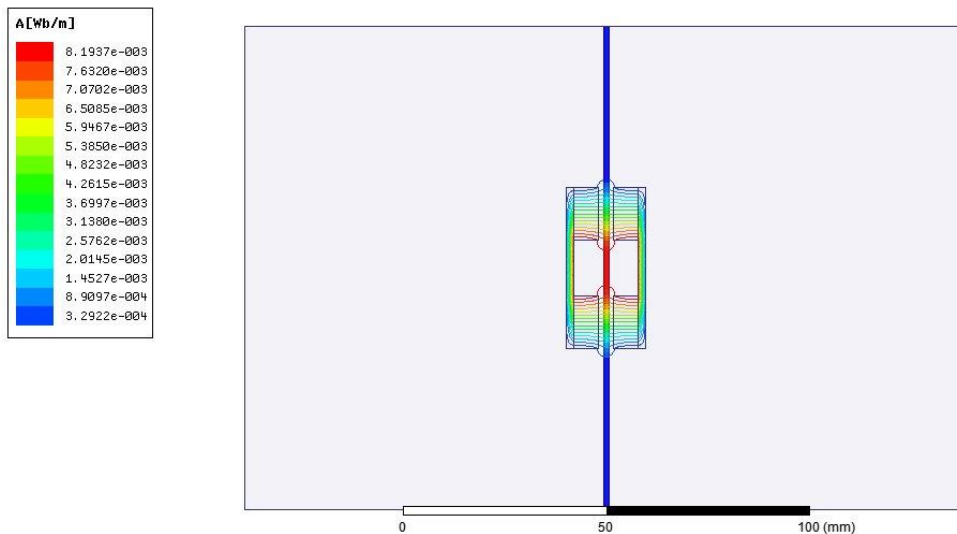


Figure 3-7 : Potentiel vecteur magnétique A pour $M = 68,12 \times 10^4 \text{ A/m}$

Pour une aimantation de $M = 9,52 \times 10^5 \text{ A/m}$, nous avons représenté les répartitions de l'induction magnétique B et du vecteur potentiel magnétique A. Les figures 3-8 et 3-9 montrent les résultats

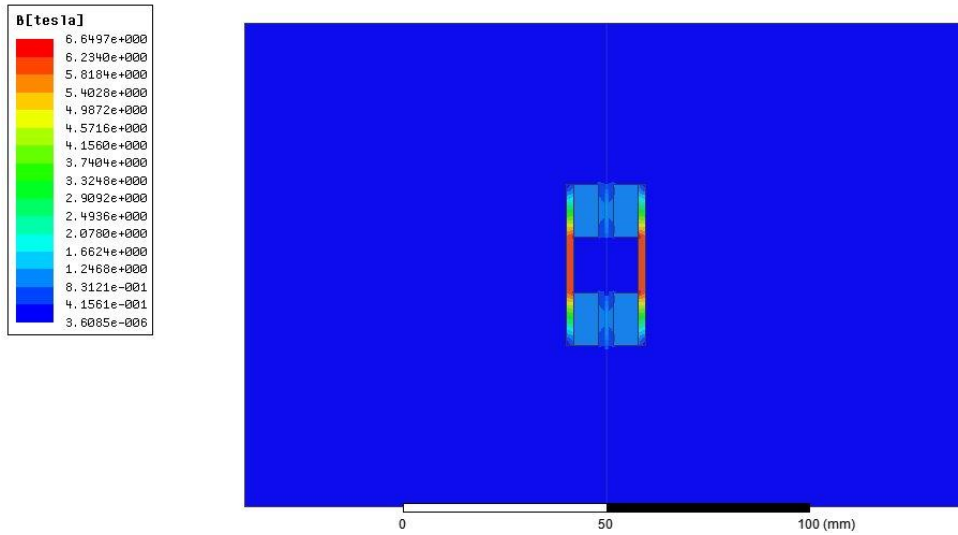


Figure 3-8 : Répartition de l'induction magnétique B pour $M = 9,52 \times 10^5 A/m$

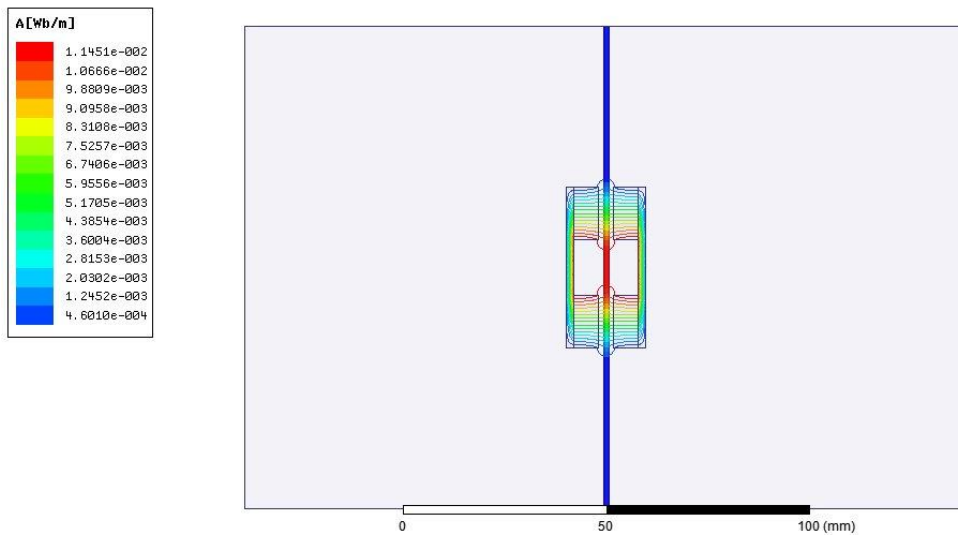


Figure 3-9 : Potentiel vecteur magnétique pour $M = 9,52 \times 10^5 A/m$

3.5.2. Cas du Samarium cobalt (SmCo)

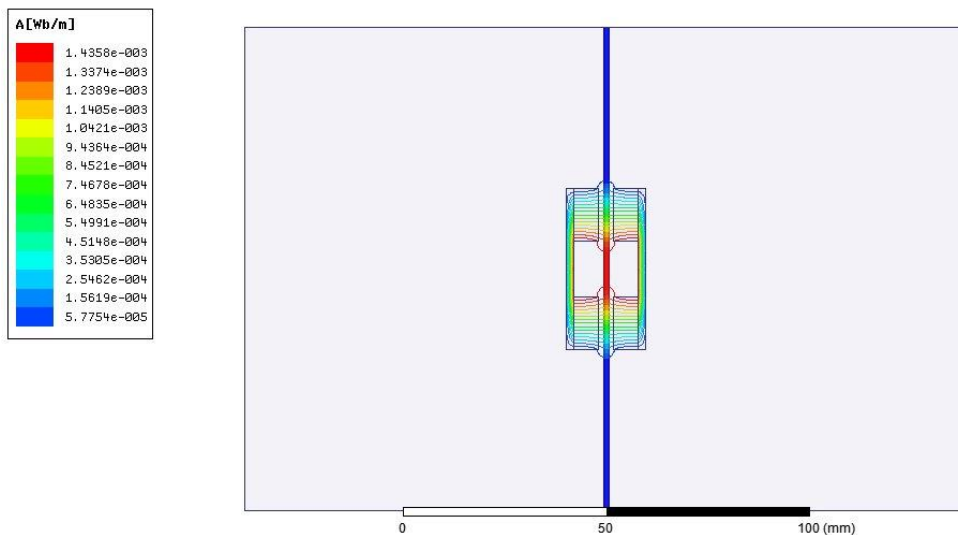


Figure 3-10 :Potentiel vecteur magnétique pour le SmCo

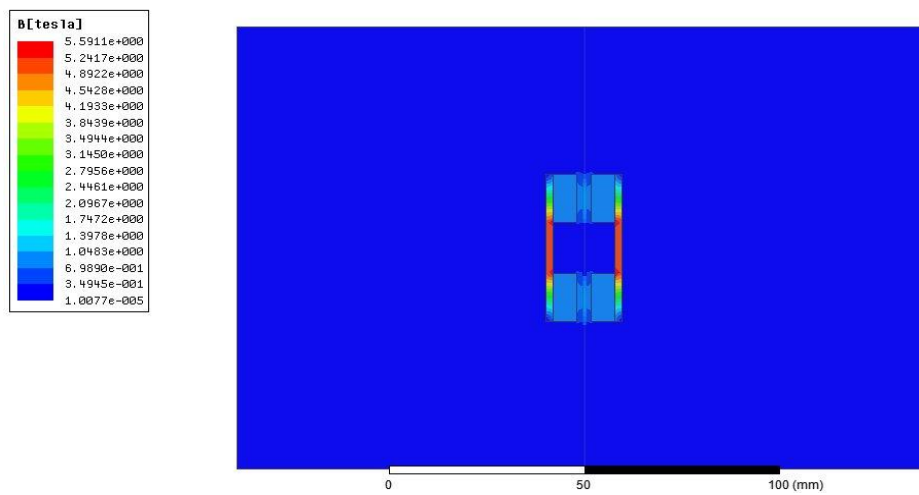


Figure 3-11 : Répartition de l'induction magnétique B pour le SmCo

3.5.3. Cas de l'Alnico 54

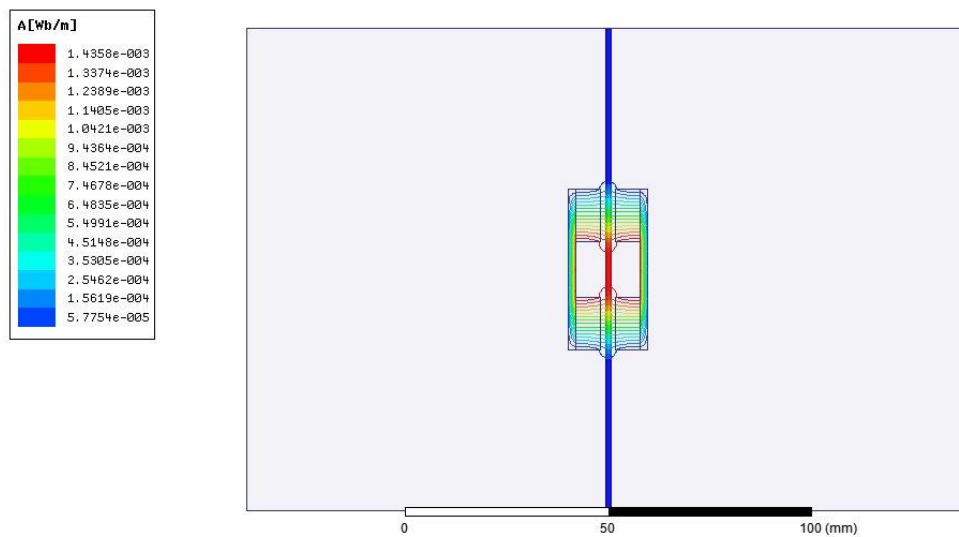


Figure 3-12 :Potentiel vecteur magnétique pour l'Alnico

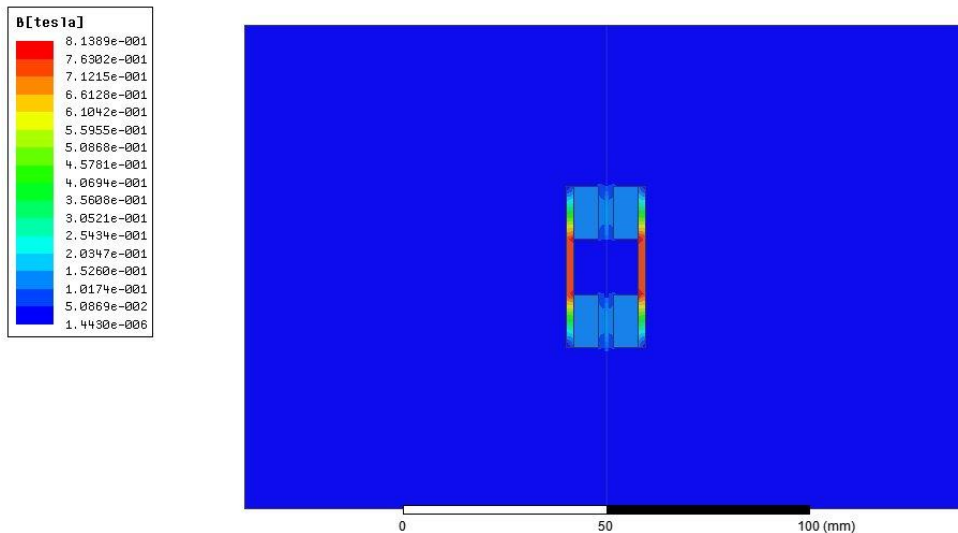


Figure 3-13 : Répartition de l'induction magnétique B pour l'alnico

D'après les résultats donnés par les figures 3-4, 3-6, 3-8, 3-11, 3-13 on remarque que l'induction magnétique représente une même répartition mais avec différentes valeurs, pour le néodyme fer bore les valeurs de B sont supérieures à celles de samarium cobalt, par contre celle de l'alnico est très inférieure par rapport aux deux autres matériaux.

Pour le potentiel vecteur magnétique illustré dans les figures 3-5, 3-7, 3-9, 3-10 et 3-12 on remarque que celle du néodyme fer bore est grande par rapport au samarium cobalt par contre celle de l'alnico est très inférieure par rapport aux deux précédentes.

L'allure de l'induction magnétique et de potentiel vecteur magnétique dans l'entrefer pour chaque application avec les différents types d'aimants sont représentés dans les figures ci-dessous :

Pour L=4mm

- Le cas du NdFeB

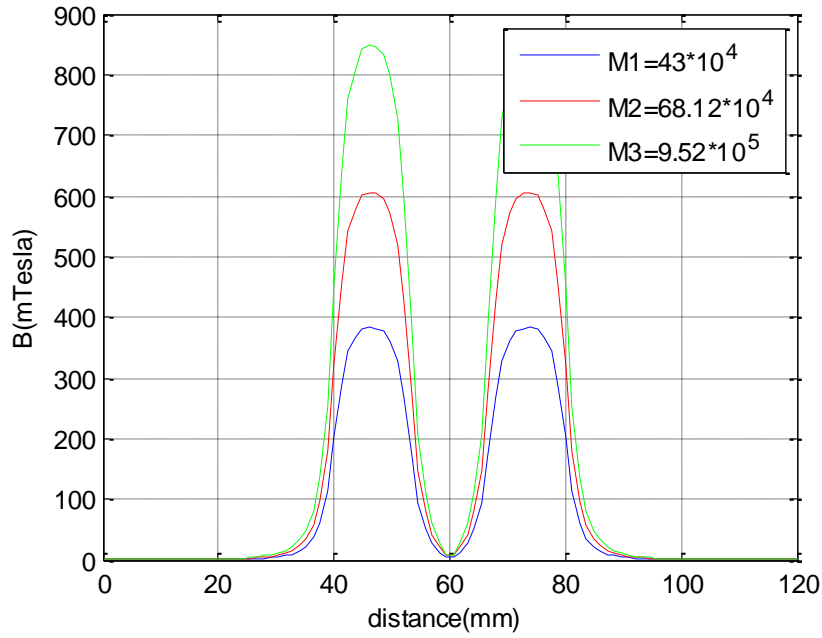


Figure 3-14: Allure de l'induction magnétique le long de l'entrefer pour différentes valeurs d'aimantation (NdFeB)

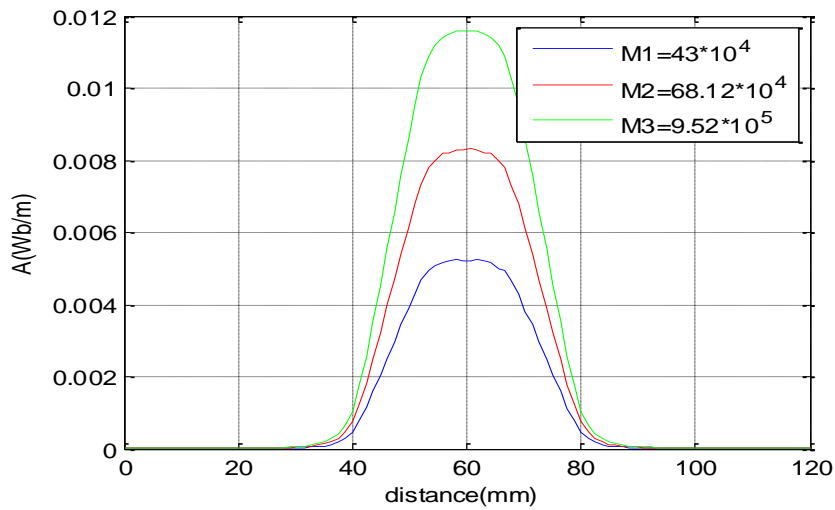


Figure 3-15 : Vecteur potentiel magnétique le long de l'entrefer (NdFeB)

- Le cas du SmCo

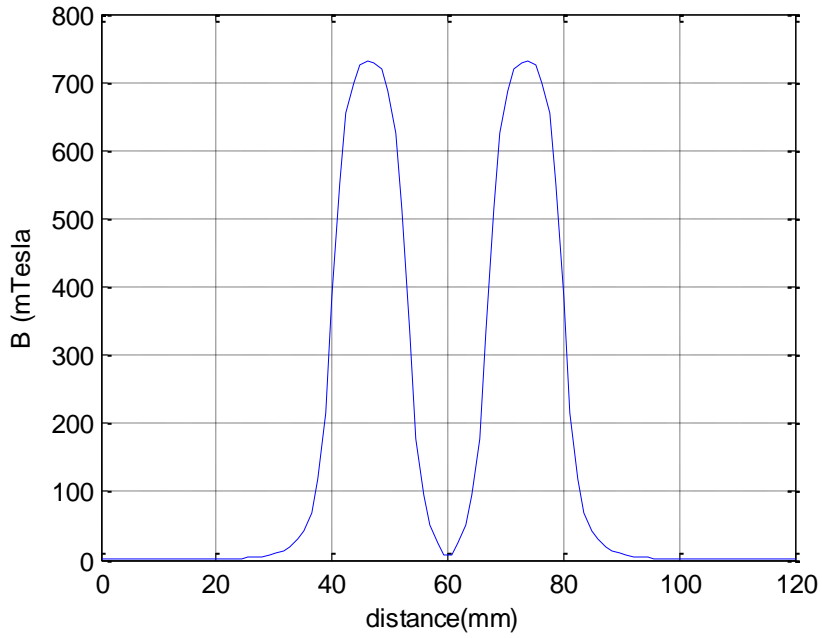


Figure 3-16 : Allure de l'induction magnétique le long de l'entrefer (SmCo)

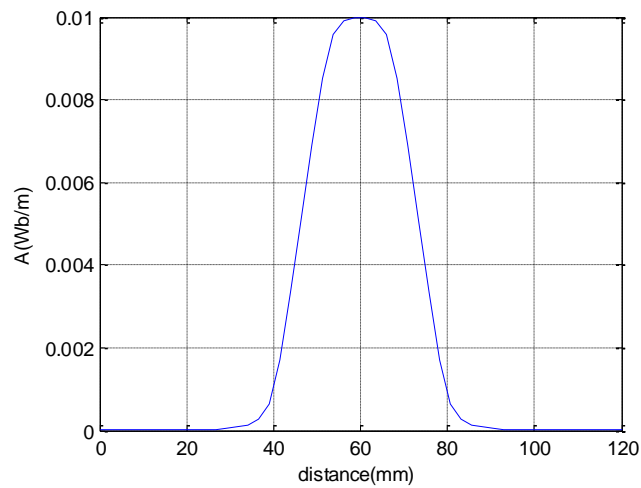


Figure 3-17 : Vecteur potentiel magnétique le long de l'entrefer (SmCo)

- Pour l'alnico

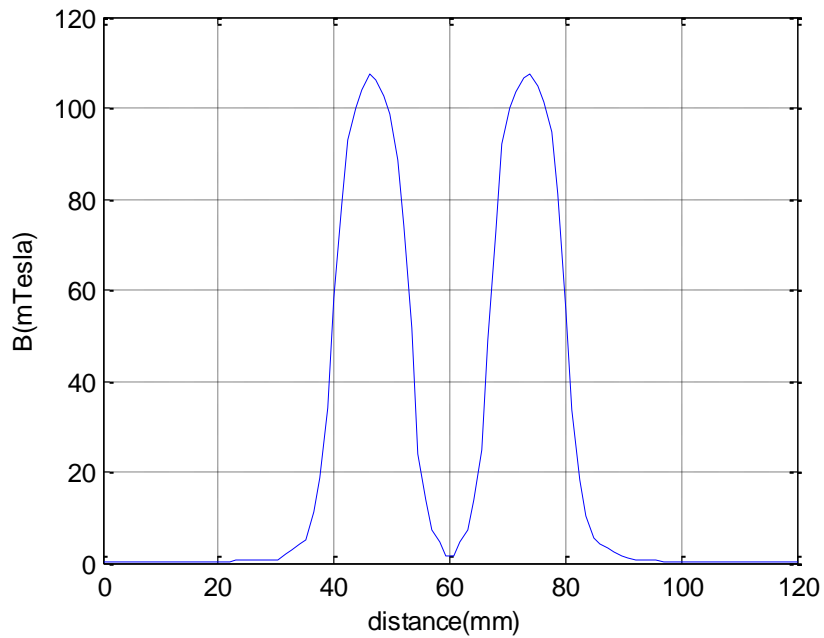


Figure 3-18 : Allure de l'induction magnétique le long de l'entrefer(Alnico)

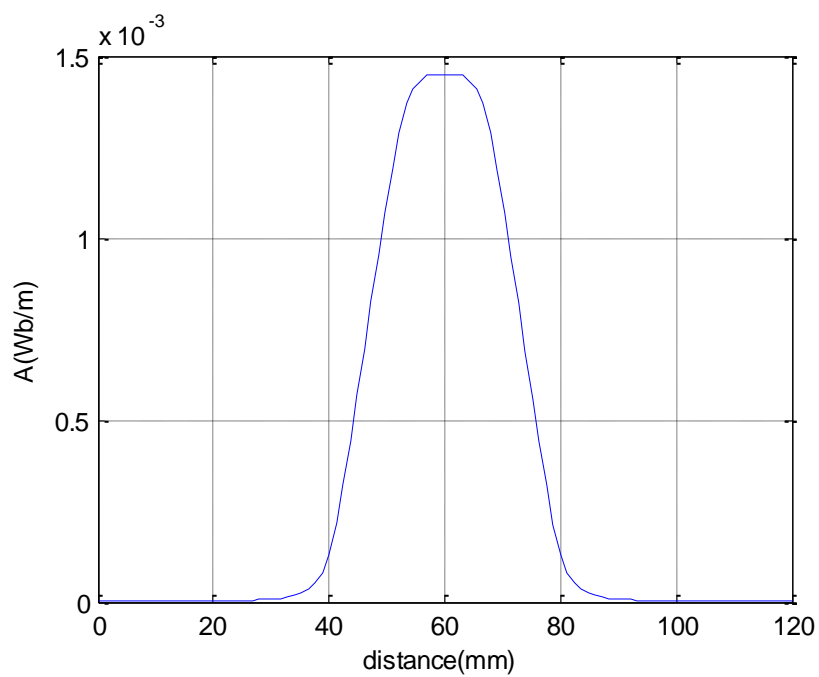


Figure 3-19 : Vecteur potentiel magnétique le long de l'entrefer (Alnico)

Pour L=2mm

Pour NdFeB

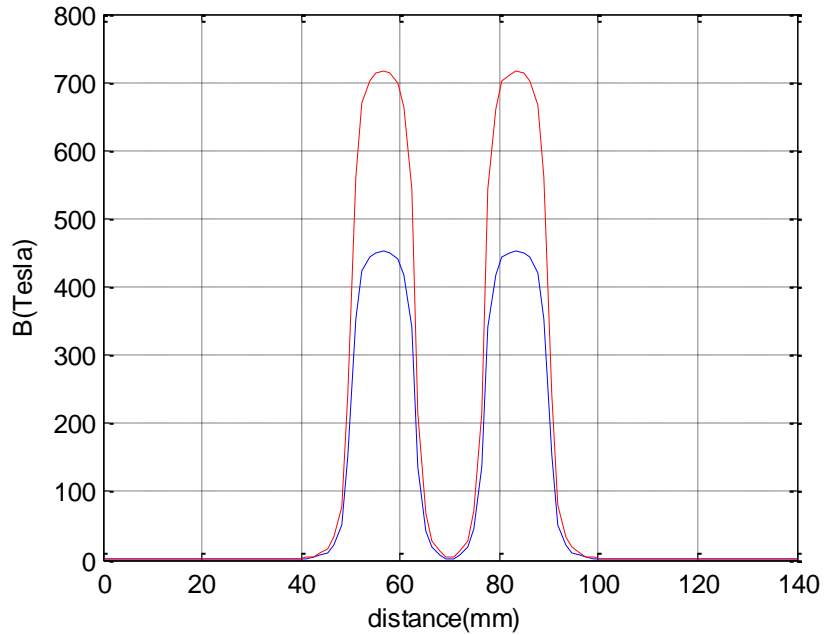


Figure 3-20 : Allure de l'induction magnétique le long de l'entrefer (bleu pour $M = 4,3 \times 10^5 A/m$ le rouge pour $M = 68,12 \times 10^4 A/m$)

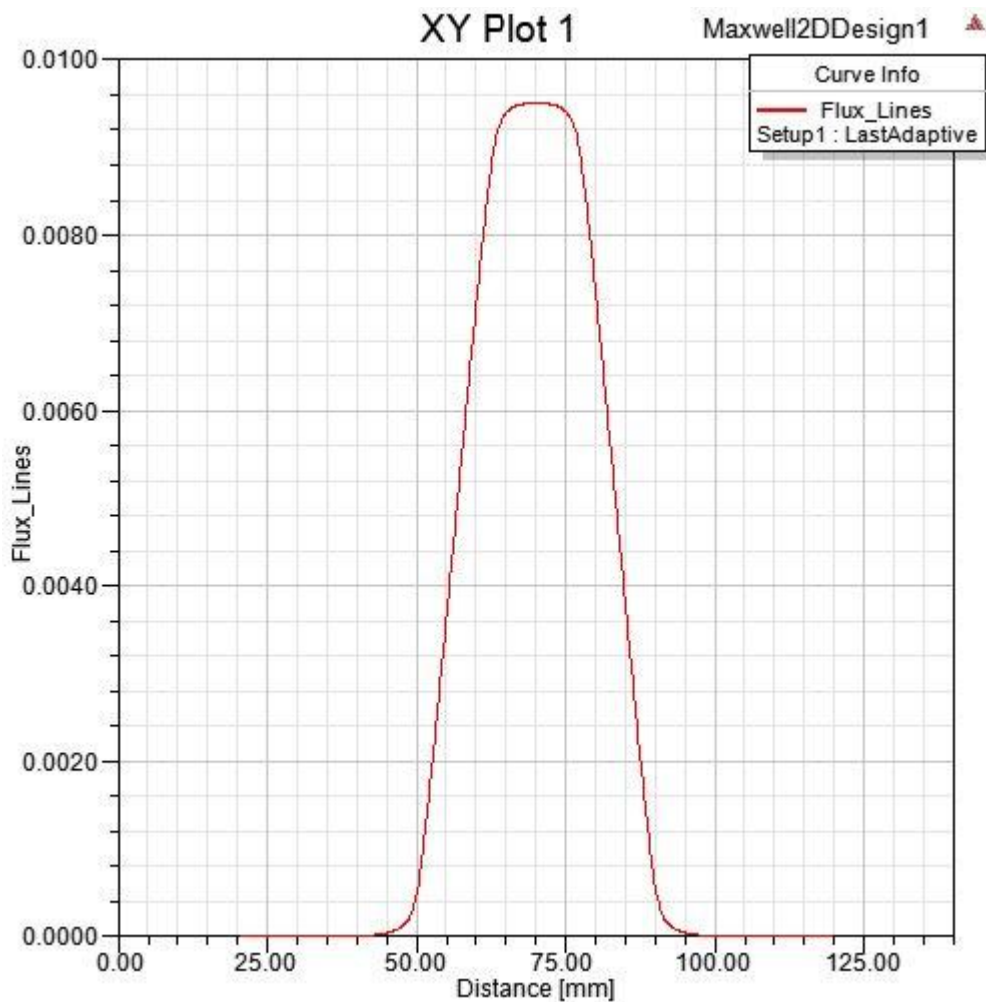


Figure 2-21 : Répartition du Vecteur potentiel magnétique A le long de l'entrefer

Pour SmCo

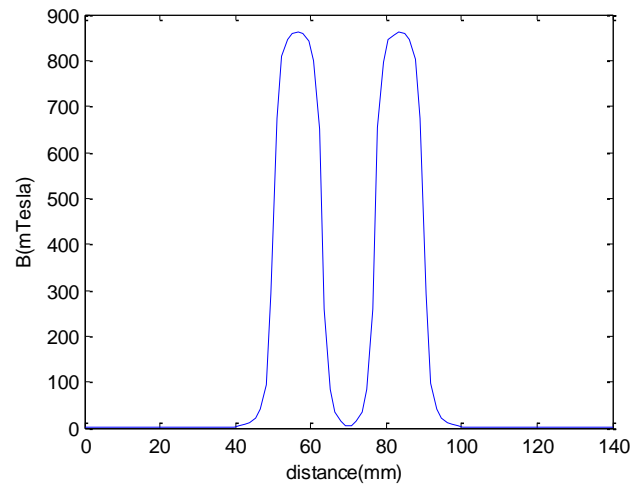


Figure 3-22 : Allure de la répartition de l'induction magnétique le long de l'entrefer

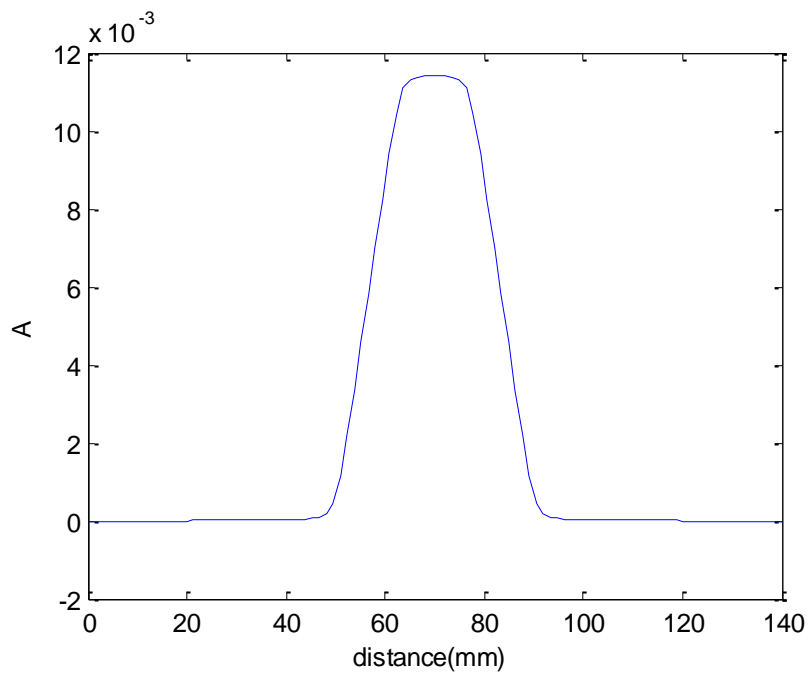


Figure 3-23 : Vecteur potentiel magnétique A (Wb/m) le long de l'entrefer

Pour Alnico

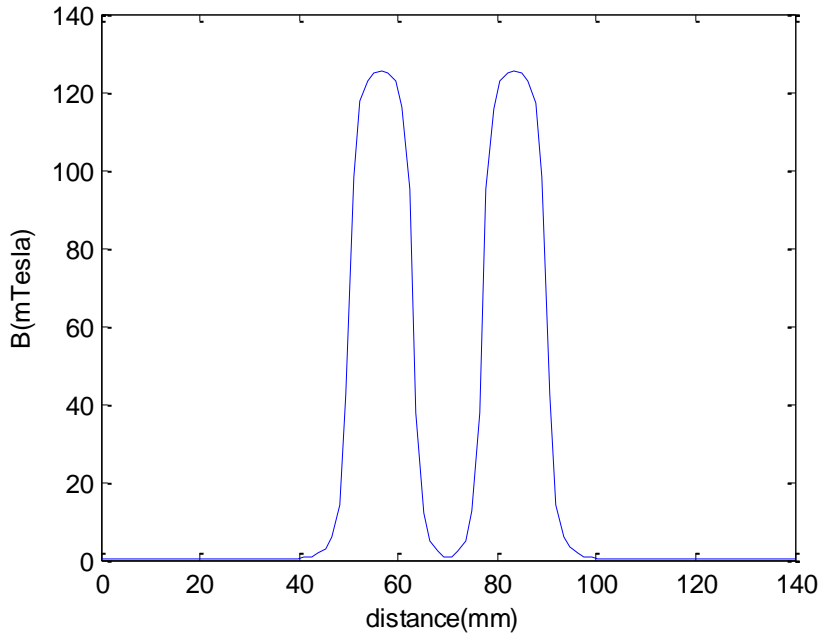


Figure 3-24 : Allure de l'induction magnétique le long de l'entrefer

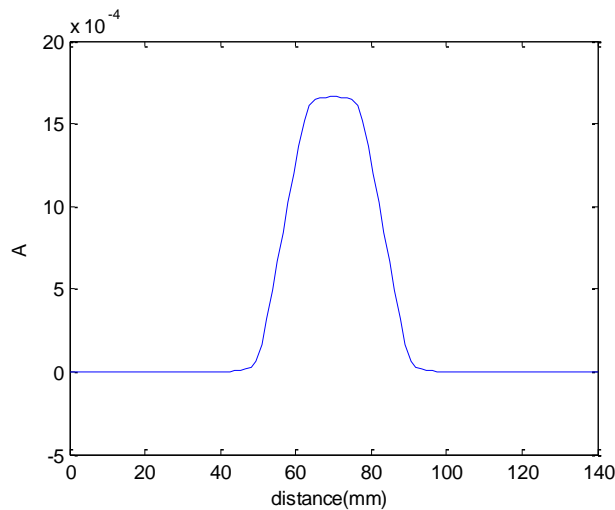


Figure 3-25 : Vecteur potentiel magnétique A (Wb/m) le long de l'entrefer

Discussion des résultats

Pour la première application ($L=4\text{mm}$)

D'après les résultats de la première application, les figures 3-14, 3-16 et 3-18 représentent les répartitions de l'induction magnétique le long de l'entrefer pour chaque matériau, on remarque que l'induction magnétique du Néodyme fer bore est supérieure à celle du samarium cobalt, et largement inférieure à celle de l'alnico.

Pour le Potentiel vecteur magnétique représenté dans les figures 3-15, 3-17 et 3-19, on remarque que le néodyme fer bore et le samarium cobalt ils ont presque la même variation, par contre pour l'alnico est largement inférieur par rapport à celle des deux autres matériaux.

Pour la deuxième application (L=2mm)

D'après les résultats de la deuxième application, les figures 3-20, 3-22 et 3-24 représentent l'allure de l'induction magnétique le long de l'entrefer pour chaque matériau on remarque que l'induction magnétique du Néodyme fer bore est supérieure à celle du samarium cobalt et leur variation elle est supérieur par rapport, et largement inférieur à celle de l'alnico.

Pour le Potentiel vecteur magnétique représenté dans les figures 3-21, 3-23 et 3-25, on remarque que le néodyme fer bore et le samarium cobalt ils ont presque la même variation, par contre pour l'alnico est largement inférieur par rapport à celle des deux autres matériaux.

Entre les deux applications on a les même remarques, mais les variations de l'induction magnétique dans la deuxième application est supérieur par rapport à la première, par contre celle du potentiel vecteur magnétique est presque la même dans les deux applications.

En termes de matériau c'est le néodyme fer bore qui convient le plus à notre application puisque il a une induction magnétique importante par rapport au deux autres matériaux.

3.6. Etude hydraulique :

Pour l'étude hydraulique on va utiliser l'équation de Bernoulli et l'équation de Poiseuille pour le débit volumique

3.6.1. L'équation de Bernoulli

$$\frac{1}{2}\rho\Delta V^2 + \Delta P = \omega_a$$

ρ : masse volumique [kg/m^3]

ΔV : différences des vitesses de déplacement de fluide [m/s]

ΔP : différence de pression [Pascal]

ω_a : densité d'énergie magnétique [J/m^3]

3.6.2. L'équation de Poiseuille

$$q_v = \frac{\pi r^4}{8\eta L} (\Delta P)$$

q_v : débit volumique [m^3/s]

r : rayon de la conduite [m]

η : viscosité dynamique du fluide [Pa.s]

L : longueur de la conduite [m]

ΔP : différence de pression [Pascal]

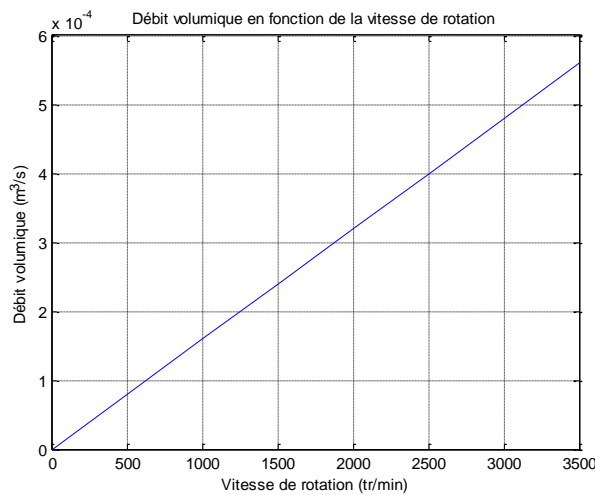


Figure3-26 : Débit volumique en fonction des différentes vitesses de rotation

D'après les résultats de la figure 3-26 on remarque une relation proportionnelle entre le débit volumique et les vitesses de rotation lorsque celle-ci augmente le débit volumique augmente.

3.7. Etude tridimensionnelle 3D

3.7.1. Caractéristiques physiques et géométriques

Les caractéristiques physiques et géométriques du microactionneur sont les memes que

Le modèle géométrique qu'on va étudier, ainsi que les conditions limites appliqués sur le domaine d'étude représenté dans la figure 3-27

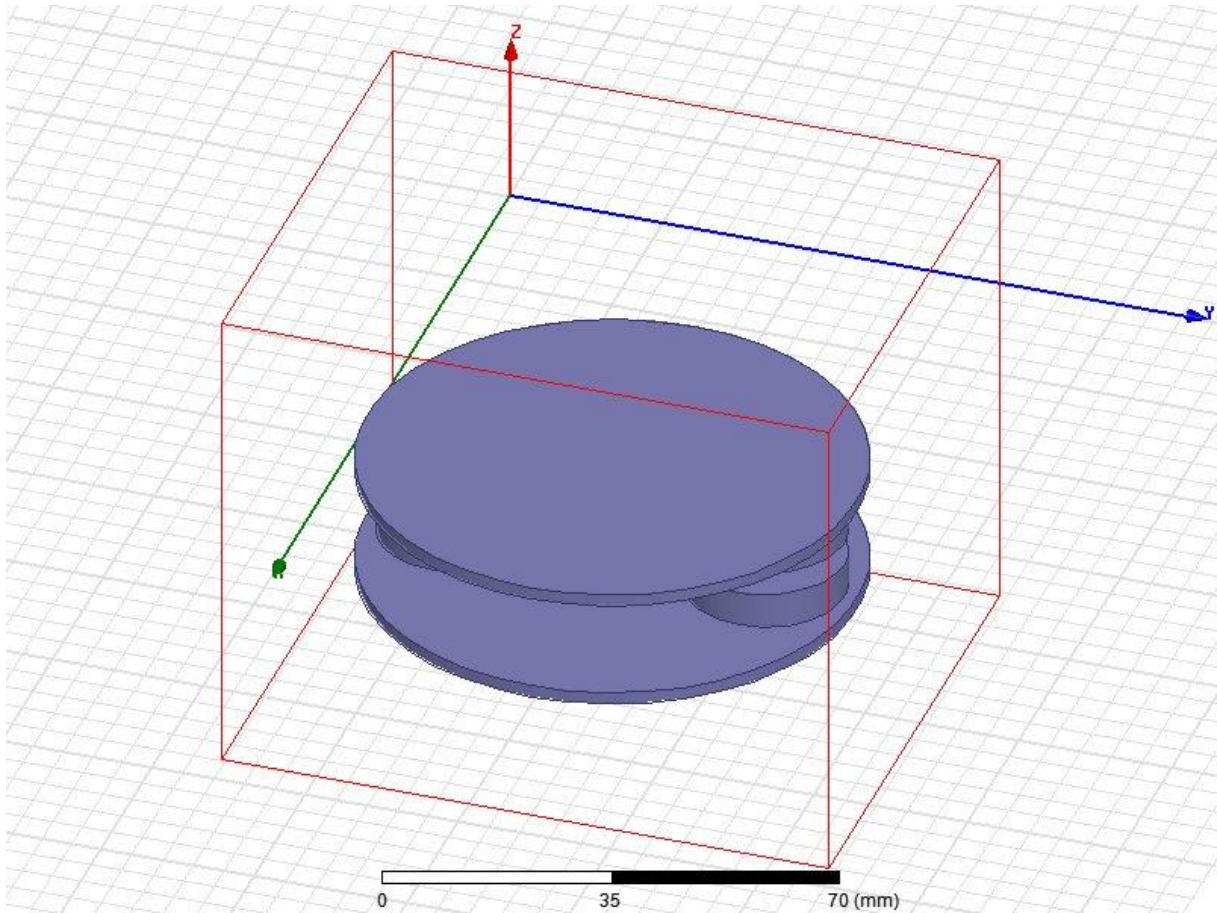


Figure 3-27 : domaine d'étude et conditions limites (3D)

3.7.2. Maillage du domaine d'étude

Le maillage effectué pour ce système comporte 4886 éléments, il est représenté par la figure 3-28

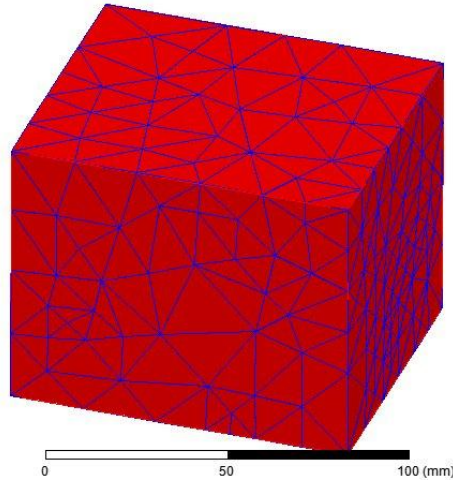


Figure 3-28 : maillage du domaine d'étude

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons effectué fait une modélisation bidimensionnelle d'un micro actionneur à aimants permanent d'une micro pompe à vis. Nous avons étudié aussi l'influence des vitesses de rotation du moteur sur le débit volumique de la micro pompe. Cette modélisation est effectuée en prenant en considération l'influence de l'entrefer et de la nature des aimants permanents sur la répartition de l'induction magnétique et le potentiel vecteur magnétique pour chaque type d'aimant afin de savoir qui est le plus fort et qui convient à notre étude.

Une étude tridimensionnelle a été réalisée pour conforter dans un futur travail.

Conclusion générale

La pompe sanguine est au cœur du système de pompage extracorporel du sang lors d'une intervention chirurgicale. La circulation est assurée par un système de pompe qui propulse le sang avec un débit et une pression réglable.

Le travail réalisé dans le cadre de ce mémoire est l'étude et modélisation d'une micro pompe à vis. Une modélisation électromagnétique du dispositif d'entrainements constitué d'aimants permanents en utilisant les équations de Maxwell, puis une modélisation hydraulique via l'équation de Bernoulli.

Pour la mise en œuvre de l'étude électromagnétique nous avons utilisé le logiciel Ansys Maxwell 2D pour l'étude bidimensionnelle puis Maxwell 3D pour l'étude tridimensionnelle. Pour un dimensionnement efficace nous avons utilisé trois types différents d'aimants permanents, une comparaison des répartitions le long de l'entrefer du potentiel vecteur magnétique et l'induction magnétique a été effectuée. Aussi l'influence de l'épaisseur de l'entrefer sur les grandeurs électromagnétiques. Pour l'étude hydraulique la variation du débit volumique en fonction de la vitesse de rotation de la pompe a été présentée.

Comme perspective à ce travail est d'achever l'étude 3D en étudiant l'influence du nombre d'aimants permanents sur les performances de la pompe. Dans l'étude hydraulique mettre en œuvre l'influence du débit volumique en fonction de la différence de pression pour différentes vitesses de rotation de la pompe.

Références bibliographiques

- [1] Menouar Hadj Boumediene, NACER Mohammed Riyad, « Modélisation et simulation numérique d'un mélange de gaz dans un micro canal par la méthode de Monte Carlo ». Mémoire de Master, Université Aboubakr Belkaid - Tlemcen, 2020-2021.
- [2] BARKAT TOUFIK « Contribution à l'étude et la modélisation d'une pompe péristaltique ». Thèse de doctorat. Université Batna 2 Mostefa Ben Boulaïd 2020.
- [3] BEDRANE ASMAA « L'actionnement électrostatique d'une membrane en silicium-contrôle du volume injecté par une micro pompe ». Thèse de Master, Université Aboubakr Belkaid – Tlemcen 2013.
- [4]] <https://bing.com/search?q=ROLES+DES+MICRO+POMPES+M%c3%a9dicales>
- [5] https://knf.com/fileadmin/Global_files/Downloads/2016-BROCHURE_MEDICALE_2016.pdf
- [6] <https://knf.com/fr/fr/solutions/technologie/micro-pompes-a-membrane>
- [7] <http://www.clicours.com/micro-pompe-et-differents-types-dactionneurs/>
- [8] Ali Hamie « Prototype de micro pompe dédiée à l'injection des médicaments antiépileptiques ». Ecole POLYTECHNIQUE MONTREAL université d'ingénierie 2013.
- [9] Ishaq AMRANI « Conception d'un micro actionneur à aimants permanents pour une application micro pompes ». Thèse de doctorat, Université Mohamed Khider – Biskra 2018.
- [10] CHELLI Zakia, CHERFAOUI Lamia « Elaboration d'une pastille piézoélectrique pour une application médicale ». Thèse de Master, université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou 2016.
- [11] Pan Zheng « Magnetic MEMS and its applications ». Thèse de doctorat, université de Florida États-Unis 2004.
- [12] <https://imamagnets.com/fr/blog/qu-est-ce-aimant-permanent/>
- [13] Sonia Mouzaoui « Etude d'une machine synchrone à aimants permanents en présence de défauts de courts circuits et de de désaimantations par la méthode des éléments finis ». Thèse de Master. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou 2015.
- [14] Hamichi Azedine, Benkerrou Farid « Etude et modélisation d'une machine synchrone à aimant permanent ». Thèse de Master. Université Abderrahmane Mira de Bejaia 2015.
- [15] Dourari Ilyes « Calcul analytique du champ dans une machine synchrone à aimants permanents à pôles lisses ». Thèse de Master. Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou 2017.
- [16] F.Rioux-Damidau « Modélisation en électromagnétisme » .Revue de physique appliquée ,tome25,N°7 Juillet 1990.

- [17] Matieu Aubertin « Contribution à la modélisation 3D des systèmes électromagnétique: Etude des méthodes de recollement de maillages ». Thèse de doctorat Université de Lille1, France 2011.
- [18] Mohamed Matmat « pour une approche complète de l'évolution de fiabilité dans les microsysteme » Thèse de doctorat. Université de Toulouse. France 2010 .
- [19] Syvain Muratet « Conception, caractérisation et modélisation :Fiabilité prédictive de MEMS à actionnement électrothermique ». Thèse de doctorat. Institut national des science appliquées de Toulouse, France 2005
- [20] Hikmat Achkar « Modélisation et conception des micros commutateurs RF MEMS à actionnement électrostatique et/ou piézoélectrique ». Thèse de doctorat. Université de Toulouse . France 2009.
- [21] Senturia , S.D »CAD for microelectromechanical systeme ». IEEE, the 8th international conference on solide-state sensors and actuators, 1995 and eurosensors IX transduces. Volume 2, jun 25-29, 1995 Pages 5-8
- [22] L.D.Gabby « Computer-aided micromodeling for MEMS ». Thèse de doctorat, Massachusets institute of technologie, Etats-Unis 1998.
- [23] Michael Schlegel, Fouad Bennini, Jan Mehner, Goran Herrmann, Dietmar Muller, Wolfram Dotzel « Analyzing and Simulation of MEMS in VHDL-AMS Based on Reduced Order FE-Models ». IEEE Sensor journal, volume 5, N°5, pages 1019-1026, 2005
- [24] Mohammad I.Younis « Modeling and Simulation of Micoelectromechanical Systems in Multi-physics Fields ». Thèse de doctorat. Institut polytechnique de Virginia, Blacksburg , Etats-Unis 2004
- [25] Amel Zenati « modélisation et simulations des microsystemes multi domaines à signaux mixte: vers le prototypage virtuel d'un microsysteme autonome ». Université Josephe Fourier Grenoble I France 2007
- [26] Beghdad Abdel-Ilah « Simulation par la Méthode des éléments finis d'une machine synchrone à aimant permanent [MSAP] ». Thèse de MASTER Académique. Université Abdelhamid Ibn Badis Mostaganem . 2022
- [27] Zina Larabi « Modélisations 3D d'un dispositif MEMS: Application à une pompe sanguine ». Thèse de doctorat. UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERRI DE TIZI-OUZOU. 2013
- [28] Pascal Finaud-Guyot Pierre-André Garambois. « Mécanique des fluides Hydraulique en charge Hydraulique à surface libre ». POLYTCHE MONTPELLIER. 2019-2020.