

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou



Faculté De Génie Electrique et d'Informatique
Département Génie Electronique
Mémoire de Fin d'Etudes
de MASTER ACADEMIQUE
Spécialité :
Instrumentation Biomédicale
Filière :
Génie Biomédical
Par
Fekrache Saida

Thème

Microrobots Médicaux Actionnés par Électromagnétisme

Soutenu le : 04/10/2025

Devant le jury :

Président(e) :	Mr. MEDOUR CHERIF	MCB à L'UMMTO
Promoteur :	Mr. HOCINI FARID	MCB à L'UMMTO
Co-Promoteur :	Mr. OULD OUALI SAMY HASSANI	MCB à L'UMMTO
Examineur :	Mr. BOUREKACHE NOUREDDINE	MCB à L'UMMTO

Années universitaire 2024-2025

Résumé

Les progrès récents en robotique et en nanotechnologie ont ouvert la voie au développement de microrobots médicaux capables d'intervenir directement dans le corps humain. Ces dispositifs miniaturisés offrent des perspectives prometteuses pour la médecine de précision, notamment dans la délivrance ciblée de médicaments, la désobstruction de vaisseaux sanguins et la réalisation d'interventions mini-invasives. Cependant, leur utilisation dans le système vasculaire pose des défis majeurs liés aux contraintes hémodynamiques, à la biocompatibilité des matériaux et au contrôle précis de leur trajectoire.

Dans ce mémoire, nous nous sommes intéressés aux microrobots actionnés par des champs électromagnétiques, une approche qui permet d'assurer leur propulsion et leur orientation sans recourir à une source d'énergie interne. Le premier chapitre a dressé un état de l'art des microrobots médicaux, en retraçant leur évolution, leurs applications actuelles et les obstacles techniques à surmonter. Le deuxième chapitre a présenté les fondements théoriques de l'électromagnétisme, en mettant l'accent sur les équations de Maxwell et sur les propriétés des matériaux magnétiques, notamment les matériaux ferromagnétiques et superparamagnétiques. Le troisième chapitre a été consacré à l'étude des systèmes d'actionnement électromagnétique, en particulier les configurations de bobines de Helmholtz et de Maxwell, qui permettent de générer des champs adaptés à la navigation et au contrôle de ces dispositifs.

Ce travail met en évidence le rôle crucial de l'électromagnétisme dans le développement des microrobots médicaux et souligne les perspectives qu'ils offrent pour l'avenir de la chirurgie mini-invasive. Néanmoins, des défis importants demeurent, tels que la miniaturisation extrême, l'optimisation des matériaux et l'adaptation des systèmes de commande aux environnements biologiques complexes. Ces perspectives ouvrent la voie à de nouvelles recherches visant à rapprocher davantage ces technologies de leur application clinique.

Mots-clés : Microrobot médical, électromagnétisme, bobines de Helmholtz, bobines de Maxwell, matériaux magnétiques, navigation vasculaire, chirurgie mini-invasive.

Abstract

Recent advances in robotics and nanotechnology have enabled the development of medical microrobots capable of operating directly inside the human body. These miniaturized devices offer promising prospects for precision medicine, including targeted drug delivery, vessel clearance, and minimally invasive interventions. However, their use within the vascular system presents major challenges related to hemodynamic constraints, material biocompatibility, and precise trajectory control.

This thesis focuses on microrobots actuated by electromagnetic fields, an approach that ensures propulsion and orientation without relying on an internal energy source. The first chapter provides a state-of-the-art overview of medical microrobots, tracing their evolution, current applications, and technical obstacles. The second chapter presents the theoretical foundations of electromagnetism, emphasizing Maxwell's equations and the properties of magnetic materials, including ferromagnetic and superparamagnetic materials. The third chapter is devoted to the study of electromagnetic actuation systems, particularly Helmholtz and Maxwell coil configurations, which generate fields suitable for the navigation and control of these devices.

This work highlights the crucial role of electromagnetism in the development of medical microrobots and emphasizes their potential for the future of minimally invasive surgery. Significant challenges remain, such as extreme miniaturization, material optimization, and adapting control systems to complex biological environments. These perspectives open the way for further research to bring these technologies closer to clinical applications.

Keywords: Medical microrobot, electromagnetism, Helmholtz coils, Maxwell coils, magnetic

المخلص

يهدف هذا البحث إلى دراسة وتصميم الميكروبوتات الطبية التي يتم تشغيلها بواسطة المجالات الكهرومغناطيسية، نظرًا لدورها المتزايد في الجراحة طفيفة التوغل، والتشخيص الموجّه، وإيصال الأدوية بدقة عالية. يتناول الفصل الأول عرضًا شاملًا لحالة الفن الخاصة بالميكروبوتات الطبية، وتطورها التاريخي، وأنواعها المختلفة، والتحديات البيوفيزيائية التي تواجه حركتها داخل الأوعية الدموية، حيث تتطلب هذه البيئة معايير صارمة من حيث التصميم والتحكم. أما الفصل الثاني، فيركّز على الأسس النظرية للكهرومغناطيسية وخصائص المواد المغناطيسية الضرورية لتفعيل حركة الميكروبوتات، مما يشكل قاعدة علمية لفهم التفاعلات بين الحقول الكهرومغناطيسية والبنى الميكروية. في حين يُخصّص الفصل الثالث لدراسة ، التي أثبتت فعاليتها في توليد الحقول Maxwell و Helmholtz المشغلات الكهرومغناطيسية، ولا سيما ملفات المغناطيسية اللازمة للدفع، والتوجيه، وتثبيت الميكروبوتات. أما الفصل الرابع، فيتضمّن نتائج المحاكاة المنجزة ببرنامج ، والتي سمحت بتحليل تأثير التيار الكهربائي، واتجاه المغنطة، وخصائص المواد على شدة الحقل ANSYS Maxwell وتوزيعه. تُختتم الدراسة بعرض آفاق مستقبلية واعدة في مجال الطب الدقيق، مع التركيز على ضرورة تحسين المواد المغناطيسية، وتعزيز مصغرات الأجهزة، وتحقيق توافق حيوي أفضل، بالإضافة إلى تطوير أنظمة تحكم ذكية تعتمد على الذكاء الاصطناعي والتصوير في الزمن الحقيقي لتحقيق تطبيقات سريرية آمنة وفعّالة

الكلمات المفتاحية: ميكروبوت طبي، كهرومغناطيسية، ملفات هيلمولتز، ملفات ماكسويل، مواد مغناطيسية، الملاحظة داخل الأوعية الدموية، جراحة طفيفة التوغل .

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à M. le Docteur HOCINI FARID pour sa disponibilité, sa rigueur et la qualité de son encadrement, qui ont largement contribué à la réalisation de ce travail.

J'adresse également mes remerciements les plus sincères à M. le Docteur OULD OUALI SAMY HASSANI, dont l'implication exceptionnelle, la présence constante et les conseils précieux ont joué un rôle déterminant tout au long de ce projet. Son soutien continu, sa bienveillance et sa disponibilité sans faille ont été pour moi une véritable source de motivation et d'avancement. Je lui exprime une reconnaissance particulière pour son aide généreuse et son accompagnement au-delà même de ses obligations.

Enfin, j'exprime ma reconnaissance la plus profonde à ma famille pour son soutien moral, ses encouragements permanents et sa présence à mes côtés tout au long de mon parcours universitaire.

Dédicaces

Je dédie ce mémoire de fin d'études

À mes très chers parents, ma mère **Salih**a et mon père **Tayeb**, que Dieu les protège et leur accorde santé et longue vie. Ils ont sacrifié tant de choses pendant toutes ces années pour me permettre d'étudier et d'avancer. Leur patience, leur soutien constant et leur amour inconditionnel m'ont portée à chaque étape. Si je suis arrivée jusqu'à ce jour, c'est grâce à leur force, leurs efforts et leur soutien sans faille.

À la mémoire de mon cher frère **Mouloud**, que j'aime profondément et que je n'oublierai jamais. Son absence laisse un vide immense, mais son souvenir demeure vivant dans mon cœur. Il m'a accompagnée, encouragée et soutenue durant toute sa vie, et même après son départ, il continue de m'inspirer et de me donner la force d'avancer. Chaque étape franchie me rappelle son soutien et l'amour qu'il m'a toujours porté.

À mes belles-sœurs, **Assia** et **Amina**, pour leur amour, leur écoute et leur présence à mes côtés. Elles ont été un appui essentiel dans les moments de fragilité et un soutien précieux tout au long de ce parcours. Leur affection et leur bienveillance ont toujours été une source de réconfort.

À toute ma famille, qui m'a entourée avec patience, générosité et compassion dans l'une des périodes les plus douloureuses de ma vie. Leur présence m'a aidée à continuer malgré l'épreuve.

À mes amis très proches, pour leur soutien moral, leurs encouragements et leur présence authentique tout au long de ce chemin.

À tous ceux qui m'ont aidée, encouragée et accompagnée, chacun à sa manière.

Saida

Table des matières

Résumé.....	I
Remerciement.....	II
Dédicaces.....	III
Table des matières.....	IV
Liste des tableaux.....	V
Liste des figures	VI
Liste d'abréviations	VII
Introduction générale	1
La problématique:	2
Objectif général.....	2
Le but de la recherche	2

Chapitre1

Les microrobots: État de l'art et défi bio-physique de la navigation vasculaire

Introduction du chapitre 01	4
1.2 Historique des microrobots médicaux	5
1.3 État de l'art des microrobots médicaux	6
1.3.1 Typologies des microrobots : formes, fonctions, matériaux.....	6
1.3.2 Mécanismes d'actionnement des microrobots médicaux	8
1.3.3 Exemples de projets existants	9
1.3.4 Limites actuelles des microrobots médicaux	10
1.4 Le système vasculaire humain : anatomie et caractéristiques.....	11
1.4.1 Structure du système vasculaire : artères, veines, capillaires	11
1.4.2 Diamètres typiques des vaisseaux sanguins.....	13
1.4.3 Contraintes hémodynamiques dans l'environnement vasculaire	15
1.4.4 Particularités des zones à fort intérêt chirurgical : cerveau, rétine, tumeurs	16
1.5 Interactions entre microrobots et environnement vasculaire	17
1.5.1 Comportement du sang comme fluide non newtonien	17
1.5.2 Régime de faible nombre de Reynolds → importance de la viscosité	18
1.5.3. Forces de traînée, cisaillement, turbulences et obstacles cellulaires	18
1.5.4 Risques d'adhésion, de piégeage ou de perte de contrôle.....	19

1.5.5 Nécessité d'une conception adaptée (forme, matériaux, revêtements) pour les microrobots actionnés par électromagnétisme	20
Conclusion de chapitre 01.....	21

Chapitre 02

L'électromagnétisme et les matériaux magnétiques

Partie 01	24
L'électromagnétisme.....	24
2.1 Définition de l'électromagnétisme.....	25
2.3 Introduction aux équations de Maxwell.....	25
2.5 Les équations de Maxwell	28
2.5.1 Formulation locale (différentielle).....	28
Loi de Gauss pour l'électricité.....	28
Loi de Gauss pour le magnétisme	28
3. Loi de Faraday	28
4. Loi d'Ampère-Maxwell	28
Loi de Gauss	29
Forme simplifiée	29
Loi de Faraday-Lenz	30
Passage à la forme intégrale.....	30
Théorème de Gauss Magnétique.....	31
Théorème d'Ampère-Maxwell	32
Forme locale (Différentielle)	32
2.5 Biot et Savart.....	33
2.5.2 Loi de Biot et Savart	34
2.5.3 Application au fil rectiligne infini.....	35
Champ élémentaire et changement de variable	35
Partie 02	39
Matériaux magnétiques.....	39
2.6 Moment magnétique atomique	40
2.7 L'induction magnétique (ou champ magnétique total) dans un matériau est donnée par	41
2.8 Aimantation d'un matériau m	41
2.8.1 L'induction magnétique	42
2.8.1 Susceptibilité magnétique d'un matériau χ	42

2.8.1 Perméabilité et susceptibilité magnétiques	43
2.9 Représentation d'un état de magnétisation	43
2.10 Classification des matériaux magnétiques	44
2.10.1 Matériaux Diamagnétiques	44
2.10.2 Matériaux Paramagnétiques	45
2.10.3 Matériaux Ferromagnétiques	45
2.11 Domaines magnétiques	47
2.12 Courbe de première aimantation	49
2.13 Cycle d'hystérésis	50
2.14 Les matériaux magnétiques durs et doux	50
2.15 Les matériaux superparamagnétique.....	52
Conclusion de chapitre 02.....	54

Chapitre 03

Actionneur électromagnétique

Introduction du chapitre 03.....	56
3.1 Les bobines de Helmholtz.....	57
3.1 Les bobines de Maxwell	60
3.3 Les bobines de Helmholtz et Maxwell.....	61
3.3.1 Force/couple magnétique	62
3.3.1 couple magnétique	63
Conclusion de chapitre 03.....	64

Chapitre 04

Résultats et discussion

Introduction.....	66
Etude 01 : La relation entre la taille de sphère et la force appliquée	68
Analyse des résultats.....	69
Etude 02 : sans circuit magnétique et Sans microrobot	70
Analyse des résultats.....	72
Etude 03 : Direction d'aimantation avec microrobot avec circuit magnétique.....	73
Analyse des résultats.....	76
Etude 04 : avec avec circuit magnétique et microrobot	77
Analyse des résultats.....	86
Etude 05 : Changement de valeur de saturation d'aimantation	88

Analyse des résultats	90
Conclusion de chapitre 04 :	92
Conclusion générale	94
Références bibliographiques	

Liste des figures :

Figure 1:Les vaisseaux sanguins	12
Figure 2:Notations associées à la loi de Biot et Savart.....	34
Figure 3:Fil infini rectiligne	36
Figure 4:Champ magnétique créé par un fil infini.	36
Figure 5:Calcul du champ magnétique produit sur l'axe d'une spire.....	36
Figure 6:Champ magnétique créé par un solénoïde	38
Figure 7:Caractéristiques du matériau magnétique	40
Figure 8:Moment magnétique atomique	41
Figure 9:Moment magnétique	43
Figure 10:Réponse du Matériau Diamagnétique au champ appliqué H.....	44
Figure 11:Réponse du Matériau Paramagnétique au champ appliqué H.....	45
Figure 12:domaines de Weiss.....	46
Figure 13:Réponse du Matériau Ferromagnétique au champ appliqué H	46
Figure 14:Courbe d'aimentation M en fonction du champ appliqué H.....	47
Figure 15:Structure en domaines.....	47
Figure 16:Cycle d'hystérésis	50
Figure 17:coube d'aimentation d'un matériau magnétique doux	51
Figure 18:coube d'aimentation d'un matériau ferromagnétique dur	51
Figure 19:Aimentation du matériau superparamagnétique	52
Figure 20:Courbe d'aimentation du matériau superparamagnétique	53
Figure 21/Les bobines de Helmholtz.....	57
Figure 22:Les bobines de Helmholtz.....	59
Figure 23:Les bobines de Maxwell	60
Figure 24: système composé de trois paires de bobines de Helmholtz et de trois paires de bobines de Maxwell (Actionneur électromagnétique).....	61
Figure 25:Effet du couple et de la force magnétique sur un microrobot sphérique	62
Figure 26 : induction entre les bobines de maxwell	68
Figure 27: Induction autour le microrobot (pour $i=60$ At et 125 At).....	70
Figure 28:Induction autour le microrobot (pour $i=240$ At et $(500$ At)	70
Figure 29:Induction autour le microrobot (pour $i=360$ At et 750 At)	71
Figure 30:Induction autour le microrobot (pour $i=600$ At et 1250 At)	71
Figure 31:Induction autour et sur microrobot (pour direction d'aimentation X,avec 600 At et 1250 At).....	73
Figure 32 :La force appliquée sur microrobot (pour direction d'aimentatopn X, avec 600 At et 1250 At)	73
Figure 33::Induction autour et sur microrobot (pour direction d'aimentation Y, avec 600 At et 1250 At)	74
Figure 34:La force appliquée sur microrobot (pour direction d'aimentatopn Y, avec 600 At et 1250 At).....	74
Figure 35::Induction autour et sur microrobot (pour direction d'aimentation Z , avec 600 At et 1250 At)	75
Figure 36:La force appliquée sur microrobot (pour direction d'aimentatopn z, avec 600 At et 1250 At).....	75
Figure 37: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 60 At et 125 At)	77
Figure 38: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 60 At et 125 At)	77
Figure 39: Force appliquée sur le microrobot (Avec cercuit magnétique pour 60 At et 125 At).....	78
Figure 40: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 120 At et 250 At)	78

Figure 41:: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 120At et 250At)	79
Figure 42:Force appliquée sur le micrrobot (Avec cercuit magnétique pour 120At et 250At).....	79
Figure 43: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 240At et 500At)	80
Figure 44: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 240At et 500At)	80
Figure 45:Force appliquée sur le micrrobot (Avec cercuit magnétique pour 240At et 500At).....	81
Figure 46: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 300At et 625At)	81
Figure 47:: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 300At et 625At)	82
Figure 48:Force appliquée sur le micrrobot (Avec cercuit magnétique pour 300At et 625At).....	82
Figure 49: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 420At et 875At)	83
Figure 50: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 420At et 875At)	83
Figure 51:Force appliquée sur le micrrobot (Avec cercuit magnétique pour 420At et 875At)	84
Figure 52: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 480At et 1000At)	84
Figure 53: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 480At et 1000At)	85
Figure 54:Force appliquée sur le micrrobot (Avec cercuit magnétique pour 480At et 1000At).....	85
Figure 55: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 600At et 1250At)	86
Figure 56: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 600At et 1250At)	86
Figure 57:Force appliquée sur le micrrobot (Avec cercuit magnétique pour 600At et 1250At).....	87
Figure 58:Induction B autour microrobot (avec diminution de magnitude)	88
Figure 59:force appliquée sur le microrobot (avec diminution de magnitude)	88
Figure 60:Induction B autour microrobot (avec augmentation de magnitude)	89
Figure 61:force appliquée sur le microrobot (augmentation de magnitude)	89

Liste des tableaux

Tableau 1:Diamètres typiques des vaisseaux sanguins	14
Tableau 2:La vitesse du sang varie selon le type de vaisseau [37]:.....	15
Tableau 3:La pression est la force que le sang exerce sur les parois des vaisseaux [38] :	16
Tableau 4: Attraction et Répulsion des charges.....	27
Tableau 5: Attraction et Répulsion des charges	27
Tableau 6: Moment magnétique atomique	40
Tableau 7:Tableau comparatif des matériaux magnétiques	48
Tableau 8:Tableau des réglages de Ansys Maxwell	67

Liste des acronymes et abréviations

Abréviation	Signification
μm	Micromètre
mmHg	Millimètre de mercure
μ	Viscosité dynamique (Pa·s)
ρ	Densité du fluide (kg/m^3)
Re	Nombre de Reynolds
F	Force (N)
B	Induction magnétique (Tesla)
H	Champ magnétique (A/m)
E	Champ électrique (V/m)
D	Champ de déplacement électrique (C/m^2)
J	Densité de courant (A/m^2)
ρ_v	Densité de charge volumique (C/m^3)
μ_0	Perméabilité magnétique du vide ($4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$)
ϵ	Permittivité du milieu
σ	Conductivité électrique (S/m)
I	Intensité du courant (A)
At	Ampère-tours (unité d'excitation magnétique)
M	Aimantation du matériau (A/m)
χ	Susceptibilité magnétique
Φ	Flux magnétique (Wb)
f	Fréquence (Hz)
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems (Systèmes micro-électromécaniques)
MRI / IRM	Magnetic Resonance Imaging / Imagerie par Résonance Magnétique
Fe_3O_4	Oxyde de fer magnétique (magnétite)
$\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$	Oxyde de fer maghémite
Pt	Platine
Au	Or
PFG	Pulsed Field Gradient (gradient de champ pulsé, utilisé pour les bobines)
SR	Superparamagnétique
FR	Ferromagnétique
MR	Microrobot
EM	Électromagnétique
SPION	Superparamagnetic Iron Oxide Nanoparticles (nanoparticules d'oxyde de fer superparamagnétiques)
CFD	Computational Fluid Dynamics (dynamique des fluides numérique)
3D	Trois dimensions

Introduction générale

Introduction générale

L'émergence des microrobots médicaux marque une avancée significative dans le domaine de la médecine et de la robotique, avec un potentiel d'innovation considérable pour le diagnostic, le traitement ciblé et les interventions chirurgicales minimales.

Ces dispositifs à l'échelle micrométrique, capables de naviguer avec une grande précision dans les régions les plus complexes du corps humain, ouvrent de nouvelles perspectives dans des domaines comme la chirurgie, l'administration de médicaments et la manipulation de cellules.

Leur petite taille et leur capacité à être contrôlés de manière externe via des technologies telles que l'actionnement électromagnétique les rendent particulièrement adaptés à des interventions peu invasives, tout en permettant une réduction des risques et des effets secondaires.

L'un des principaux défis qui reste à surmonter pour ces microrobots est le contrôle précis de leur mouvement et de leur fonction dans l'environnement biologique. Dans ce sens, l'actionnement électromagnétique se distingue comme la méthode la plus prometteuse pour manœuvrer ces robots sans recourir à des sources d'énergie internes, ce qui permet de contourner les problèmes liés à la miniaturisation et à la gestion de l'alimentation.

Ce type de système offre l'avantage de pouvoir manipuler les microrobots de façon précise et à distance, tout en étant compatible avec les tissus biologiques, sans risque de rejet ou de perturbation.

Les microrobots médicaux représentent ainsi un domaine interdisciplinaire d'innovation, intégrant des savoirs issus de la robotique, de la biologie, de l'électrotechnique, des matériaux, de la physique et de l'électronique de puissance et de commande.

Leur développement soulève des défis techniques et biomédicaux complexes mais ouvre également des perspectives nouvelles en matière de soins de santé personnalisés. À travers des systèmes comme les microrobots actionnés par champs électromagnétiques, de nombreuses applications biomédicales sont envisageables, allant des interventions chirurgicales ciblées aux traitements de pathologies spécifiques, avec des objectifs clairs : minimiser les risques, améliorer l'efficacité des traitements et offrir des solutions adaptées à chaque patient.

Toutefois, leur intégration dans le système vasculaire humain fait face à plusieurs défis. Premièrement, ces microrobots doivent surmonter la résistance mécanique du flux sanguin, compte tenu de leurs dimensions extrêmement réduites. De plus, le contrôle à distance de leur propulsion et des forces motrices demeure complexe, nécessitant des solutions à la fois efficaces et biocompatibles. Parmi les méthodes d'actionnement explorées, l'électromagnétisme se révèle prometteur. En effet, cette technique permettrait de propulser et de guider les microrobots sans contact, en utilisant des champs magnétiques uniformes et des gradients générés par des bobines spécialisées, telles que celles de Helmholtz et de Maxwell. Ainsi, la question centrale de ce projet est de développer un système d'actionnement électromagnétique qui puisse contrôler la navigation d'un microrobot dans les vaisseaux sanguins. Ce système doit également impliquer le choix de matériaux magnétiques adaptés, qu'ils soient ferromagnétiques ou superparamagnétiques, afin de garantir à la fois une réponse efficace au champ magnétique et une compatibilité biologique adéquate.

La problématique

Comment concevoir un système d'actionnement électromagnétique capable de contrôler la navigation d'un microrobot dans les vaisseaux sanguins, tout en choisissant des matériaux magnétiques (ferromagnétiques ou superparamagnétiques) conciliant efficacité de réponse au champ et compatibilité biologique ?

Objectif général

Le projet consiste à développer et à optimiser un système d'actionnement électromagnétique qui repose sur des bobines de Helmholtz et de Maxwell. Ce système a pour objectif de contrôler la propulsion et la navigation d'un microrobot. Un aspect essentiel de cette initiative est l'intégration d'une sélection de matériaux magnétiques qui soient à la fois adaptés et biocompatibles, afin d'assurer la sécurité et l'efficacité de l'intervention médicale.

Le but de la recherche

Ce projet a pour objectif de participer au développement de nouvelles solutions de navigation contrôlée pour les microrobots médicaux, facilitant ainsi leur utilisation dans des applications pratiques telles que la chirurgie mini-invasive, la délivrance ciblée de médicaments et les interventions dans le système vasculaire. En approfondissant la compréhension des interactions entre les champs électromagnétiques, les matériaux magnétiques et les milieux biologiques.

Chapitre 1

Les microrobots : État de l'art et défi biophysique de la navigation vasculaire

Introduction

Ces dernières années, le domaine médical a fait des progrès considérables, notamment grâce aux avancées en robotique, en nanotechnologie et en ingénierie biomédicale. L'une des innovations les plus impressionnantes dans ce secteur est l'apparition des microrobots médicaux.

Ce sont des robots extrêmement petits, parfois plus fins qu'un cheveu, capables de se déplacer à l'intérieur du corps humain. Leur but principal est de pénétrer des zones du corps qui sont autrement inaccessibles, permettant ainsi de réaliser des traitements, des diagnostics ou des interventions chirurgicales, sans avoir à recourir à des incisions comme en chirurgie traditionnelle.

Le système vasculaire, constitué des vaisseaux sanguins, est un environnement particulièrement intéressant pour l'utilisation de ces microrobots. Toutefois, naviguer dans ce système est un défi. Le sang y circule à grande vitesse, les parois des vaisseaux sont fragiles et les espaces sont extrêmement étroits, notamment dans les capillaires. Ainsi, pour qu'un microrobot puisse fonctionner efficacement, il doit être conçu pour rester stable, tout en étant suffisamment précis et contrôlable à distance.

Dans ce mémoire, nous nous intéresserons aux microrobots actionnés par des champs électromagnétiques. Ces champs permettent de les déplacer et de les orienter sans avoir besoin de batterie interne. Avant d'entrer dans le détail du fonctionnement de ces robots, ce chapitre propose un état des lieux des recherches actuelles, un retour historique sur l'évolution de ces technologies, une étude approfondie du système vasculaire et des forces de résistance que les microrobots rencontrent dans cet environnement biologique. Nous verrons également pourquoi ces robots sont de plus en plus cruciaux dans le domaine de la chirurgie mini-invasive, qui permet de traiter des patients de manière plus précise et moins invasive.

1.2 Historique des micro robots médicaux

L'idée d'introduire des machines miniatures dans le corps humain est ancienne. Elle a d'abord été imaginée dans la science-fiction, comme dans le film *Fantastic Voyage* de 1966, où des scientifiques sont miniaturisés pour voyager dans le système sanguin. Mais ce n'est qu'à la fin du XXe siècle que cette idée a commencé à devenir une réalité scientifique. [1]

Avant les années 1990, les avancées dans la microélectronique et les MEMS (systèmes micro-électromécaniques) ont été un socle fondamental pour penser à des robots à l'échelle microscopique. [64]

Dans les années 1990, les premières recherches ont été lancées sur des robots de très petite taille, capables de se déplacer dans des liquides. Ces travaux ont été rendus possibles grâce aux progrès en microfabrication, en micromécanique et en biomatériaux. À cette époque, la majorité des prototypes étaient encore limités à des tests en laboratoire, souvent dans des milieux artificiels. [2]

Au début des années 2000, des laboratoires de recherche ont commencé à développer des microrobots biologiquement compatibles, capables d'évoluer dans des environnements vivants. Un exemple célèbre est le "MagnetoSperm" (inspiré des mouvements des spermatozoïdes), un microrobot actionné par un champ magnétique rotatif [3]. D'autres robots, appelés helical microrobots, utilisent une forme de spirale pour avancer dans le sang comme une vis. [4]

Depuis une dizaine d'années, l'intérêt pour les microrobots médicaux a explosé. Des chercheurs ont testé ces robots pour des applications comme :

La libération ciblée de médicaments dans une tumeur,

La désobstruction de vaisseaux bouchés,

Ou encore des microchirurgies précises, comme dans l'œil ou le cerveau. [5]

Aujourd'hui, même si la plupart de ces technologies sont encore en phase expérimentale, plusieurs études cliniques sont en cours, notamment en Europe et en Asie. Le défi actuel est de passer du laboratoire à une utilisation sécurisée chez l'humain, tout en maîtrisant la navigation, l'actionnement et la biocompatibilité. [6]

1.3 État de l'art des microrobots médicaux

1.3.1 Typologies des microrobots : formes, fonctions, matériaux

Formes géométriques

Structures hélicoïdales

Ces microrobots, inspirés des flagelles que l'on trouve chez certaines bactéries, ont une forme en spirale rigide. Grâce à cette forme, ils peuvent transformer un champ magnétique qui tourne en un mouvement vers l'avant, surtout quand le fluide autour d'eux est lent et visqueux, comme c'est le cas dans les petits vaisseaux sanguins. Cette géométrie leur donne une très bonne capacité à se déplacer dans des milieux épais et souples, comme les tissus biologiques ou le sang [7] [8].

Formes sphériques et particules de Janus

Les particules de type Janus sont des sphères un peu particulières : leurs deux faces ont des propriétés différentes. Par exemple, une face peut produire une réaction chimique qui pousse la particule vers l'avant, tandis que l'autre face peut transporter des médicaments. Cela permet de diriger le mouvement de la particule tout en délivrant des traitements précisément là où il faut [9].

Formes plates et micro-jets

Les microrobots plats, fabriqués avec des matériaux souples comme l'hydrogel ou des polymères sensibles à la lumière, peuvent changer de forme sous l'effet d'un champ magnétique. Ils se plient ou se déplient selon les besoins, ce qui les aide à se déplacer et à s'adapter à leur environnement. Les micro-jets, eux, avancent en créant de petites bulles à l'arrière grâce à une réaction chimique : cela agit comme un mini moteur à réaction [10] [11].

Rôles clés des microrobots en médecine

Aujourd'hui, les microrobots sont pensés pour remplir plusieurs fonctions dans le domaine médical. Selon la manière dont ils sont fabriqués, ils peuvent par exemple aider à envoyer un médicament à un endroit précis, faire une petite intervention ou même aider au diagnostic pendant qu'ils se déplacent dans le corps.

Transport de médicaments vers une zone ciblée

Une des choses les plus utiles que peuvent faire ces petits robots, c'est transporter des traitements directement là où il y en a besoin. En général, ils portent une substance active, comme un médicament contre le cancer ou une molécule antibiotique, qu'ils peuvent garder jusqu'au moment où il faut la libérer. Cette libération se fait souvent grâce à un signal extérieur, comme un champ magnétique ou une source de chaleur. Cela aide à mieux traiter des zones profondes ou sensibles, sans toucher au reste du corps. [7] [8]

Petites interventions médicales précises

Certains modèles sont capables d'effectuer de très petites actions, presque comme un chirurgien miniature. Ils sont parfois équipés de minuscules outils pour enlever un tissu malade, déposer un traitement ou faire une biopsie. Grâce à leur taille minuscule, ils peuvent aller dans des zones où les outils classiques ne peuvent pas entrer, ce qui peut éviter des opérations lourdes. [9]

Utilisation pour voir et comprendre ce qu'il se passe dans le corps

D'autres microrobots sont utilisés pour aider à voir l'intérieur du corps. On leur ajoute des composants spéciaux comme des éléments magnétiques ou fluorescents. Ainsi, ils deviennent visibles à l'IRM, à l'échographie ou avec d'autres techniques d'imagerie. Quand ils bougent, on peut aussi savoir si un tissu est dur, souple ou anormal. Cela permet d'obtenir à la fois un traitement et des informations en même temps, ce qu'on appelle la « théranostique ». [11] [12]

Matériaux utilisés dans la fabrication des microrobots

Pour fonctionner efficacement dans le corps humain, un microrobot doit être fait avec des matériaux adaptés. Ces matériaux doivent être à la fois compatibles avec les tissus biologiques, capables de réagir à des signaux externes, et assez souples ou rigides selon le type de mission.

Oxydes magnétiques (Fe_3O_4 , $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$)

Les nanoparticules d'oxyde de fer, comme Fe_3O_4 ou $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$, sont très souvent utilisées dans les microrobots magnétiques. Elles réagissent facilement aux champs magnétiques appliqués depuis l'extérieur, ce qui permet de contrôler le mouvement du robot. En plus, elles sont bien tolérées par les cellules, ce qui les rend sûres pour une utilisation dans le corps humain. [8]

Métaux catalytiques (Pt, Au)

Dans certains cas, les microrobots avancent grâce à des réactions chimiques. Le platine est souvent utilisé pour cela, car il permet de décomposer le peroxyde d'hydrogène et de créer des bulles d'oxygène, qui font avancer le robot comme un petit moteur. Parfois, on ajoute de l'or pour renforcer la stabilité de la surface et améliorer la compatibilité avec le corps. [9]

Polymères souples et intelligents

Certains microrobots ont besoin de changer de forme pour s'adapter à leur environnement. Pour cela, on utilise des matériaux comme les polymères à mémoire de forme ou des hydrogels sensibles à la chaleur ou à la lumière. Ces matériaux permettent au robot de se transformer quand il reçoit un certain signal, ce qui est très utile pour les applications dans des tissus mous ou dans des zones difficiles d'accès. [7]

1.3.2 Mécanismes d'actionnement des microrobots médicaux

Les microrobots conçus pour un usage médical ont besoin de différents modes d'action pour se déplacer et interagir avec leur environnement. Parmi les plus courants, on retrouve l'actionnement chimique, acoustique, magnétique et électromagnétique.

Actionnement chimique

Ce mode repose sur des réactions chimiques, internes ou déclenchées par l'extérieur, pour produire une force de propulsion. Un exemple classique est l'utilisation du peroxyde d'hydrogène (H_2O_2), dont la décomposition libère des bulles d'oxygène. Ces bulles agissent comme moteur en poussant le microrobot vers l'avant. Cette solution est simple et autonome, mais elle soulève des questions sur la précision du mouvement et la compatibilité des substances utilisées avec le corps humain [13].

Actionnement acoustique

Avec cette méthode, les microrobots sont dirigés à l'aide d'ondes sonores, souvent ultrasonores. Ces ondes créent des forces mécaniques ou des mouvements de fluide qui entraînent le robot. C'est une solution douce, bien tolérée par les tissus, et qui permet un bon contrôle dans des milieux complexes comme le corps humain [14].

Actionnement magnétique

Les robots intègrent des éléments sensibles aux champs magnétiques. En manipulant un champ externe, on peut guider précisément leur déplacement. Ce type d'actionnement est rapide, précis, fonctionne bien à travers les tissus, et s'adapte parfaitement à des environnements comme le système vasculaire [15].

Actionnement électromagnétique

Ce système utilise une combinaison de champs électriques et magnétiques. Des bobines produisent un champ magnétique variable, contrôlé avec précision, qui permet au microrobot de se déplacer en trois dimensions. Cette méthode est idéale lorsqu'on cherche à obtenir un mouvement fin, ciblé et en temps réel [16].

Ces techniques offrent chacune des avantages différents selon l'usage prévu. Elles ouvrent la voie à des applications médicales toujours plus ciblées et efficaces.

1.3.3 Exemples de projets existants

Dans le domaine des microrobots médicaux, plusieurs projets concrets ont été développés ces dernières années. Chaque modèle a été pensé pour répondre à des besoins spécifiques dans le corps humain. Voici quelques exemples représentatifs.

Spermbots

Les spermbots sont des microrobots hybrides qui utilisent de vrais spermatozoïdes pour se déplacer. Une petite hélice métallique est fixée à leur queue. Grâce à un champ magnétique tournant, le spermatozoïde peut être dirigé dans une direction précise. Ce système est très bien toléré par le corps humain et peut être utilisé pour transporter des médicaments ou aider à la reproduction assistée [17].

Magnebot

Le Magnebot est un petit robot guidé par un champ magnétique. Il est conçu pour avancer dans des endroits très étroits comme les vaisseaux du cerveau. Grâce à sa petite taille et à sa bonne maniabilité, il est étudié pour des opérations de neurochirurgie où les outils classiques ne peuvent pas accéder [18].

Helical Robots

Ces robots ont une forme en spirale, comme la queue de certaines bactéries. Lorsqu'un champ magnétique tourne autour d'eux, ils avancent dans les liquides, même ceux qui sont épais comme le sang. Fabriqués avec des matériaux souples ou magnétiques, ils sont étudiés pour transporter des médicaments ou faire des petites interventions à l'intérieur du corps [19].

MagnetoSperm

Le MagnetoSperm est un robot qui ressemble à un spermatozoïde, mais il est fabriqué entièrement en laboratoire. Il avance grâce à un champ magnétique qui oscille doucement. Il peut se déplacer avec précision dans les liquides biologiques. Ce robot est encore au stade de prototype, mais il pourrait servir dans des examens médicaux sans chirurgie [20].

Biohybrid Jellyfish

Dans ce projet, des chercheurs ont modifié des méduses vivantes en leur ajoutant des composants électroniques très petits. Cela permet de renforcer leur mouvement naturel. Ces méduses-robots pourraient être utilisées à l'intérieur du corps pour explorer certains organes ou pour suivre l'évolution d'un traitement dans un milieu liquide [21].

1.3.4 Limites actuelles des microrobots médicaux

Contrôle et navigation

Diriger un microrobot avec précision à l'intérieur du corps humain reste une tâche difficile. En effet, le corps est un environnement très complexe, en mouvement constant (circulation du sang, battements du cœur, contractions des muscles), ce qui rend la navigation incertaine. Les signaux de commande ont du mal à traverser les tissus profonds et peuvent être perturbés par des obstacles anatomiques ou par des interférences internes (champs magnétiques ou sons corporels). De plus, l'imagerie en temps réel utilisée pour voir et guider le robot manque souvent de fiabilité, surtout lorsqu'il s'agit de zones profondes ou en mouvement [22][23].

b. Biocompatibilité et sécurité

Introduire un objet étranger dans le corps soulève toujours des questions de sécurité. Certains matériaux comme les hydrogels ou les oxydes de fer sont bien tolérés, mais d'autres, comme certains métaux magnétiques, peuvent provoquer des réactions indésirables (inflammation, rejet ou formation de tissus fibreux autour du robot). De plus, si le microrobot

se dégrade à l'intérieur du corps, il peut libérer des substances dont les effets à long terme ne sont pas encore bien compris [24] [25].

c. Gestion de l'énergie

Alimenter un microrobot est un des plus grands défis techniques. Les batteries miniatures sont souvent trop faibles en énergie et difficiles à intégrer sans augmenter la taille du robot. Les méthodes sans fil comme les champs magnétiques ou les ultrasons sont préférées, mais elles offrent peu de puissance et leur efficacité diminue si le robot est loin ou mal orienté. Trouver un bon équilibre entre autonomie, performance et sécurité reste un problème non résolu [26] [27].

d. Miniaturisation et fabrication

Plus un microrobot est petit, plus il est difficile à fabriquer, à contrôler et à visualiser. Il doit pourtant être capable de bouger, détecter et éventuellement délivrer un médicament. Des techniques avancées comme la lithographie 3D ou l'impression laser permettent de construire ces robots miniatures, mais elles sont encore coûteuses, lentes et peu adaptées à une production industrielle à grande échelle [28] [29].

1.4 Le système vasculaire humain : anatomie et caractéristiques

1.4.1 Structure du système vasculaire : artères, veines, capillaires

Le système vasculaire humain forme un réseau fermé de conduits essentiels au transport du sang. Il comprend trois types principaux de vaisseaux : **les artères**, **les veines** et **les capillaires**, chacun présentant des caractéristiques anatomiques et mécaniques déterminantes pour la navigation des microrobots.

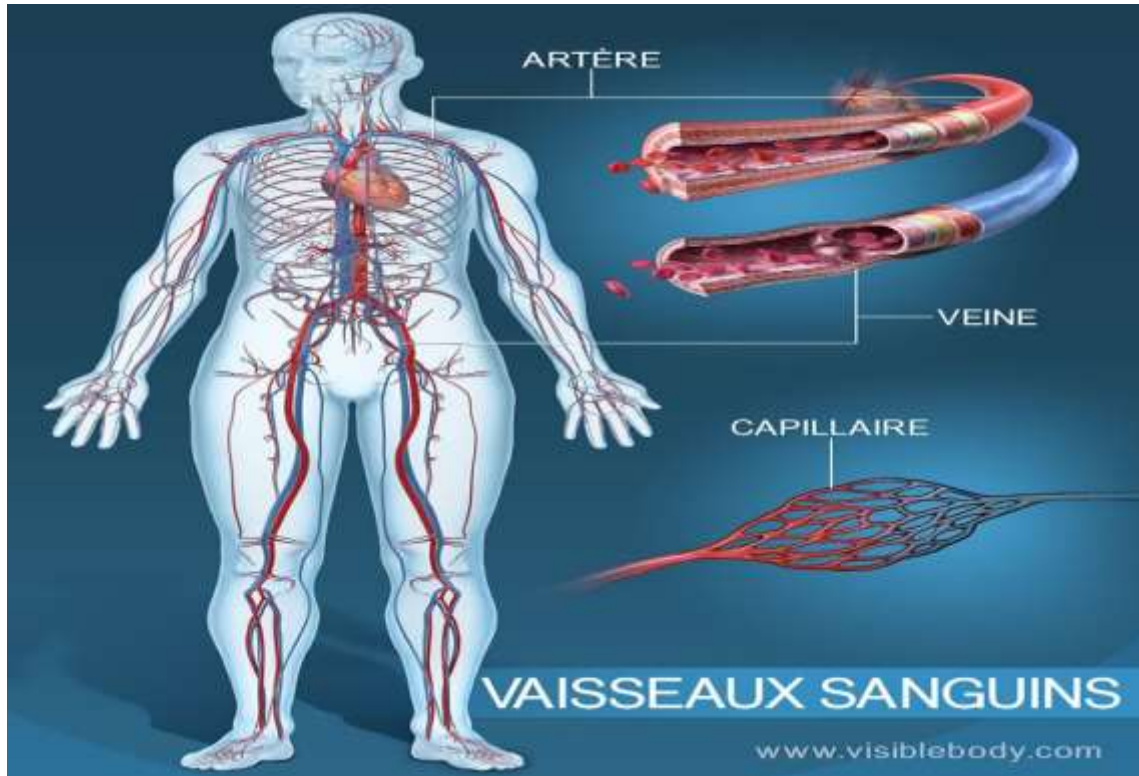


Figure 1: Les vaisseaux sanguins

Les artères acheminent le sang oxygéné à haute pression (jusqu'à 100 mmHg dans l'aorte) depuis le cœur vers les organes. Leur paroi est formée de trois couches, dont une **média riche en fibres élastiques et muscles lisses**, leur conférant **résistance et élasticité** [30]. Le diamètre de l'aorte peut atteindre **2 à 3 cm**, mais diminue progressivement jusqu'aux artérioles.

Les veines assurent le retour du sang désoxygéné vers le cœur sous **basse pression** (<15 mmHg). Leur paroi est plus fine, avec une **média moins développée**, et elles possèdent des **valvules anti-reflux**, particulièrement dans les membres inférieurs [31]. Le diamètre des veines est plus large que celui des artères, mais la lumière est souvent irrégulière, ce qui peut perturber la trajectoire des microrobots.

Les capillaires, d'un diamètre de **5 à 10 μm** , sont les plus fins vaisseaux du réseau. Leur paroi est constituée d'une **seule couche endothéliale**, permettant les échanges cellulaires [32]. Leur structure très étroite impose une **contrainte dimensionnelle majeure** pour tout système microrobotique souhaitant y circuler : seuls des robots de taille inférieure ou égale à un globule rouge ($\sim 7 \mu\text{m}$) peuvent les traverser.

Ces différences structurelles influencent fortement le **design, la taille, et la stratégie de propulsion** des microrobots médicaux, qui doivent composer avec des environnements très variés selon le type de vaisseau ciblé.

1.4.2 Diamètres typiques des vaisseaux sanguins

Le diamètre des vaisseaux sanguins est un élément essentiel à prendre en compte lors de la conception des microrobots médicaux. En effet, il influence directement leur taille, leur manière de se déplacer dans le corps, ainsi que la sécurité de leur utilisation. Ce diamètre varie selon le type de vaisseau (artères, veines ou capillaires), l'âge de la personne et la zone du corps concernée. Plus le vaisseau est petit, plus le microrobot doit être miniaturisé, ce qui complique sa fabrication et son contrôle.

Par exemple, pour que le microrobot puisse entrer dans les capillaires — les plus petits vaisseaux du corps — il ne doit pas dépasser une taille de 5 à 7 micromètres. Cela représente un véritable défi technique. Dans des vaisseaux un peu plus larges comme les artérioles ou les veinules, des dispositifs mesurant entre 10 et 50 micromètres peuvent circuler, mais il faut toujours trouver un bon équilibre entre solidité, efficacité et précision. Le tableau ci-dessous donne une idée générale des diamètres typiques des vaisseaux sanguins, aussi bien chez l'adulte que chez l'enfant, indiqué dans le tableau suivant :

Chapitre1 Les microrobots: État de l'art et défi bio-physique de la navigation vasculaire

Tableau 1:Diamètres typiques des vaisseaux sanguins

Type de vaisseau	Sous-type	Adulte	Enfant	Remarques
Artères	Aorte thoracique	25 à 30 mm [33]	6 à 8 mm (naissance), 12 à 15 mm (5 ans) [34]	Vaisseau de grand calibre, difficilement accessible aux microrobots
	Artères moyennes (fémorale, brachiale)	4 à 8 mm	Jusqu'à 3–5 mm	Accès possible à certains microrobots
	Artérioles	30 à 100 μm	Proportionnellement réduites	Zone clé pour ralentissement du flux sanguin
Veines	Veine cave inférieure	20 à 30 mm	10 à 15 mm [35]	Vaisseau de très gros diamètre
	Veines profondes (fémorale, etc.)	5 à 10 mm	Moins de 5 mm	Propices à la navigation de microrobots plus grands
	Veinules	20 à 50 μm	Réduites proportionnellement	Parois souples, risque d'adhérence
Capillaires		5 à 10 μm [36]	5 à 10 μm	Taille limite pour passage d'un globule rouge ($\sim 7 \mu\text{m}$), circulation en file indienne

Implications pour les microrobots médicaux

Les microrobots conçus pour naviguer dans le système vasculaire doivent avoir une taille inférieure à 5–7 μm s'ils sont destinés aux capillaires, ce qui pose des défis majeurs en fabrication, actionnement et communication.

Dans les artérioles et veinules, des microrobots de 10 à 50 μm peuvent être envisagés, avec une liberté de mouvement plus importante et une contrainte mécanique moindre.

Le choix du diamètre d'intervention influe directement sur :

La stratégie de propulsion (champ magnétique, vibrations, etc.), le risque de blocage ou d'embolisation, et la précision des actes mini-invasifs ciblés (ex. : libération localisée de médicament, biopsie).

1.4.3 Contraintes hémodynamiques dans l'environnement vasculaire

Le sang circule dans tout le corps pour transporter l'oxygène et les nutriments. Sa vitesse, la pression qu'il exerce et son mouvement rythmique (pulsatile) sont essentiels à connaître pour bien concevoir des microrobots médicaux adaptés à l'intérieur des vaisseaux.

Vitesse du flux sanguin

Tableau 2: La vitesse du sang varie selon le type de vaisseau [37]:

Type de vaisseau	Sous-type	Vitesse du flux sanguine
Artères	Aorte	le sang y circule rapidement, entre 30 et 150 cm/s .
	Artères moyennes	la vitesse est d'environ 10 à 40 cm/s .
Veines		la vitesse est modérée, entre 5 et 20 cm/s
Capillaires		le sang ralentit beaucoup, avec une vitesse de 0,3 à 1 mm/s , ce qui permet les échanges avec les tissus.

Pression sanguine

Tableau 3: La pression est la force que le sang exerce sur les parois des vaisseaux [38] :

Type de vaisseau	Sous-type	Pression sanguine
Artères	Aorte	la pression est élevée, autour de 120 mmHg .
	Artères moyennes	la pression reste forte, environ 100 mmHg .
Veines		la pression est faible, entre 5 et 15 mmHg .
Capillaires		la pression baisse à 20-30 mmHg .

Comportement pulsatile

Le cœur bat régulièrement, envoyant le sang par à-coups

Dans les **artères**, le flux est **pulsatile**, c'est-à-dire qu'il suit le rythme des battements du cœur.

En s'éloignant du cœur, dans les **capillaires** et les **veines**, le flux devient plus **continu** et régulier. [39]

Chez les enfants [40]:

La fréquence cardiaque est plus élevée (jusqu'à 150 battements par minute).
La pression artérielle est plus basse (environ 70/40 mmHg).
Les vaisseaux sont plus petits, ce qui est important à considérer pour la conception de microrobots adaptés.

1.4.4 Particularités des zones à fort intérêt chirurgical : cerveau, rétine, tumeurs

Certaines parties du corps sont très sensibles. C'est le cas du **cerveau**, de la **rétine** et des **tumeurs**. Ces zones demandent des outils très précis pour éviter d'abîmer les tissus.

Dans le **cerveau**, les vaisseaux sont très fins (entre 5 et 10 microns) et une barrière spéciale protège le cerveau des substances extérieures. Cette barrière empêche aussi certains médicaments d'entrer [41]. Les microrobots, grâce à leur petite taille et leur mouvement

contrôlé à distance par champ magnétique, peuvent circuler dans ces zones sans faire de dégâts [42].

Dans la **rétine**, l'espace est très petit et les tissus sont fragiles. Une simple pression peut abîmer la vue. Les microrobots peuvent entrer dans l'œil, se déplacer dans le gel qui le remplit, et atteindre la rétine sans contact direct [43]. Ils peuvent y déposer un médicament avec précision [44].

Les **tumeurs**, surtout quand elles sont profondes ou mal irriguées par le sang, sont difficiles à traiter. Les microrobots peuvent y aller directement. Ils peuvent apporter un médicament ou bien chauffer la tumeur avec un champ magnétique pour la détruire, sans toucher les tissus sains [45].

1.5 Interactions entre microrobots et environnement vasculaire

1.5.1 Comportement du sang comme fluide non newtonien

Comportement du sang comme fluide non newtonien

Le sang n'est pas un liquide classique. Contrairement à l'eau, il ne garde pas toujours la même fluidité. On dit qu'il est un fluide non newtonien, ce qui signifie que sa viscosité change selon la vitesse à laquelle il s'écoule. Par exemple, quand le sang circule lentement, comme dans les petits vaisseaux, il devient plus visqueux, donc plus "épais". Mais lorsqu'il coule rapidement, sa viscosité diminue et il s'écoule plus facilement [46].

Cette propriété est principalement due aux globules rouges, qui représentent environ 45 % du volume du sang. Lorsqu'ils circulent dans de petits vaisseaux, ils peuvent s'aligner, se déformer ou même s'agréger, ce qui modifie le comportement global du sang. Cette dynamique est très importante pour les microrobots, car elle influence leur mouvement, leur trajectoire, et la force qu'ils doivent produire pour avancer [47].

b. Dynamique du sang dans les micro-vaisseaux

Dans les micro-vaisseaux (artérioles, veinules), le sang ne circule pas de manière uniforme. Il suit un mouvement pulsatile, c'est-à-dire qu'il accélère et ralentit au rythme du cœur. Cela provoque des variations de pression et de vitesse que les microrobots doivent supporter. Par exemple, la vitesse du sang dans une artériole peut atteindre 1 à 10 mm/s, tandis qu'elle chute à moins de 1 mm/s dans les capillaires [48].

De plus, dans ces petits canaux, les effets de paroi deviennent dominants : les frottements avec les parois du vaisseau freinent le microrobot, et les forces hydrodynamiques agissent plus fortement sur lui. Le microrobot doit donc être conçu pour rester stable, éviter de dériver, et garder son cap malgré les perturbations du flux sanguin [49].

1.5.2 Régime de faible nombre de Reynolds → importance de la viscosité

Dans les micro-vaisseaux, le nombre de Reynolds est très bas ($Re < 1$), donc la viscosité domine: le mouvement du microrobot est freiné comme s'il glissait dans un sirop épais [50].

Nombre de Reynolds

Le nombre de Reynolds, noté Re , est un nombre sans dimension qui permet de comparer les effets de l'inertie et de la viscosité dans un fluide.

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot L}{\mu} \quad (1.1)$$

ρ = densité du fluide (kg/m^3)

v = vitesse du fluide ou du microrobot (m/s)

L = dimension caractéristique (m), souvent le diamètre du vaisseau

μ = viscosité dynamique du fluide ($\text{Pa}\cdot\text{s}$)

(Plus Re est petit, plus la viscosité contrôle le mouvement)

Loi de Stokes (force de traînée)

$$F = 6 \cdot \pi \cdot \mu \cdot r \cdot v$$

F = force de traînée (N)

μ = viscosité dynamique du fluide ($\text{Pa}\cdot\text{s}$)

r = rayon de la particule (m)

v = vitesse de la particule (m/s)

(La force de résistance augmente avec la viscosité et la vitesse)

1.5. 3. Forces de traînée, cisaillement, turbulences et obstacles cellulaires

Quand un microrobot avance dans un vaisseau sanguin, il ne peut pas se déplacer librement comme dans l'air. Il est freiné, dévié, ou même bloqué par plusieurs éléments présents dans le sang.

La force de traînée

C'est une résistance qui s'oppose au mouvement du robot. Elle vient du fait que le sang est visqueux. Plus le robot va vite ou plus il est grand, plus cette force est forte. On peut l'estimer avec la loi de Stokes :

$$F = 6 \cdot \pi \cdot \mu \cdot r \cdot v \quad (1.2)$$

Où μ est la viscosité du sang, r le rayon du robot et v sa vitesse. Cette force ralentit toujours le robot, comme quand on nage dans de la boue. [52]

Les forces de cisaillement2

Le sang ne coule pas à la même vitesse partout. Il va plus vite au centre du vaisseau et plus lentement près des bords. Cela crée des différences de vitesse, qu'on appelle cisaillement. Ces forces peuvent déformer ou faire tourner le microrobot s'il est très petit. [53]

Les turbulences

Dans certaines zones du corps, comme les virages ou les endroits rétrécis, le sang ne coule plus de façon calme. Il devient turbulent, avec des mouvements désordonnés. Pour un microrobot, c'est comme essayer d'avancer dans une mer agitée. [54]

Les obstacles cellulaires

Le sang contient des cellules, comme les globules rouges et blancs. Pour un microrobot de taille microscopique, ces cellules sont comme des blocs mouvants. Elles peuvent le gêner, le pousser, ou même bloquer son chemin. Il doit donc les éviter ou trouver un passage. [55]

1.5.4 Risques d'adhésion, de piégeage ou de perte de contrôle

Quand un microrobot se déplace dans les vaisseaux sanguins, il peut faire face à plusieurs difficultés qui limitent son efficacité.

Coller aux parois

Les vaisseaux ne sont pas toujours parfaitement lisses. S'ils sont endommagés ou enflammés, leur surface devient plus "accrochante". Dans ces cas, le microrobot risque de rester collé à la paroi, surtout s'il est très petit ou s'il bouge lentement. [56]

Rester bloqué dans des zones étroites

Certaines parties du système vasculaire, comme les capillaires ou les zones proches des tumeurs, sont très fines. Si le robot est un peu trop grand ou si le sang circule mal, il peut rester coincé, comme un caillou dans un tuyau étroit. [57]

Perdre le contrôle du mouvement

Le sang ne coule pas toujours à la même vitesse ni dans la même direction. Dans les petites zones, il peut changer brutalement de sens. Si le système de contrôle magnétique n'est pas bien réglé, le microrobot peut facilement dévier ou ralentir, rendant sa trajectoire difficile à gérer. [58]

1.5.5 Nécessité d'une conception adaptée (forme, matériaux, revêtements) pour les microrobots actionnés par électromagnétisme

Quand un microrobot est contrôlé par des champs électromagnétiques, sa forme, sa matière et son revêtement doivent être bien pensés pour qu'il réponde bien à l'actionnement et qu'il reste compatible avec le corps humain.

Une forme qui réagit bien au champ

Leur forme ne doit pas être choisie au hasard. Par exemple, une structure en spirale ou allongée peut les aider à mieux se déplacer dans le sang quand un champ magnétique est appliqué. Cette forme rend aussi leur mouvement plus stable et prévisible. [61]

Des matériaux qui répondent au champ mais sûrs pour le corps

Comme ces microrobots sont contrôlés à distance grâce à des champs magnétiques, ils doivent contenir des matériaux sensibles à ces champs, comme de petites particules de fer ou d'oxydes magnétiques. Mais comme ils vont circuler dans le corps humain, il est essentiel que ces matériaux ne provoquent pas de réaction toxique. C'est pourquoi ils sont souvent recouverts d'une couche protectrice. [62]

Un revêtement pour éviter qu'ils se bloquent

Pour éviter qu'ils s'accrochent aux parois des vaisseaux ou qu'ils soient reconnus par le système immunitaire, on ajoute souvent un revêtement lisse et neutre sur leur surface. Cela permet au microrobot de circuler plus facilement dans le sang sans créer de complications. [63]

Conclusion

Le premier chapitre établit un cadre de recherche sur les microrobots médicaux, mettant en avant leur rôle crucial dans la chirurgie mini-invasive. Ces dispositifs, avec des formes variées et des fonctions telles que le transport de médicaments, présentent des défis en matière de contrôle, biocompatibilité et gestion de l'énergie. Une étude approfondie du système vasculaire révèle des contraintes telles que des diamètres réduits et des forces de résistance complexes, nécessitant des conceptions spécifiques. En réponse, la recherche se concentrera sur l'actionnement par champs électromagnétiques, permettant un contrôle précis des microrobots sans batterie interne, qui sera approfondi dans le prochain chapitre.

Chapitre 02

L'électromagnétisme et les matériaux magnétiques

Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter les fondements théoriques nécessaires à l'appréhension et à la conception des systèmes de contrôle magnétique des microrobots médicaux. L'actionnement par magnétisme repose en effet sur les lois de l'électromagnétisme.

Dans un premier temps, il s'agira de rappeler les principes de base ainsi que les équations de Maxwell qui régissent la génération et la manipulation des champs magnétiques.

Dans un second temps, nous porterons notre attention sur les propriétés des matériaux magnétiques utilisés dans notre domaine, notamment les matériaux ferromagnétiques et superparamagnétiques, dont le rôle est de canaliser les lignes de champ magnétique, donc d'amplificateur de l'induction magnétique. Enfin, il sera question de l'interaction entre le champ magnétique et le microrobot, c'est-à-dire les forces et/ou les couples qui apparaissent ainsi que leurs équilibres avec les forces hydrodynamiques du milieu, à savoir la traînée visqueuse et résistance du fluide sanguin.

Partie 01
L'électromagnétisme

2.1 Définition de l'électromagnétisme

L'électromagnétisme est une branche de la physique qui étudie les relations entre les champs électriques et magnétiques, ainsi que leurs effets sur la matière. Il repose sur l'idée que les charges électriques en mouvement produisent des champs magnétiques. Les champs magnétiques variables peuvent induire des champs électriques. Cette dualité est formalisée par les équations de Maxwell, qui constituent le cadre théorique fondamental de l'électromagnétisme. [64]

2.2 Pourquoi il est essentiel pour le contrôle des microrobots ?

Dans le monde des microrobots médicaux, l'électromagnétisme joue un rôle essentiel car il permet de générer et de contrôler des champs magnétiques capables d'actionner ces dispositifs à distance. L'actionnement magnétique permet un contrôle plus souple et plus précis de la trajectoire des microrobots dans les vaisseaux sanguins. Ça ouvre des portes pour des applications médicales prometteuse, comme l'administration de médicaments et leur acheminement à des endroits précis à l'intérieur du corps humain, des interventions chirurgicales ciblées et moins invasives, ... [65]

2.3 Introduction aux équations de Maxwell

Elles regroupent des règles importantes qui montrent comment l'électricité et le magnétisme sont liés, alors qu'avant on les considérait comme deux phénomènes physiques complètement indépendants.

2.3.1 Importance dans la description des phénomènes électriques et magnétiques

Ces équations nous aident à comprendre comment les champs électriques et magnétiques apparaissent, comment ils agissent ensemble et comment ils se déplacent. Elles expliquent comment se forme un champ électrique autour d'une charge, comment un champ magnétique se crée autour d'un fil électrique, ou comment une onde électromagnétique voyage dans l'espace.

Elles sont valides à l'échelle microscopique et macroscopique, que ce soit pour de petites particules ou pour des grosses machines. Sans elles, on ne pourrait pas avoir des technologies comme les téléphones, les scanners médicaux ou les systèmes de contrôle magnétique. [66]

2.3.2 Lien direct avec l'actionnement des microrobots médicaux par champ électromagnétique

Pour les microrobots médicaux, ces équations sont encore plus importantes. Ces robots sont contrôlés par des champs magnétiques. Les équations de Maxwell nous permettent de calculer précisément comment créer ces champs avec des bobines adaptées. Ça nous aide à créer des champs uniformes pour diriger le robot, ou des champs qui changent pour le déplacer dans le corps.

2.4 Définition des grandeurs physiques

Dans le cadre de l'électromagnétisme, plusieurs grandeurs physiques fondamentales interviennent dans la description des phénomènes électriques et magnétiques.

Le champ électrique ($\vec{E}$) est une grandeur vectorielle qui traduit la force exercée par unité de charge en un point donné de l'espace, et son unité est le volt par mètre (V/m).

Le champ magnétique ($\vec{B}$), appelé aussi induction magnétique, représente l'intensité et la direction du champ magnétique en un point, et s'exprime en tesla (T).

À ce champ est associé le **champ d'excitation magnétique ($\vec{H}$)**, qui rend compte de l'origine du champ magnétique produit par des courants électriques, et qui est relié à $\vec{B}$ par la relation $\vec{B} = \mu \vec{H}$, où μ désigne la perméabilité du milieu (unité : A/m).

Par ailleurs, la **densité de courant ($\vec{J}$)** décrit la quantité de courant qui traverse une surface donnée par unité d'aire ; dans le cas d'un conducteur, elle est reliée au champ électrique par la loi $\vec{J} = \sigma \vec{E}$, avec σ la conductivité électrique, et son unité est l'ampère par mètre carré (A/m²).

À cela s'ajoute la **densité de charge volumique (ρ_v)**, grandeur scalaire exprimant la quantité de charge électrique contenue par unité de volume, mesurée en coulomb par mètre cube (C/m³).

Enfin, le **champ de déplacement électrique ($\vec{D}$)** permet de prendre en compte la réponse du matériau au champ électrique à travers sa polarisation ; il est défini par la relation $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$, avec ϵ la permittivité du milieu, et son unité est le coulomb par mètre carré (C/m²).

Phénomènes Electromagnétiques

L'étude des phénomènes électromagnétiques commence par la distinction entre l'électrostatique et la magnétostatique.

Lorsque les charges sont au repos (particules immobiles), elles interagissent uniquement par la Force de Coulomb

$$|F_e| = \frac{k \cdot |q_1| \cdot |q_2|}{r^2} \quad (2.1)$$

Où :

F_e : Force électrique en newton (N).

q_1 : Charge 1 qui applique la force électrique sur la charge 2 en coulomb (C).

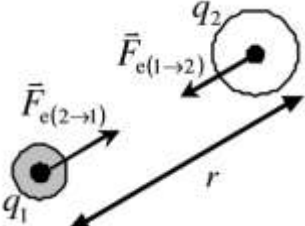
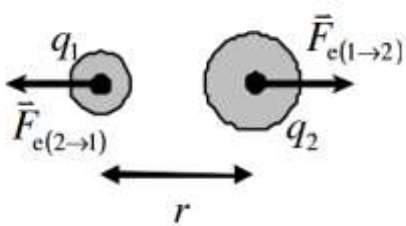
q_2 : Charge 2 qui applique la force électrique sur la charge 1 en coulomb (C).

r : Distance entre les deux charges ponctuelles en mètre (m).

k : Constante de la loi de Coulomb, $k=9 \times 10^9 \text{ N} \cdot \text{m}^2 / \text{C}^2$.

où une charge q_1 crée un champ électrique qui exerce une force sur une charge q_2 .

Tableau 4: Attraction et Répulsion des charges

Attraction Charges signes contraires ($q_1 q_2 < 0$)	Répulsion Charges signes semblables ($q_1 q_2 > 0$)
	<i>Tableau 5: Attraction et Répulsion des charges</i> 

Cependant, le passage à la magnétostatique devient nécessaire lorsque l'on considère le mouvement des particules.

Dans ce cas, ce mouvement génère un champ d'induction magnétique B , ce qui introduit une force supplémentaire, dite force magnétique. [68]

L'ensemble de ces deux forces (électrique et magnétique) constitue la **Force de Lorentz** :

$$\vec{F} = q. (\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \quad (2.2)$$

2.5 Les équations de Maxwell

Les équations de Maxwell, c'est la base de l'électromagnétisme. Elles expliquent simplement tous les phénomènes électriques et magnétiques. Ces équations existent sous deux formes : **différentielle (locale)** et **intégrale (globale)**. [67]

La formulation locale, présentée ici, met en évidence la variation des champs électriques et magnétiques en chaque point de l'espace.

2.5.1 Formulation locale (différentielle)

Loi de Gauss pour l'électricité

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.3)$$

Loi de Gauss pour le magnétisme

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.4)$$

3. Loi de Faraday

$$\nabla \times \vec{E} = - \partial \vec{B} / \partial t \quad (2.5)$$

4. Loi d'Ampère-Maxwell

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J}_c + \partial \vec{D} / \partial t = \vec{J} \quad (2.6)$$

ρ : densité de charge volumique.

$\vec{E}$: champ électrique [V/m].

$\vec{D}$: vecteur induction électrique ou vecteur déplacement

$\vec{H}$: vecteur champ magnétique [A/m].

$\vec{D}$: vecteur induction magnétique [T].

$\vec{J}_c$: vecteur densité de courant de conduction [A/m²].

$\vec{J}_d$: densité de courant de déplacement [A/m²] = ($\partial \vec{D} / \partial t$)

2.5.2 Forme intégrale équations de Maxwell

Loi de Gauss

Cette équation établit un lien entre le flux du champ de déplacement électrique D à travers une surface fermée s et la charge volumique ρ contenue dans le volume v délimité par cette surface.

Nous avons :

$$\iint \vec{D} \cdot d\vec{s} = \iiint \rho \cdot v \cdot dv \quad (2.7)$$

En appliquant le théorème de la divergence, le flux à travers la surface s peut être converti en l'intégrale volumique de la divergence du champ D :

$$\iint \vec{D} \cdot d\vec{s} = \iiint v(\nabla \cdot \vec{D}) \cdot dv \quad (2.7)$$

En substituant cela dans l'équation de Maxwell, on obtient :

$$\iiint v(\nabla \cdot \vec{D}) \cdot dv = \iiint v \cdot \rho \cdot dv \quad (2.8)$$

Comme cette relation doit être vraie quel que soit le volume v , on en déduit l'égalité des intégrales, menant à la forme locale (ou différentielle) de la première équation de Maxwell :

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.3)$$

Forme simplifiée

Le second membre de l'équation initiale ($\iiint v\rho \cdot dv$) représente par définition la **charge totale** Q_i contenue à l'intérieur du volume v .

D'où :

$$\iint_s \vec{D} \cdot d\vec{s} = Q_i \quad (2.9)$$

D : Champ de déplacement électrique

ds : Élément vectoriel de surface.

ρ : Densité volumique de charge

s : Surface fermée qui entoure le volume v

Q_i : Charge totale contenue à l'intérieur de la surface s

Loi de Faraday-Lenz

La deuxième équation de Maxwell, sous sa forme locale, relie la variation spatiale du champ électrique E à la variation temporelle du champ d'induction magnétique B .

Nous avons :

$$\nabla \times E = - \partial B / \partial t \quad (2.5)$$

L'existence d'un champ magnétique variable dans le temps ($\partial B / \partial t \neq 0$) crée un champ électrique tourbillonnaire (dont le $\nabla \times E$ est non nul).

Passage à la forme intégrale

La forme intégrale est obtenue en intégrant l'équation sur une surface arbitraire s .

En intégrant les deux parties par rapport à la surface s , on obtient :

$$\iint (\nabla \times E) \cdot ds = \iint (-\partial t / \partial B) \cdot ds \quad (2.10)$$

Dans le cas où la surface s est indépendante du temps, c'est-à-dire que le système ne se déforme pas, on peut intervertir l'opérateur de dérivation par rapport au temps $\partial / \partial t$ et l'intégration de surface :

$$\iint (\nabla \times E) \cdot ds = - \partial / \partial t \iint B \cdot ds \quad (2.11)$$

Le flux magnétique Φ du vecteur induction magnétique B à travers une surface s s'exprime par :

$$\Phi = \iint B \cdot ds \quad (2.12)$$

En appliquant le **théorème de Stokes** (ou théorème du rotationnel) au membre de gauche de, on convertit l'intégrale de surface du rotationnel en une intégrale de ligne (circulation) le long du contour fermé C délimitant la surface s :

$$\iint (\nabla \times E) \cdot ds = \oint E \cdot dl \quad (2.13)$$

En substituant les résultats des points A et B dans l'équation ($\Phi = \iint s B \cdot ds$), on obtient la **forme intégrale de la deuxième équation de Maxwell (Faraday-Lenz)** :

$$\oint E \cdot dl = - \partial \Phi / \partial t \quad (2.14)$$

Où

$\oint \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l}$: Circulation du champ électrique sur un contour fermé C (Force électromotrice induite E)

Φ : Flux magnétique

$\mathbf{B}$: Vecteur induction magnétique (Champ magnétique)

s : Surface à travers laquelle le flux est calculé.

$\partial/\partial t$: Dérivée partielle par rapport au temps.

La circulation du champ électrique $\mathbf{E}$ le long d'un contour fermé (qui représente la **force électromotrice** $\mathbf{E}$ induite) est égale à l'opposé de la variation temporelle du **flux magnétique** Φ à travers la surface s délimitée par ce contour. C'est la **Loi de Faraday-Lenz**.

Le signe **négatif** est l'apport de **Lenz** (loi de Lenz) et indique que le courant induit s'oppose à la variation du flux magnétique qui lui a donné naissance.

Théorème de Gauss Magnétique

La troisième équation de Maxwell, sous sa forme locale, énonce que le champ d'induction magnétique $\mathbf{B}$ n'a pas de divergence, ce qui signifie qu'il est un champ à flux conservatif (ou solénoïdal).

Nous avons :

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.6)$$

L'absence de divergence signifie qu'il n'existe pas de charges magnétiques isolées (monopôles magnétiques) agissant comme des sources ou des puits de champ magnétique. Les lignes de champ magnétique sont toujours fermées.

La forme intégrale est obtenue en intégrant l'équation (III.16) sur un volume arbitraire v .

En intégrant les deux parties par rapport au volume v s'appuyant sur la surface s , on obtient :

$$\iiint (\nabla \cdot \mathbf{B}) \cdot d\mathbf{v} = \iiint 0 \cdot d\mathbf{v} \quad (2.15)$$

$$\iiint (\nabla \cdot \mathbf{B}) \cdot d\mathbf{v} = 0 \quad (2.16)$$

En appliquant le théorème de la divergence (ou théorème d'Ostrogradsky), on convertit l'intégrale de volume de la divergence en une intégrale de surface (flux) du champ $\mathbf{B}$ à travers la surface fermée s qui délimite le volume v :

$$\iiint (\nabla \cdot \mathbf{B}) \cdot d\mathbf{v} = \iint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} \quad (2.6)$$

D'où, la forme intégrale de la troisième équation de Maxwell :

$$\iint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} = 0 \quad (2.17)$$

La troisième équation de Maxwell signifie que le flux de l'induction magnétique à travers une surface fermée est nul.

Ceci traduit la **conservation du flux magnétique** : autant de lignes de champ magnétique entrent dans une surface fermée qu'il en sort. Les lignes de champ $\mathbf{B}$ sont donc des boucles fermées, ce qui est une caractéristique fondamentale du magnétisme.

Théorème d'Ampère-Maxwell

Forme locale (Différentielle)

La quatrième équation de Maxwell relie le rotationnel du champ magnétique $\mathbf{H}$ à deux types de courants : le courant de conduction $\mathbf{J}_c$ et le courant de déplacement $\partial\mathbf{D}/\partial t$.

Nous avons :

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_c + \partial\mathbf{D}/\partial t \quad (2.18)$$

$\mathbf{J}_c$: Densité de courant de conduction (courant réel de charges en mouvement)

$\partial\mathbf{D}/\partial t$: Densité de courant de déplacement (terme de Maxwell, lié à la variation temporelle du champ électrique)

Les sources du champ magnétique tourbillonnaire ($\nabla \times \mathbf{H}$) sont à la fois les courants de conduction (fils, métaux) et la variation du champ électrique.

en électrotechnique, les fréquences utilisées sont généralement suffisamment faibles pour que le courant de déplacement soit négligeable devant le courant de conduction :

$$\partial\mathbf{D}/\partial t \approx 0 \quad (2.19)$$

L'équation locale simplifiée devient alors :

$$\nabla \times \mathbf{H} \approx \mathbf{J}_c \quad (2.20)$$

En intégrant les deux parties de l'équation simplifiée par rapport à une surface s , on obtient :

$$\iint_s (\nabla \times \mathbf{H}) \cdot d\mathbf{s} = \iint_s \mathbf{J}_c \cdot d\mathbf{s} \quad (2.21)$$

En appliquant le théorème de Stokes au membre de gauche, l'intégrale de surface du rotationnel est convertie en une intégrale de ligne (circulation) le long du contour fermé C délimitant la surface s :

$$\iint_S (\nabla \times \mathbf{H}) \cdot d\mathbf{s} = \oint_C \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} \quad (2.22)$$

L'intégrale de surface de la densité de courant $\mathbf{J}_c$ représente le courant total I_i (ou $\sum I_i$) qui traverse la surface s :

$$\sum I_i = \iint_S \mathbf{J}_c \cdot d\mathbf{s} \quad (2.23)$$

D'où, en appliquant le théorème du rotationnel :

$$\oint_C \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l} = \sum I_i \quad (2.24)$$

$\oint_C \mathbf{H} \cdot d\mathbf{l}$: Circulation du champ magnétique H sur un contour fermé C.

$\sum I_i$: Courant I contenu à l'intérieur du contour fermé (courant enlacé)

La forme intégrale simplifiée est le Théorème d'Ampère:

la circulation du champ magnétique le long d'un contour fermé est égale à la somme algébrique des courants qui traversent la surface délimitée par ce contour. La quatrième équation de Maxwell est donc une généralisation du théorème d'Ampère, intégrant le terme de courant de déplacement pour les régimes variables (électromagnétisme général).

2.5 Biot et Savart

2.5.1 Champ magnétique élémentaire (dB)

Chaque élément de courant, de **longueur orientée** $d\mathbf{l}$ et parcouru par un **courant d'intensité** I , produit un champ magnétique élémentaire $d\mathbf{B}(M)$ au point M.

$$\overrightarrow{dB}(M) = K \frac{I d\mathbf{l} \wedge \vec{u}}{r^2} \quad (2.25)$$

K : est une **constante** (qui dépend du système d'unités utilisé).

r : est la **distance** entre l'élément de courant et le point M.

u : est le **vecteur unitaire** dirigé de l'élément de courant vers le point M.

$d\vec{l} \wedge \vec{u}$: est un **produit vectoriel**, ce qui signifie que le champ $d\vec{B}$ est **perpendiculaire** à la fois à la direction du courant ($d\vec{l}$) et au vecteur position ($\vec{u}$).

2.5.2 Champ magnétique total ($\vec{B}$) :

$d\vec{B}$ n'est qu'un **intermédiaire de calcul** ; seul le champ total a un sens physique.

Le champ magnétique total $\vec{B}(M)$ est obtenu en **sommant** (intégrant) toutes les contributions élémentaires le long de tout le circuit :

$$\vec{B}(M) = \oint \vec{dB} = K \oint_c \frac{I d\vec{l} \wedge \vec{u}}{r^2} \quad (2.26)$$

Le symbole d'intégrale avec un cercle ($\oint$) signifie que l'intégration est effectuée le long d'un circuit fermé.

la loi de Biot et Savart permet de calculer le champ magnétique $\vec{B}(M)$ créé par un courant continu en intégrant les contributions de chaque petit segment de ce courant.

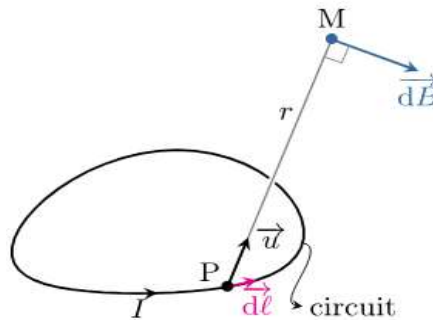


Figure 2: Notations associées à la loi de Biot et Savart.

2.5.2 Loi de Biot et Savart

Dans le Système international d'unités, on pose

$$K = \frac{\mu_0}{4\pi} = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H/m} \quad (2.27)$$

μ_0 : perméabilité magnétique du vide = 10^{-7}

$$\vec{B}(M) = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint_C \frac{I \vec{dl} \wedge \vec{u}}{r^2} = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint_C \frac{I \vec{dl} \wedge \vec{PM}}{PM^3} \quad (2.28)$$

2.5.3 Application au fil rectiligne infini

Le calcul se simplifie grâce à la symétrie du problème et le choix d'une variable d'intégration appropriée.

Champ élémentaire et changement de variable

En utilisant la géométrie du fil infini et les propriétés du produit vectoriel ($\|\vec{dl} \wedge \vec{u}\| = dl \cos \varphi$), le module du champ magnétique élémentaire est :

$$dB = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I dl \cos \varphi}{PM^2} \quad (2.29)$$

Pour intégrer sur toute la longueur du fil, on choisit l'angle φ comme variable d'intégration. En utilisant les relations trigonométriques dans le triangle rectangle (où r est la distance au fil) :

$$PM = r / \cos \varphi$$

$$\ell = r \tan \varphi \Rightarrow dl = \frac{r}{\cos^2 \varphi} d\varphi \quad (2.30)$$

La substitution des relations ci-dessus dans l'expression de dB conduit à

$$dB = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{I \cos \varphi}{r} d\varphi \quad (2.31)$$

Tous les champs élémentaires dB sont colinéaires et dirigés selon le vecteur orthoradial $\vec{u}_\theta$ (règle du tire-bouchon) . On peut donc simplement sommer les modules.

Pour un fil infini, l'angle φ varie de $-\pi/2$ à $+\pi/2$:

$$B(M) = \frac{\mu_0}{4\pi r} \cdot \int_{\varphi=-\pi/2}^{\varphi=+\pi/2} \cos(\varphi) d\varphi = \frac{\mu_0}{2\pi} \cdot \frac{1}{r} \quad (2.32)$$

Le champ magnétique B ne dépend que de la distance r au fil et est orienté selon le vecteur unitaire $\vec{u}_\theta$ (vecteur tangent au cercle).

$$\vec{B}(r, \theta, z) = \frac{\mu_0}{2\pi} \cdot \frac{I}{r} \cdot \vec{u}_\theta \quad (2.33)$$

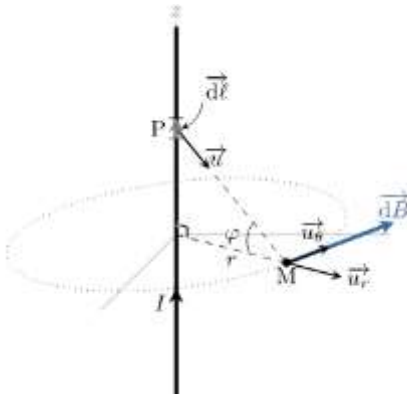


Figure 3: Fil infini rectiligne

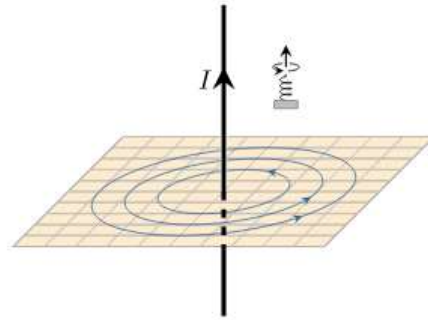


Figure 4: Champ magnétique créé par un fil infini.

2.5.3 Champ magnétique créé le long de l'axe d'une spire circulaire

de rayon R parcourue par un courant I .

L'étude se concentre sur les points M situés sur l'axe (Oz) de la spire.

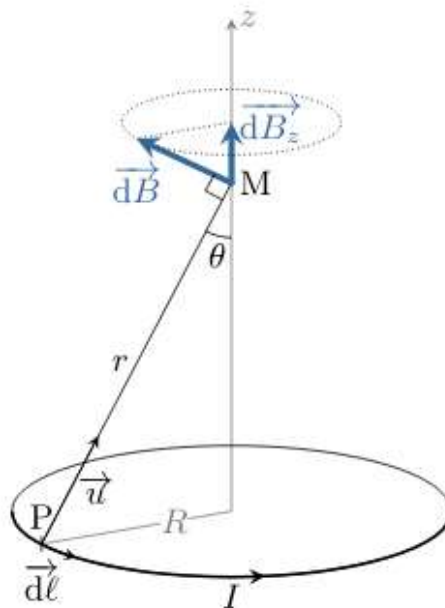


Figure 5: Calcul du champ magnétique produit sur l'axe d'une spire.

Le champ magnétique élémentaire dB créé par un élément de courant dl est donné par :

$$dB = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{dl \wedge u}{r^2} \quad (2.34)$$

Le champ dB est perpendiculaire au plan formé par dl et u .

L'angle entre dB et l'axe (Oz) est $\pi/2 - \theta$, où θ est le demi-angle au sommet du cône (angle entre r et le rayon R).

Pour trouver le champ total B(M), il suffit de sommer les composantes axiales (dBz) des champs élémentaires.

La composante dBz est obtenue par projection de dB sur l'axe :

$$dB_z = dB \cos(\pi/2 - \theta) = dB \sin \theta \quad (2.35)$$

En substituant dB:

$$dB = \frac{\mu_0 I dl \sin \theta}{4\pi r^2} \quad (2.36)$$

L'angle θ (défini par le triangle rectangle formé par R, r et l'axe) est **constant**, la distance r est constante, l'intensité I est constante. On peut donc sortir μ_0 , I, $\sin \theta$, 4π , r^2 de l'intégrale :

$$B_z = \int dB_z = \frac{\mu_0 I dl \sin \theta}{4\pi r^2} \oint dl \quad (2.37)$$

L'intégrale $\oint dl$ est simplement la longueur totale de la spire, soit la circonférence $2\pi R$.

$$B_z = \frac{\mu_0 I dl \sin \theta}{4\pi r^2} (2\pi R) = \frac{\mu_0 I R \sin \theta}{2r^2} \quad (2.38)$$

Dans le triangle rectangle, $\sin \theta = R/r$, ce qui implique $r = R/\sin \theta$.

En substituant $1/r^2 = \sin^2 \theta / R^2$ dans l'expression de B_z

$$B_z = \frac{\mu_0 I R}{2} \left(\frac{R^2}{\sin^2 \theta} \right)^{-1} \sin \theta = \frac{\mu_0 I R}{2} \frac{\sin^2 \theta}{R^2} \sin \theta = \frac{\mu_0 I R^2}{2} \frac{\sin^3 \theta}{R^3} = \frac{\mu_0 I}{2R} \sin^3 \theta \quad (2.39)$$

Finalement, compte tenu du fait que $\sin \theta = R/r$, le champ magnétique créé par une spire le long de son axe s'écrit

$$B(M) = B_{max} \sin^3 \theta \, u_z \quad (2.40)$$

$$B_{max} = (\mu_0 I) / 2R \quad (2.41)$$

2.5.4 Champ magnétique créé par un solénoïde

Un solénoïde est une bobine obtenue par l'enroulement jointif d'un fil conducteur sur un cylindre de longueur L. Il est caractérisé par sa densité linéique d'enroulement $n = N/L$ (nombre de spires N par unité de longueur L). [69]

Dans un tel système, l'amplitude du champ magnétique a pour expression

$$B = \frac{N}{L} I \quad (2.42)$$

À l'intérieur du solénoïde, les lignes de champ sont quasiment parallèles, ce qui indique un champ magnétique quasi uniforme

Pour un solénoïde infiniment long ($L \rightarrow \infty$), le champ magnétique B_{int} est parfaitement axial et uniforme, son intensité est donnée par la relation

$$B_{int} = \mu_0 n I \quad (2.43)$$

où I est l'intensité du courant et μ_0 est la perméabilité magnétique du vide.

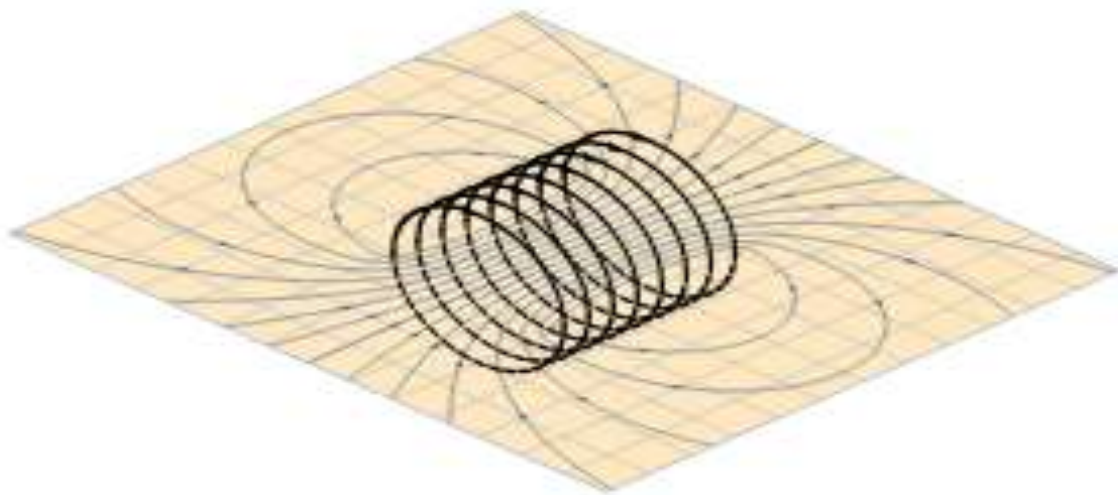


Figure 6: Champ magnétique créé par un solénoïde

Partie 02
Matériaux magnétiques

2.6 Matériaux magnétiques

Un matériau magnétique est une substance qui a des caractéristiques magnétiques, comme la capacité d'être attirée ou repoussée par un champ magnétique, ou de créer son propre champ magnétique. Ces caractéristiques viennent de leur structure atomique, qui permet de stocker, transférer ou transformer de l'énergie et sont utilisées dans des technologies telles que les moteurs, les transformateurs et le stockage de données.

Pour caractériser les matériaux magnétiques, il faut montrer les différents paramètres qui décrivent un matériau magnétique quand il est exposé à un champ magnétique extérieur (H). Ces paramètres incluent l'induction magnétique (B) à l'intérieur du matériau, l'aimantation (M) et l'intensité d'aimantation (J). [74]

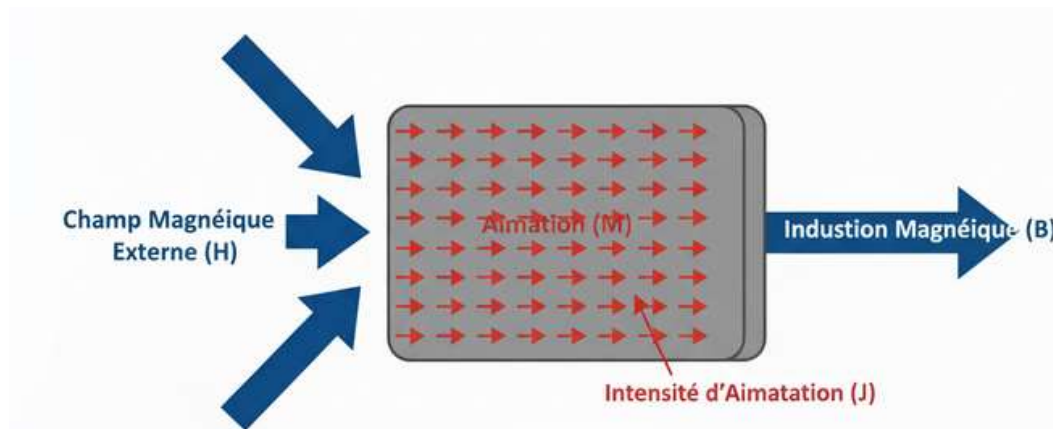


Figure 7:Caractéristiques du matériau magnétique

2.6 Moment magnétique atomique

Le concept du moment magnétique total est la clé pour comprendre l'origine du magnétisme dans tous les matériaux.

Le moment magnétique est dû aux mouvements des électrons. On distingue deux types :

Tableau 6: Moment magnétique atomique

Moment magnétique orbital	Moment magnétique de spin
La rotation de l'électron autour du noyau	La rotation de l'électron autour de lui-même
$\mu_{Orbital}$	μ_{Spin}

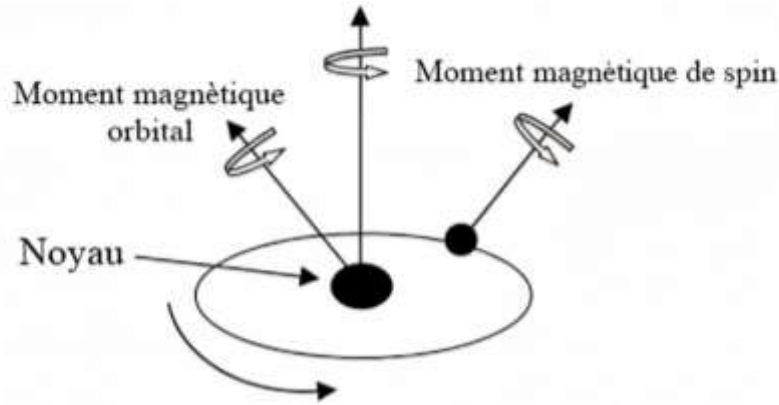


Figure 8: Moment magnétique atomique

La rotation de l'électron autour du noyau "orbitale" crée un moment cinétique orbital et sa rotation sur lui-même "spin" génère un autre moment cinétique et magnétique, appelé moment de spin. En somme, le moment magnétique atomique résulte de la combinaison des moments orbital et de spin. [70]

$$\mu_{Total} = \mu_{Orbital} + \mu_{Spin} \quad (2.44)$$

2.7 L'induction magnétique (ou champ magnétique total) dans un matériau est donnée par

$$B = \mu_0 (H + M) \quad (2.45)$$

B : induction magnétique (en teslas, T)

H : champ magnétique appliqué (en A/m)

M : aimantation du matériau (en A/m)

μ_0 : perméabilité du vide $\approx 4\pi \times 10^{-7}$ H/m

2.8 Aimantation d'un matériau $\vec{M}$

On appelle aimantation le moment magnétique total d'un corps de volume V ramené à

l'unité de volume :

$$\vec{M} = \frac{\sum_i \vec{m}_i}{V} \quad (2.46)$$

$\vec{m}_i$: le moment magnétique de l'atome i

2.8.1 L'induction magnétique (ou champ magnétique total) dans un matériau est donnée par

$$B = \mu_0 (H + M) \quad (2.46)$$

B : induction magnétique (en teslas, T)

H : champ magnétique appliqué (en A/m)

M : aimantation du matériau (en A/m)

μ_0 : perméabilité du vide $\approx 4\pi \times 10^{-7}$ H/m

2.8.1 Susceptibilité magnétique d'un matériau χ

On peut définir la susceptibilité magnétique par unité de volume pour classifier les matériaux magnétiques. Caractérise la réponse d'un matériau, sa sensibilité à une excitation magnétique extérieure H selon la relation

$$M = \chi \cdot H \quad (2.47)$$

Par conséquent, l'induction magnétique devient :

$$B = \mu_0 (H + M) \quad (2.48)$$

$$B = \mu_0 (1 + \chi) H = \mu H \quad (2.49)$$

où

μ : la perméabilité absolue du matériau qui égale $\mu = \mu_0 \cdot \mu_r$

μ_r : perméabilité relative

et devient

$$B = \mu_0 (1 + \chi) H = \mu_0 H \quad (2.50)$$

2.8.1 Perméabilité et susceptibilité magnétiques

$$\chi_r = \frac{M}{H} \quad (2.51)$$

on déduit d'après

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.52)$$

la perméabilité magnétique absolue

$$\mu = \mu_0 + \chi = \mu_0 (1 + \chi_r) \quad (2.53)$$

D'où la perméabilité relative

$$\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0} = 1 + \chi_r \quad (2.54)$$

2.9 Représentation d'un état de magnétisation

D'un point de vue microscopique (échelle atomique) dans certains matériaux, les atomes voisins vont avoir un moment magnétique atomique dans la même direction.

En générale, quand ils ne sont pas nuls, les moments magnétiques microscopiques ont des directions aléatoires et donc la résultante est nulle $\vec{M} = \vec{0}$

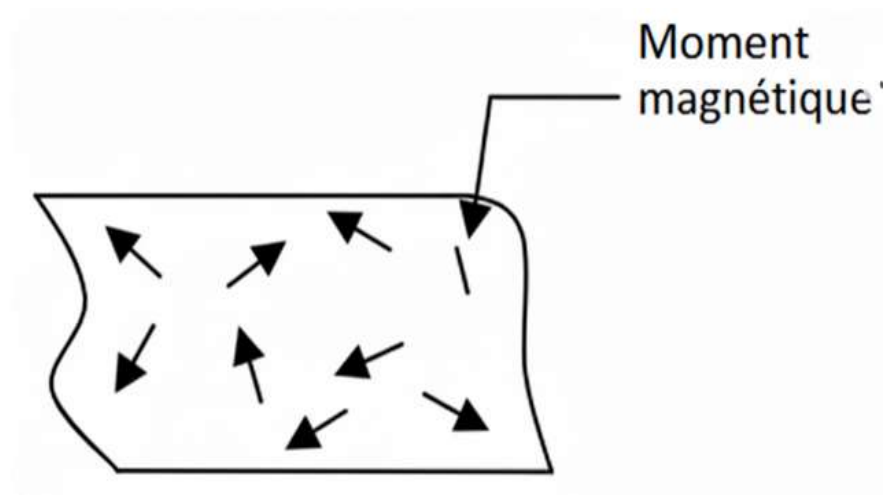


Figure 9: Moment magnétique

2.10 Classification des matériaux magnétiques

Les matériaux magnétiques se classifient selon leur réponse à une excitation extérieure H et sa susceptibilité magnétique (χ), ce qui permet de définir trois grands groupes :

les diamagnétiques ($\chi < 0$, environ -10^{-6})

les paramagnétiques ($\chi > 0$, dispersés et $< 10^{-3}$)

les ferromagnétiques (qui présentent une aimantation spontanée significative avec une χ très grande, dépendant de l'excitation H) . [71]

Tous les milieux ont des propriétés magnétiques : mis en présence d'un champ magnétique H sont le siège d'une induction $\vec{B} = \mu \vec{H}$

2.10.1 Matériaux Diamagnétiques

Les matériaux diamagnétiques sont des matériaux possédant une susceptibilité magnétique faible et négative ($\chi < 0$). Cela signifie que le champ induit par ces matériaux est faible et dans le sens opposé au champ inducteur qui le crée. A l'annulation du champ inducteur, l'induction globale s'annule. C'est le cas de la grande majorité des matériaux[72] :

Exemple :

$$\text{Cu} \rightarrow -1.08 \times 10^{-6}$$

$$\text{Si} \rightarrow -1.2 \times 10^{-6}$$

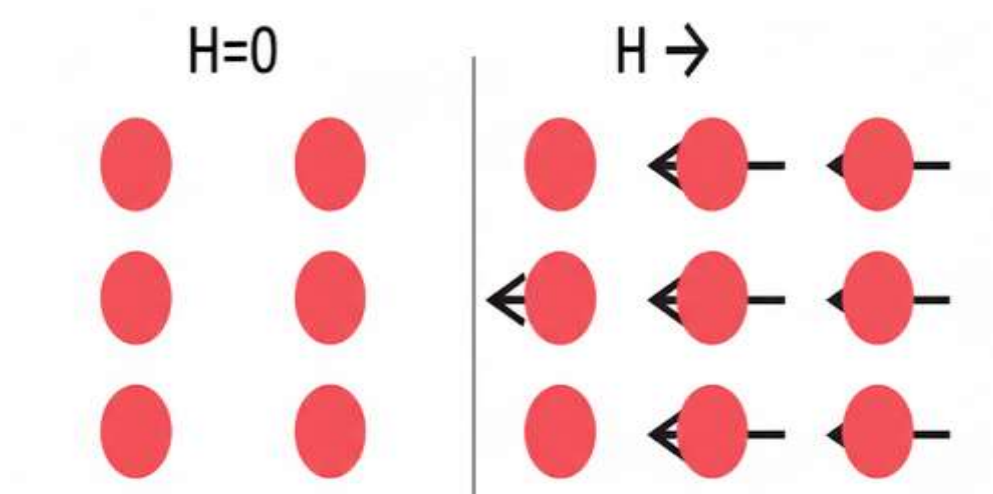


Figure 10: Réponse du Matériau Diamagnétique au champ appliqué H

2.10.2 Matériaux Paramagnétiques

Les matériaux paramagnétiques sont des matériaux possédant une susceptibilité magnétique faible et positive ($\chi > 0$). Cela signifie que le champ induit par ces matériaux est faible et dans le même sens que le champ inducteur qui le crée. A l'annulation du champ inducteur, l'induction globale s'annule. [72]

Exemple:

$$\text{Al} \rightarrow 7.7 \times 10^{-6}$$

$$\text{Pt} \rightarrow 1.2 \times 10^{-5}$$

$$\text{Air} \rightarrow 3.8 \times 10^{-7}$$

$$\text{O}_2 \rightarrow 2 \times 10^{-5}$$

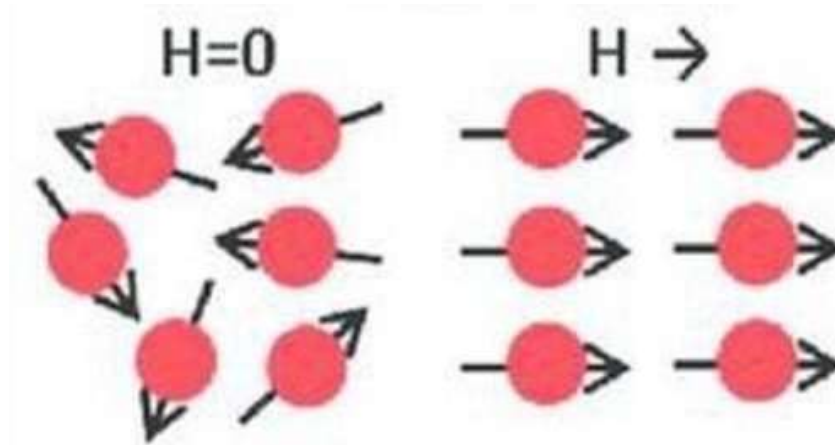


Figure 11: Réponse du Matériau Paramagnétique au champ appliqué H

2.10.3 Matériaux Ferromagnétiques

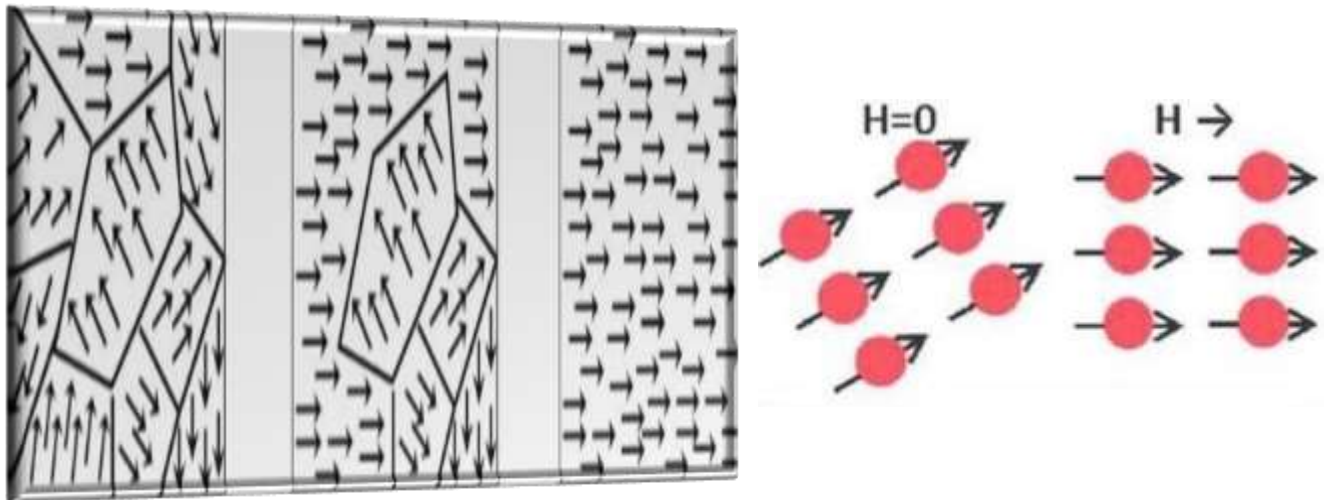
Les matériaux ferromagnétiques sont des matériaux possédant une susceptibilité magnétique forte et positive ($\chi > 0$). Les matériaux ferromagnétiques sont composés de domaines magnétiques qui s'orientent suivant le champ inducteur.

les moments magnétiques s'alignent spontanément dans des régions appelées domaines de Weiss, séparées entre elles par des parois de Bloch où l'orientation de l'aimantation augmente progressivement, mais la différence de direction d'aimantation entre les domaines aboutit à une aimantation macroscopique nulle pour le cristal dans son ensemble.



Figure 12:domaines de Weiss

Une fois installé un champ magnétique, les domaines de Weiss se mettent à s'orienter et à se rompre dans la direction de ce champ tout en tournant progressivement les moments magnétiques internes de son propre matériau, ce qui permet d'obtenir une aimantation macroscopique croissante.

Figure 13:Réponse du Matériau Ferromagnétique au champ appliqué H

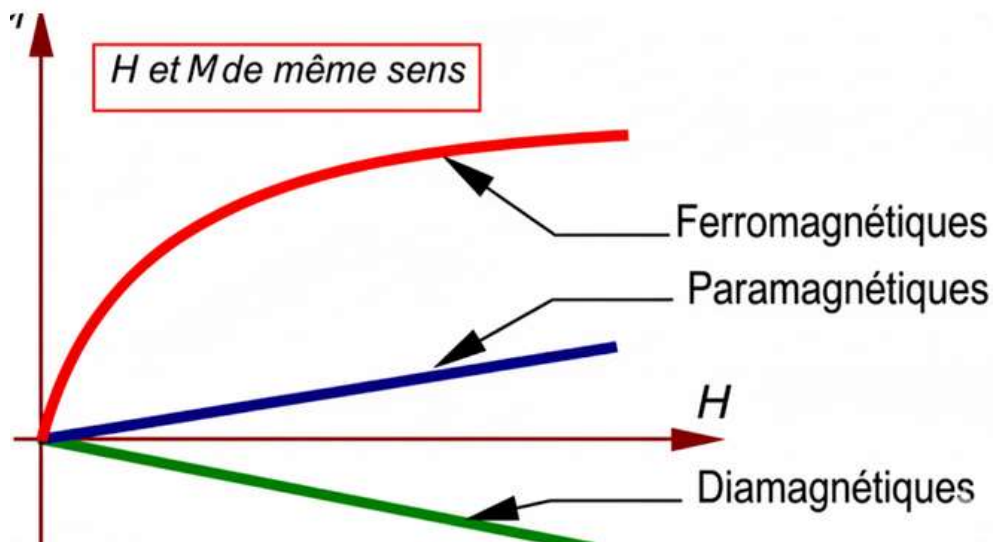


Figure 14: Courbe d'aimantation M en fonction du champ appliqué H

2.11 Domaines magnétiques

La théorie des domaines explique les propriétés magnétiques des matériaux en décrivant leur structure comme un ensemble de petits domaines, appelés domaines de Weiss, d'une taille d'environ un dixième de micromètre, au sein desquels les moments magnétiques s'orientent de manière uniforme. Ces domaines sont séparés par des parois de Bloch, d'une épaisseur d'environ un dixième de micromètre, qui peuvent se déplacer ou même disparaître. [73]

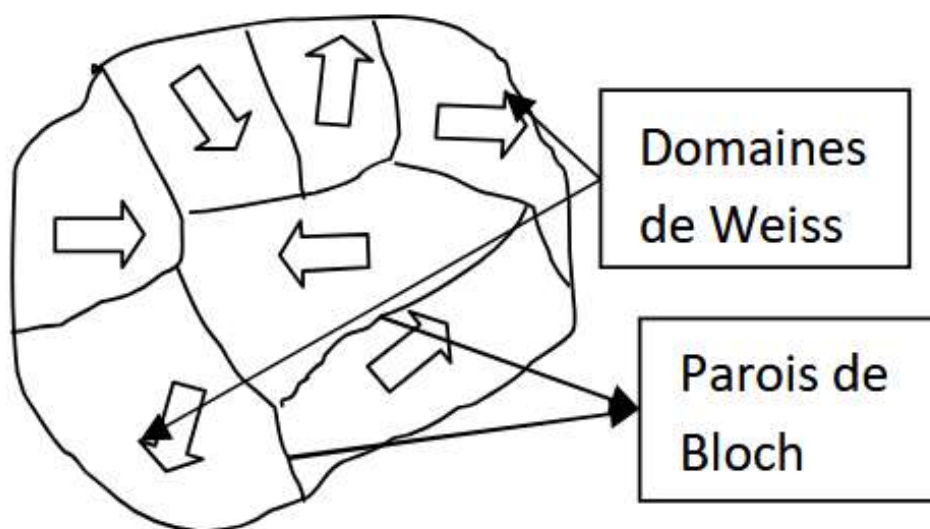
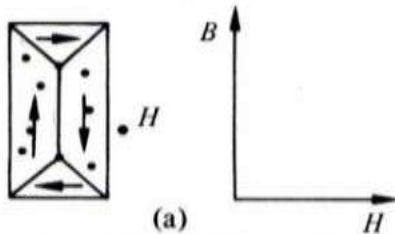


Figure 15: Structure en domaines

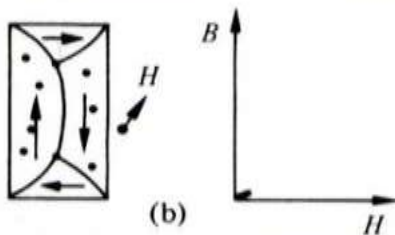
Tableau 7:Tableau comparatif des matériaux magnétiques

Type de matériau	Comportement de M	Relation B-H	Caractéristiques
Diamagnétique	$M = \chi H$, avec $\chi < 0$	$B = \mu_0(1 + \chi)H = \mu_0\mu_r H$	Très faible répulsion du champ magnétique, effet temporaire.
Paramagnétique	$M = \chi H$, avec $\chi > 0$	$B = \mu_0(1 + \chi)H = \mu_0\mu_r H$	Attraction très faible, effet réversible et sans hystérésis
Ferromagnétique doux	$M = \chi H$, non linéaire	$B = \mu_0(H + \chi H) = \mu_0\mu_r H$ (si linéarisé)	Forte perméabilité, $\mu_r \gg 1$, saturation à M_s , pas d'aimantation résiduelle . faible coercivité, utilisé pour les noyaux magnétiques.
Ferromagnétique dur	$M \approx \text{constante}$	$B = \mu_0(H + M)$, avec M constante	Aimant permanent, grande coercitivité

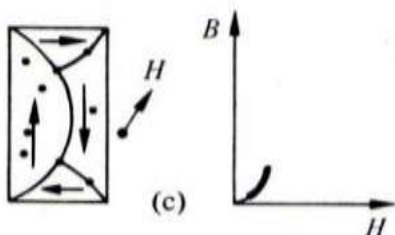
2.12 Courbe de première aimantation



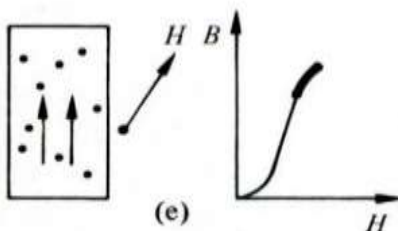
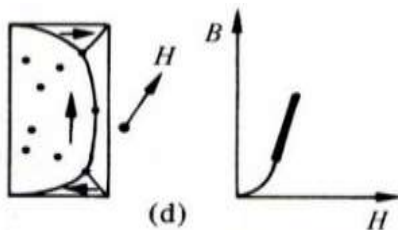
Sur cette structure en domaines typique, les parois de Bloch, épinglées par deux défauts, apparaissent rectilignes (minimum de W_{SB}).



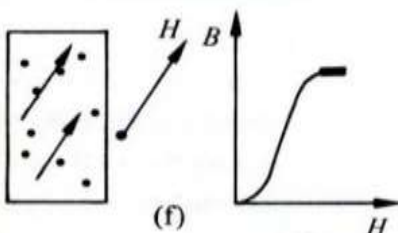
Un champ faible provoque une déformation **réversible** des parois qui se comportent comme des membranes élastiques. Les points d'épingles ne changent pas.



A champ moyen la pression sur les parois fait céder les points d'épinglage. Les parois se déplacent par une série de sauts mis en évidence par l'expérience de Barkhausen. Ces mouvements de parois sont **irréversibles**. La pente de $B(H)$ est maximum.



La polarisation est maintenue parallèle à la direction d'aimantation facile la plus proche de H . L'augmentation de la polarisation par déplacements irréversibles des parois est terminée.



H augmentant encore, la polarisation s'écarte de la direction d'aimantation facile pour s'aligner sur H . Ce phénomène est à nouveau **réversible**.

2.13 Cycle d'hystérésis

A l'annulation du champ inducteur, l'induction globale ne s'annule, il subsiste une certaine rémanence. D'où le phénomène hystérétique de ces matériaux ferromagnétique [72]

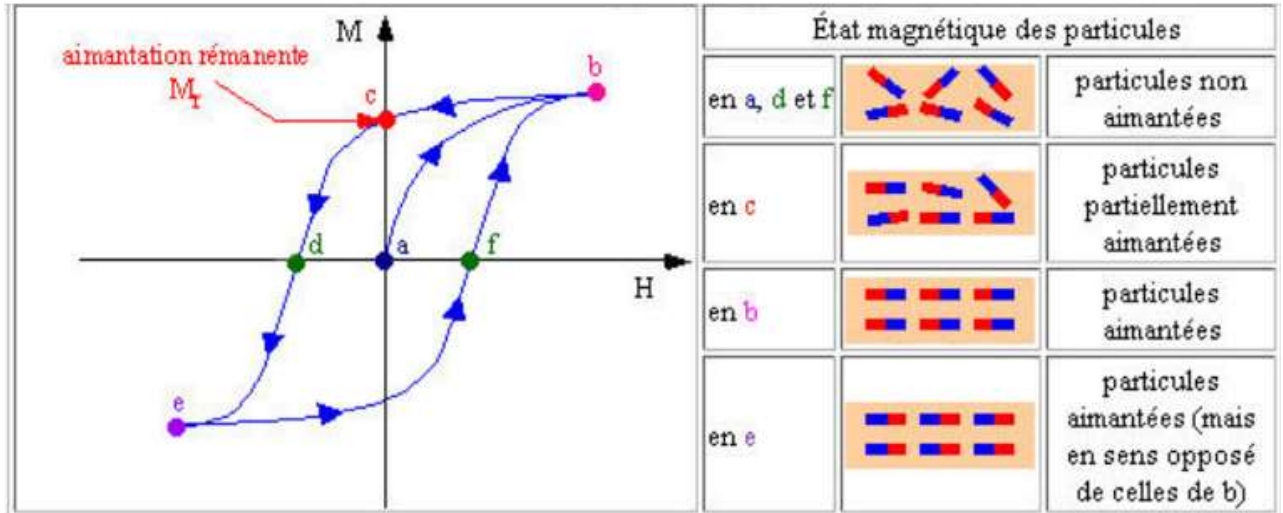


Figure 16: Cycle d'hystérésis

2.14 Les matériaux magnétiques durs et doux

Les matériaux magnétiques se divisent en durs et doux selon leurs propriétés magnétiques et leur cycle d'hystérésis. Les matériaux magnétiques durs, comme certains aciers et alliages Alnico, présentent une forte coercivité et une large aire de cycle d'hystérésis, entraînant des pertes magnétiques importantes et une aimantation rémanente élevée, idéaux pour les aimants permanents. En revanche, les matériaux magnétiques doux, tels que le fer doux et l'acier au silicium, ont une faible coercivité et un cycle d'hystérésis étroit, favorisant une induction magnétique élevée et une démagnétisation rapide, utilisés dans des applications nécessitant peu de pertes, comme les noyaux de transformateurs et les moteurs électriques. [76]

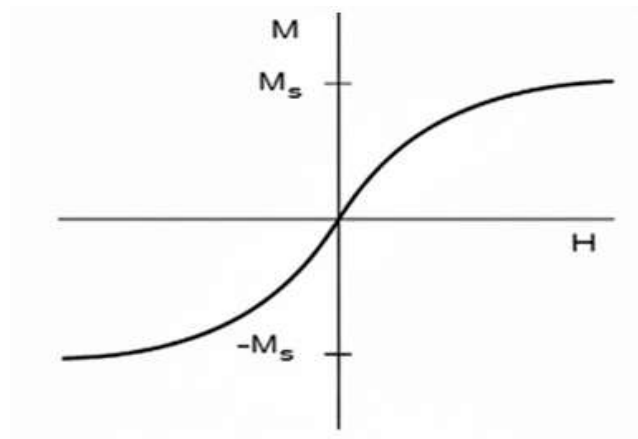


Figure 17:coube d'aimentation d'un matériau magnétique doux

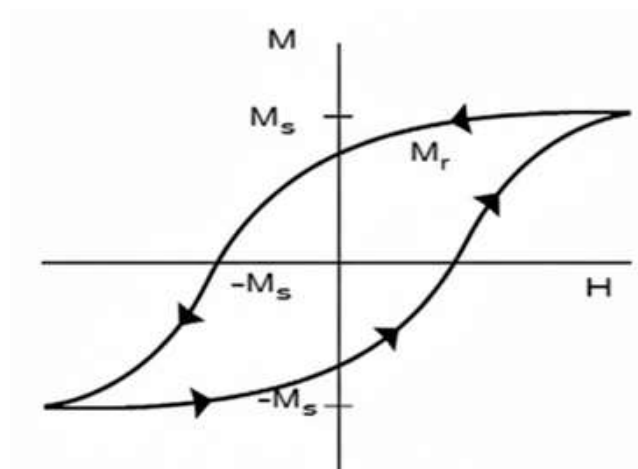


Figure 18:coube d'aimentation d'un matériau ferromagnétique dur

Tableau comparatif des matériaux Ferromagnétique

Critère	Ferromagnétique doux	Ferromagnétique dur
Relation M-H	Linéaire pour petits H, puis saturation $M \approx M_s$	$M \approx \text{constante}$, même si H change
Exemples	Fer doux, Fe-Si, permalloy	AlNiCo, NdFeB, SmCo
Usage typique	Noyaux de transformateurs, bobines	Aimants permanents, moteurs
Équation simplifiée	$B = \mu_0 \mu_r H$ (si $M = \chi H$)	$B = \mu_0 (H + M)$, $M \approx \text{constante}$
Saturation aimantation	M_s atteint pour $H > 100$ kA/m	M reste quasi fixe

2.15 Les matériaux superparamagnétique

Les matériaux superparamagnétiques agissent de façon semblable aux paramagnétiques, mais avec une aimantation beaucoup plus intense. Ils sont formés de nanoparticules ferromagnétiques ou ferrimagnétiques qui sont assez petites pour ne posséder qu'un seul domaine magnétique.

Sans champ magnétique, ces nanoparticules ne conservent pas d'aimantation résiduelle. Quand un champ est présent, elles s'aimantent fortement (comme des matériaux ferromagnétiques), mais dès que le champ est enlevé, leur aimantation disparaît rapidement. [75]

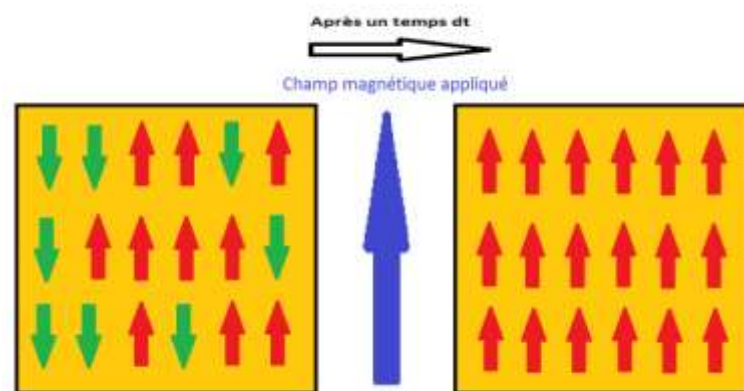


Figure 19:Aimentation du matériau superparamagnétique

Sans champ magnétique, ces nanoparticules ne conservent pas d'aimantation résiduelle. Quand un champ est présent, elles s'aimantent fortement (comme des matériaux ferromagnétiques), mais dès que le champ est enlevé, leur aimantation disparaît rapidement. [75]

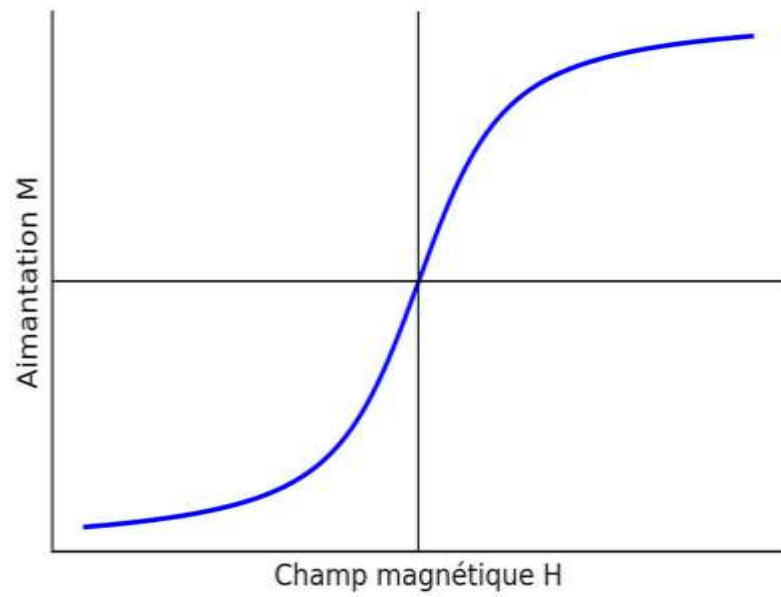


Figure 20: Courbe d'aimantation du matériau superparamagnétique

Conclusion

Ce chapitre présente les fondations théoriques de l'électromagnétisme nécessaires à la conception et au contrôle des systèmes d'actionnement des microrobots médicaux. Il définit d'abord les concepts clés de l'électromagnétisme, notamment les quatre équations de Maxwell qui formalisent la dualité entre les champs électrique et magnétique. Les lois de Lorentz et de Biot et Savart fournissent le cadre mathématique pour manipuler les champs magnétiques, notamment via des solénoïdes. L'interaction champ-matière est également étudiée, avec un accent sur le moment magnétique atomique, l'aimantation, la susceptibilité et la perméabilité. La classification des matériaux souligne l'importance des matériaux ferromagnétiques et superparamagnétiques, ces derniers étant idéaux pour la réversibilité et la sécurité des microrobots. Le texte se conclut en préparant le terrain pour une application concrète, concentrée sur le modèle d'interaction entre les champs magnétiques et les microrobots, ainsi que sur l'étude des forces magnétiques et hydrodynamiques.

Chapitre 03

Actionneur électromagnétique

Introduction

Le développement des microrobots médicaux a révolutionné les interventions mini-invasives et la médecine de précision. Ces dispositifs microscopiques réalisent des tâches spécifiques telles que la délivrance de médicaments ou l'élimination de caillots sanguins, fonctionnant grâce à des techniques d'actionnement externe, principalement par des champs électromagnétiques. Ces derniers, générés à distance, traversent les tissus sans dommages et permettent un contrôle précis. Les configurations de bobines électromagnétiques, notamment les bobines de Helmholtz et de Maxwell, jouent un rôle crucial dans la manipulation des microrobots. cette approche assure une navigation fiable dans des environnements biologiques complexes, compensant ainsi les contraintes telles que le flux sanguin.

3.1 Les bobines de Helmholtz

Les bobines de Helmholtz , sont un dispositif composé de deux bobines circulaires de même taille, qui sont parallèles et positionnées l'une en face de l'autre à une distance équivalente à leur rayon. Lorsque un courant du même intensité et même direction passe à travers ces bobines, un champ magnétique se forme autour d'elles, et ce champ a la particularité d'être assez uniforme au centre du dispositif, dans un volume plus petit que les bobines elles-mêmes. [77]

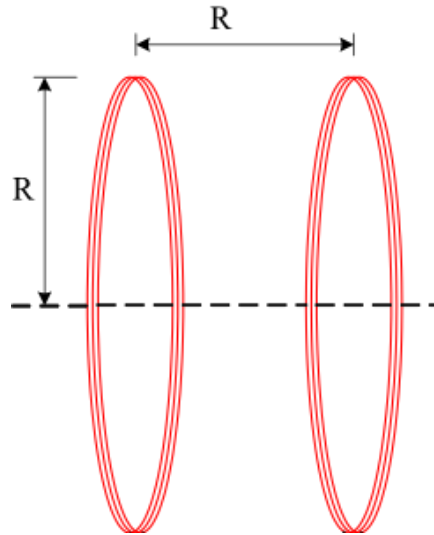


Figure 21/Les bobines de Helmholtz

Le champ magnétique sur l'axe des bobines peut être calculé en utilisant la loi de Biot et Savart, en considérant le champ créé par une bobine à une distance x de son centre.

$$B_{spire}(x) = \frac{\mu_0 n i R^2}{2 (R^2 + x^2)^{3/2}} \quad (3.1)$$

$B_{spire}(x)$ = Champ magnétique sur l'axe de la spire , Tesla (T)

n = nombre de spires d'une bobine

R = rayon de bobine moyen

μ_0 = la perméabilité magnétique du vide , Henry par mètre (H/m)

x = Distance axiale

Le champ magnétique d'une spire dont le plan de la spire est centré en $x = + R/2$

$$B_1(x) = \frac{\mu_0 n i R^2}{2 (R^2 (x - \frac{R}{2})^2)^{3/2}} \quad (3.2)$$

Tandis que le champ magnétique d'une spire dont le plan de la spire est centré en $x = -R/2$

$$B_1(x) = \frac{\mu_0 n i R^2}{2 (R^2 (x + \frac{R}{2})^2)^{3/2}} \quad (3.3)$$

Le champ sur l'axe d'une bobine de Helmholtz est la combinaison des 2 champs magnétiques précédents, on utilise en fait le théorème de superposition, théorème dont l'utilisation est validée par la linéarité des équations de Maxwell

$$B_{total}(x) = B_1(x) + B_2(x) \quad (3.4)$$

Pour calculer la valeur du champ magnétique au centre du dispositif B0, on fait la somme des champs créés en ce point par chacune des bobines

$$B_0 = B_1(x=0) + B_2(x=0) = \left(\frac{4}{5}\right)^{3/2} \frac{\mu_0 n i}{R} \quad (3.5)$$

Le champ magnétique en un point P choisi le long de leurs axes centraux, à une distance z de la ligne centrale entre eux, peut être calculé indépendamment pour chaque bobine, et le champ total peut être obtenu en les combinant. Le champ magnétique global au point P sera égal à la somme des champs de chaque bobine circulaire, comme l'indique l'Équation . [78]

$$B_{Hx} = \frac{\mu_0 N_{Hx} I_{Hx} r_{Hx}^2}{2} \left(\frac{1}{[r_{Hx}^2 + (\frac{D}{2} - Z_1)^2]^{3/2}} - \frac{1}{[r_{Hx}^2 + (\frac{D}{2} - Z_2)^2]^{3/2}} \right) \quad (3.6)$$

BHx : représente le flux magnétique généré par une bobine

NHx : tours et un courant fourni IHx

μo : la perméabilité du vide

rHx : le rayon de la bobine

D : la distance entre les bobines.

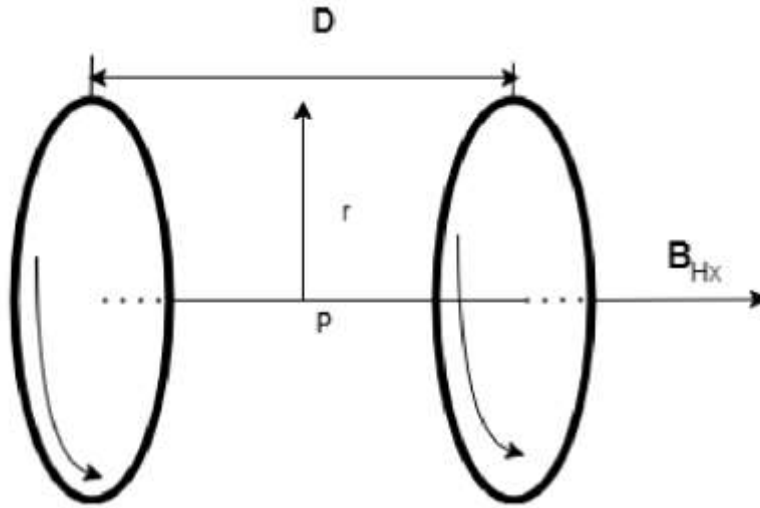


Figure 22: Les bobines de Helmholtz

Si le point p est sélectionné au centre entre les deux bobines, la distance z est égale à zéro, ce qui conduit à Z1 étant D/2 et Z2 étant -D/2. Par conséquent, une nouvelle équation est dérivée de l'Équation .

$$B_{Hx} = \frac{8}{5\sqrt{5}} \frac{\mu_0 N_{Hx} I_{Hx}}{r_{Hx}} = k \cdot I_{Hx} \quad (3.7)$$

μ_0 : la perméabilité du vide

r_{Hx} : le rayon des bobines de Helmholtz

N_{Hx} : la référence au nombre de tours dans les bobines

k : étant une constante qui reflète les propriétés géométriques des bobines de Helmholtz.

Les bobines de Helmholtz et de Maxwell sont combinées pour permettre une navigation tridimensionnelle à travers trois paires de chacune, disposées en ensembles orthogonaux, produisant un champ magnétique à partir des bobines de Helmholtz.

$$B_H = \begin{bmatrix} B_{Hx} \\ B_{Hy} \\ B_{Hz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_x I_{Mx} \\ k_y I_{My} \\ k_z I_{Mz} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

3.1 Les bobines de Maxwell

Les bobines de Maxwell représentent une configuration supplémentaire. où la distance entre les bobines est $\sqrt{3}$ fois le rayon des bobines et le courant fourni aux bobines a la même intensité mais circule dans la direction opposée. En hommage au physicien écossais James Clerk Maxwell, elles portent son nom. Le long de son axe, elles sont utilisées pour générer un gradient uniforme de l'intensité du flux magnétique. La figure illustre la configuration d'une bobine de Maxwell. [78]

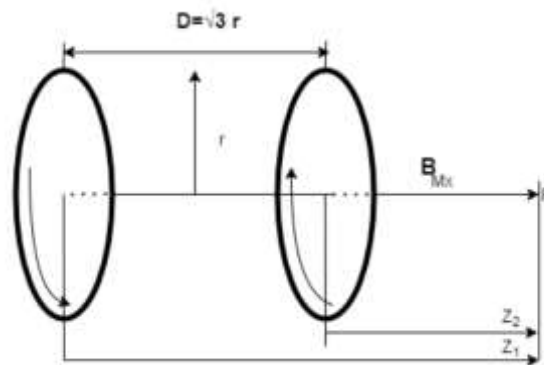


Figure 23: Les bobines de Maxwell

L'induction du bobine de Maxwell selon x :

$$B_{Mx} = \frac{\mu_0 N_{Mx} I_{Mx} r_{Mx}^2}{2} \left(\frac{1}{[r_{Mx}^2 + (\frac{D}{2} - Z_1)^2]^{3/2}} - \frac{1}{[r_{Mx}^2 + (\frac{D}{2} - Z_2)^2]^{3/2}} \right) \quad (3.9)$$

Avec la même équation selon les autres dimensions x et y dont l'induction des bobines de Maxwell :

$$B_M = \begin{bmatrix} B_{Mx} \\ B_{My} \\ B_{Mz} \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

NM : nombre de tours

IMx : courant fourni

rMx : rayon de la bobine lorsque la distance entre les bobines (D) est $\sqrt{3}$ fois leurs rayons.

Au point p, où la distance (D) entre les bobines est égale à $\sqrt{3}$ fois leurs rayons, un calcul peut être effectué.

$$\nabla B_{Mxa} = \frac{48}{49} \sqrt{\frac{3}{7}} \frac{\mu_0 N_{Mx} I_{Mx}}{r_{Mx}^2} = g_x I_{Mx} \quad (3.11)$$

Trois paires de bobines de Maxwell sont nécessaires pour actionner un microrobot dans le plan 3D (X-Y-Z), avec le champ magnétique de gradient axial calculé :

$$\nabla B_{Ma} = \begin{bmatrix} \nabla B_{Mxa} \\ \nabla B_{Mya} \\ \nabla B_{Mza} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_x I_{Mx} \\ g_y I_{My} \\ g_z I_{Mz} \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Le champ magnétique de gradient produit par trois paires orthogonales de bobines de Maxwell est montré ci-dessous dans l'Équation

$$\nabla B_M = \begin{bmatrix} \nabla B_{Mx} \\ \nabla B_{My} \\ \nabla B_{Mz} \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Pour crée un champ magnétique uniforme et un gradient dans la région d'intérêt (espace de travaille) de taille $(70 \times 70 \times 70)$ mm³, générés respectivement par des bobines de Helmholtz et de Maxwell.

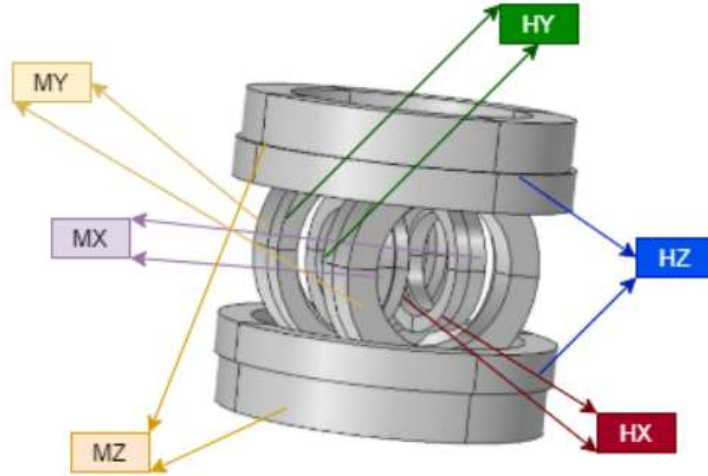


Figure 24: système composé de trois paires de bobines de Helmholtz et de trois paires de bobines de Maxwell (Actionneur électromagnétique).

3.3 Les bobines de Helmholtz et Maxwell

Le champ uniforme (B) est crucial pour l'orientation des microrobots magnétiques, exerçant un couple magnétique sur leur moment magnétique. Par ailleurs, le gradient de champ (∇B) est

essentiel pour leur propulsion, générant une force qui tire le microrobot vers les zones de plus forte intensité du champ, ce qui facilite le mouvement linéaire.

3.3.1 Force/couple magnétique

Force magnétique

Des forces et des couples magnétiques déplacent un microrobot grâce à un champ créé par des bobines magnétiques ou des aimants permanents. La force magnétique appliquée sur le microrobot est associée à un moment magnétique dans le champ magnétique.

$$\begin{aligned}\vec{f_m} &= (\vec{m} \cdot \nabla) \vec{B} \\ &= \left(\frac{\partial \vec{B}}{\partial x} \frac{\partial \vec{B}}{\partial y} \frac{\partial \vec{B}}{\partial z} \right)^T \vec{m} \quad (3.14)\end{aligned}$$

$\vec{f_m}$ = force magnétique sur le dipole (en Newton (N))

$\vec{m}$ = moment dipolaire magnétique en (Ampère·mètre² (A·m²))

$\vec{B}$ = champ d'induction magnétique (Tesla (T))

∇ = Opérateur nabla (ou gradient) (m⁻¹)

$\left(\frac{\partial \vec{B}}{\partial x} \frac{\partial \vec{B}}{\partial y} \frac{\partial \vec{B}}{\partial z} \right)$ = Dérivées partielles du champ magnétique (en Tesla/mètre (T/m))

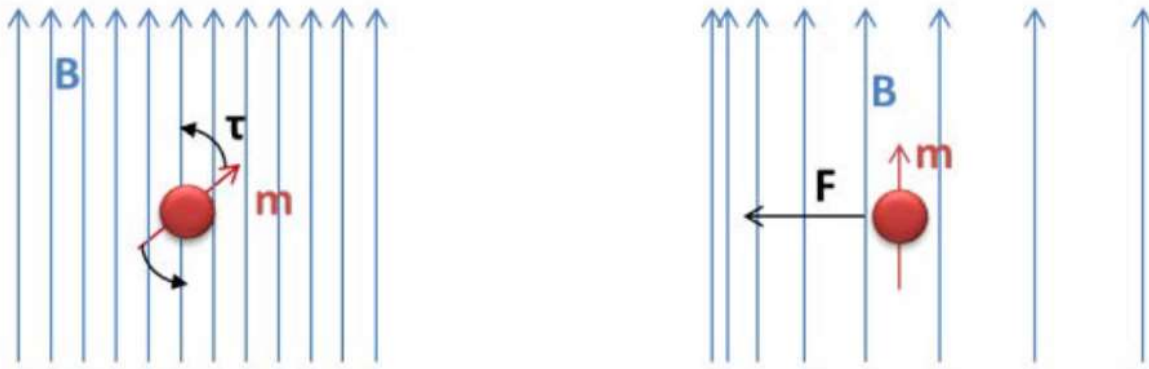


Figure 25: Effet du couple et de la force magnétique sur un microrobot sphérique

3.3.1 couple magnétique

Le couple magnétique est donné par :

$$\vec{T}_m = \vec{m} \times \vec{B} \quad (3.15)$$

$\vec{T}_m$ = Couple magnétique (moment de force magnétique), (en Newton·mètre (N·m))

$\vec{m}$ = moment dipolaire magnétique en (Ampère·mètre² (A·m²))

$\vec{B}$ = champ d'induction magnétique (Tesla (T))

$\times$ = Produit vectoriel

D'Après les équations il est observé que le couple magnétique dépend de la magnitude et de la direction du champ appliqué, alignant ainsi le moment magnétique du microrobot avec le champ externe. Les forces magnétiques, cependant, résultent du gradient du champ magnétique et agissent sur le moment magnétique de manière moins intuitive. En contrôlant simultanément le champ magnétique et ses gradients dans l'espace de travail du microrobot, il devient possible de générer des couples et forces magnétiques indépendants.

Conclusion

Ce chapitre aborde l'application pratique de l'actionnement par champ magnétique, en se concentrant sur les configurations de bobines électromagnétiques pour le contrôle des microrobots médicaux. Les bobines de Helmholtz sont recommandées pour créer un champ magnétique uniforme, essentiel à l'orientation des microrobots, tandis que les bobines de Maxwell génèrent un gradient de champ nécessaire à leur propulsion. La combinaison de ces bobines permet un contrôle simultané du champ uniforme et du gradient, garantissant une navigation précise dans des environnements biologiques complexes. Les bobines magnétiques sont préférées aux aimants permanents car elles permettent de créer et de moduler dynamiquement des champs sans déplacement physique du système d'actionnement.

Chapitre 04

Résultats et discussion

Introduction

Après avoir présenté les bases théoriques de l'électromagnétisme et les propriétés des matériaux magnétiques (chapitre 2), puis décrit le système d'actionnement par bobines de Helmholtz et de Maxwell (chapitre 3), ce chapitre est consacré à l'analyse des résultats de simulation obtenus avec ANSYS Maxwell. L'objectif est de mettre en évidence l'évolution de l'induction magnétique et des forces appliquées sur le microrobot en fonction des paramètres de commande (courants imposés aux bobines) et des caractéristiques géométriques (taille du microrobot). Les résultats seront présentés pour deux cas distincts : sans microrobot et avec microrobot équipé d'un circuit magnétique, afin de comparer l'impact du matériau utilisé sur la concentration du flux magnétique. Une attention particulière sera portée à l'étude des effets de la saturation magnétique et à la relation entre la taille du microrobot et la force générée. Enfin, une discussion critique sera menée pour confronter ces résultats aux contraintes réelles d'utilisation

Ansys Maxwell



est un logiciel de simulation électromagnétique leader qui permet de concevoir, analyser et optimiser des dispositifs électromécaniques à basse fréquence, tels que moteurs, transformateurs et capteurs. Utilisant la méthode des éléments finis (FEM), il résout les champs magnétiques et électriques, offrant un laboratoire virtuel pour tester des systèmes avant fabrication, ce qui réduit coûts et délais. Ses fonctionnalités incluent la simulation des champs électromagnétiques, la conception de machines électriques, et l'analyse des mouvements transitoires. Les applications couvrent les moteurs, transformateurs, capteurs, et technologies de charge sans fil. Les avantages majeurs sont la réduction des coûts, l'amélioration de la performance, et l'accélération de la mise sur le marché.

Tableau des réglages :

Paramètre	Réglage	Remarque
Type d'analyse	Magnetostatic 3D	Pour champ magnétique statique
Unités	mm, At, N	Garder les mêmes unités partout
Région d'air	Cube $\approx 70 \times 70 \times 70$ mm	Avec frontière ouverte
Matériau du fil	Cuivre ($\sigma = 5.8 \times 10^7$ S/m)	Pour les bobines
Matériaux magnétiques	Fer doux (BH non linéaire) / NdFeB (aimant permanent)	Selon l'étude
Circuit magnétique	$M_s = 0.9 \rightarrow 1.3$ T	Testé pour voir l'effet de la saturation
Excitation bobine	Courant en A·tours (600At–1250 At)	Selon les études 01 $\rightarrow$ 05
Type de bobine	Helmholtz / Maxwell	Pour champ uniforme ou gradient
Maillage	Adaptatif, plus fin près du microrobot	Améliore la précision
Solveur	Magnetostatic solver (tolérance $1e-4$)	Convergence automatique
Sorties calculées	Champ B, Force, FVolume, lignes de flux	Pour analyser la performance
Direction d'aimantation	X, Y, Z	Comparaison des effets directionnels
Post-traitement	Graphes : Bmax, Force, Courant	Représentation des résultats

Tableau 8: Tableau du réglage de Ansys Maxwell

Etude 01 : La relation entre la taille de sphère et la force appliquée

($i=100$ At) le même courant dans tous les simulations suivant

matériau de NdFe30 (sphère), direction d'aimentation (+Z)

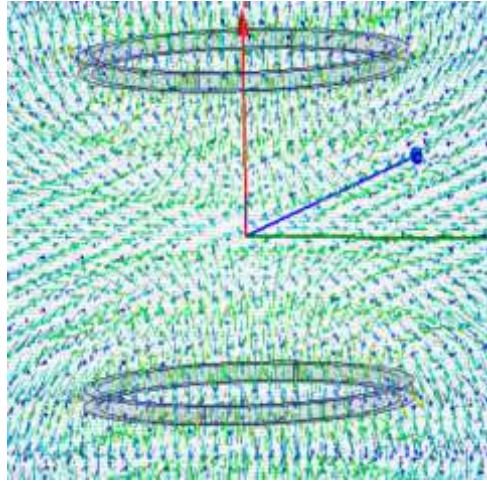


Figure 26 : induction entre les bobines de maxwell

Simulation 1 : (R (sphère)=1mm) matériau de NdFe30

	F(x)	F(y)	F(z)	Mag(F)
Total	-0.00051145	0.0012408	-0.0012945	0.0018646

Simulation 2 : (R (sphère)=500um) matériau de NdFe30

	F(x)	F(y)	F(z)	Mag(F)
Total	-0.00022961	4.9316×10^{-6}	-0.00015066	0.00027467

Simulation 3 : (R (sphère)=250um) matériau de NdFe30

	F(x)	F(y)	F(z)	Mag(F)
Total	7.2306×10^{-6}	2.7114×10^{-5}	-6.4819×10^{-5}	7.0632×10^{-5}

Analyse des résultats

Cette étude analyse l'influence du rayon (R) des bobines de Maxwell sur la force magnétique totale (Mag(F)) appliquée à un microrobot modélisé comme une sphère. Le courant d'alimentation est constant à $I=100$ At pour $R=20$ mm et $R=10$ mm. Les résultats montrent que pour $R=20$ mm, la force totale est de 1.1045×10^{-13} N, tandis que pour $R=10$ mm, elle s'élève à 3.6389×10^{-15} N, indiquant une différence de magnitude où la force pour $R=20$ mm est environ 30 fois supérieure. L'analyse souligne que la force magnétique espérée, liée à la géométrie des bobines, est affectée négativement par un rayon plus petit, ce qui suggère que $R=20$ mm génère un gradient de champ plus efficace et est optimal pour la manipulation du microrobot. En conclusion, un rayon de 20 mm est préférable pour maximiser la force de manipulation dans cette configuration donnée.

Plus le rayon (R) des bobines de Maxwell augmente, plus le champ magnétique qu'elles peuvent générer et potentiellement son gradient dans certaines régions sont importants, ce qui peut influencer la force appliquée sur une sphère magnétique placée dans ce champ.

Etude 02 : sans cercuit magnétique et Sans microrobot

Etude d'induction entre les bobines Helmholtz et maxwell

I (Helmholtz coil) = 60 At

I (Maxwell coil) = 125 At

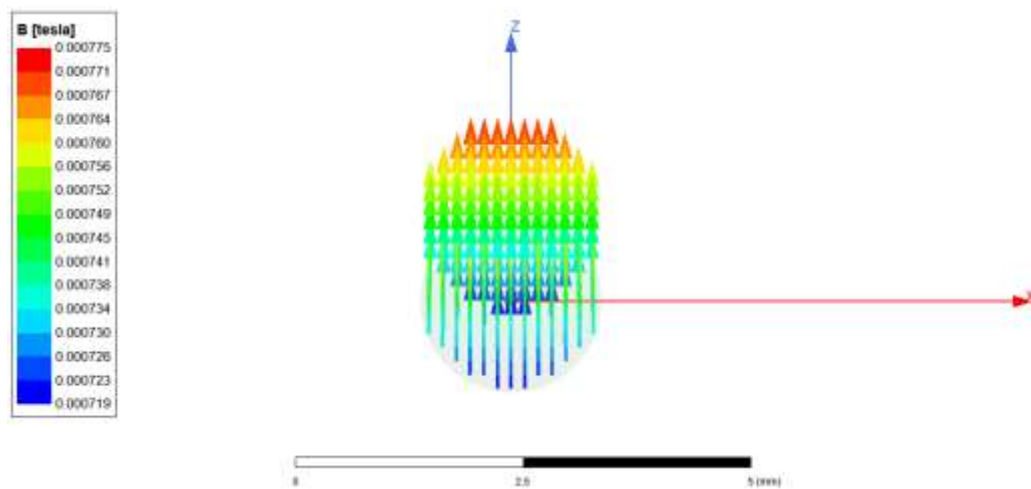


Figure 27: Induction autour le microrobot (pour $i=60$ At et 125At)

I (Helmholtz coil) =240 AT

I (Maxwell coil) = 500 AT

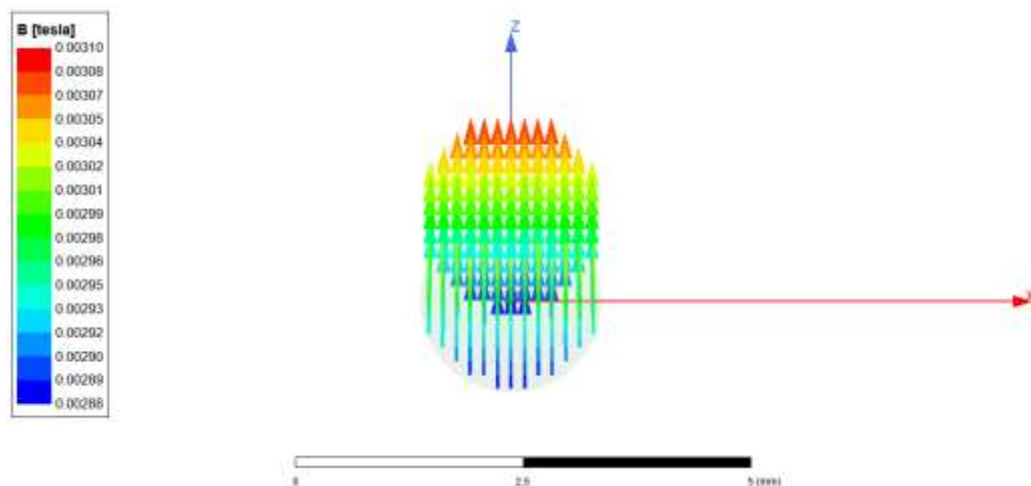


Figure 28: Induction autour le microrobot (pour $i=240$ At et (500At)

I (Helmholtz coil) =360 At

I (Maxwell coil) = 750 At

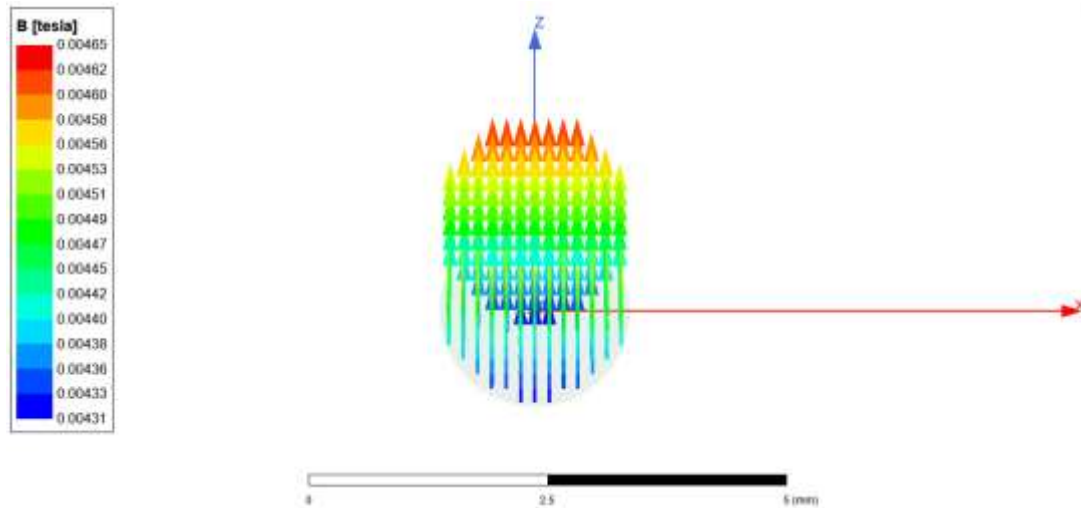


Figure 29: Induction autour le microrobot (pour $i=360$ At et 750 At)

I (Helmholtz coil) = 600 At

I (Maxwell coil) = 1250 At

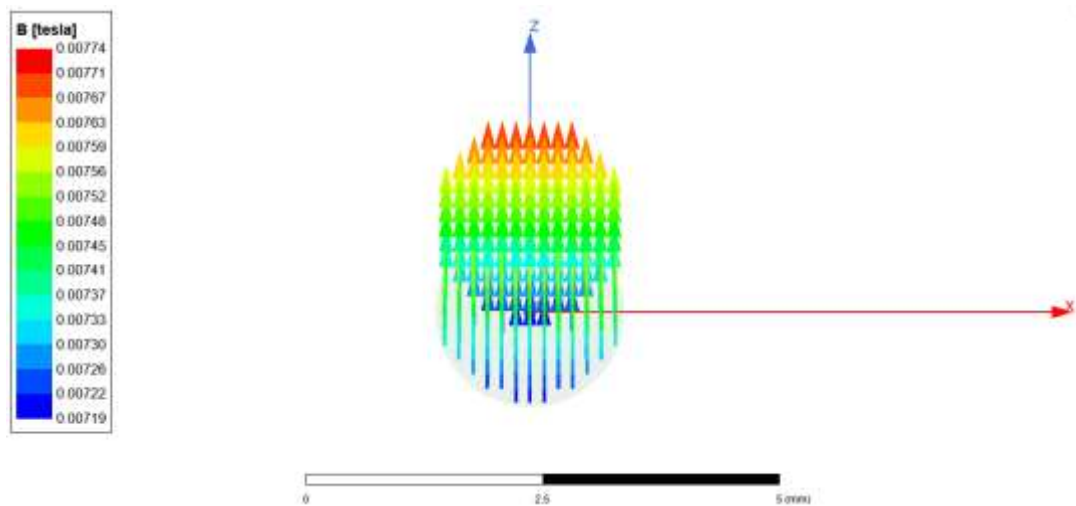


Figure 30: Induction autour le microrobot (pour $i=600$ At et 1250 At)

Analyse des résultats

Dans cette première configuration de simulation, seules les bobines de Helmholtz et de Maxwell ont été utilisées, sans intégration du microrobot ni du circuit magnétique. Les intensités de courant appliquées variaient selon plusieurs cas : 60 At, 240 At, 360 At et 600 At pour les bobines de Helmholtz, et respectivement 125 At, 500 At, 750 At et 1250 At pour celles de Maxwell. Les résultats montrent que l'induction magnétique augmente avec l'intensité du courant, conformément à la loi physique indiquant que le champ généré par une bobine est proportionnel au courant qui la traverse.

Cette première étude permet de valider le modèle des bobines dans ANSYS Maxwell, en établissant une relation quasi linéaire entre le courant et l'induction magnétique dans un environnement non magnétique. Toutefois, ces résultats restent limités en termes de performances, car ils ne prennent pas en compte l'influence d'un matériau ferromagnétique. Une seconde étude, intégrant cette fois un microrobot et un circuit magnétique, s'avère donc nécessaire pour analyser l'impact du matériau sur l'induction et la saturation magnétique.

Etude 03 : Direction d'aimantation avec microrobot avec circuit magnétique

I (Helmholtz coil) = 600 At

I (Maxwell coil) = 1250 At

Direction d'aimantation X

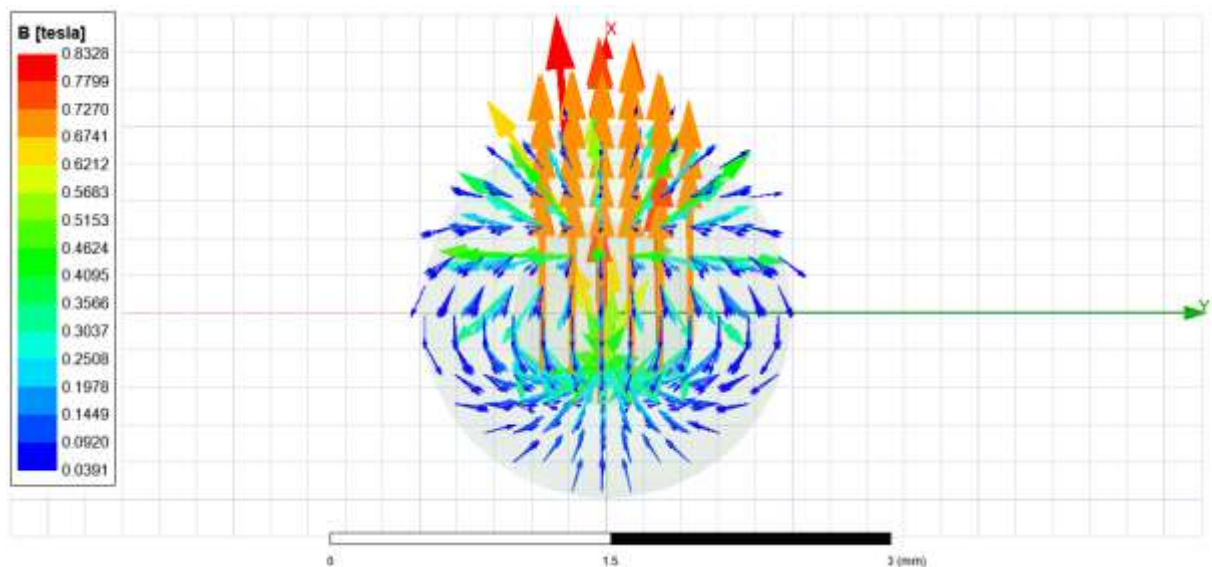


Figure 31: Induction autour et sur microrobot (pour direction d'aimantation X, avec 600At et 1250At)

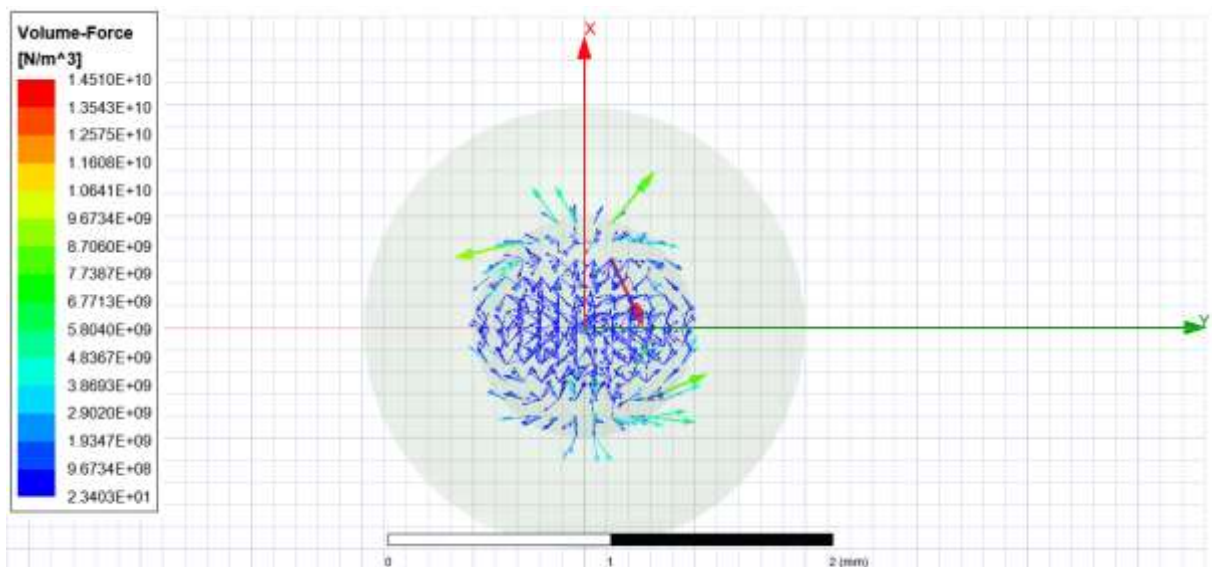


Figure 32 : La force appliquée sur microrobot (pour direction d'aimantation X, avec 600At et 1250At)

Direction d'aimentation Y

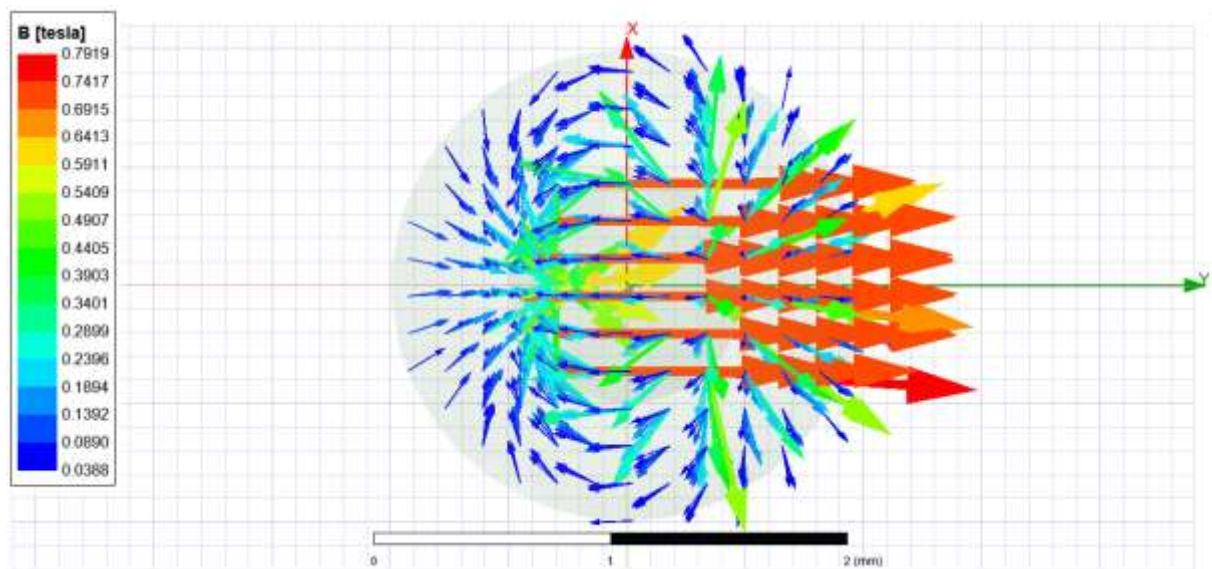


Figure 33::Induction autour et sur microrobot (pour direction d'aimentation Y, avec 600At et 1250At)

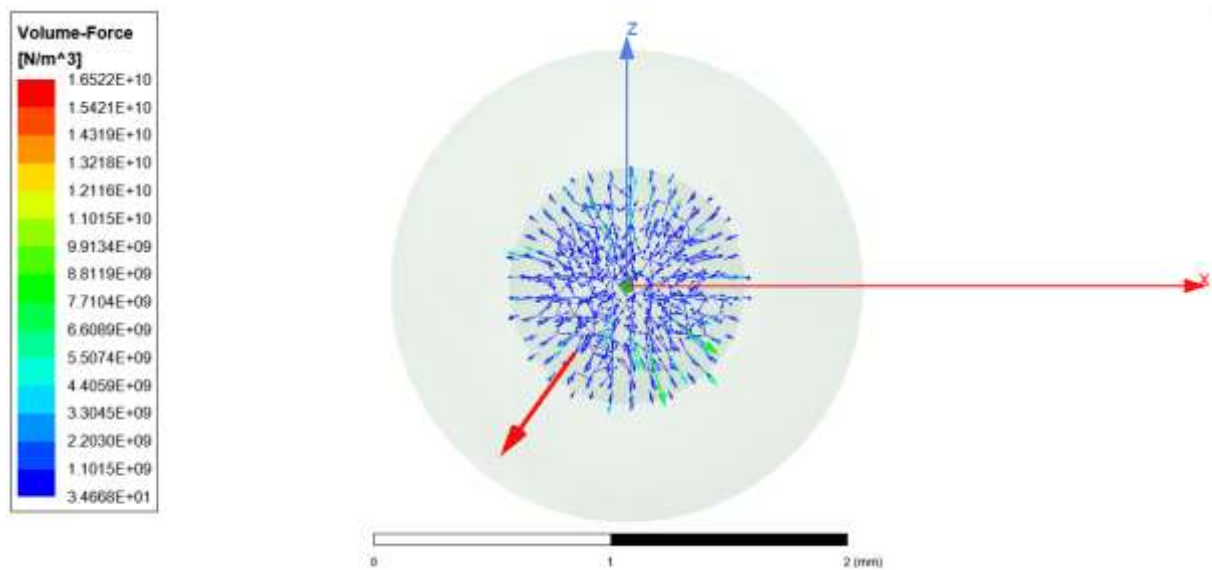


Figure 34:La force appliquée sur microrobot (pour direction d'aimentatopn Y, avec 600At et 1250At)

Direction d'aimentation Z

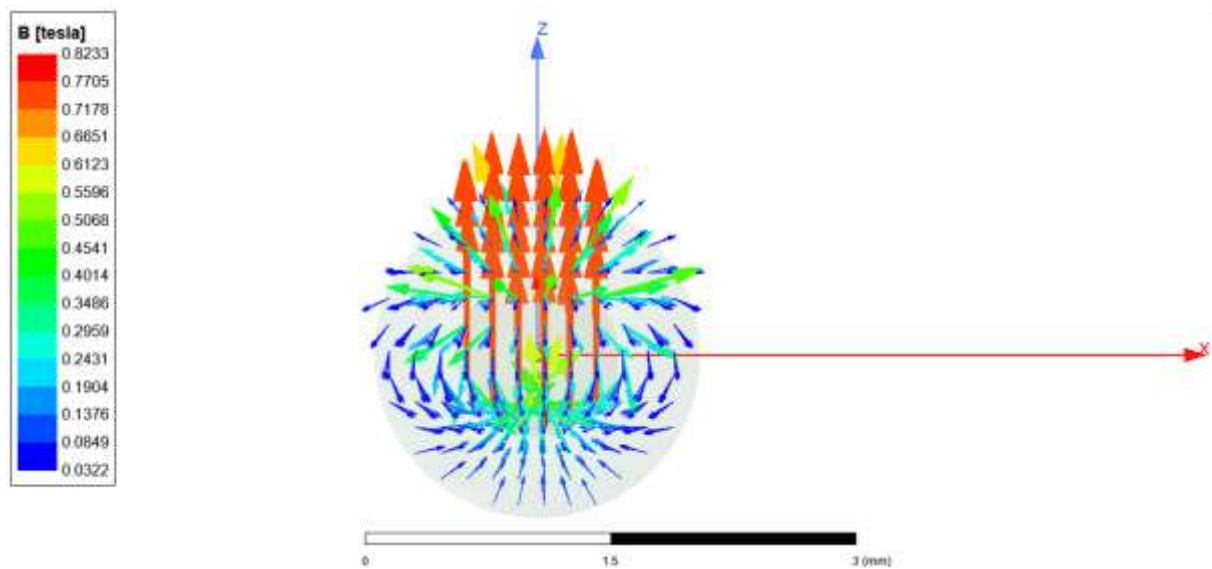


Figure 35::Induction autour et sur microrobot (pour direction d'aimentation Z, avec 600At et 1250At)

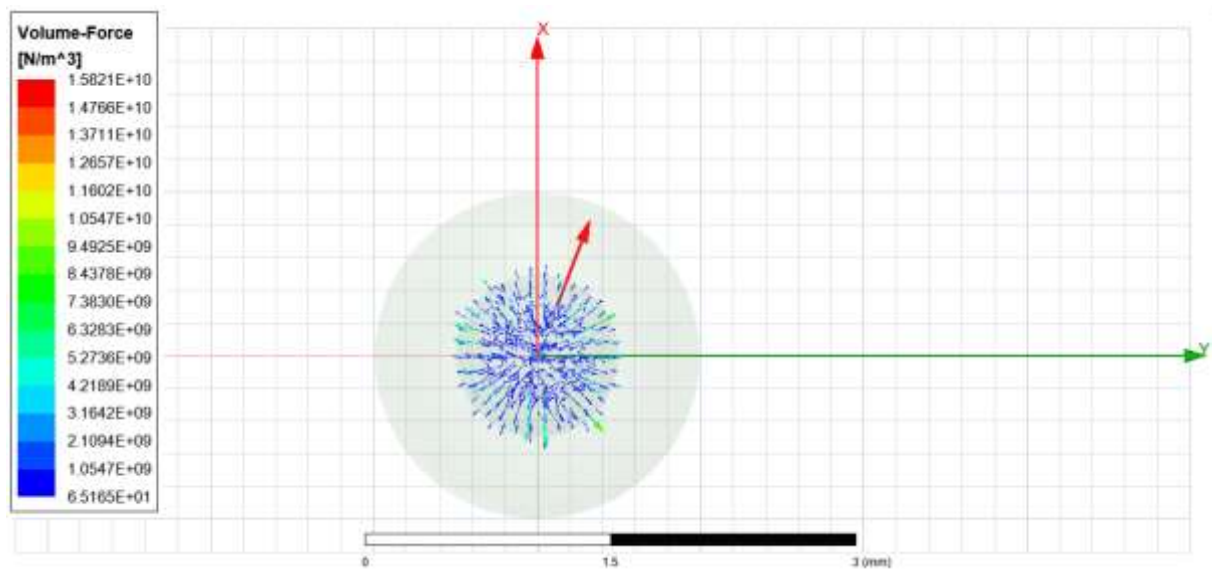


Figure 36:La force appliquée sur microrobot (pour direction d'aimentatopn z, avec 600At et 1250At)

Analyse des résultats

L'analyse de la configuration complète du microrobot avec circuit magnétique est présentée dans cette étude. L'objectif principal est d'évaluer l'impact de la direction d'aimantation sur l'induction magnétique (B) et la force volumique (FVolume) en testant les directions X, Y et Z avec des courants maximums de 600 At et 1250 At. Les résultats indiquent que la direction Y génère la plus forte force volumique maximale, atteignant environ $1,65 \times 10^{10} \text{ N/m}^3$, tandis que les valeurs d'induction magnétique maximales sont similaires pour toutes les directions, avec une légère prédominance pour la direction X.

L'étude souligne l'importance du circuit magnétique, permettant de doubler la force par rapport à une simulation précédente. La faible variation de Bmax entre les directions prouve la symétrie d'induction du circuit, tandis que la force maximale dans la direction Y suggère que cette configuration spécifique génère le gradient de champ le plus efficace, essentiel pour la manipulation du microrobot.

En résumé, la direction d'aimantation est fondamentale car elle détermine comment le microrobot interagit avec le champ magnétique, et le gradient de champ influence la direction du mouvement. Cette étude conclut avec une formulation linguistique améliorée concernant l'influence de l'aimantation sur l'induction et la force.

Etude 04 : avec avec cercuit magnétique et microrobot

I (Helmholtz coil) = 60 At

I (maxwell coil) = 125 At

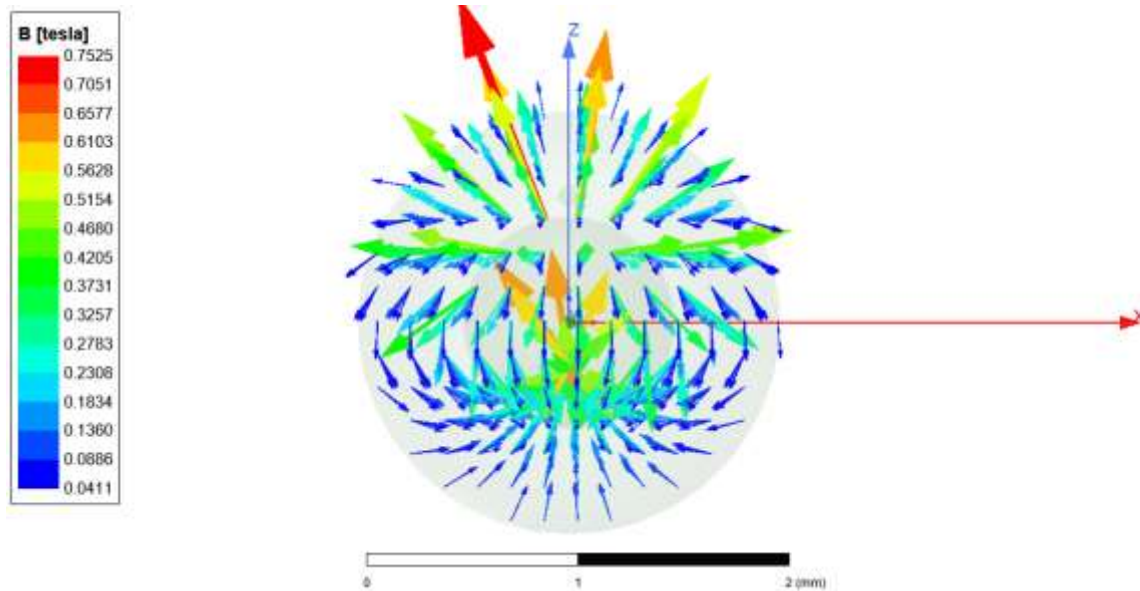


Figure 37: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 60At et 125At)

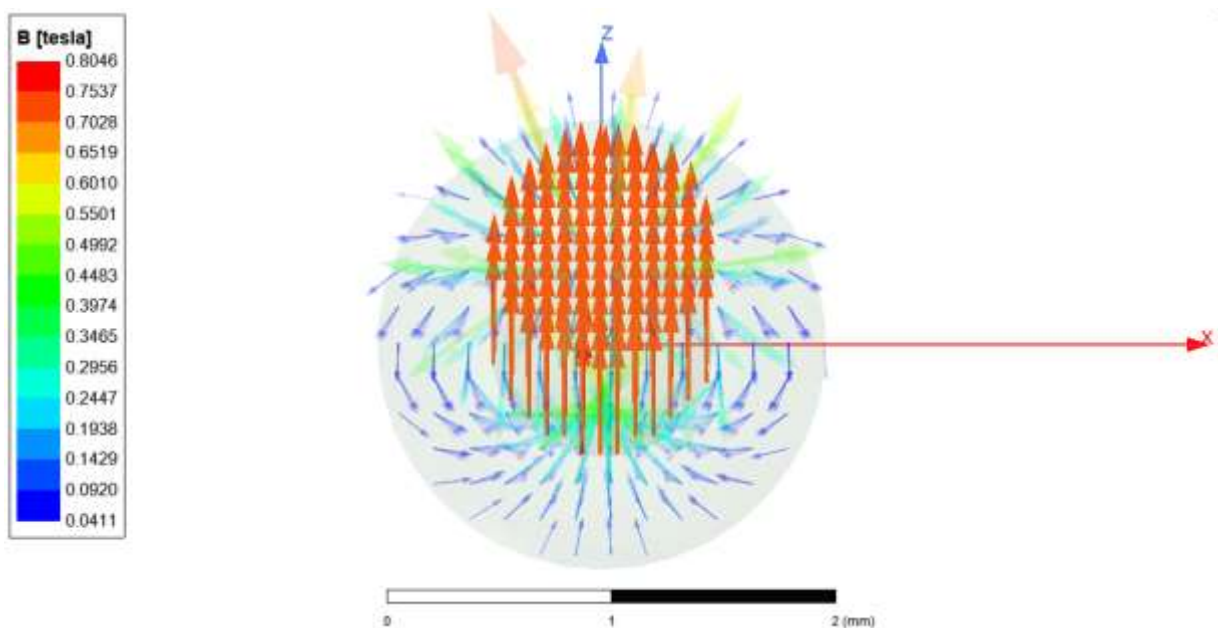


Figure 38: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 60At et 125At)

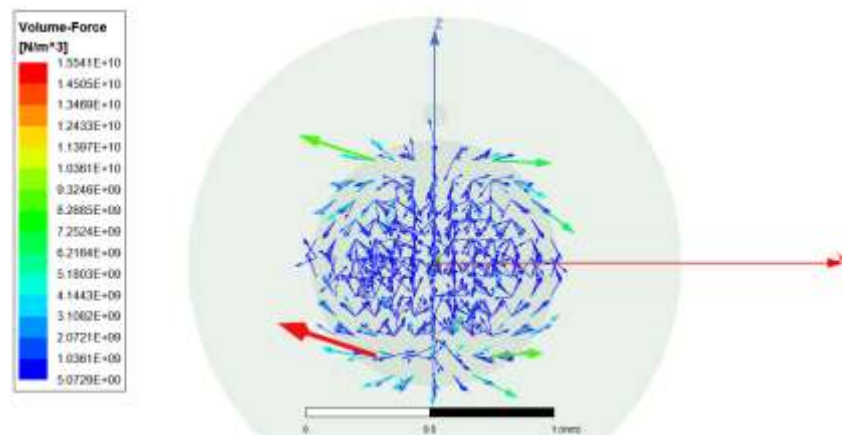


Figure 39: Force appliquée sur le microbot (Avec cercuit magnétique pour 60At et 125At)

I (Helmholtz coil) = 120 At

I (maxwell coil) = 250 At

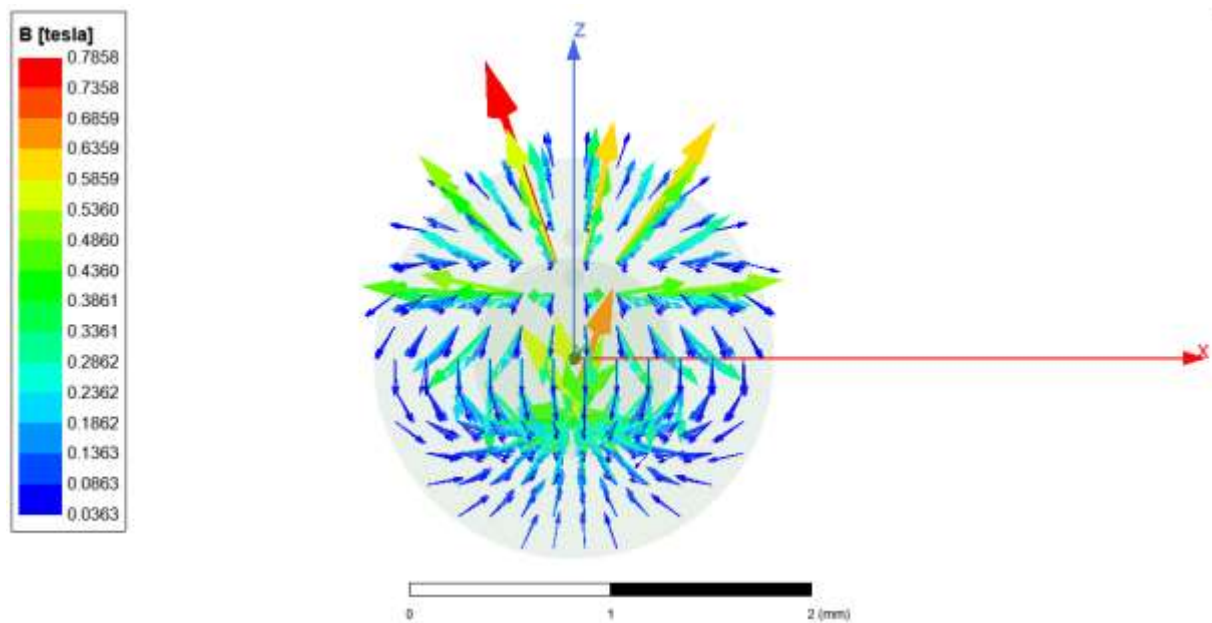


Figure 40: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 120At et 250At)

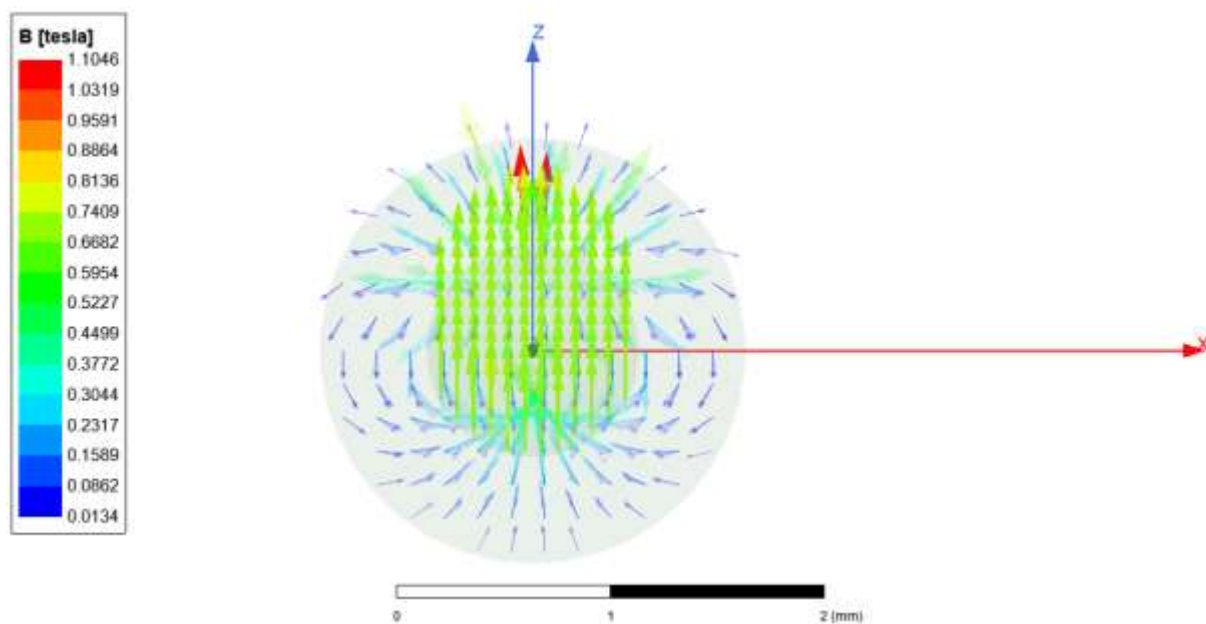


Figure 41:: Induction B sur microrobot (Avec circuit magnétique pour 120At et 250At)

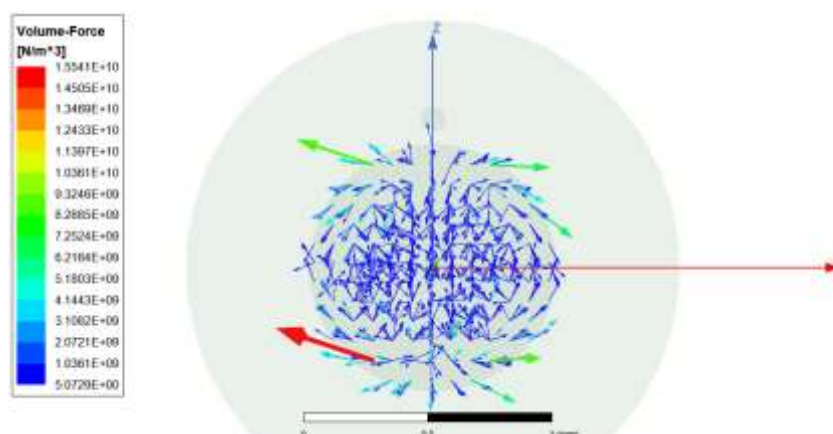


Figure 42: Force appliquée sur le microrobot (Avec circuit magnétique pour 120At et 250At)

I (Helmholtz coil) = 240 At

I (Maxwell coil) = 500 At

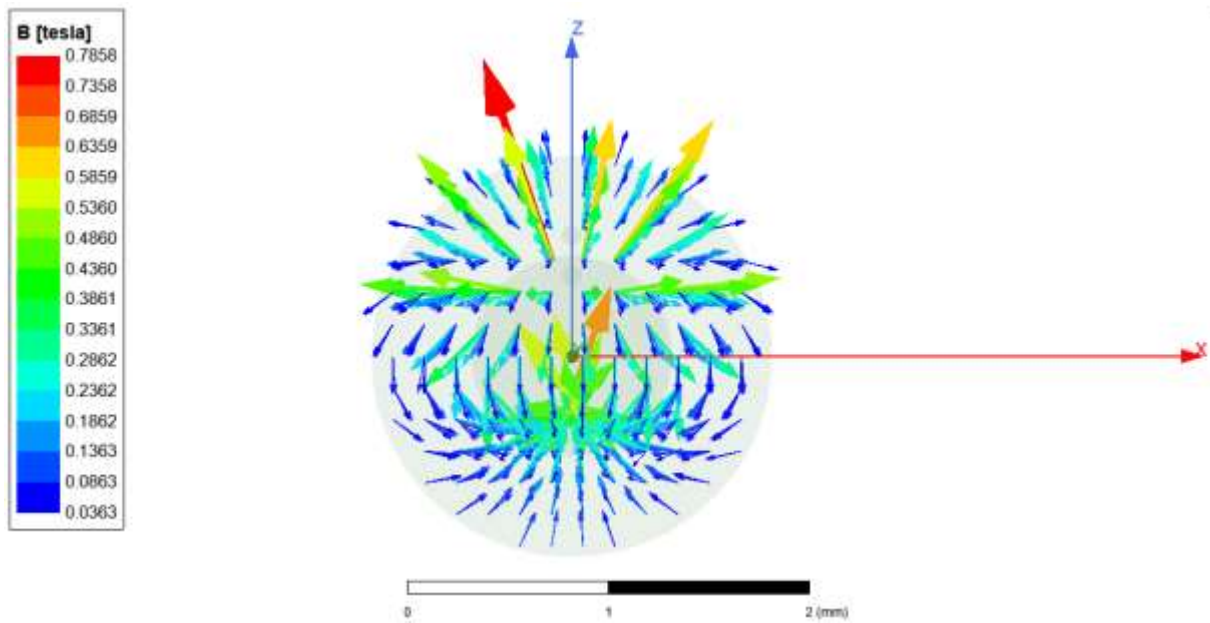


Figure 43: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 240At et 500At)

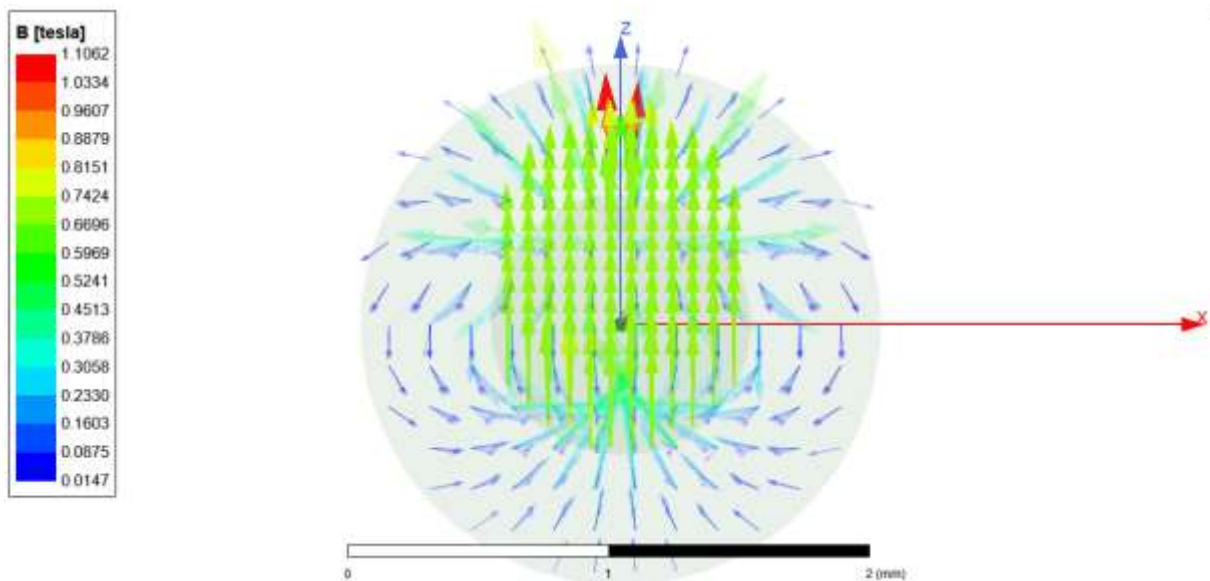


Figure 44: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 240At et 500At)

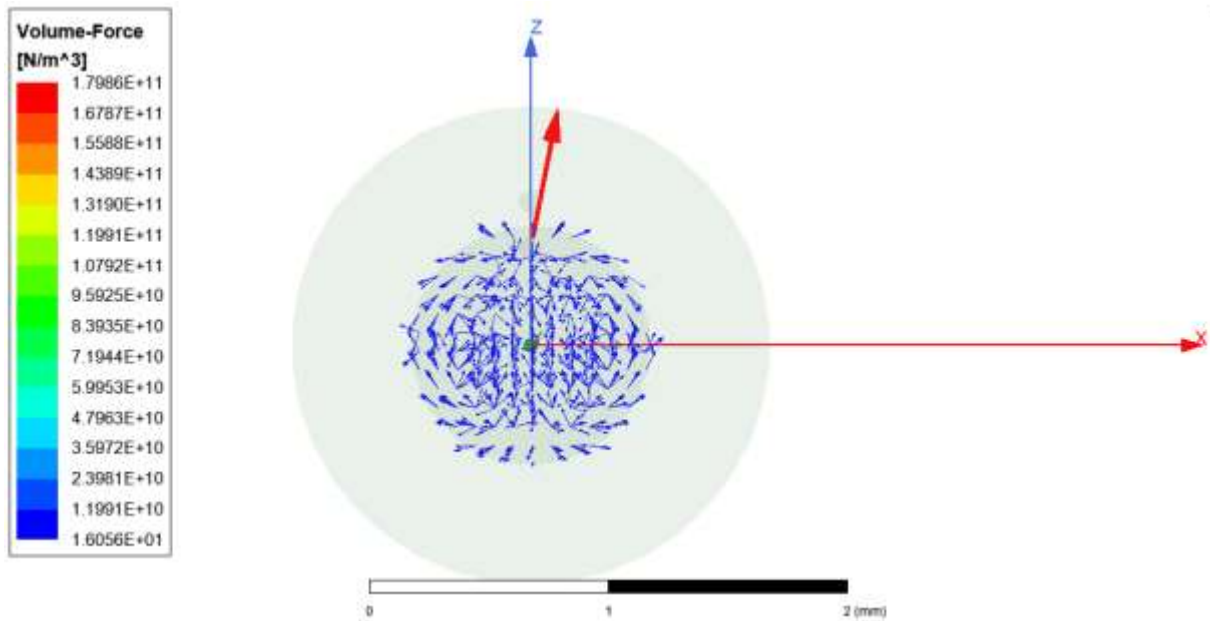


Figure 45: Force appliquée sur le microbot (Avec cercuit magnétique pour 240At et 500At)

I (Helmholtz coil) = 300 At

I (maxwell coil) = 625 At

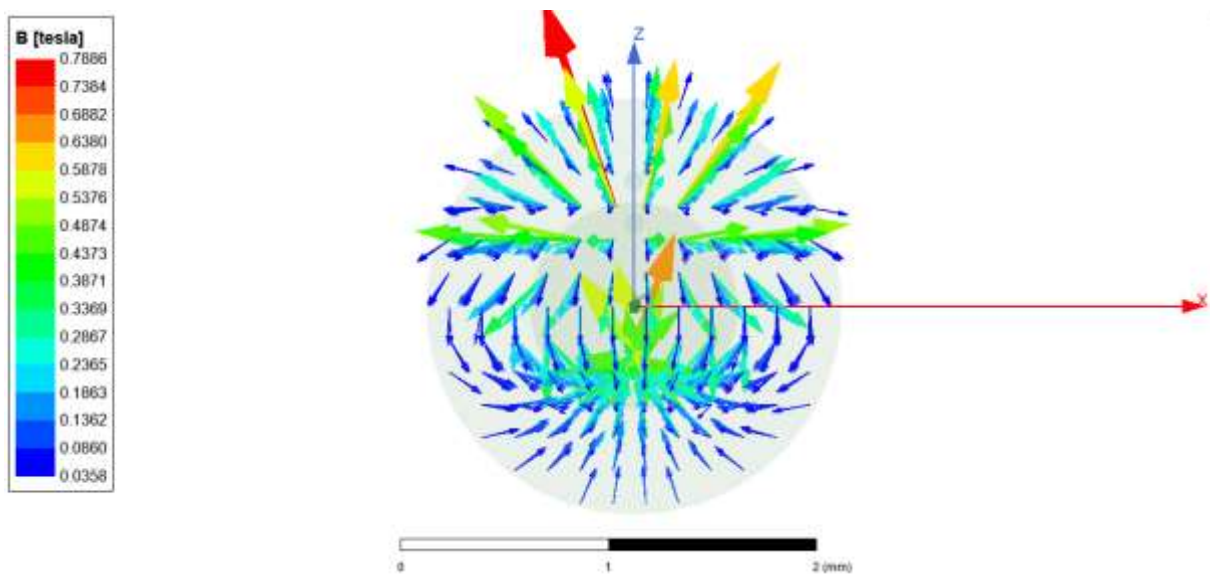


Figure 46: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 300At et 625At)

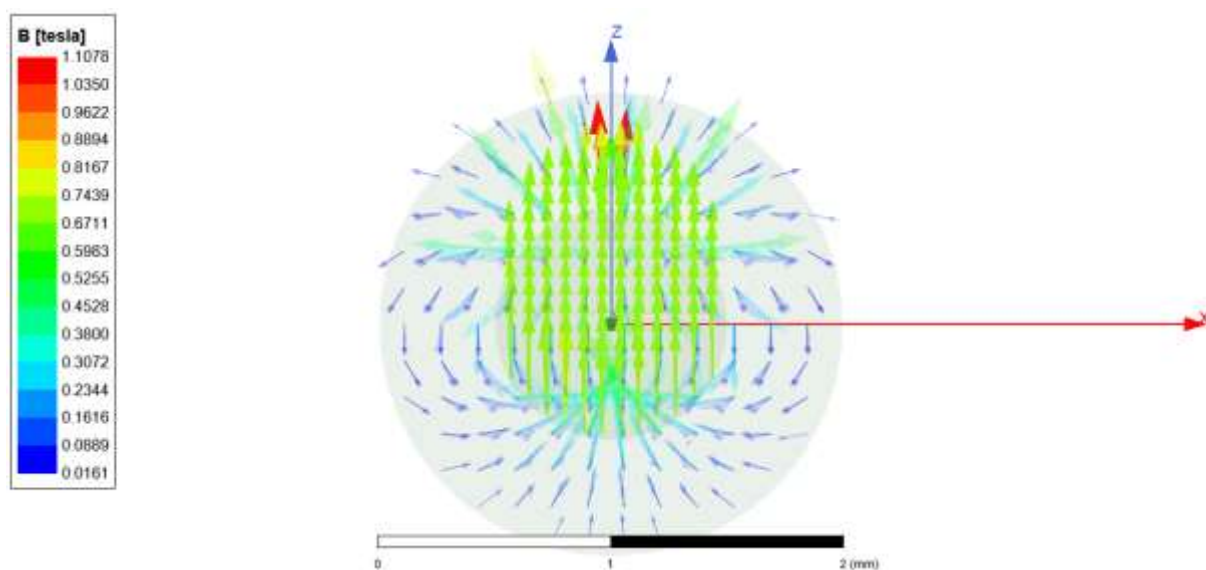


Figure 47:: Induction B sur microrobot (Avec circuit magnétique pour 300At et 625At)

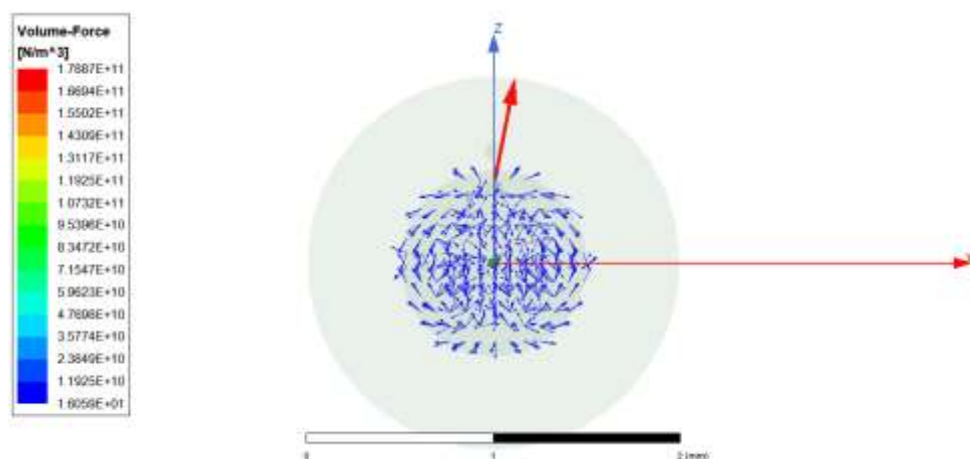


Figure 48: Force appliquée sur le microrobot (Avec circuit magnétique pour 300At et 625At)

I (Helmholtz coil) = 420 At

I (maxwell coil) = 875 At

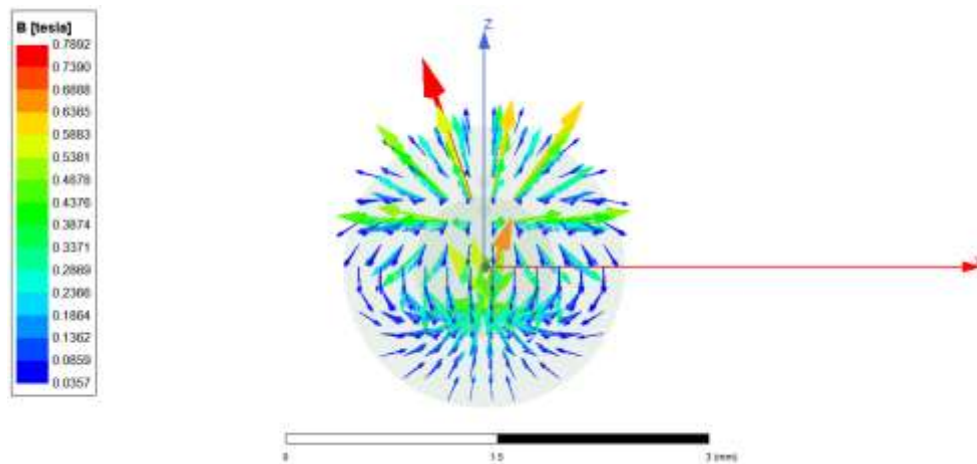


Figure 49: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 420At et 875At)

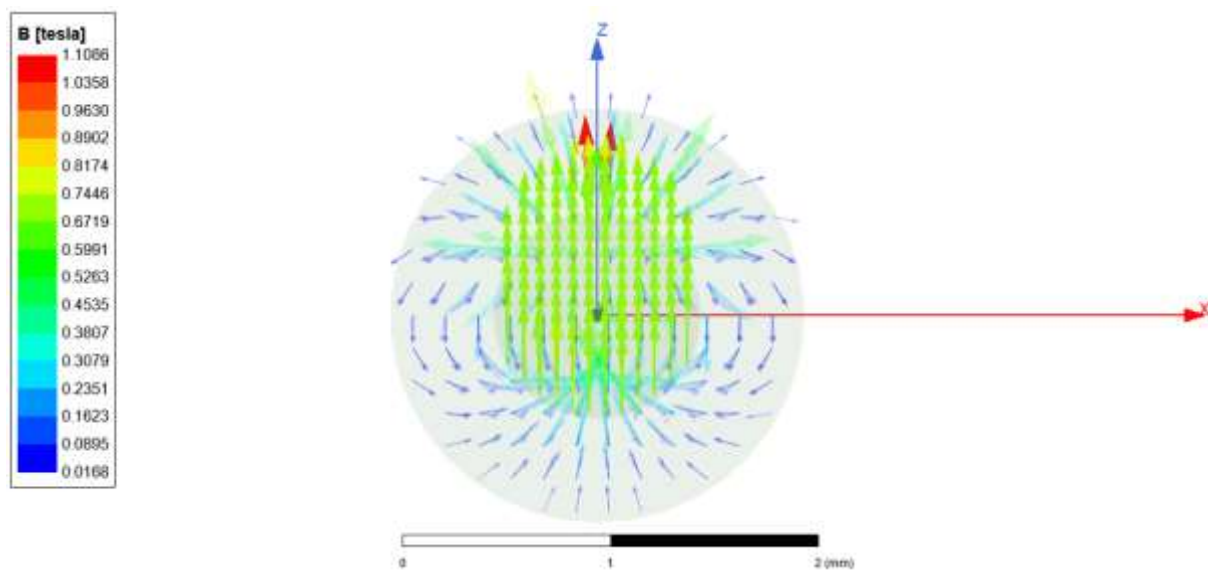


Figure 50: Induction B sur microrobot (Avec cercuit magnétique pour 420At et 875At)

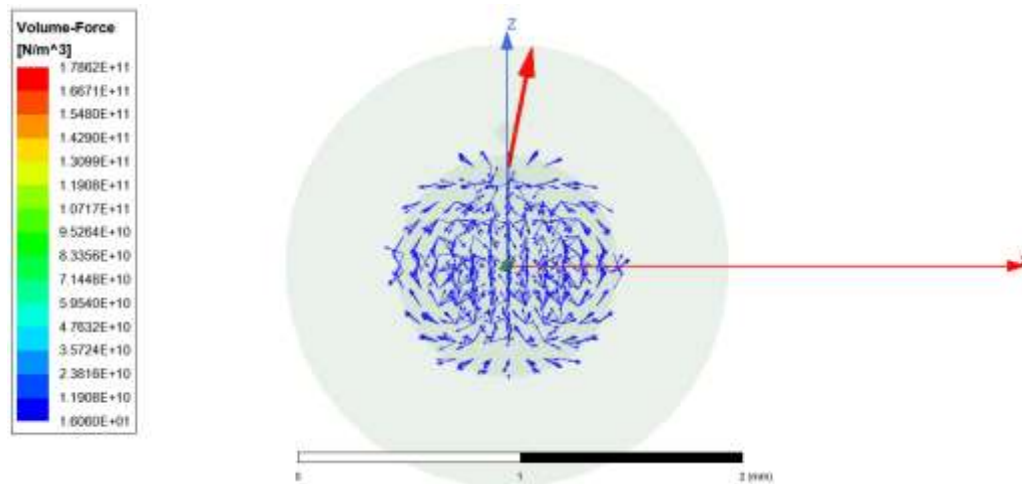


Figure 51: Force appliquée sur le microbot (Avec cercuit magnétique pour 420At et 875At)

I (Helmholtz coil) = 480 At

I (maxwell coil) = 1000 At

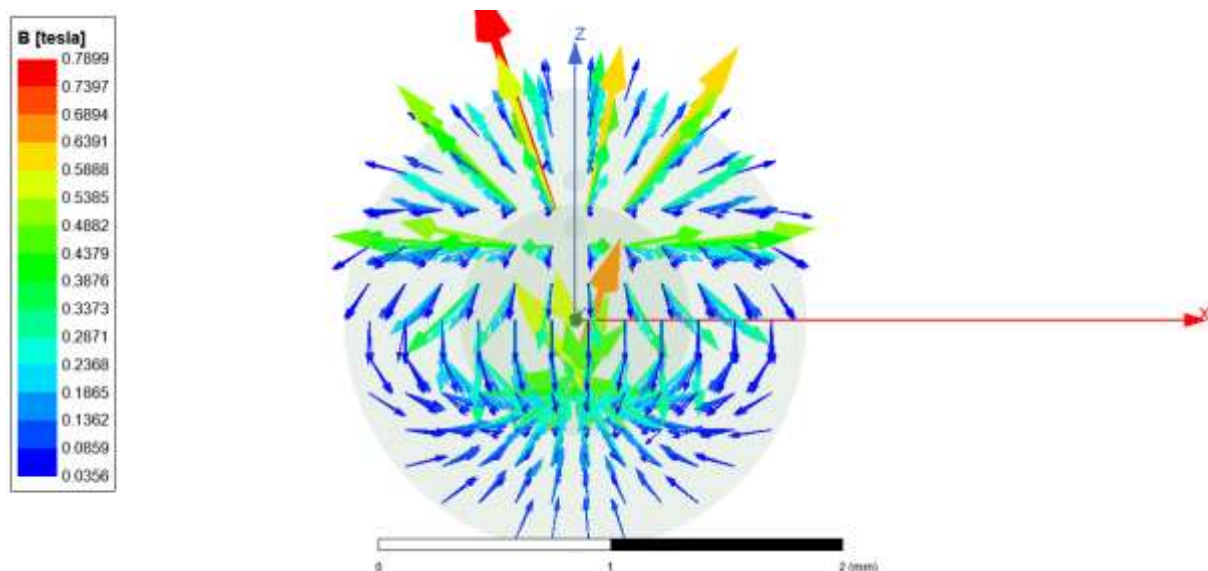


Figure 52: Induction B autour microrobot (Avec cercuit magnétique pour 480At et 1000At)

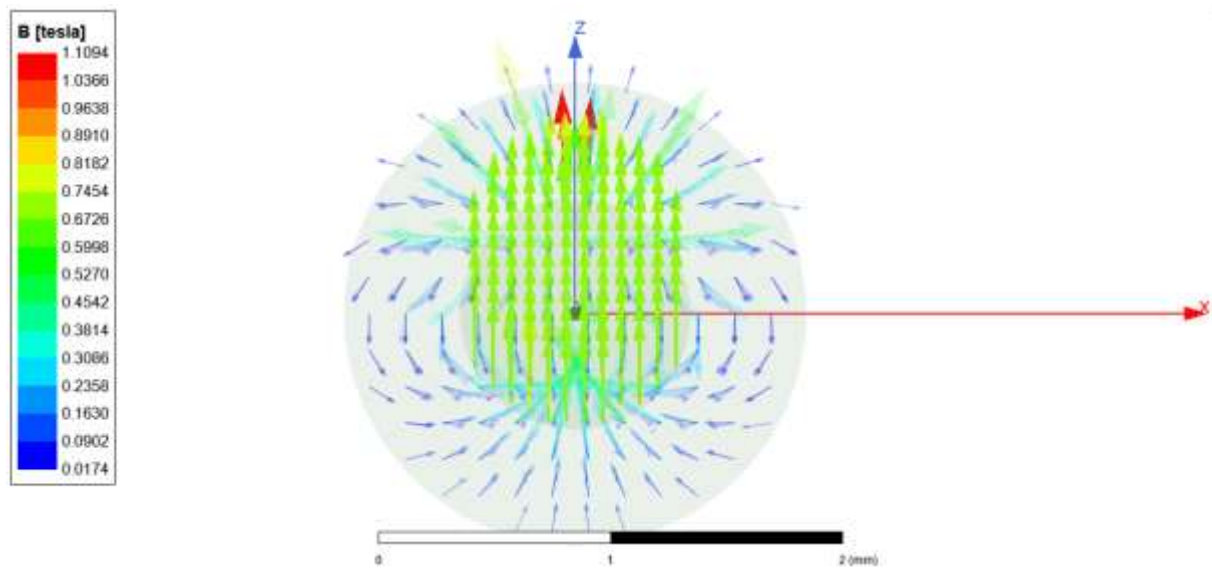


Figure 53: Induction B sur microrobot (Avec circuit magnétique pour 480At et 1000At)

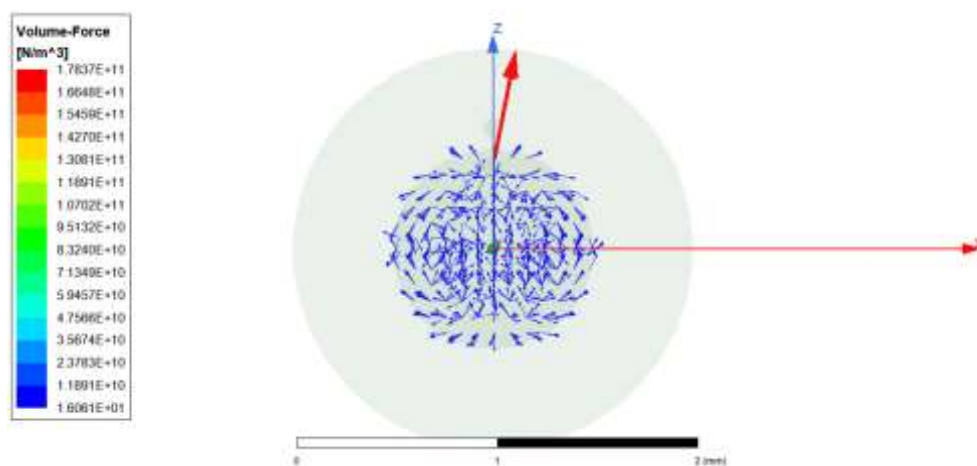


Figure 54: Force appliquée sur le microrobot (Avec circuit magnétique pour 480At et 1000At)

I (Helmholtz coil) = 600 At

I (maxwell coil) = 1250 At

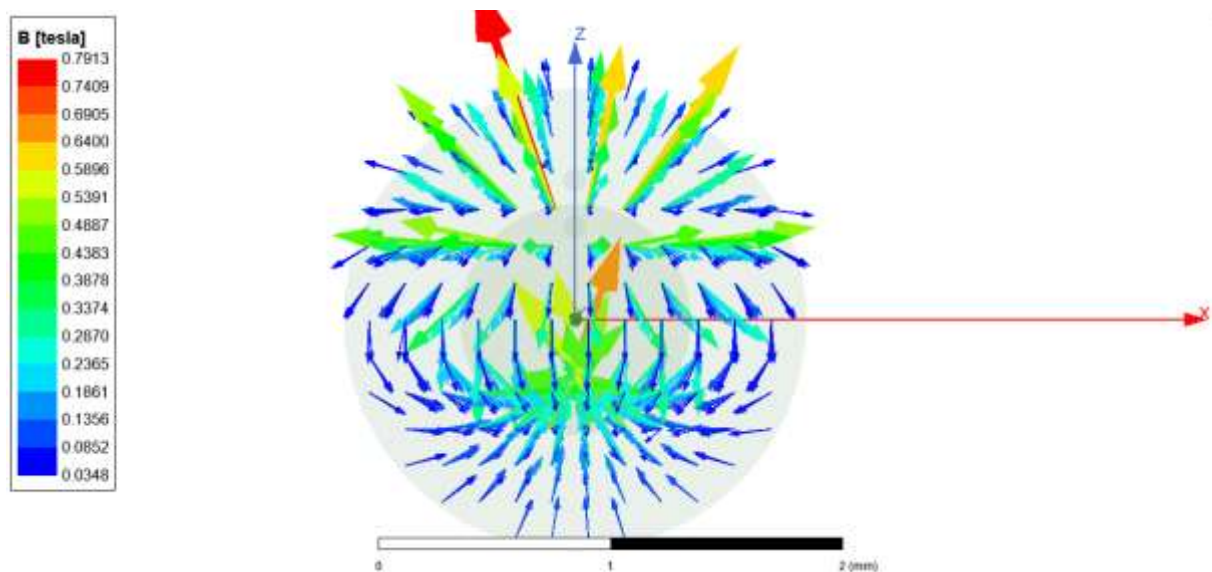


Figure 55: Induction B autour microrobot (Avec circuit magnétique pour 600At et 1250At)

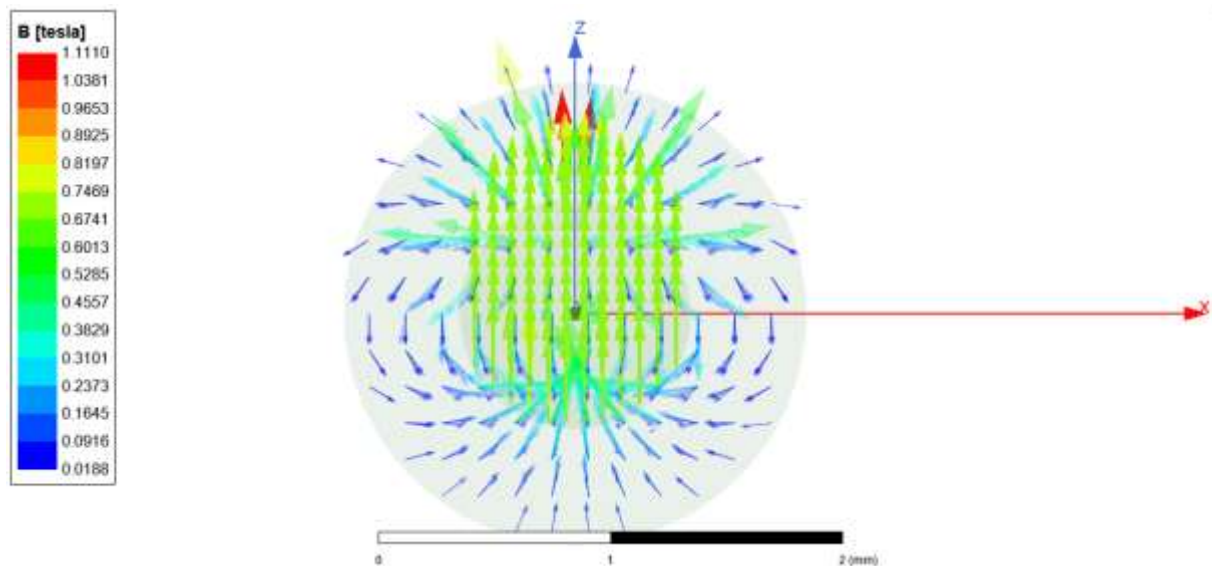


Figure 56: Induction B sur microrobot (Avec circuit magnétique pour 600At et 1250At)

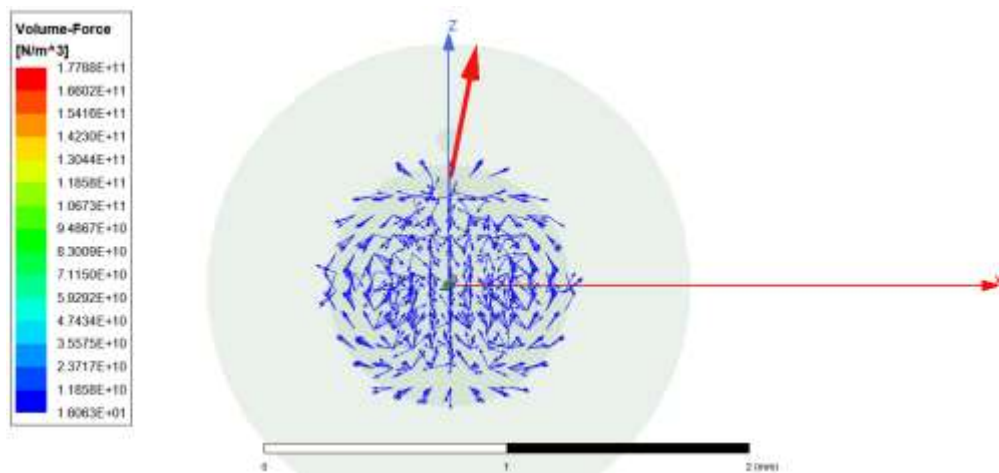


Figure 57: Force appliquée sur le microrobot (Avec cercuit magnétique pour 600At et 1250At)

Analyse des résultats

Votre analyse souligne la limite critique de l'exploitation du système lié à la saturation magnétique. L'étude détaillée sur l'effet de saturation, basée sur les résultats de l'analyse de variation du courant, révèle une dépendance non linéaire de la performance du système avec l'intensité du courant. La configuration du microrobot avec circuit magnétique présente deux phases distinctes :

Phase 1 : Amplification Linéaire et Gains Maximaux

Dans le régime de faibles à moyens courants (60 At à 120 At), l'efficacité du système est optimale.

L'augmentation du courant engendre une hausse proportionnelle de l'induction magnétique (B_{max}), passant de ≈ 0.80 T à ≈ 1.10 T.

La force volumique (F) augmente rapidement, améliorant les performances de manipulation significativement à chaque ajout d'énergie électrique.

Phase 2 : Le Plateau de Saturation et la Diminution des Gains**

Lorsque le courant dépasse le seuil critique (entre 120 At et 240 At), le système entre dans un régime de saturation, confirmant les observations antérieures.

L'induction B_{max} se stabilise autour de ≈ 1.11 T, avec des variations de courant allant de 240 At à 600 At ne produisant qu'une faible augmentation de moins de 1%.

La force volumique F_{max} ne montre plus de croissance significative, et pourrait même diminuer légèrement, passant de $\approx 1.80 \times 10^{11}$ N/m³ à 1.78×10^{11} N/m³.

Cette stagnation est attribuée à la saturation d'aimantation des matériaux ferromagnétiques ; lorsque tous les domaines magnétiques sont alignés, le système atteint sa limite de concentration de flux magnétique. Ainsi, l'analyse montre qu'il existe un courant de fonctionnement optimal (≈ 240 At) au-delà duquel l'efficacité énergétique diminue, provoquant une génération de chaleur sans bénéfice en force manipulatrice.

Etude 05 : Changement de valeur de saturation d'aimentation

(Direction d'aimentation Z)

I (Helmholtz coil) = 600 At

I (maxwell coil) = 1250 At

Magnétude : 1.0445730167132 $\rightarrow$ 0.9

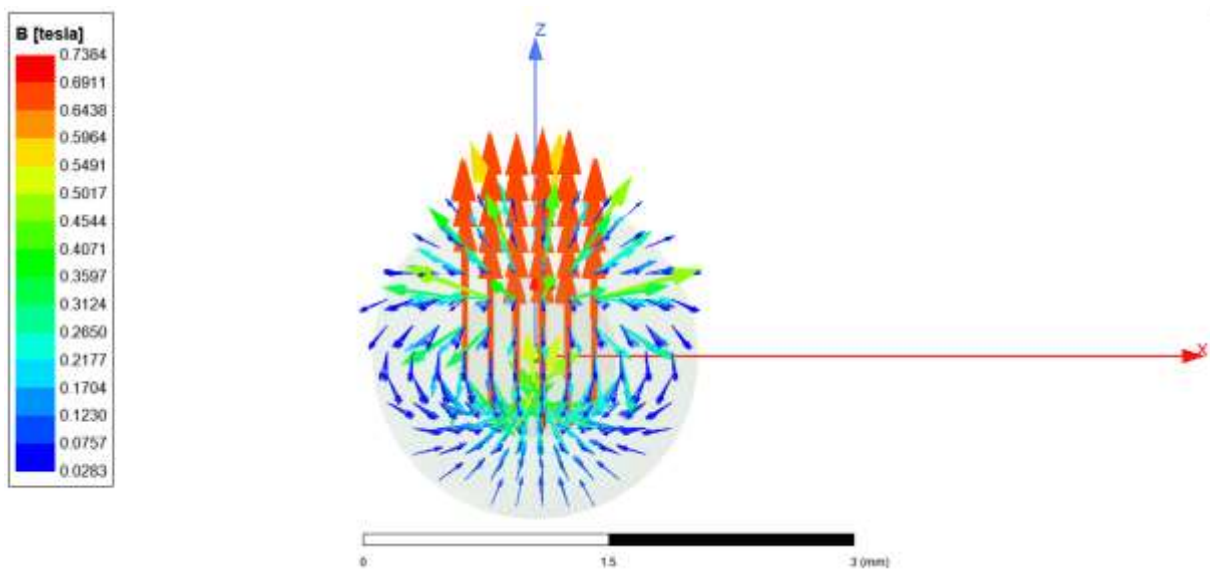


Figure 58: Induction B autour microrobot (avec diminution de magnitude)

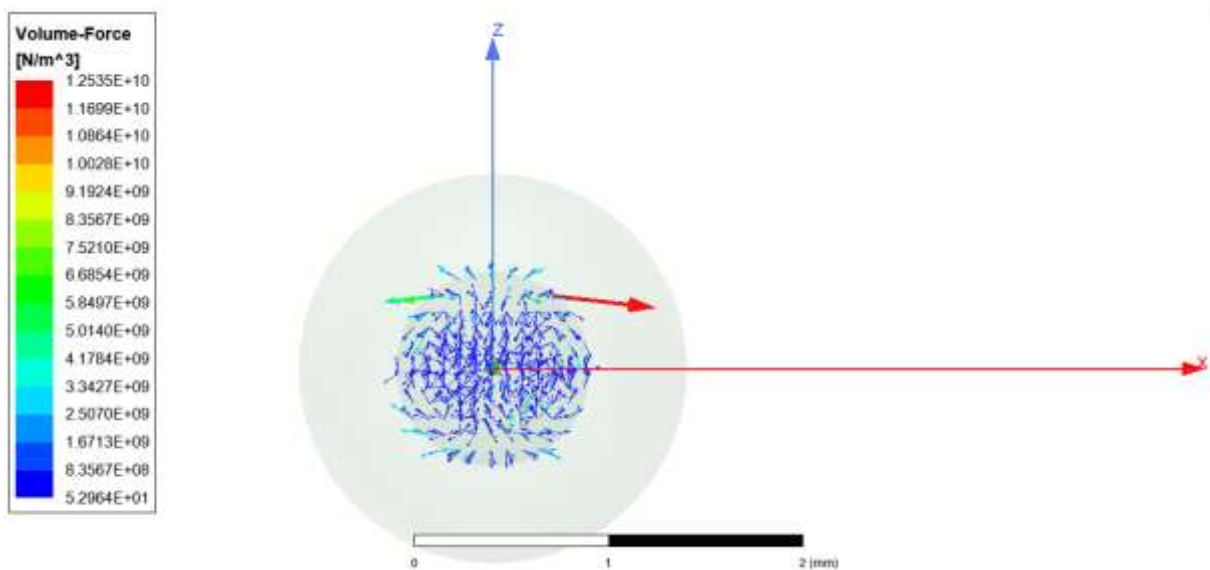


Figure 59: force appliquée sur le microrobot (avec diminution de magnitude)

Magnétude : 1.0445730167132 $\rightarrow$ 1.3

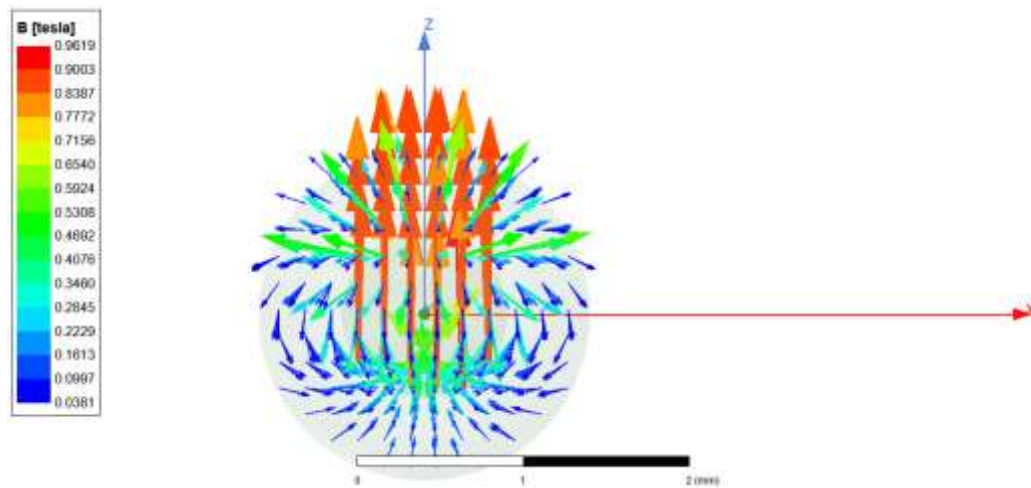


Figure 60: Induction B autour microrobot (avec augmentation de magnitude)

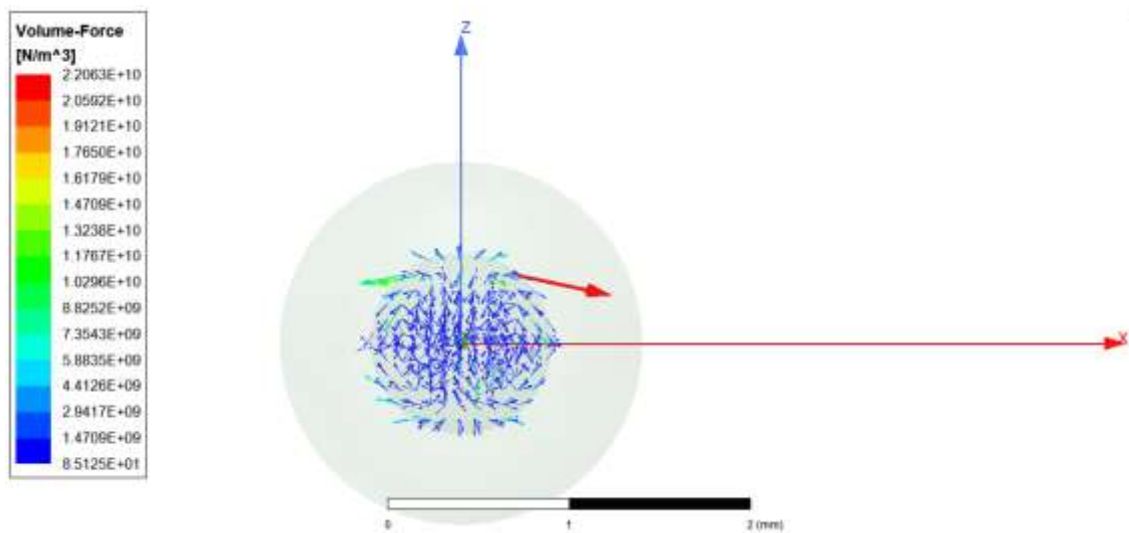


Figure 61: force appliquée sur le microrobot (augmentation de magnitude)

Analyse des résultats

Cette étude se concentre sur l'influence de la saturation d'aimantation d'un matériau ferromagnétique sur la performance d'un microrobot. En modifiant la valeur de saturation d'aimantation (M_s) de 0.9 T à 1.3 T, une augmentation de l'induction maximale de 30% et de la force volumique maximale d'environ 76% est observée.

La saturation magnétique représente la limite supérieure d'aimantation atteignable par le matériau, directement liée à la performance du microrobot. Un matériau de haute saturation permet au microrobot d'obtenir une induction et une force plus élevées, tandis qu'un matériau de faible saturation limite ses capacités. Pour optimiser l'efficacité du microrobot, une valeur de saturation d'aimantation élevée est donc essentielle.

Dans ce chapitre présente une synthèse des résultats obtenus par simulation numérique sous ANSYS Maxwell, validant ainsi la faisabilité et optimisant les performances d'un système d'actionnement magnétique pour microrobots. Les conclusions principales sont les suivantes :

1. Succès de l'Optimisation et Gain de Performance : La transition d'un environnement simple à une configuration intégrant un microrobot et un circuit magnétique a amélioré de manière spectaculaire les performances, avec des forces volumiques maximales atteignant 10^{10} à 10^{11} N/m³ grâce à l'introduction d'un matériau ferromagnétique.

2.Importance Cruciale des Paramètres de Conception :Deux facteurs critiques ont été identifiés pour l'optimisation :

- Optimisation Géométrique : La géométrie des bobines, notamment avec un rayon de 20 mm, produit une force 30 fois plus importante qu'avec un rayon de 10 mm.
- Contrôle Directionnel :La direction d'aimantation du microrobot est essentielle pour déterminer la force appliquée, qui dépend du gradient de champ et de la direction de l'aimantation.

3.Limite Physique de la Saturation Magnétique :La performance est limitée par la saturation magnétique, qui impacte deux niveaux :

- Saturation du Matériau : La force est directement influencée par la valeur de saturation d'aimantation (M_s). Une valeur plus élevée permet une augmentation significative de la force.
- Saturation Énergétique : Un seuil de saturation est observé entre 120 At et 240 At au-delà duquel l'augmentation du courant entraîne une consommation d'énergie excessive sans gain de performance significatif.

Conclusion

Les simulations ont prouvé que concevoir un système de manipulation magnétique pour microrobots est un problème d'optimisation complexe, nécessitant un équilibre entre une conception géométrique précise, un choix de matériau à haute saturation, et un courant de fonctionnement optimal qui respecte les limites de saturation. Bien que le système soit validé pour la manipulation, son efficacité dans des conditions réelles sera conditionnée par la capacité à maintenir le microrobot non saturé tout en exploitant au maximum le gradient de champ, sans dépasser le seuil de saturation énergétique.

Conclusion générale

Conclusion générale

Ce mémoire a exploré la conception de microrobots médicaux actionnés par électromagnétisme, en soulignant leur potentiel croissant dans la chirurgie mini-invasive, le diagnostic ciblé et la délivrance contrôlée de médicaments. Le premier chapitre a présenté l'état de l'art des microrobots, leur évolution historique, leurs typologies et les contraintes bio-physiques du système vasculaire. Le deuxième chapitre a développé les fondements théoriques de l'électromagnétisme et les propriétés des matériaux magnétiques nécessaires à leur actionnement. Le troisième chapitre s'est focalisé sur l'étude des bobines de Helmholtz et de Maxwell, démontrant leur efficacité dans la génération de champs adaptés à la propulsion et au contrôle des microrobots.

Au-delà de ces résultats, plusieurs perspectives de recherche s'ouvrent. L'amélioration des matériaux magnétiques, notamment à travers l'utilisation de composites à haute perméabilité et biocompatibles, pourrait renforcer la performance et la sécurité des microrobots.

L'intégration de techniques de commande en boucle fermée combinant imagerie en temps réel et intelligence artificielle représente également une voie prometteuse pour un pilotage précis à l'intérieur du corps humain. De plus, la miniaturisation avancée et l'optimisation énergétique demeurent des défis majeurs pour la mise en œuvre clinique. Enfin, le développement de plateformes expérimentales in vitro et in vivo permettra de valider ces dispositifs dans des environnements physiologiques réels, ouvrant la voie à une application concrète en médecine de précision.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] IEEE Spectrum. (2015, September 22). *Medical microbots take a fantastic voyage into reality*. IEEE Spectrum.
- [2] Zhao, J., Dong, L., & Nelson, B. J. (2017). Techniques for the fabrication of micro-robot systems. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 27(10), 103001.
- [3] Sitti, M., Ceylan, H., Hu, W., Giltinan, J., Turan, M., Yim, S., & Diller, E. (2015). MagnetoSperm: A microrobot that navigates using weak magnetic fields. *Applied Physics Letters*, 104(22), 223701.
- [4] Peyer, K. E., Zhang, L., & Nelson, B. J. (2016). Magnetic helical micro- and nanorobots: Toward their biomedical applications. *Science Bulletin*, 61(6), 469–486.
- [5] Zhang, J., Li, Y., Wang, C., & Wang, W. (2024). Evolution of the microrobots: Stimuli-responsive materials and 3D manufacturing techniques. *Micromachines*, 15(2), 275.
- [6] ETH Zurich. (2020, November 27). *Medical microrobots score the Breakthrough of the Year*. ETH Zurich News.
- [7] IEEE Spectrum. (2015, September 22). *Medical microbots take a fantastic voyage into reality*. IEEE Spectrum
- [8] Zhao, J., Dong, L., & Nelson, B. J. (2017). *Techniques for the fabrication of micro-robot systems*. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 27(10), 103001.
- [9] Sitti, M., Ceylan, H., Hu, W., Giltinan, J., Turan, M., Yim, S., & Diller, E. (2015). *MagnetoSperm: A microrobot that navigates using weak magnetic fields*. *Applied Physics Letters*, 104(22), 223701.
- [10]** Peyer, K. E., Zhang, L., & Nelson, B. J. (2016). *Magnetic helical micro- and nanorobots: Toward their biomedical applications*. *Science Bulletin*, 61(6), 469–486.
- [11]** Hu, W., Lum, G. Z., Mastrangeli, M., & Sitti, M. (2018). *Small-scale soft-bodied robot with multimodal locomotion*. *Nature*, 554(7690), 81–85
- [12]** Medina-Sánchez, M., & Schmidt, O. G. (2017). *Medical microbots need better imaging and control*. *Nature*, 545(7655), 406–408

- [13] Wang, L., et al., *Materials Today Bio*, vol. 15, 2022.
- [14] Xu, T., et al., *Micromachines*, vol. 15, no. 2, 2024.
- [15] Yang, Z., & Zhang, L., *Advanced Intelligent Systems*, vol. 2, no. 9, 2020.
- [16] Kim, S., et al., *Current Robotics Reports*, vol. 3, no. 1, 2022.
- [17] Medina-Sánchez, M., & Schmidt, O. G. (2017). *Medical microbots need better imaging and control*. *Nature*, 545(7655), 406–408.
- [18] Sitti, M. (2017). *Miniature soft robots — Road to the clinic*. *Nature Reviews Materials*, 2, 17065.
- [19] Peyer, K. E., Zhang, L., & Nelson, B. J. (2016). *Magnetic helical micro- and nanorobots: Toward their biomedical applications*. *Science Bulletin*, 61(6), 469–486.
- [20] Sitti, M., et al. (2015). *MagnetoSperm: A microrobot that navigates using weak magnetic fields*. *Applied Physics Letters*, 104(22), 223701.
- [21] Villanueva, L. G., & Smith, D. R. (2019). *Biohybrid systems: Merging biology and robotics*. *Nature Reviews Materials*, 4, 384–386.
- [22] Medina-Sánchez, M., Xu, H., & Schmidt, O. G. (2018). *Micro- and nano-motors: The new generation of drug carriers*. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 125, 36–52.
- [23] Ceylan, H., Giltinan, J., Kozielski, K., & Sitti, M. (2017). *Mobile microrobots for bioengineering applications*. *Lab on a Chip*, 17(10), 1705–1724.
- [24] Servant, A., Qiu, F., Mazza, M., Kostarelos, K., & Nelson, B. J. (2015). *Controlled in vivo swimming of a swarm of bacteria-like microrobotic flagella*. *Advanced Materials*, 27(19), 2981–2988.
- [25] Yang, L., Zhang, X., & Ye, D. (2020). *Biocompatible materials for microrobots: A review*. *Micromachines*, 11(1), 16.
- [26] Fusco, S., Chatzipirpiridis, G., Sivaraman, K. M., Ergeneman, O., & Nelson, B. J. (2014). *Controlled propulsion and cargo transport of rotating nickel nanowires near a surface*. *ACS Nano*, 8(7), 7223–7230.
- [27] Zhang, L., Petit, T., & Peyer, K. E. (2021). *Energy solutions for medical microrobots: A review*. *IEEE Transactions on Robotics*, 37(5), 1427–1443.
- [28] Xu, T., Yu, J., Yan, X., & Zhang, L. (2015). *Micromotors powered by enzyme catalysis*. *Nano Today*, 10(4), 401–411.

- [29] Nelson, B. J., Kaliakatsos, I. K., & Abbott, J. J. (2010). *Microrobots for minimally invasive medicine*. Annual Review of Biomedical Engineering, 12, 55–85.
- [33] Nichols, W. W., & O'Rourke, M. F. *McDonald's Blood Flow in Arteries*, CRC Press, 2011.
- [34] Zilberman, M. V., et al. "Normal aortic diameters in children." *J Am Soc Echocardiogr*, 2005. DOI: 10.1016/j.echo.2005.06.019
- [35] Uemura, H., et al. "Sonographic measurements of abdominal vessels in children." *Pediatric Radiology*, 1996. DOI: 10.1007/s002470050154
- [36] Fung, Y. C. *Biomechanics: Circulation*, Springer, 1997.
- [37] Nichols, W. W., O'Rourke, M. F. *McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, 6th ed., Hodder Arnold, 2011.
- [38] Guyton, A. C., & Hall, J. E. *Textbook of Medical Physiology*, 13th ed., Elsevier, 2015.
- [39] Milnor, W. R. *Hemodynamics*, 2nd ed., Williams & Wilkins, 1989.
- [40] Moss, A. J., et al. *Moss and Adams' Heart Disease in Infants, Children, and Adolescents*, 9th ed., Wolters Kluwer, 2016.
- [41] Sitti M. et al. (2015). *Biomedical Applications of Untethered Mobile Milli/Microrobots*. Proceedings of the IEEE, 103(2), 205–224. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2014.2382715>
- [42] Nelson B. J. et al. (2010). *Microrobots for minimally invasive medicine*. Annual Review of Biomedical Engineering, 12, 55–85 [43] Medina-Sánchez M. et al. (2018). *Medical microbots need better imaging and control*. Nature, 545(7655), 406–408. <https://doi.org/10.1038/nature22335>
- [44] Li J. et al. (2017). *Micro/nanorobots for biomedicine: Delivery, surgery, sensing, and detoxification*. Science Robotics, 2(4), eaam6431. <https://doi.org/10.1126/scirobotics.aam6431>
- [45] Chen X. et al. (2022). *Magnetic microrobots for cancer therapy*. Nature Reviews Materials, 7, 54–69.
- [46] Chien, S. (1970). *Shear dependence of effective cell volume as a determinant of blood viscosity*. Science, 168(3934), 977–979. <https://doi.org/10.1126/science.168.3934.977>
- [47] Cokelet, G. R., & Meiselman, H. J. (1968). *Rheological comparison of hemoglobin solutions and erythrocyte suspensions*. Science, 162(3850), 275–277. <https://doi.org/10.1126/science.162.3850.275>

- [48] Popel, A. S., & Johnson, P. C. (2005). *Microcirculation and hemorheology*. Annual Review of Fluid Mechanics, 37, 43–69.
<https://doi.org/10.1146/annurev.fluid.37.042604.133933>
- [49] Gao, W., & Wang, J. (2014). *The environmental force landscape and motility of micro/nanorobots in blood vessels*. Nanoscale, 6(18), 10486–10494.
- [50] Purcell, E. M. (1977). *Life at Low Reynolds Number*. American Journal of Physics, 45(1), 3–11. <https://doi.org/10.1119/1.10903>
- [51] Kim, S., & Karrila, S. J. (2005). *Microhydrodynamics: Principles and Selected Applications*. Dover Publications.
- [52] Stokes, G. G. (1851). *On the Effect of the Internal Friction of Fluids*. Cambridge Press.
- [53] Kim, S. et al. (2005). *Microfluidic platform for single-cell analysis*. Analytical Chemistry, 77(4).
- [54] Diller, E. et al. (2014). *Microrobotics for medical applications*. Annual Review of Biomedical Engineering, 16.
- [55] Martel, S. (2007). *Magnetic navigation of microscale robots in human capillaries*. Applied Physics Letters, 90.
- [58] Nelson, B. J., Kaliakatsos, I. K., & Abbott, J. J. (2010). *Microrobots for minimally invasive medicine*. Annual Review of Biomedical Engineering, 12, 55–85.
- [59] Peyer, K. E., Zhang, L., & Nelson, B. J. (2013). *Bio-inspired magnetic swimming microrobots for biomedical applications*. Nanoscale, 5(4), 1259–1272.
<https://doi.org/10.1039/C2NR32554C>
- [60] Martel, S. et al. (2009). *Flagellated magnetotactic bacteria as controlled MRI-trackable propulsion and steering systems for medical nanorobots*. Int. J. of Robotics Research, 28(4), 571–582. <https://doi.org/10.1177/0278364908100924>
- [61] Li J. et al. (2017). *Micro/nanorobots for biomedicine: Delivery, surgery, sensing, and detoxification*. Science Robotics.
- [62] Peyer K.E. et al. (2013). *Bio-inspired magnetic swimming microrobots for biomedical applications*. Nanoscale.

- [63] Servant A. et al. (2015). *Controlled in vivo swimming of a swarm of bacteria-like microrobotic flagella*. Advanced Materials.
- [64] Griffiths, D. J. *Introduction to Electrodynamics*. Cambridge University Press, 2017
- [65] Li, J., et al. "Magnetically propelled fish-like nanoswimmers." *Nature Communications* 6.1 (2015): 1-7.
- [66] Feynman Lectures on Physics, Vol. II – Électromagnétisme
- [67] https://ats.leboulch.bzh/cours/EM8a_site.pdf
- [68] https://physique.cmaisonneuve.qc.ca/svezina/nyb/note_nyb/NYB_XXI_Chap%201.2.pdf
- [69] <https://femto-physique.fr/electromagnetisme/biot-et-savart.php>
- [70] <https://www.univ-tlemcen.dz/~benouaz/memoires/ALIANE.pdf>
- [71] SAAD-DJABALLAH, YASSINE. ÉTUDE DES PROPRIÉTÉS MAGNÉTIQUES DES COMPOSÉS À BASE D'OXYDE DE CÉRIUM. 2021.
- [72] file:///C:/Users/CBS/Downloads/MESSIAD_HABIBA_F1.pdf
- [73] BRISSONNEAU, P. Les domaines magnétiques. *Revue de Physique Appliquée*, 1974, vol. 9, no 5, p. 783-792.
- [74] https://uel.unisciel.fr/chimie/spectro/spectro_ch03/co/apprendre_ch3_03.html
- [75] <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/cr068445e>
- [76] <https://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/sciences-fondamentales-th8/proprietes-electriques-et-electrochimiques-42336210/materiaux-ferromagnetiques-usuels-k718/materiaux-magnetiques-doux-k718niv10003.html>
- [77] https://www.3bscientific.com/product-manual/1000906_FR.pdf
- [78] ABDELAZIZ, Mostafa et HABIB, Maki. Electromagnetic actuation for a micro/nano robot in a three-dimensional environment. *Micromachines*, 2022, vol. 13, no 11, p. 2028

