NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI®

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MÉTHODE DE PROPULSION D'UN CORPS FERROMAGNÉTIQUE À L'AIDE D'UN SYSTÈME D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

JEAN-BAPTISTE MATHIEU
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE
MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
AOÛT 2004

© Jean-Baptiste Mathieu, 2004.

Library and Archives Canada

Published Heritage Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et Archives Canada

Direction du Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 0-612-97967-9
Our file Notre référence
ISBN: 0-612-97967-9

NOTICE:
The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:
L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

MÉTHODE DE PROPULSION D'UN CORPS FERROMAGNÉTIQUE A L'AIDE D'UN SYSTÈME D'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

présenté par : MATHIEU Jean-Baptiste
en vue de l'obtention du diplôme de : maîtrise ès sciences appliquées
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président
M. MARTEL Sylvain, Ph.D., membre et directeur de recherche
M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., membre et codirecteur de recherche
M. GUARDO, Robert, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier mon directeur de recherche, M. Sylvain Martel pour avoir accepté de diriger mes travaux dans le cadre d'un projet aussi intéressant. Par son travail acharné, il a su réunir les ressources matérielles et humaines nécessaires à la création du Laboratoire de NanoRobotique, un environnement propice au développement de projets hautement ambitieux tels que le MR-Sub.

Je tiens aussi à remercier M. L'Hocine Yahia, codirecteur de ma maîtrise pour m'avoir fait confiance dès le départ pour mener à bien ce projet. M. Martel est titulaire d'une chaire de recherche CRSNG, d'une subvention CRSNG stratégique et de subventions FCI. M. Yahia est titulaire d'une subvention FRSQ. Je suis très reconnaissant envers ces organismes pour leur support financier au projet.

Les autres membres du jury méritent également ma reconnaissance, soit M. Pierre Savard qui a répondu à mes questions pour la conception de bobines et M. Robert Guardo pour avoir accepté d'évaluer mon travail malgré le fait que je le lui aie demandé très tardivement.

Je dois des remerciements tout particuliers à M. Gilles Beaudoin qui a toujours été disponible pour le projet. Il a toujours su trouver les précieuses heures d'expérimentation sur le système d'IRM et nous a accompagné lors de chacune de ces expériences.

Le professeur Arthur Yelon mérite toute ma gratitude pour avoir répondu à mes interrogations depuis le tout début du projet. Merci de m'avoir fait découvrir la formule de la force magnétique, d'avoir clarifié d'innombrables points en magnétisme et de m'avoir renvoyé à mes livres bien des fois.

Je tiens aussi à remercier le professeur Robert W. Cochrane du département de physique de l'université de Montréal pour m'avoir permis d'utiliser les aimants de référence et le magnétomètre à échantillons vibrants à chaque fois qu'ils étaient nécessaires.

Mes travaux de recherche n'auraient pas pu progresser sans le soutien de plusieurs personnes faisant partie du personnel de l'École Polytechnique. Premièrement, je ne peux passer sous silence l'assistance de quelques associés de recherche tels que Yasmine Yacine qui m'a enseigné les rudiments du monde de la recherche, Michel Daronat pour m'avoir appris à construire des montages circulants, Neila Kaou et Kwang Soo Kim pour leur disponibilité dans les derniers mois de ma maîtrise.

Je dois également des remerciements à François Ménard, technicien à l'École Polytechnique pour ses conseils toujours pertinents et pour son expérience en fabrication qui me permettent à chaque visite de réduire l'écart entre ma formation d'ingénieur et les compétences techniques en fabrication que je m'efforce d'acquérir.

Un gros merci au personnel administratif du département de Génie Informatique qui m'a aidé à y voir plus clair dans les rouages de notre institution.

Je tiens à exprimer toute ma gratitude à mes collègues et amis du Laboratoire de NanoRobotique tout d'abord pour leur disponibilité permanente qui permet le partage des expertises si utile dans les projets multidisciplinaires mais aussi pour le plaisir de travailler avec des personnes aussi formidables. Je tiens particulièrement à remercier certains d'entre eux.

À Ouajdi Felfoul qui, depuis un an et demi déjà travaille avec moi jour après jour dans une collaboration et une amitié aussi agréables que fructueuses. Je ne peux pas citer toutes les fois où tu m'as aidé mais j'espère que notre collaboration va durer suffisamment longtemps pour qu'on puisse avoir nos châteaux et nos Ferraris en Tunisie et à Tahiti…

À Dominic St-Jacques, "ST" au grand coeur et maître casseur pour son dévouement indéfectible envers ses amis. Tu as toujours été au rendez vous, dans les meilleurs moments comme dans les pires même pour m'entendre dire que ça pourrait être pire!

À Thomas Fitzgerald Boitani, mon Irlandien Italais préféré pour être le piézo-jongleur à effet tunnel qu'il est et pour toutes les qualités humaines qu'il possède et qui font de lui un grand ami. Ah oui, mille merci d'avoir été mon Butabi Brother when it really mattered at Café Campus!

À Maurice Jacques-André Kakou Delafosse, légendaire monolithe de patience qui me fascine et qui me sert d'exemple. Merci aussi pour ta gentillesse de tous les instants. J'espère qu'on te verra toujours même si tu pars vivre dans les montagnes...

À Marc-Antoine Fortin, autre modèle à suivre, de diplomatie cette fois! Cher compagnon de petit déjeuners, merci pour ta bonne humeur de tous les jours!

À Charles C. Tremblay, le verbe mis sous forme humaine, personnage très coloré qui peut passer d'une phrase à l'autre des mystères de la mécanique quantique et de la beauté de l'univers à sa longue soirée de la veille. J'ai toujours bénéficié des grandes discussions avec toi! Tu m'as aidé à de multiples reprises que ce soit scientifiquement, techniquement ou aux mardis rétro, je cite, "Souris bon Dieu".

À Martin Mankiewicz, merci à toi, que ce soit en C++ ou les mains dans l'époxy pour tourner des bobines, travailler avec toi a toujours été un grand plaisir!

Un gros merci à Arnaud Chanu pour son aide à l'IRM, pour sa relecture et pour sa disponibilité, merci à Hélène Gibourdel et Nelson Giraldo qui m'ont aidé à prendre des mesures à l'IRM. Merci à Olivier-Don Truong pour apporter sa fraîcheur et sa jeunesse au laboratoire.

À tous les autres, encore mille fois merci.

Merci à Julien Lardy pour ses talents d'infographie et pour faire si bien tomber des billes dans des tubes. Merci à tous mes amis.

Je dois des tonnes de remerciements à ma compagne, Zophia, pour avoir été si proche de moi à Cancun comme à Montréal. Tu m'as soutenu à tous les instants et ce tout le long de ma maîtrise et tu m'as supporté même vers la fin!

Enfin, j'aimerais réserver des remerciements spéciaux à mes parents qui, depuis maintenant 21 ans sur les bancs de l'école (!!!), ont investi toute leur énergie pour m'encourager. Ils m'ont supporté autant moralement que financièrement et surtout, ils m'ont enseigné la curiosité et l'acharnement.

RÉSUMÉ

Le présent mémoire de maîtrise porte sur l'étude de l'utilisation d'un système d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) comme moyen de propulsion pour un corps ferromagnétique. Ce concept est étudié dans l'optique du développement de microdispositifs capables d'explorer le système cardiovasculaire humain afin de réaliser des interventions chirurgicales dans des vaisseaux sanguins inaccessibles à l'heure actuelle. Le concept de propulsion magnétique permettrait de simplifier la fabrication et la miniaturisation de tels microdispositifs. En effet, la partie servant à la propulsion serait un noyau constitué de particules ferromagnétiques incorporées dans le microdispositif et toute l'énergie nécessaire à la propulsion proviendrait du champ magnétique externe. Il n'y aurait donc pas besoin de miniaturiser des assemblages complexes (micromoteurs, micropropulseurs) ou des sources d'énergie embarquées. L'utilisation d'appareils d'IRM pour générer les gradients magnétiques nécessaires permettrait une implantation étendue et à faible coût de ce concept.

Un modèle mathématique des forces impliquées a été développé. Les paramètres physiques qui entrent dans l'étude des forces impliquées dans ce projet sont les tailles et vitesses d'écoulement dans les vaisseaux sanguins, les propriétés visqueuses du sang, les propriétés magnétiques des matériaux, les caractéristiques des bobines de gradients d'IRM, la forme du microdispositif ainsi que le rapport entre sa taille et le diamètre du vaisseau sanguin visité.

Une recherche bibliographique a permis de compiler des données sur le système cardiovasculaire, le sang, le magnétisme, les matériaux magnétiques et les systèmes d'IRM.

Le concept de propulsion magnétique par IRM a été validé par l'expérience. Un système d'IRM commercial Siemens Magnetom Vision 1,5T a été utilisé pour mesurer les vitesses d'écoulement que des sphères aimantées (acier au carbone 1010/1020, 2,37 et 3,14 mm de diamètre) pouvaient soutenir dans des tubes cylindriques (6,65 mm de diamètre) sous l'effet de plusieurs forces magnétiques. Les différences entre les données expérimentales et les vitesses prédites par le modèle théorique sont de l'ordre de 11%. Ces différences sont attribuées au fait que le calcul

théorique des forces de traînée est basé sur des corrélations empiriques qui ont été développées pour des profils d'écoulement quelque peu différents de ceux de nos expériences.

Un montage de contrôle magnétique unidimensionnel a été réalisé de façon à s'affranchir de l'utilisation d'un système d'IRM pour développer les modules de positionnement et de contrôle magnétique. Ce montage repose sur l'utilisation d'une bobine conçue à cet effet.

Rien ne semble contredire le fait qu'un appareil d'IRM puisse être utilisé comme moyen de propulsion pour un microdispositif dans les vaisseaux sanguins.

Dans les gros vaisseaux sanguins (grandes artères ou veines), le microdispositif peut mesurer plusieurs millimètres et le gradient à appliquer est assez faible (quelques dizaines de mT/m) même pour des vitesses d'écoulement élevées. Dans les petits vaisseaux (capillaires), le microdispositif doit être très petit et le gradient nécessaire monte jusqu'à des valeurs très élevées (plusieurs T/m). Le gradient maximal fourni par un système d'IRM fixe donc la taille minimale des vaisseaux dans lesquels il sera capable de propulser des microdispositifs. Avec la technologie actuelle des bobines de gradients, il est possible de générer des gradients suffisants pour propulser des sphères dans le système artériel.

ABSTRACT

The present report relates to the study of the use of a Magnetic Resonance Imaging (MRI) system as a means of propulsion for a ferromagnetic body. This concept is studied with the objective of developing microdevices able to explore the human cardiovascular system in order to carry out surgical interventions inside blood vessels that are presently out of reach. The concept of magnetic propulsion would simplify the fabrication and miniaturization of such microdevices. The part used for propulsion would be a nucleus made of ferromagnetic particles embedded in the microdevice and all the energy necessary would come from the external magnetic field. Hence, there would be no need to miniaturize complex assemblies (micromotors, micropropeller) or embarked sources of energy. The use of MRI systems to generate the required magnetic gradients would allow a low cost implantation of this concept.

A mathematical model was developed. The physical parameters that are taken into account in this model are the size of the blood vessels and blood velocity, the viscous properties of blood, the magnetic properties of materials, the characteristics of MRI gradient coils, the shape of the microdevice as well as the ratio between its size and the diameter of the blood vessel.

A literature review was made in order to compile data on the cardiovascular system, blood, magnetism, magnetic materials and MRI systems.

The concept of magnetic propulsion by MRI was validated experimentally. A Siemens Magnetom Vision 1.5T commercial MRI system was used to measure the flow velocity that magnetized spheres (1010/1020 carbon steel, 2,37 and 3,14 diameter) could achieve under the effect of various magnetic forces when placed inside cylindrical tubes (6,65 mm diameter). The differences between the velocities predicted by the theoretical model and the experiment are about 11%. These differences are allotted to the fact that the theoretical calculation of the drag forces is based on empirical correlations which were developed for flow profiles that were somewhat different from those of our experiments.

A one-dimensional magnetic control set-up was designed and built in order to allow the research team to test positioning and magnetic control modules without requiring the use of an MRI system for development. This set-up relies on the use of a coil specifically designed for this purpose.

Nothing seems to prevent the use of an MRI system for the propulsion of microdevices in the blood vessels.

In the large blood vessels (large arteries or veins), the microdevice can be a couple of millimetre wide and the gradient to be applied is rather weak (a few tens of mT/m) even for high rates of flow. In the small vessels (capillary), the microdevice has to be very small and the required gradient goes up to very high values (several T/m). The maximum gradient provided by an MRI system sets the minimal size of the vessels in which it will be able to propel microdevices. With the technology that is available today for gradient coils, it is possible to generate sufficient gradients to propel spheres in the larger sections of the arterial system.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS ..... **iv**
RÉSUMÉ ..... **vii**
ABSTRACT ..... **ix**
TABLE DES MATIÈRES ..... **xi**
LISTE DES TABLEAUX ..... **xiv**
LISTE DES FIGURES ..... **xv**
LISTE DES ANNEXES ..... **xx**
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS ..... **xxi**

INTRODUCTION **1**

CHAPITRE 1 CHIRURGIE MINIMALEMENT INVASIVE **3**
1.1 Endoscopie 3
1.2 Cathétérisme 5
1.3 Stéréotaxis 6
1.4 Micro-Caméra Gastro-Intestinale (GivenImaging) 7
1.5 Vis à propulsion Magnétique (Tohoku University) 8
1.6 Propulsion Magnétique par bobines de Maxwell (ETH) 9
1.7 *Biomicrorobot* avec pattes en Nafion (Sherbrooke) 9
1.8 PEBBLE (Michigan University) 10
1.9 Moteurs ATP (Cornell University) 10
1.10 Système de libération magnétique (Oldenburg University) 11

CHAPITRE 2 SYSTÈME CARDIOVASCULAIRE ET DYNAMIQUE DES FLUIDES **14**
2.1 Description du système cardiovasculaire 14
2.1.1 Le muscle cardiaque 14
2.1.2 Circulation systémique et circulation pulmonaire 15

2.1.3 Le système artériel 17
2.1.4 Le réseau capillaire 19
2.1.5 Le système veineux 20
2.2 Le sang 20
2.2.1 Les globules rouges 22
2.2.2 Autres cellules sanguines 24
2.2.3 Coagulation sanguine 24
2.3 Propriétés visqueuses du sang 25
2.3.1 Viscosité du plasma 26
2.3.2 Viscosité du sang 26
2.3.3 Effet du taux d'hématocrite sur la viscosité 29
2.3.4 Effet Fahraeus-Lindqvist 30
2.3.5 Effet du champ magnétique 31
2.3 Forces de Traînée 32

CHAPITRE 3 MAGNÉTISME ET CONTRÔLE MAGNÉTIQUE 39
3.1 Magnétisme 39
3.1.1 Grandeurs en magnétisme 39
3.1.2 Dipôle magnétique 40
3.2 Unités en magnétisme 44
3.3 Matériaux magnétiques 46
3.3.1 Paramagnétiques et diamagnétiques 46
3.3.2 Ferromagnétiques 47
3.3.3 Antiferromagnétiques 53
3.3.4 Ferrimagnétiques 53
3.3.5 Superparamagnétisme 53
3.4 Propriétés magnétiques 55
3.4 Contrôle magnétique 58
3.4.1 Choix d'un matériau magnétique 58
3.4.2 Conception de bobines 59
3.4.3 Mesures de force magnétique 62
3.4.3 Montage de contrôle magnétique 68

CHAPITRE 4 PROPULSION IRM 71
4.1 Gradients d'encodage spatial : 71
4.1.1 Encodage Spatial 71
4.1.2 Conception de bobines de gradient 72
4.2 Propulsion IRM 74
4.2.1 Force magnétique IRM : 74
4.2.2 Matériaux et méthodes 74
4.2.3 Résultats 81
4.2.4 Discussion 83

CHAPITRE 5 DISCUSSION 91
5.1 Force Magnétique de Lévitation 91
5.2 Force magnétique de propulsion 92
5.3 Prévisions de Gradients 96
5.4 Navigation Endovasculaire 105

CONCLUSION 110

RÉFÉRENCES 113

ANNEXES 122

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1 : Composition du plasma sanguin 21
Tableau 2-2 : Cellules sanguines 22
Tableau 2-3 : Taux de cisaillement dans la circulation (hypothèse de profil de vitesse parabolique) [65] 28
Tableau 3-1 : Synthèse des systèmes d'unité en magnétisme 45
Tableau 3-2 : Susceptibilité et perméabilité de divers matériaux 55
Tableau 3-3 : Aimantation de saturation de divers matériaux [27] 57
Tableau 3-4 : Propriétés du NeFeB Grade N40 58
Tableau 3-5 : Spécifications des bobines conçues 60
Tableau 4-1 : Orientation du tube de PMMA selon l'expérience 76
Tableau 4-2 : Mesures de débit et de vitesse moyenne pour l'expérience 1 81
Tableau 4-3 : Mesures de débit et de vitesse moyenne pour l'expérience 2 81
Tableau 4-4 : Mesures de vitesse moyenne pour l'expérience 3 82

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1 : Représentation d'une opération de cholécystectomie [30]. 4
Figure 1-2 : Système de chirurgie endoscopique Da Vinci ® [20] 5
Figure 1-3 : Vis à propulsion magnétique [60] 8
Figure 1-4 : Moteur ATP 11
Figure 1-5 : Système de libération contrôlé par champ magnétique [43] 12
Figure 2-1: Représentation schématique du coeur droit et du coeur gauche [4]..... 15
Figure 2-2 : Aspects quantitatifs du système circulatoire [6] 16
Figure 2-3 : Lien existant entre l'aire de surface et la vitesse de l'écoulement dans la circulation systémique [49] 18
Figure 2-4 : Image AFM mode contact de cellules sanguines dans l'air [59]. 23
Figure 2-5 : Variation de la viscosité du sang humain en fonction du taux de cisaillement. Unités : ordonées; poises abscisses; sec^{-1} 27
Figure 2-6 : Variation de la viscosité en fonction de l'hématocrite. L'ordonnée est la valeur asymptotique relativement à celle du plasma = 1. La valeur normale de la viscosité du plasma est 1.6 cP [42]..... 29
Figure 2-7 : Relation entre la viscosité et le taux de cisaillement d'érythrocytes humains suspendus dans leur propre plasma à 25°C pour diverse concentrations volumiques des érythrocytes. [42] 30
Figure 2-8 : Variation de la viscosité du sang humain en fonction du champ magnétique 31
Figure 2-9 : Coefficients de traînée de corps tridimensionnels lisses à vitesses subsoniques. 32
Figure 3-1 : Différents dipôles magnétiques : proton d'hydrogène, barreau aimanté, boucle de courant, planète. 41
Figure 3-2 : Dipôles magnétiques à l'intérieur d'un point infinitésimal de la matière 42
Figure 3-3 : Moments magnétiques atomiques. Les moments de spin du proton et de l'électron sont illustrés par la flèche qui les traverse. Le moment orbital de l'électron est causé par le mouvement de celui-ci autour du noyau.

Dans un champ magnétique, tous ces moments s'orientent selon le champ. 43

Figure 3-4 : Processus d'aimantation d'un corps ferromagnétique [27]. a) état démagnétisé, les domaines sont orientés aléatoirement en suivant certaines directions cristallographiques, b) aimantation partielle, mouvement des parois des domaines, les domaines orientés dans des directions proches de celles du champ sont favorisés, c) rotation irréversible de l'aimantation des domaines, d) saturation par rotation réversible 48

Figure 3-5 : L'effet torpille est l'attraction des corps ferromagnétiques dans la zone d'entrée d'un appareil d'IRM..... 51

Figure 3-6 : Illustration des conséquences de l'effet Torpille [51] 52

Figure 3-7 : Schémas de l'alignement des moments magnétiques dans différents types de matériaux [26] 54

Figure 3-8 : Boucle d'hystérésis typique d'un matériau ferromagnétique [27] 56

Figure 3-9 : Système d'acquisition 24 Bits..... 60

Figure 3-10 : Induction magnétique théorique vs expérimentale pour un courant de 20 ampères..... 61

Figure 3-11 : Gradient magnétique généré par la bobine pour un courant de 20 ampères (théorie)..... 61

Figure 3-12 : Montage de mesure de force magnétique..... 62

Figure 3-13: Montage de mesure de force magnétique en fonction de la distance au centre de la bobine..... 63

Figure 3-14 : Pont de jauge Omega LCL-113G , [44]. 63

Figure 3-15 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 5A sur une bille de NeFeB de 6,35 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 14,66%..... 64

Figure 3-16 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 10 A sur une bille de NeFeB de 6,35 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 14,43%..... 65

Figure 3-17 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 20 A sur une bille de NeFeB de 6,35 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 14,09%. 65
Figure 3-18 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 5 A sur une bille de NeFeB de 12,7 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 9,36%. 66
Figure 3-19 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 10 A sur une bille de NeFeB de 12,7 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 9,64%. 66
Figure 3-20 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 20 A sur une bille de NeFeB de 12,7 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 9,84%. 67
Figure 3-21 : Réponse de la boucle de contrôle PID pour trois consignes successives (25 mm, 15 mm et 25 mm) 69
Figure 3-22 : Montage de contrôle unidimensionnel 70
Figure 4-1 : Bobine de Maxwell utilisée pour créer un gradient linéaire dans la direction de B_0 72
Figure 4-2 : Bobine de Golay utilisée pour créer un gradient linéaire en z selon l'axe x. 73
Figure 4-3 : Couple magnétique en fonction de l'axe de l'IRM 75
Figure 4-4 : Montage de la première expérience de propulsion IRM. Le tube de PMMA est orienté selon l'axe *z*. 78
Figure 4-5 : Montage de la deuxième expérience de propulsion IRM. Le tube de PMMA est orienté selon l'axe x. 79
Figure 4-6 : Montage de la troisième expérience de propulsion IRM. Le tube de PMMA est orienté selon l'axe y. 80
Figure 4-7 : Vitesses moyennes expérimentales et théoriques en fonction du gradient appliqué pour l'expérience 3. 83
Figure 4-8 : Gradient fourni par un appareil d'IRM, la période est de 12 ms, le temps d'alimentation est de 10ms. 85
Figure 4-9 : Vitesses moyennes expérimentales et théoriques en fonction de la valeur moyenne du gradient appliqué pour l'expérience 3. On constate une

grande proximité entre les valeurs ayant un duty cycle de 83,33% et de 41,667% pour des gradients moyens équivalents..... 86

Figure 4-10 : Comparaison gradient continu et gradient pulsé. a) le gradient varie de façon continue dans le temps. b) Le gradient est pulsé et son taux de variation dans le temps est beaucoup plus rapide. En effet, il passe par zéro et revient à sa valeur maximale périodiquement. 87

Figure 4-11 : Vitesses moyennes théoriques (pour écoulement sanguin) en fonction de la valeur moyenne du gradient appliqué pour l'expérience 3..... 88

Figure 4-12 : Principe de placement du cœur ferromagnétique pour permettre une géométrie ellipsoidale 89

Figure 5-1 : Effet du poids apparent sur la force magnétique à développer. a) tube horizontal, la force de traînée et la composante horizontale de la force magnétique sont opposées, une force magnétique verticale est utilisée pour mettre la bille en lévitation. b) tube vertical et débit descendant, la force magnétique doit être supérieure à la somme du poids de la bille et de la force de traînée pour élever la bille. c) tube vertical et débit ascendant, le poids de la bille contribue à la propulsion contre l'écoulement. 92

Figure 5-2 : Force de traînée (N) (pointillés) et poids (ligne continue) d'une bille de permendur dans un tube de diamètre de 2.5cm en fonction du rapport de diamètre de la bille sur le diamètre du tube pour une vitesse d'écoulement d'un mètre par seconde..... 93

Figure 5-3 : Rapport des forces de traînée et du poids de billes en fonction du rapport de leur diamètre sur le diamètre du tube dans lequel elles sont placées. Le diamètre du tube est de 2.5 cm, le fluide est du sang et la vitesse d'écoulement est d'un mètre par seconde. 94

Figure 5-4 : Force magnétique de propulsion pour un rapport de diamètre (bille/tube) optimisé en fonction de la vitesse de l'écoulement du sang dans un tube de 2.5 cm de diamètre. 95

Figure 5-5 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 5 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 97

Figure 5-6: Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 97
Figure 5-7: Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 98
Figure 5-8 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 98
Figure 5-9 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 99
Figure 5-10 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 99
Figure 5-11 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 100
Figure 5-12 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 100
Figure 5-13 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 101
Figure 5-14 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 101
Figure 5-15 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 102
Figure 5-16 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 102
Figure 5-17 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 103
Figure 5-18 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 103
Figure 5-19 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement 104
Figure 5-20 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement 104
Figure 5-21 : Système de guidage magnétique pour microdispositif à propulsion active 106

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A : TABLEAUX DES PARAMÈTRES PHYSIQUES DE LA CIRCULATION 122
ANNEXE B : FONCTIONS MATLAB 124

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D FT	Transformée de Fourier bidimensionnelle
a	Rayon d'une boucle de courant
A	Aire de section
A	Ampère
ADP	Adénosine diphosphate
ATP	Adénosine triphosphate
B	Induction magnétique ou densité de flux (w/m^2 ou T)
B	Poussée d'Archimède (N)
CGS	Système Centimètre-Gramme-Seconde
D	Force de traînée (N)
f	Coefficient de frottement
F	French, unité de taille de cathéter
F_{fr}	Force de frottement
F_m	Force Magnétique (N)
F_{Magx}	Force Magnétique selon l'axe x
F_{Magy}	Force Magnétique selon l'axe y
F_{Magz}	Force Magnétique selon l'axe z
Gss	Gradient de sélection de coupe
G_Φ	Gradient de phase
G_ω	Gradient de lecture ou de fréquence
H	Champ magnétique (A/m)
I	Intensité d'aimantation (T)
I	Intensité de courant (A)
IRM	Imagerie par résonance Magnétique
l	Litre
m	Moment magnétique ($A.m^2$)

M	Aimantation A/m
MKS	Système Mètre-Kilogramme-Seconde
N	Nombre de tours dans une bobine
P	Force de pôle (A.m)
p	Poise, Unité de viscosité
R	Rayon d'une bobine (m)
RMN	Résonance Magnétique Nucléaire
u_t	Vitesse terminale de chute d'une sphère dans un tube cylindrique
$u_{t\infty}$	Vitesse terminale de chute d'une sphère dans un tube cylindrique de diamètre infini
V_{Ferro}	Volume ferromagnétique (m^3)
W	Poids (N)
Z	Distance du centre d'une bobine (m)
α	Angle de déflection
∇B	Gradient Magnétique (T/m)
λ	Rapport entre le diamètre d'une bille et d'un tube cylindrique
Φ	Flux magnétique (w)
μ	Perméabilité (Henry/m)
μ_0	Perméabilité du vide (Henry/m)
τ	Couple magnétique
°	Degré

INTRODUCTION

La chirurgie minimalement invasive, en pleine expansion depuis quelques années, peut être considérée comme une révolution dans les pratiques chirurgicales. Elle permet au chirurgien de réduire nettement le temps rétablissement du patient. L'endoscopie et le cathétérisme sont les méthodes de chirurgie minimalement invasive les plus répandues à l'heure actuelle. Cependant, leur taille empêche d'accéder à la totalité du corps humain. La prochaine étape de l'évolution de la chirurgie minimalement invasive viendra probablement d'une nouvelle génération de dispositifs miniaturisés qui pourront être contrôlés à distance de façon à atteindre les parties les plus reculées du corps humain. Grâce à l'évolution des techniques de microfabrication, la conception de tels microdispositifs devient envisageable.

C'est dans ce nouveau domaine de recherche appelée « BioMicroRobotique » que se situe le projet MR-Sub (Magnetic Resonance Submarine) du Laboratoire de NanoRobotique.

Un des défis à relever avant d'être en mesure d'aborder la biomicrorobotique, est la conception d'un système de propulsion miniaturisé capable d'allier puissance et miniaturisation. Le projet MR-Sub est l'un des premiers pas vers ce but. Il se base sur l'utilisation d'un champ magnétique externe comme moyen de propulsion. L'avantage du concept de propulsion magnétique réside dans la simplicité relative de sa fabrication et de sa miniaturisation qui permet d'éviter les problèmes reliés à un système de propulsion actif (micromoteur) encombrant, énergivore, difficile à miniaturiser, complexe et enclin aux défaillances mécaniques.

Un système d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) fournira la force de propulsion nécessaire à un noyau ferromagnétique inclus dans le MR-Sub pour lui permettre de naviguer dans les vaisseaux sanguins[33,35,36]. Ce concept pourrait apporter une multitude de nouvelles applications aux systèmes d'IRM déjà bien connus des médecins.

Le projet MR-Sub a débuté en janvier 2002 à partir d'un projet de fin d'étude offert par le professeur Sylvain Martel à l'auteur. Depuis ses débuts, ce projet a évolué en validant expérimentalement le fait que le concept de propulsion

magnétique par IRM était faisable. Grâce au travail et à la motivation de son équipe, le MR-Sub a gagné la reconnaissance de la communauté scientifique en se méritant deux importantes subventions. La première est une subvention CRSNG Stratégique reçue en novembre 2003 et qui fournit le support financier garantissant une équipe de recherche, de l'équipement et du temps d'utilisation d'un système d'IRM. La seconde est une subvention FCI qui permettra au professeur Sylvain Martel l'acquisition d'un système d'IRM de recherche qui sera installé dans ses nouvelles installations à l'École Polytechnique de Montréal. De plus, le concept de propulsion IRM a fait l'objet d'une demande de brevet.

Dans le premier chapitre de ce document est présentée une revue de littérature commençant par une vue d'ensemble des techniques de chirurgie minimalement invasive actuelles et s'élargissant vers les autres projets de recherche qui étudient présentement le développement de biomicrorobots dans le monde. Le deuxième chapitre contient une synthèse des paramètres physiques du système cardiovasculaire et du fluide sanguin qui sont d'importance pour les calculs de force de propulsion nécessaires à la navigation endovasculaire. Ce chapitre contient aussi la description des calculs de dynamique des fluides qui sont nécessaires afin de déterminer la force de traînée à vaincre pour pouvoir déplacer un corps sphérique dans un tube cylindrique. Le troisième chapitre présente des notions élémentaires de magnétisme qui servent de base pour exprimer la force et le couple magnétique en fonction des propriétés des matériaux et pour présenter les différentes classes de matériaux magnétiques. Enfin, la conception d'un système de contrôle magnétique unidimensionnel y est décrite. La première partie du quatrième chapitre explique les caractéristiques qui font que l'imagerie par résonance magnétique pourrait être utilisée comme système de propulsion. La seconde partie de ce chapitre est une description des expériences qui ont permis la validation du concept de propulsion magnétique par IRM et des enseignements qu'elles ont apportés. Le dernier chapitre est une discussion qui synthétise l'information contenue dans les autres chapitres de façon à déterminer les gradients magnétiques nécessaires à la navigation en fonction de la taille du vaisseau sanguin visité.

CHAPITRE 1 CHIRURGIE MINIMALEMENT INVASIVE

La chirurgie minimalement invasive devient de plus en plus commune de nos jours. Les techniques de chirurgie minimalement invasive sont diverses et présentent de nombreux avantages pour le patient. Les principaux avantages de la chirurgie minimalement invasive sont une réduction de la douleur et des traumatismes faits au corps, une diminution des besoins d'anesthésie, des transfusions et des pertes de sang, un inconfort post opératoire réduit, des risques d'infection diminués, une hospitalisation et une convalescence réduite, des cicatrices plus petites. Les inconvénients actuels de la chirurgie minimalement invasive pour le chirurgien sont une vision restreinte, la difficulté de manipulation des instruments, une coordination main-œil difficile et le fait que la perception tactile ne soit pas encore très bonne.

Il existe plusieurs techniques qui peuvent porter la dénomination de chirurgie minimalement invasive.

1.1 Endoscopie

L'endoscopie est l'examen et l'inspection de l'intérieur des organes, des joints ou des cavités du corps basée sur l'utilisation d'un endoscope. Un endoscope est un dispositif qui utilise des fibres optiques ainsi que des lentilles pour fournir au chirurgien éclairage et vision à l'intérieur du corps humain.

Les endoscopes à fibre optique ont un grand nombre d'applications telles que l'arthroscopie, la bronchoscopie, la colonoscopie, etc. Ils sont aussi utilisés pour guider des interventions chirurgicales. La figure 1-1 illustre une opération de cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire et du canal cystique). La caméra endoscopique est insérée dans l'abdomen par le nombril et les instruments par de petites incisions (diamètre approximatif 5-15 mm). Dans le coin supérieur gauche de la figure 1b, on peut voir la vue qu'aurait le chirurgien au cours d'une opération endoscopique de cholécystectomie. Les chirurgies endoscopiques dans l'abdomen s'appellent également chirurgies laparoscopiques.

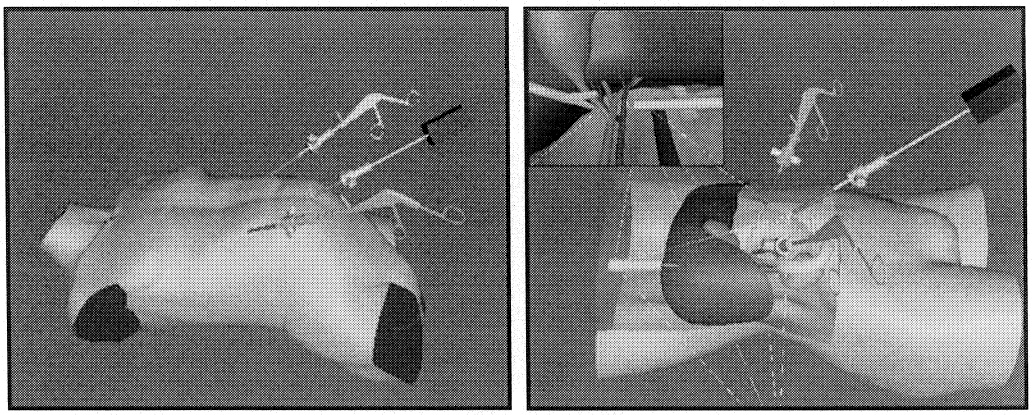


Figure 1-1 : Représentation d'une opération de cholécystectomie [31].

Des systèmes robotisés qui sont actuellement sur le marché permettent d'améliorer les procédures de chirurgie endoscopique. Ils réduisent le temps nécessaire pour exécuter l'opération et la rendent plus facile à exécuter permettant ainsi à plus de chirurgiens de réussir les opérations les plus délicates. De plus, leurs systèmes de contrôle permettent une précision accrue en transmettant les mouvements du chirurgien à des actuateurs. La console du chirurgien est à quelques mètres du patient. Celui-ci regarde une image tridimensionnelle du champ chirurgical tandis que ses doigts tiennent les commandes principales. Les mouvements de ses doigts et de ses poignets sont retransmis fidèlement en temps réel vers les instruments chirurgicaux à l'intérieur du patient. Les instruments chirurgicaux sont supportés par trois ou quatre bras robotiques (deux ou trois bras d'instrument et un bras d'endoscope). Les instruments sont conçus de façon à pouvoir imiter la dextérité de la main et du poignet humain (voir figure 1-2).

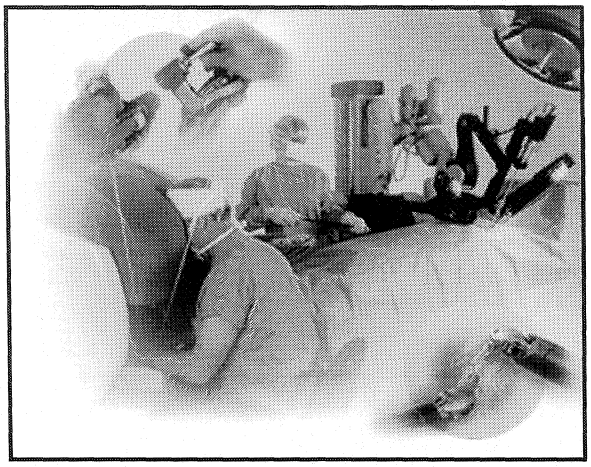


Figure 1-2 : Système de chirurgie endoscopique Da Vinci ® [20]

1.2 Cathétérisme

Lorsque l'intervention chirurgicale à exécuter doit avoir lieu dans les vaisseaux sanguins, l'usage du cathéter est la méthode de chirurgie minimalement invasive la plus utilisée. Un cathéter est un long tube creux, fin et flexible que l'on introduit dans un vaisseau ou une cavité de l'organisme pour effectuer un prélèvement, administrer un médicament, rétablir ou couper la circulation sanguine. Les plus petits cathéters ont des diamètres de l'ordre du millimètre (3F). Lors d'une opération endovasculaire, le cathéter est inséré dans un vaisseau sanguin comme l'artère fémorale et guidé au travers du système cardiovasculaire par le radiologue. Pour amener le cathéter à l'endroit ou l'opération doit avoir lieu, le chirurgien introduit dans le patient un guide métallique dont le bout est recourbé. En faisant tourner le guide et en poussant dessus, il est capable de le déplacer et de choisir le vaisseau sanguin dans lequel il veut l'engager à chaque embranchement. Après avoir placé la pointe du guide à l'endroit souhaité, le cathéter est glissé par-dessus le guide sur toute sa longueur et parcourt le même chemin. Pour faire ces manœuvres, le chirurgien est assisté par des systèmes d'imagerie qui lui permettent de visualiser ses gestes sur un écran, en temps réel. Ces systèmes d'imagerie sont souvent des systèmes de fluoroscopie qui ont le désavantage d'exposer le patient à des radiations ionisantes.

L'angioplastie et l'embolisation sont des exemples d'interventions chirurgicales basées sur l'utilisation de cathéters. L'angioplastie est une manière d'ouvrir un

vaisseau sanguin rétréci ou fermé sans avoir recours à la chirurgie traditionnelle. Un cathéter équipé d'un ballon à son extrémité distale est inséré dans le vaisseau sanguin dans lequel l'écoulement sanguin doit être rétabli (habituellement une des artères coronaires). Après avoir inséré le cathéter jusqu'à ce que son bout soit à l'emplacement du bouchon, le ballon est gonflé puis dégonflé et enlevé. Le rétrécissement ou le bouchon est provoqué le plus souvent par l'artériosclérose ou le durcissement des artères. L'extension du ballon étire la paroi artérielle et aide à rétablir l'écoulement du sang. Des Stents sont utilisés dans soixante-dix à quatre-vingt-dix pourcents des cas d'angioplasties. Un Stent est un tube creux en treillis métallique à parois minces qui a pour objectif de maintenir le vaisseau sanguin ouvert après l'opération. Le Stent est placé sur le ballon et est fermement plaqué contre la paroi de l'artère. L'angioplastie est souvent employée comme alternative au pontage des artères coronaires. Au contraire de l'angioplastie, l'embolisation consiste à couper l'écoulement du sang dans des vaisseaux où il n'est pas souhaité. L'embolisation peut être utilisée par exemple pour couper l'alimentation d'une tumeur, ou encore dans des cas d'ulcères d'estomac ou de malformations artérioveineuses.

1.3 Stéréotaxis

La compagnie Stereotaxis a développé un système dont la mission est d'automatiser le placement du cathéter [13,49,64]. Leur solution est basée sur un champ magnétique généré par le système Niobe® qui est en fait un arrangement d'aimants placés autour du patient de façon à créer un champ magnétique qui dirige le cathéter dont l'extrémité distale est équipée d'un matériau aimanté. Le champ magnétique crée permet une rotation du cathéter de 360°. La supervision de l'opération se fait à l'aide d'un système de fluoroscopie fourni par Siemens.

L'avantage de cette technologie est de faciliter et d'accélerer les procédures de radiologie interventionnelle. Cependant le système Niobe est coûteux et les praticiens disent être capables de s'en passer. De plus, le système de positionnement du cathéter repose toujours sur des radiations ionisantes. Ce système est l'aboutissement de 16 ans de recherches qui ont commencé par le développement du "Video Tumor

Fighter" (VTF) qui visait à déplacer un cylindre ferromagnétique "thermoseed" au travers des tissus du cerveau afin d'atteindre une tumeur [10-12,14,15,19,37,39,47,48]. Une fois la tumeur pénétrée, le cylindre ferromagnétique était chauffé par courants de Foucault en utilisant des excitations RF. Il était ensuite déplacé de façon à balayer et à détruire la tumeur toute entière. La propulsion était réalisée en appliquant des gradients de champ magnétique produits par le système magnétique de Stereotaxis qui incluait à l'époque six bobines supraconductrices et un système de fluoroscopie. Le VTF exige des gradients de champ magnétique de 5 à 7 T/m pour déplacer le "thermoseed" directement au travers des tissus du cerveau.

La prochaine étape de l'évolution de la chirurgie minimalement invasive viendra probablement d'une nouvelle génération de dispositifs miniaturisés qui pourront être contrôlés à distance et atteindre des parties du corps qui sont inaccessibles à l'heure actuelle.

1.4 Micro-Caméra Gastro-Intestinale (GivenImaging)

Le premier exemple de ce type de systèmes est présenté par la compagnie GivenImaging. C'est une caméra miniaturisée au point de tenir à l'intérieur d'une enveloppe ayant la taille d'une pilule et qui pourrait remplacer l'endoscopie pour les examens du système digestif. La capsule contenant la caméra est avalée par le patient et enregistre des images de l'estomac et de l'intestin pendant qu'elle les traverse emportée par le mouvement naturel du système digestif. La capsule, qui mesure 11 par 30 millimètres, est équipée d'une petite source lumineuse et d'une sonde de 3 milliwatts. Une fois avalée, elle traverse le corps et produit une vidéo couleur de la région gastro-intestinale. Une rangée d'antennes est attachée au patient et reliée à un enregistreur sans fil, qui est porté sur une ceinture autour de la taille du patient. La capsule offre une alternative attrayante à l'endoscopie et a déjà reçu l'approbation de la Food and Drug Administration (FDA) des États-Unis.

1.5 Vis à propulsion Magnétique (Tohoku University)

À l'université de Tohoku au Japon, l'équipe du professeur KenIchi ARAI travaille sur un système de propulsion magnétique pour des microdispositifs dans le corps humain. Leur système se compose d'un cylindre en forme de vis et contenant un aimant (entre 1 et 2 millimètres de diamètre et 8 à 15 millimètres de longueur). En appliquant un champ magnétique tournant, le dispositif se met à tourner sur lui même et creuse son chemin au travers des tissus. La vitesse du dispositif est une fonction du couple magnétique, de la vitesse de rotation du champ magnétique et du pas de la vis[18,21-24,52,54-57,68].

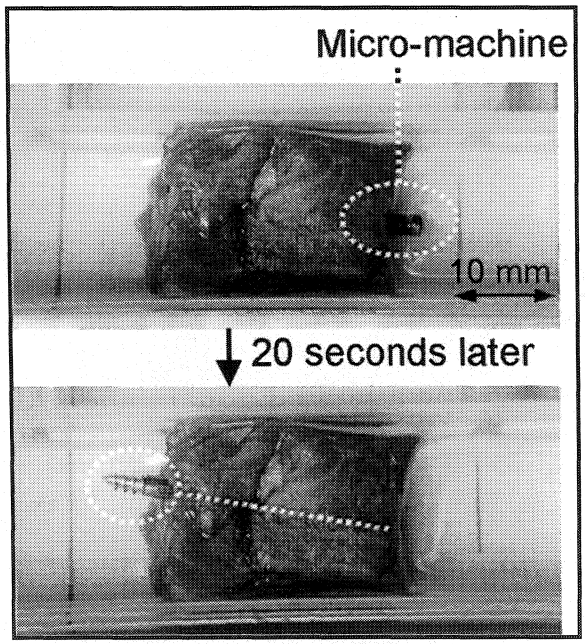


Figure 1-3 : Vis à propulsion magnétique [62]

Cette vrille magnétique de 8mm de long et de moins d'un millimètre de diamètre agit comme une taupe qui nage dans le sang et fore dans les tissus. Le champ magnétique tournant permet à la vis de réaliser des rotations sur elle même. Elle est capable de se déplacer dans un gel épais à près de 2 cm par seconde et de traverser un morceau de viande de bœuf de 2 cm d'épaisseur en 20 secondes. Les chercheurs de l'université de Tohoku au Japon pensent que ce concept pourrait déboucher sur des applications *in vivo*. En pratique, les machines seraient injectées dans le corps

humain avec une seringue hypodermique et pourraient être dirigées à l'aide d'un champ magnétique externe.

1.6 Propulsion Magnétique par bobines de Maxwell (ETH)

L'équipe du professeur Bradley Nelson de l'ETH (Swiss Federal Institute of Technology ou encore Eidgenössische Technische Hochschule) à Zurich en Suisse s'intéresse depuis peu au guidage magnétique de microrobots dans le corps humain [69]. Ils ont publié récemment un article à la conférence ICRA 2004 dans lequel ils discutent des principes fondamentaux qui sont reliés à la navigation magnétique dans le corps humain. Leur projet est plus jeune que le nôtre et leur article propose d'utiliser des bobines de Maxwell indépendantes pour générer de puissants gradients de champ magnétique afin de générer des forces de propulsion sur des microdispositifs. Leur expertise se situe dans les MEMS, notamment ceux utilisant des couches minces de matériaux ferromagnétiques durs. Ils se disent en train de développer un prototype fonctionnel ce qui fait que leurs travaux sont à surveiller de très près dans les prochains mois.

1.7 *Biomicrorobot* avec pattes en Nafion (Sherbrooke)

Le professeur Réjean Fontaine de l'Université de Sherbrooke propose un système de locomotion reposant sur six pattes en Nafion pour un *biomicrorobot*. Le BMR se déplacerait en marchant à la manière d'un insecte dans le système urinaire dans un premier temps puis les vaisseaux sanguins dans le futur. Ce projet est très récent et, pour l'instant, l'équipe de recherche du professeur Fontaine à travaillé à la conception d'un circuit de contrôle [27] et la caractérisation des pattes pour le BMR [46]. Lors de notre rencontre à la 25ème conférence IEEE EMBS en septembre 2003, Réjean Fontaine m'a parlé de leur idée d'utiliser des gradients d'IRM pour induire du courant dans le BMR et lui fournir son énergie.

1.8 PEBBLE (Michigan University)

À l'université du Michigan, l'équipe du professeur Raoul Kopelman [40] travaille au développement de capteurs extrêmement petits pour applications à l'échelle cellulaire appelés PEBBLE (Probes Encapsulated By Biologically Localized Embedding). Ce sont des sondes optiques de taille submicronique conçues spécifiquement pour l'analyse minimalemement invasive des cellules en effectuant sur demande et en temps réel des analyses de médicaments, de toxines et d'effets environnementaux sur le fonctionnement cellulaire. Les classes principales des nanosondes PEBBLE sont basées sur des matrices d'hydrogel qui ont déjà été employées pour fabriquer des sondes de H+, Ca2+, K+, Na+, Mg2+, Zn2+, Cl -, NO2 -, O2, NO, et de glucose de tailles comprises entre 30 à 600 nm. Des PEBBLES ont déjà été implantés avec succès dans des ovocytes de souris, des macrophages alvéolaires de rat, des gliomes C6 de rat et des cellules de neuroblastome humain.

1.9 Moteurs ATP (Cornell University)

L'ATP (adénosine triphosphate) est le carburant utilisé dans les systèmes biologiques. L'oxydation des nutriments par l'oxygène (respiration au sein des cellules) produit de l'énergie chimique qui est utilisée pour créer une liaison covalente entre l'ADP (adénosine diphosphate) et un phosphate :

$$ADP + P + \text{énergie} \Leftrightarrow ATP$$

L'ATP, est un moyen de transporter l'énergie chimique de l'endroit où elle est créée à l'endroit où elle est consommée. En effet, lorsque la molécule d'ATP est rompue, l'énergie chimique emmagasinée dans la liaison avec le troisième phosphate est libérée. On obtient donc une molécule d'ADP, un phosphate et de l'énergie utilisable.

Dans le cadre des recherches du laboratoire de Carlo Montemagno de l'Université Cornell, des arbres et des flagelles sont fixés sur des moteurs ATP [2,41,58]. Ces petits assemblages mesurent de 0,5 à 8 microns de long. Une fois mis en action, un moteur, baignant dans une solution d'ATP, peut tourner pendant 40 minutes à 3 ou 4 rotations par minutes.

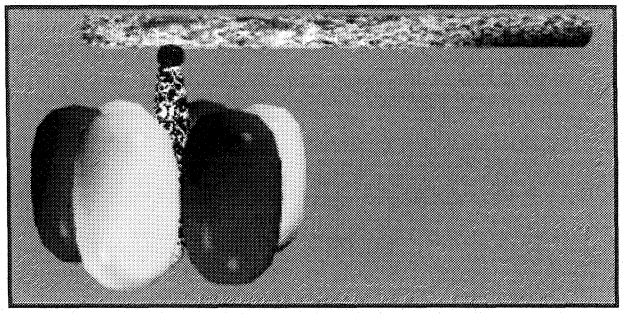


Figure 1-4 : Moteur ATP

Les machines à base d'ATP sont les plus petits systèmes qui existent actuellement. Des petites machines propulsées par des moteurs moléculaires pourraient fonctionner non seulement dans le corps humain mais aussi dans les cellules individuelles. Cependant, cette technologie n'en est qu'à ses balbutiements. D'après Carlo Montemagno, son groupe a réussi à établir une plateforme de fabrication biologique pour la production de systèmes miniaturisés hybrides organiques/inorganiques, mais il leur reste un long chemin à parcourir avant de pouvoir libérer ces petites machines dans le corps humain. Les premières applications en vues pour ces moteurs biologiques seront des pompes et des mécanismes de contrôle de valves.

1.10 Système de libération magnétique (Oldenburg University)

Une équipe de recherche de l'université d'Oldenburg en Allemagne a travaillé sur la mise au point d'un mécanisme qui permet la libération de médicaments potentiellement dangereux (ex : traitements par chimiothérapie) de façon planifiée dans différentes régions du corps humain.

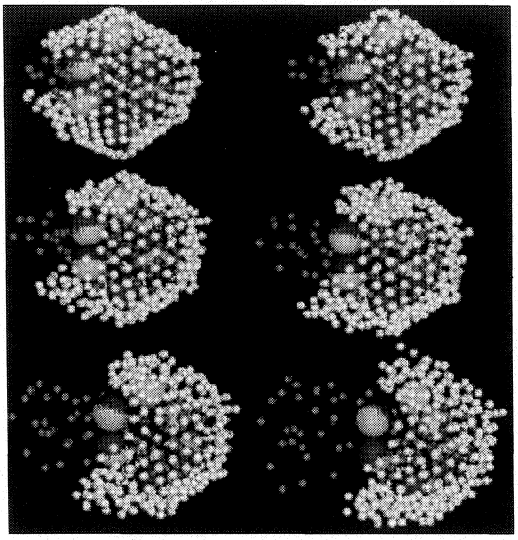


Figure 1-5 : Système de libération contrôlé par champ magnétique [44]

Ils proposent d'inclure des nanoparticules magnétiques ainsi que des principes actifs médicamenteux dans des microsphères d'albumine, de polyalkylcyanoacrilate, d'éthylcellulose ou de polyglutaraldehyde d'environ 0,1 micromètre de diamètre. Ces polymères sont capables de contenir le médicament et sont biodégradables. Les microcapsules seraient suffisamment petites pour être transportées dans tous les vaisseaux sanguins. La destruction de la membrane des microcapsules est induite par l'agrégat magnétique passant d'une disposition en anneau, qui tient dans la capsule, à une disposition en chaîne, ne tenant plus dans la capsule, lorsqu'un champ magnétique non homogène leur est appliqué. Le médicament est donc libéré de façon contrôlée. Un brevet allemand a été déposé sur ce concept (DE 196 06 804 A1).

Un faible gradient, tel que celui utilisé dans les appareils d'IRM, pourrait, au dires des chercheurs, être utilisé pour concentrer les microcapsules à un endroit particulier. À ce moment, l'application d'un gradient plus fort détruirait la membrane. Les recherches et simulations de ce projet se sont concentrées uniquement sur le mécanisme magnétique de libération du médicament.

Les projets de recherche présentés dans ce chapitre représentent à l'heure actuelle et, au meilleur de nos connaissances, la recherche en *Biomicrorobotique*. Dans ce domaine de recherche, le premier projet à avoir vu le jour est celui de Stereotaxis avec le Video Tumor Fighter et n'est plus d'actualité pour cette compagnie. Les

autres projets datent de la fin des années 90 au début des années 2000. Le MR-Sub ayant commencé en 2002 fait partie de cette vague qui devrait, dans les prochaines années, fournir des outils d'un grand intérêt aux médecins.

CHAPITRE 2 SYSTÈME CARDIOVASCULAIRE ET DYNAMIQUE DES FLUIDES

2.1 Description du système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire peut être vu comme un réseau de transport et de communication qui fournit les matériaux nécessaires au fonctionnement de toutes les cellules du corps et qui évacue les déchets produits par leur métabolisme. Nous passerons en revue les parties de ce système qui sont d'intérêt pour la conception de microdispositifs pour applications endovasculaires.

2.1.1 Le muscle cardiaque

Le sang est propulsé au travers du système cardiovasculaire par des gradients de pression. Pendant que le sang circule au travers de canaux en série et en parallèle, l'énergie de pression est dissipée sous la forme de chaleur causée par les frottements. L'énergie perdue au cours de la circulation du sang est réinjectée par la contraction du muscle cardiaque [50].

Le cœur humain pèse environ 300 grammes et son débit est de 5 à 6 litres (l) par minute. Il consiste en deux pompes fusionnées en un seul organe.

Le cœur comporte quatre cavités : deux oreillettes et deux ventricules. Ces cavités sont agencées deux à deux de façon à former deux cœurs. Ainsi, l'oreillette gauche et le ventricule gauche forment le cœur gauche tandis que l'oreillette droite et le ventricule droit forment le cœur droit. Le cœur droit et le cœur gauche ne communiquent pas directement. Chacun des deux coeurs a son propre circuit vasculaire : le circuit systémique pour le cœur gauche et le circuit pulmonaire pour le cœur droit. Ces deux circuits sont placés en série (figure 2-1), c'est-à-dire que la sortie du circuit systémique est connectée à l'entrée du coeur droit et que la sortie du circuit pulmonaire est connectée à l'entrée du cœur gauche. Le système cardiovasculaire est un circuit fermé. Le cycle cardiaque est la cause de la pulsatilité de l'écoulement sanguin dans la circulation. Le schéma suivant décrit le parcours du sang.

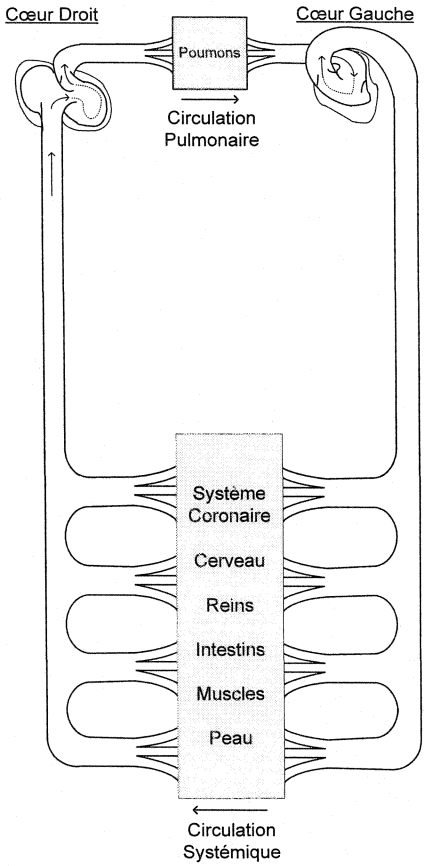


Figure 2-1: Représentation schématique du coeur droit et du coeur gauche [4].

2.1.2 Circulation systémique et circulation pulmonaire

La circulation systémique ou grande circulation est conçue pour la distribution des nutriments et des substrats nécessaires au fonctionnement de toutes les cellules du corps, pour la collecte des déchets et pour dissiper la chaleur produite par l'activité cellulaire. Ce circuit absorbe les matières essentielles provenant du tube digestif et apporte le sang vers les organes d'excrétion, notamment les reins. Non moins important, le circuit systémique prend en charge les hormones sécrétées par les divers organes endocriniens pour être charriées vers les organes ciblés. Le second circuit vasculaire, appelé circulation pulmonaire ou petite circulation, est relié aux

échanges gazeux dans les poumons : absorption de l'oxygène contenu dans l'air inspiré rejet du dioxyde de carbone [3].

La circulation systémique a une résistance bien plus importante à l'écoulement sanguin que la circulation pulmonaire. Pour cette raison, la paroi du ventricule gauche est environ trois fois plus épaisse que celle du droit. En effet, le débit sanguin doit être le même dans le cœur gauche et dans le cœur droit. Ainsi, le cœur gauche doit être capable de développer un gradient de pression plus important pour maintenir le même débit que le cœur droit [3]. La figure 2-2 illustre la variation des paramètres de la circulation dans le système cardiovasculaire.

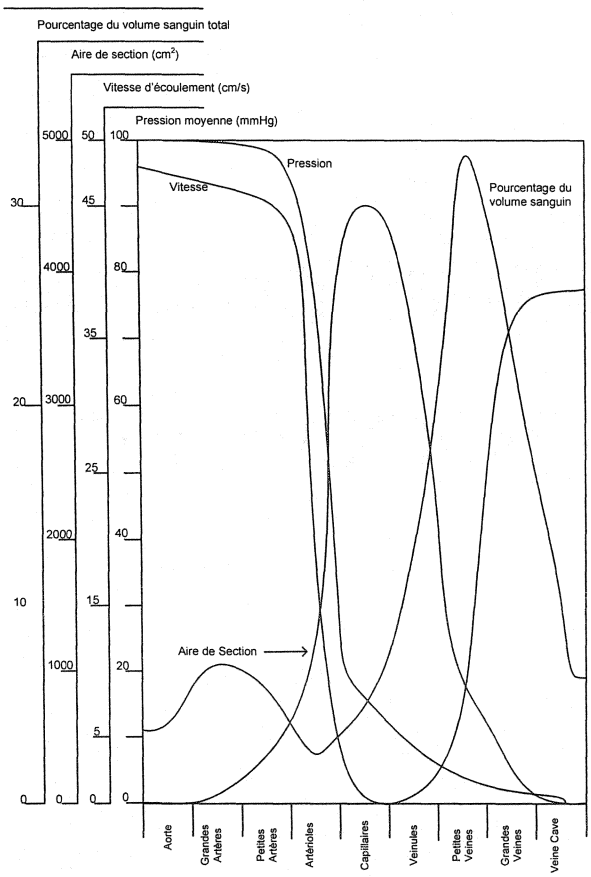


Figure 2-2 : Aspects quantitatifs du système circulatoire [6]

L'appareil vasculaire comporte cinq types de vaisseaux se succédant les uns aux autres : les artères, les artérioles, les capillaires, les veinules et les veines. Les artères et les artérioles conduisent le sang aux tissus. C'est au niveau des réseaux capillaires

que s'opèrent les échanges gazeux entre, d'une part, le sang, et d'autre part, les différents tissus ou le milieu extérieur. Les veinules puis les veines assurent le retour du sang depuis les capillaires jusqu'au coeur.

2.1.3 Le système artériel

Le système artériel commence à la sortie du cœur. L'aorte est la porte d'entrée de la grande circulation tandis que l'artère pulmonaire est la porte d'entrée de la petite circulation. L'aorte a un diamètre de 2.5 cm environ et conduit un écoulement de 5 à 6 l/min environ [51]. Sa vitesse moyenne d'écoulement se situe entre 16 et 20 cm/s d'après Milnor et entre 40 et 50 cm/s d'après Rushmer. Cependant, l'écoulement sanguin est pulsatile dans l'aorte et sa vitesse peut augmenter jusqu'à près de 120 cm/s lors de la systole jusqu'à devenir quasiment nulle pendant la diastole.[38]. À partir de l'aorte ou de l'artère pulmonaire partent de nombreuses ramifications qui forment entre autre les artères carotides, sous clavières et fémorales. Bien que l'aorte et que les autres artères diminuent de diamètre sur leur longueur, la surface totale du lit artériel augmente en s'éloignant du cœur. En effet, lorsqu'une artère bifurque, l'aire de ses branches excède celle de l'artère initiale.

La vitesse de l'écoulement sanguin diminue donc en s'éloignant du cœur. En effet, le sang ralentit au fur et à mesure que l'aire des vaisseaux traversés augmente tout comme la vitesse d'un jet d'eau diminue en pénétrant dans un grand réservoir. La vitesse de l'écoulement artériel passe donc de plusieurs dizaines de cm/s à quelques cm/s en passant de l'aorte aux artérioles dont l'aire totale est proche de 1000 cm^2 [51] (voir figure 2-3).

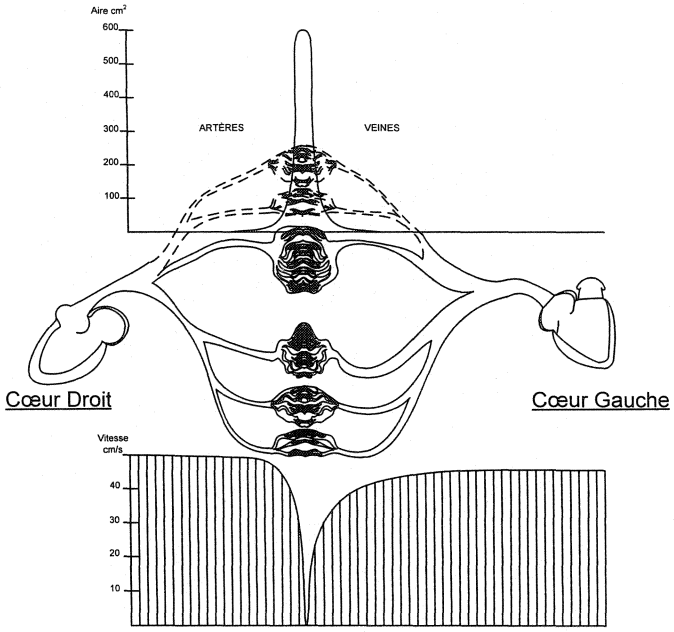


Figure 2-3 : Lien existant entre l'aire de surface et la vitesse de l'écoulement dans la circulation systémique [51]

Les artères systémiques servent de réservoir de pression de par les propriétés élastiques de leurs parois (compliance). Lors de la contraction du ventricule gauche, le sang est rapidement éjecté dans l'aorte qui se distend car la pression artérielle augmente. Quand le ventricule relaxe, l'afflux de sang cesse mais la tension des parois artérielles continue à faire avancer le sang au travers des capillaires périphériques. Par ce mécanisme, la pression artérielle fluctue autour d'une valeur moyenne de 90 mm Hg et ne tombe jamais à zéro. L'amortissement apporté par les propriétés mécaniques des parois artérielles a pour effet de régulariser l'écoulement sanguin. L'amplitude des variations de débit et de pression est donc réduite en s'éloignant du cœur [5].

La compliance des artères vient de la structure de leur paroi qui comporte trois épaisseurs. La couche la plus interne ou intima borde la cavité. La couche moyenne la plus épaisse est la média. La couche la plus externe ou adventice unit l'artère au tissu voisin [5].

Le système artériel fait le lien entre la sortie du cœur et la microcirculation où ont lieu les échanges. C'est dans le système artériel que le débit sanguin doit passer

d'écoulement pulsatile à haute pression et à haute vitesse à un écoulement constant, à faible pression et faible vitesse. Tandis que l'aire totale de l'arbre vasculaire augmente en s'éloignant du cœur, la lumière des artères passe d'environ 2.5 cm à quelques dizaines de microns dans les artérioles et à quelques microns dans les capillaires.

2.1.4 Le réseau capillaire

Les capillaires font le lien entre les artérioles et les veinules et font ainsi de l'appareil vasculaire sanguin un système continu. Tandis que les artères et les veines appartiennent à la macrocirculation et constituent des voies de transit, les capillaires font partie de la microcirculation et sont le siège d'échanges métaboliques entre le sang et les tissus. Il existe un échange continuel d'eau, de solutés, de gaz et de chaleur au travers de la paroi capillaire pour maintenir l'équilibre cellulaire.

Le réseau microcirculatoire, ou lit vasculaire périphérique, comprend plusieurs éléments. Il commence par l'artériole. La métartériole dérive de l'artériole et en a la structure. Les capillaires sont connectés sur la métartériole et au niveau de cette jonction se situent les sphincters précapillaires. En se relâchant ou en se contractant, les sphincters précapillaires régulent le flux sanguin dans les capillaires. Alors que dans les artérioles l'écoulement est encore légèrement pulsatile, les pulsations disparaissent pratiquement dans les capillaires. L'écoulement y est plutôt intermittent (environ 1-10 fois par minute) à cause des sphincters précapillaires [3].

Les capillaires sont des segments vasculaires grêles dont le diamètre est compris entre 3 et 10 micromètres. Afin que les échanges soient efficaces, la surface d'échange du lit capillaire est très grande et les vitesses d'écoulement très faibles (l'aire de surface totale des capillaires est estimée à 6000 m^2 et la vitesse d'écoulement est d'environ 0.07cm/s) [51]. L'épaisseur moyenne de la paroi capillaire est d'environ 0.5 μm. La longueur moyenne des capillaires est de 1 mm [3].

2.1.5 Le système veineux

À la sortie du lit capillaire, les veinules regroupent les vaisseaux capillaires et se regroupent entre elles pour former le système veineux. Les veines n'ont pas pour unique fonction de retourner le sang de la microcirculation vers le cœur. Elles ajustent aussi leur capacité totale afin d'accommoder les variations du volume sanguin total. Le système veineux contient environ 65 à 75% du volume sanguin total [51].

Le mouvement du sang se fait dans le système veineux grâce à plusieurs mécanismes. Le premier est la différence de pression entre le lit capillaire et les oreillettes du coeur. Un autre mécanisme est l'aspiration du cœur pendant la diastole. Enfin, les veines comportent des valvules anti-retour orientées de façon à ne laisser circuler le sang que de la périphérie vers le cœur. Ces valvules sont nombreuses et efficaces au niveau des membres inférieurs et supérieurs mais sont inefficaces ou inexistantes au niveau du tronc et de la tête. La contraction des muscles exerce des forces sur les parois veineuses qui aident à refouler le sang vers le cœur. Les mouvements du thorax, les battements artériels et la gravité ont aussi une influence sur le retour veineux.

Les données de calibre et de vitesse d'écoulement sont compilées dans l'annexe A

2.2 Le sang

Le sang est une suspension de cellules dans le plasma sanguin. Le ratio du volume de cellules sur le volume total d'un échantillon de sang est appelé hématocrite. L'hématocrite varie entre 0,36 et 0,46 chez les humains et les autres mammifères. Les valeurs utilisées pour les viscosités du sang humain et canin vont de 0,030 à 0,040 poise à 37°C, La densité du sang est d'environ 1.05 g/cm^3.

La composition du plasma est rapportée dans le tableau suivant [5] :

Tableau 2-1 : Composition du plasma sanguin

Élément	Concentration (g/100ml)	Masse moléculaire.10^{-3}	Dimensions Moléculaires (nm)
Eau	90-92		
Protéines			
Albumine du sérum	3,3-4,0	69	15 x 4
α1 globuline (inclut lipoprotéines)	0,31-0,32	44-200	
α2 globuline (inclut lipoprotéines)	0,48-0,52	150-300	
β globulines (inclut lipoprotéines)	0,78-0,81	90-1300	20-50
γ globuline	0,66-0,75	160-320	23 x 4
Fibrinogène	0,34-0,43	400	50-60 x 3-8
Constituants inorganiques			
Cations			
Sodium	0,31-0,34		
Potassium	0,016-0,021		
Calcium	0,009-0,011		
Magnésium	0,002-0,003		
Anions			
Chlorures	0,36-0,39		
Bicarbonate	0,20-0,24		
Phosphate	0,003-0,004		

Les éléments en suspension dans le sang sont les cellules sanguines et des goutelettes liquides appelées chylomicrons. Ces gouttelettes, qui ont des diamètres d'environ 0,2 à 0,3 μm, font partie des mécanismes de transport des graisses dans la circulation. Ils sont cependant présents en des concentrations si faibles qu'ils n'ont que peu d'effet sur la viscosité du plasma [5]. Nous nous concentrerons donc sur les cellules sanguines.

Plusieurs types de cellules sont présents dans le sang (voir tableau suivant [5]).

Tableau 2-2 : Cellules sanguines

Cellule	Nombre par mm^3	Forme et dimensions sans contrainte (μm)	Concentration volumique (%) dans le sang
Érythrocytes (globules rouges)	$4\text{-}6.10^6$	Disque biconcave 8 x 1-3	45
Leucocytes Total	$4\text{ -}11.10^3$	Vaguement sphérique 7 - 22	1
Granulocytes Neutrophiles	$1{,}5\text{ - }7{,}5.10^3$		
Éosinophiles	$0 - 4.10^2$		
Basophiles	$0 - 2.10^2$		
Lymphocytes	$1 - 4{,}5.10^3$		
Monocytes	$0 - 8.10^2$		
Plaquettes	$250 - 500.10^3$	Arrondie ou ovale 2 - 4	

Quatre-vingt dix-huit pourcents des cellules sont des globules rouge tandis que les deux pourcents restant sont des globules blancs et des plaquettes. Il y a environ cinq millions d'érythrocytes ou globules rouges par mm^3 de sang. En comparaison, il n'y a que un ou deux globules blancs et cinquante ou cent plaquettes pour un millier de globule rouges. De toutes les cellules présentes, ce sont donc les érythrocytes (ou globules rouges), qui ont le plus d'influence sur les propriétés mécaniques du sang [5].

2.2.1 Les globules rouges

Les globules rouges contiennent virtuellement toute l'hémoglobine du sang (environ 15g/100ml). C'est l'hémoglobine qui donne aux globules rouges leur couleur et qui grâce à sa capacité à capter l'oxygène de façon réversible leur permet de transporter l'oxygène. La capacité en oxygène du sang est d'environ 20ml/100ml au niveau de la mer alors que celle du plasma seul n'est que de 0,3ml/100ml [5]. Lorsque non contraint et en suspension dans le plasma, le globule rouge est un disque biconcave hautement flexible d'environ 8 μm de diamètre et d'un à trois microns d'épaisseur.

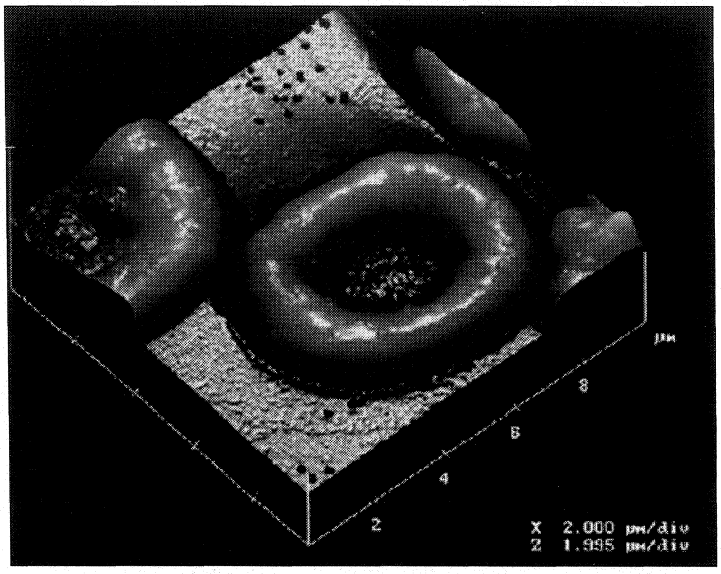


Figure 2-4 : Image AFM mode contact de cellules sanguines dans l'air [61].

Leur densité est d'approximativement 1,08 kg/l. Les globule rouges seraient constitués d'une très fine membrane contenant un intérieur liquide qui aurait un viscosité de 6 cP [5].

Les globules rouges ont tendance à former des aggrégats. En se liant côte à côte, ils forment ce que l'on appelle des "rouleaux". Le phénomène de formation des rouleaux serait relié à des groupements chargés à la surface des cellules. Il dépendrait aussi de la présence de grandes macromolécules asymétriques, principalement la fibrinogène et les globulines. Les rouleaux peuvent se former autant *in vivo* que *in vitro* lorsque le taux de cisaillement est faible. Ils sont importants à cause de leur influence sur la viscosité du sang soumis à de faibles taux de cisaillement ainsi que sur sa vitesse de sédimentation [5] (Section 2.3).

Un érythrocyte est capable de distorsions extrêmes notamment lorsqu'il traverse un capillaire plus étroit que son diamètre. Il peut traverser un tube de 3 μm de diamètre et de 12 μm de longueur sans se briser. Le module de Young de la membrane des globules rouges est estimé à 1 MPa [5].

Un autre phénomène qui tend à déformer les globules rouges est le taux de cisaillement. Dans une suspension soumise à un cisaillement, les globules rouges se déforment et tournent sur eux-mêmes à cause du gradient de vitesse (taux de cisaillement). La vitesse de déformation et de rotation dépendent du taux de

cisaillement et de la concentration. Par exemple, pour un taux de cisaillement de 1 s^{-1}, les cellules plient en tournant sur elles mêmes. Cependant, si le taux de cisaillement augmente, elles cessent de tourner sur elles mêmes et traversent le tube avec leur axe majeur faisant un angle avec l'écoulement. Elles auraient dans ce cas des contours en mouvement continuel qui correspondraient à la rotation de la membrane cellulaire autour de l'intérieur, un peu comme les chenilles d'un char d'assaut [5].

2.2.2 Autres cellules sanguines

Les globules blancs ou leucocytes n'ont que peu d'influence sur les propriétés mécaniques du sang car ils ne sont présents qu'en très petite concentration. Ils jouent un rôle crucial dans la défense contres les infections. Il en existe trois types dans la circulation : les granulocytes, les lymphocytes et les monocytes. Ces cellules ont une forme sphérique et ont des diamètres d'environ 7 à 22 μm.

Les plaquettes (ou thrombocytes) sont le dernier type de cellules sanguines que nous étudierons dans cette partie. L'agrégation plaquettaire est l'un des nombreux processus qui opèrent pour arrêter le saignement des vaisseaux endommagés ou sectionnés. Elles ont une forme ronde ou ovale de 2 à 4 μm de diamètre. Les plaquettes s'agrègent si elles entrent en contact avec des molécules d'ADP. En effet lorsque des globules rouges ou des tissus connectifs (collagène) sur des sites de blessures sont endommagés, leur ADP est libérée, ce qui attire les plaquettes qui participent à la coagulation. La principale cause d'agrégation plaquettaire vient cependant des plaquettes elles-mêmes qui pourraient libérer de l'ADP lorsqu'elles s'activent et adhèrent aux tissus blessés [5].

2.2.3 Coagulation sanguine

Le sang coagule lorsqu'il est placé dans un environnement anormal comme un tube à essai, un vaisseau sanguin endommagé ou une plaie. Un caillot sanguin consiste en un réseau de fibrilles composées d'une protéine appelée fibrine, de globules rouges et blancs ainsi que de plaquettes. En temps normal, il n'y a que très peu de fibrine dans le sang. Elle est produite pendant la coagulation. L'héparine, une

substance anticoagulante interfère dans la cascade de réactions chimiques menant à la coagulation et inhibe la réaction entre la thrombine et la fibrinogène. Un caillot disparaît après avoir rempli son utilité pendant la cicatrisation. La fibrine peut disparaître par phagocytose ou être détruite par un processus enzymatique complexe appelé fibrinolyse [5].

2.3 Propriétés visqueuses du sang

La viscosité du sang est une propriété d'importance dans cette étude car de sa valeur dépend le coefficient de traînée d'un corps se déplaçant dans les vaisseaux sanguins.

Un liquide Newtonien est, par définition, un fluide pour lequel le coefficient de viscosité est constant à tous les taux de cisaillement. Ce comportement est suivi par la plupart des fluides homogènes mais les suspensions de particules en dévient souvent. Comme nous l'avons vu, le sang est une suspension d'érythrocytes de leucocytes et de plaquettes et fait preuve de propriétés visqueuses complexes.

Dans les grandes artères, le sang, peut être traité comme un fluide homogène [38]. En effet, lorsqu'une suspension de particules aléatoirement distribuées (qu'elles soient rigides, déformables ou liquides) s'écoule dans un système dont les dimensions sont grandes lorsqu'elles sont comparées à celles des particules et à l'espace entre elles, le mélange peut être considéré comme un fluide homogène. De plus, les effets inertiels sont prédominants car le nombre de Reynolds y est élevé. Cependant, dans la microcirculation, il n'est plus possible de considérer le sang comme un fluide homogène. Dans Caro, Pedley et al. 1978, la limite entre la microcirculation et la macrocirculation se situe dans les vaisseaux à 100 μm de diamètre. Les plus gros vaisseaux de la microcirculation n'ont un diamètre que d'une quinzaine de globules rouges. De plus, les effets visqueux prédominent sur les effets inertiels et les nombres de Reynolds sont très faibles. Ils sont d'environ 0,5 dans les vaisseaux de 100 μm de diamètre et deviennent inférieurs à 0,005 dans les capillaires de 10 μm de diamètre. Les paramètres de l'écoulement sanguin sont très variés selon le site étudié. Pour cette raison, il apparaît impossible de développer un seul modèle qui décrirait le système cardiovasculaire dans son intégralité. Ainsi, dans

le cadre de la conception d'un microdispositif pour application dans les vaisseaux sanguins, il faudra étudier les vaisseaux traversés au cas par cas selon l'application médicale envisagée.

2.3.1 Viscosité du plasma

Il a été établi que le plasma se comporte comme un fluide Newtonien [43]. Un coefficient de viscosité d'environ 1.2 cP a été mesuré pour le plasma. Certains auteurs ont trouvé un comportement non Newtonien au plasma mais seulement lorsque l'appareil de mesure utilisé permettait des interfaces plasma-air. Les résultats anormaux auraient été causés par des couches de protéines dénaturées à l'interface du viscosimètre [43].

2.3.2 Viscosité du sang

La viscosité du sang augmente au fur et à mesure que des érythrocytes sont ajoutés au plasma. Des différences marquées par rapport au comportement Newtonien apparaissent lorsque la concentration de cellules dépasse 10%. Dans le corps humain, comme nous l'avons vu précédemment, le taux d'hématocrite est compris entre 36 et 46%.,

La figure suivante qui représente la viscosité du sang en fonction du taux de cisaillement illustre bien le comportement non Newtonien du sang [67] :

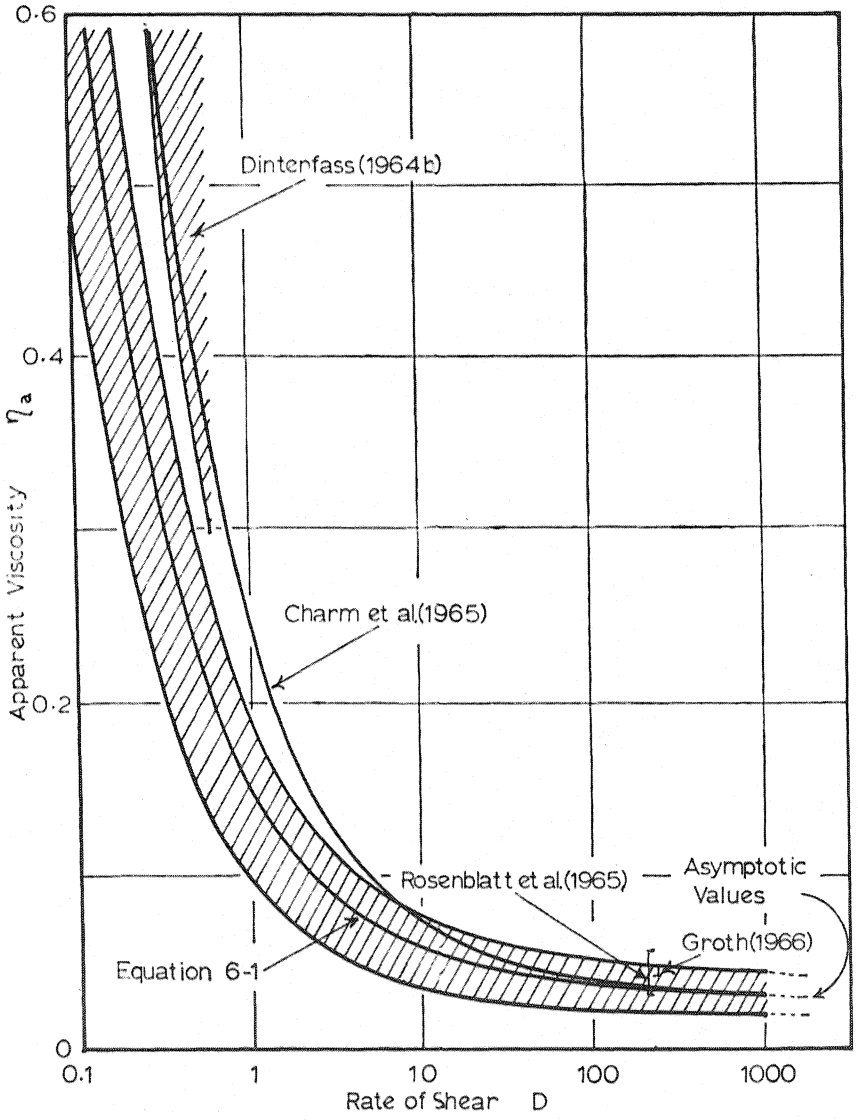


Figure 2-5 : Variation de la viscosité du sang humain en fonction du taux de cisaillement.

Unités : ordonées; poises abscisses; sec^{-1}

Le tableau suivant donne les taux de cisaillements dans diverses artères chez l'être humain et chez le chien.

Tableau 2-3 : Taux de cisaillement dans la circulation (hypothèse de profil de vitesse parabolique) [67]

Structure	Être Humain		Chien	
	À la paroi (sec^{-1})	Moyenne (sec^{-1})	À la paroi (sec^{-1})	Moyenne (sec^{-1})
Aorte Ascendante	190 (pic)	130	400	270
Aorte Descendante	120	80		
Grandes Artères	700	470	600	400
Capillaires	800	530	700	450
Grandes Veines	200	130	50	35
Veine cave	60	40	200	140

D'après Milnor, dans la circulation normale chez l'homme et le chien, le taux de cisaillement maximal (aux parois) moyenné sur tout le cycle cardiaque est situé entre 40 et 70 sec^{-1} dans l'aorte et atteint 300 à 500 sec^{-1} dans les plus petites artères. Le taux de cisaillement peut être jusqu'à cinq fois plus élevé dans l'aorte et deux fois plus élevé dans les petites artères lors de la systole. De plus, lors de la diastole, le débit dans l'aorte devenant quasiment nul, le taux de cisaillement devient très faible. Ces variations extrêmes rendent très ardue la définition de la viscosité du sang *in vivo* [38]. Cependant, l'utilisation de la valeur asymptotique de la viscosité donne des erreurs assez faibles pour qu'elle soit une bonne approximation de la réalité [38].

Pour le taux d'hématocrite du corps humain, la viscosité du sang atteint une valeur asymptotique comprise entre 3,5 à 4,0 cP pour des taux de cisaillements supérieurs à 50-100 sec^{-1}. La viscosité augmente rapidement vers des valeurs pouvant s'élever jusqu'à 70 cP lorsque le taux de cisaillement diminue. Ces phénomènes s'expliquent par la présence des particules sanguines.

Lorsque le cisaillement est faible, les particules formeraient des agrégats. Les chaînes de particules ainsi formées interféreraient avec le mouvement du fluide. De plus, certaines affinités entre les particules sanguines et les parois des vaisseaux sanguins pourraient aussi s'exprimer sous faible taux de cisaillement. En dessous

d'un taux de cisaillement minimal appelé limite d'élasticité (Yield Stress) [6], les liaisons entre les constituants du sang l'empêche de s'écouler et il se comporte comme une pâte. La limite d'élasticité du sang humain normal serait d'environ 1,5 à 5,0 mN m^{-2} selon l'appareil de mesure utilisé. La limite d'élasticité diminue avec le taux d'hématocrite. Il y a un taux d'hématocrite en dessous duquel il n'y a plus de limite d'élasticité. Le nombre de globules rouges serait alors trop faible pour permettre la formation de structures. La limite d'élasticité augmente si la concentration en fibrinogène ou en gamma globulines dans le sang est élevée car elles favoriseraient la formation de rouleaux. Lorsque le taux de cisaillement augmente à nouveau, les chaînes se briseraient progressivement et la viscosité diminuerait jusqu'à atteindre une valeur asymptotique correspondant au cas où toutes les particules seraient séparées les unes des autres. Les interactions entre les composantes du sang sont à la cause de son comportement non-Newtonien.

2.3.3 Effet du taux d'hématocrite sur la viscosité

Si la viscosité est mesurée dans des tubes de diamètre supérieur à 500 microns et que le taux de cisaillement est supérieur à 200-300 sec^{-1}, la viscosité du sang sera indépendante du diamètre du tube mais variera en fonction du taux d'hématocrite. La figure suivante montre la variation de la viscosité du sang en fonction du taux d'hématocrite.

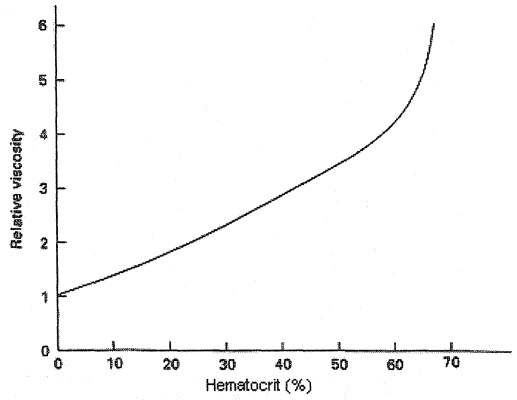


Figure 2-6 : Variation de la viscosité en fonction de l'hématocrite. L'ordonnée est la valeur asymptotique relativement à celle du plasma = 1. La valeur normale de la viscosité du plasma est 1.6 cP [43].

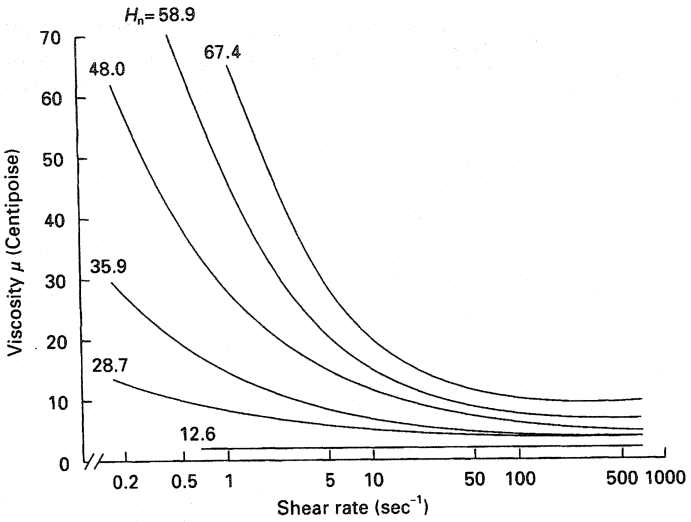


Figure 2-7 : Relation entre la viscosité et le taux de cisaillement d'érythrocytes humains suspendus dans leur propre plasma à 25°C pour diverse concentrations volumiques des érythrocytes. [43]

Lorsque l'hématocrite augmente, la viscosité augmente aussi et atteint une valeur asymptotique pour des taux de cisaillements supérieurs à 100 sec^{-1}. Pour des taux de cisaillements inférieurs à 100 sec^{-1}, la viscosité augmente de façon marquée en fonction de l'hématocrite.

2.3.4 Effet Fahraeus-Lindqvist

Dans les vaisseaux sanguins de diamètre inférieur à 400 microns, la viscosité apparente du sang diminue à taux de cisaillement équivalent (de 5% quand le diamètre est de 300μm à 50% dans un tube de 20μm) [38]. Cet effet est causé par le fait que dans des tubes de petite taille, les particules sanguines sont moins nombreuses près des parois des vaisseaux sanguins. On appelle ce phénomène l'effet Fahraeus-Lindqvist. Il s'explique par le fait que la zone pauvre en particules à proximité des parois occupe en proportion un plus grand volume dans les petits vaisseaux. La proportion apparente de plasma est ainsi plus importante, comme la viscosité du plasma est plus faible que celle du sang, la viscosité totale se trouve diminuée dans les petits vaisseaux. Dans des tubes de diamètres compris entre 5 et 15 microns, la viscosité apparente du sang n'est qu'un peu plus élevée que celle du plasma et ne montre pas de dépendance marquée par rapport au taux d'hématocrite.

Dans les capillaires, cependant, la viscosité n'est plus une propriété adéquate pour décrire le sang. En effet, il ne s'écoule plus comme une suspension homogène mais plutôt comme un système à deux phases : les cellules d'un coté et le plasma de l'autre. Étant donné que la majorité des capillaires est plus petite que les globules rouges, ceux-ci ont à se déformer pour pouvoir les traverser [6]. Une autre conséquence importante de la petite taille de ces vaisseaux est que malgré la faible vitesse d'écoulement et les petits nombres de Reynolds, les taux de cisaillement aux parois est considérablement plus élevé (de l'ordre de 1000 s^{-1}) que dans les grands vaisseaux.

2.3.5 Effet du champ magnétique

La viscosité du sang est influencée par un champ magnétique extérieur [17] tel que présenté dans la figure suivante.

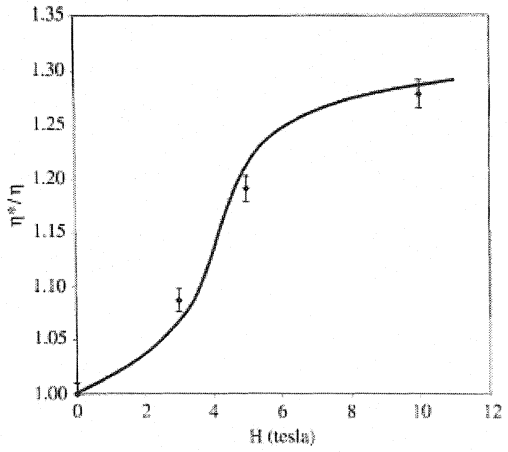


Figure 2-8 : Variation de la viscosité du sang humain en fonction du champ magnétique

On peut voir que la viscosité du sang dans un champ magnétique de 10 T est 1,3 fois plus importante qu'en l'absence de champ. Cet effet est causé par le couple exercé sur les cellules sanguines qui fait changer la viscosité apparente de cette suspension de particules en limitant la déformation des cellules. Dans le champ magnétique d'un IRM clinique d'1,5T, l'augmentation du champ est inférieure à 5%. Cependant, dans l'appareil qui sera installé au laboratoire du professeur Martel, la viscosité du sang pourrait augmenter de près de 17% puisque le système générera un champ de 4.7T.

2.3 Forces de Traînée

La force de traînée agissant sur un corps solide dans un écoulement est donnée par [65]:

$$D = \frac{1}{2}\rho u^2 . A C_D \qquad \textbf{Équation 2.1}$$

Dans notre cas, le corps solide sera une sphère. D est une fonction de la densité du fluide (ρ), de la vitesse relative entre le corps solide et le fluide (u), de l'aire frontale du corps solide (A) (aire projetée sur un plan perpendiculaire à la direction de l'écoulement ou du mouvement de l'objet) et du coefficient de traînée (C_D) du corps solide dans un écoulement libre. De plus, le coefficient de traînée (C_D) est fonction du nombre de Reynolds (Re) tel qu'illustré dans la figure 2-9 tirée de [65] :

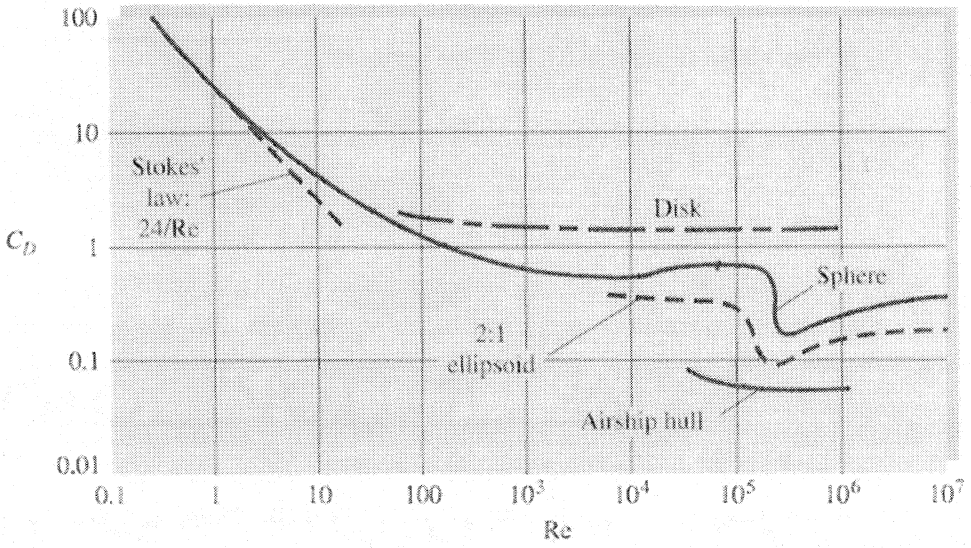


Figure 2-9 : Coefficients de traînée de corps tridimensionnels lisses à vitesses subsoniques.

Le coefficient de traînée d'une sphère dans un écoulement libre $C_{D\,sphere_\infty}$ suit la relation [66]:

$$C_{D sphere_{\infty}} \approx \frac{24}{\mathrm{Re}} + \frac{6}{1+\sqrt{\mathrm{Re}}} + 0{,}4 \qquad 0 \leq \mathrm{Re} \leq 2\times10^{5} \qquad \textbf{Équation 2.2}$$

$$\text{Avec } \mathrm{Re} = \frac{\rho.u.d}{\mu} \qquad \textbf{Équation 2.3}$$

Où ρ est la densité du fluide, d est le diamètre de la sphère, u est la vitesse du fluide et μ est sa viscosité

Dans le contexte d'un microdispositif propulsé dans les vaisseaux, on ne peut négliger les effets des parois des vaisseaux sanguins sur la force de traînée. En première approximation, nous considèrerons les vaisseaux sanguins comme des tubes cylindriques. En effet, la zone d'application du microdispositif n'ayant pas encore été déterminée, il n'est pas encore possible de faire porter les modélisations sur un vaisseau sanguin en particulier.

La force de traînée agissant sur une sphère rigide tombant dans un tube cylindrique rigide dépend du rapport λ entre le diamètre de la sphère d et le diamètre du tube d_t, tel que décrit dans [9] [63]. Pour sa thèse de doctorat [8], Fidleris a travaillé à générer des mesures fiables de la vitesse terminale de sphères tombant suivant l'axe de tubes cylindriques et à déterminer les corrections à appliquer pour expliquer l'effet de retard exercé par les parois sur une sphère. Ses mesures vont de conditions purement laminaires à des écoulements complètement turbulents ($0.054 \leq \mathrm{Re} \leq 2\times10^{5}$) et ont été faites en utilisant 60 sphères de diamètres et densités variés avec 4 cylindres de diamètres différents et 15 liquides Newtoniens de densités et viscosités variées.

Les données contenues dans la thèse de Fidleris ne sont pas accessibles en totalité. En effet, à cause de sa date de parution, elle n'existe pas en format électronique et la bibliothèque de l'Université de Nottingham refuse d'en fournir des copies. Cependant, une partie de ces données est disponible dans [9].

Kehlenbeck et Di Felice [30] ont proposé des corrélations empiriques qui permettent de calculer la vitesse de chute d'une sphère dans un tube (u_t) pour toute la gamme de nombre de Reynolds (Re) et de rapport de diamètre (λ).

Dans de nombreux articles, l'influence des parois du tube sur la vitesse de chute d'une particule est exprimée par le rapport entre la vitesse terminale dans un tube de

dimensions finies, u_t, sur la vitesse terminale dans un tube de diamètre infini, $u_{t\infty}$. Ce facteur de parois est fonction du nombre de Reynolds de la sphère dans un écoulement libre $Re_{t\infty}$ et de λ.

La corrélation proposée par Kehlenbeck et Di Felice est la suivante :

$$\frac{u_t}{u_{t\infty}} = \frac{1-\lambda^p}{1+\left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^p} \qquad \textbf{Équation 2.4}$$

avec $\frac{\lambda_0 - 0{,}283}{1{,}2 - \lambda_0} = 0{,}041\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}524}$ **Équation 2.5**

et
$$\begin{cases} p = 1{,}44 + 0{,}5466\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}434} & \text{pour } \mathrm{Re}_{t\infty} \le 35 \\ p = 2{,}3 + 37{,}3\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{-0{,}8686} & \text{pour } \mathrm{Re}_{t\infty} \ge 35 \end{cases} \qquad \textbf{Équation 2.6}$$

$$\mathrm{Re}_{t\infty} = \frac{\rho . u_{t\infty} . d}{\mu} \qquad \textbf{Équation 2.7}$$

λ_0 et p sont des paramètres d'interpolation.

Ils proposent une autre façon de calculer $u_t / u_{t\infty}$ en proposant de donner une valeur constante de 2,2 à p sur toute la plage de nombre de Reynolds. Une seconde relation pour λ_0 est donnée pour accompagner la version simplifiée de la corrélation.

$$p = 2{,}2 = cte.$$

$$\frac{\lambda_0 - 27}{1{,}2 - \lambda_0} = 0{,}05\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}65} \qquad \textbf{Équation 2.8}$$

Ces deux corrélations vont être utilisées dans ce mémoire pour calculer la force de traînée subie par une sphère dans un tube cylindrique.

Une bille dans un tube et une bille dans un écoulement libre subissant une même force se déplacent à des vitesses différentes. Leurs vitesses à l'équilibre (vitesses terminales) sont déterminées par leurs forces de traînée qui sont égales à la somme de toutes les autres forces.

$$\sum F = D_t = D_\infty \qquad \textbf{Équation 2.9}$$

en utilisant l'équation 2-1 dans l'équation 2.9, on obtient l'équation 2.10.

$$\sum F = D_t = \frac{1}{2}\rho . u_{t\infty}{}^2 . A . C_{D\,sphere_\infty} \qquad \textbf{Équation 2.10}$$

Le problème est le suivant : nous cherchons à calculer la force magnétique nécessaire pour vaincre la force de traînée d'une bille d'un diamètre d donné dans un tube de diamètre d_t, un fluide (viscosité μ, densité ρ) et une vitesse d'écoulement dans le tube u_t. Nous appellerons cette force $\vec{F}_m$.

Soit une bille soumise à son propre poids W, à la poussée d'Archimède B et à une force de propulsion magnétique $\vec{F}_m$ telle que $\vec{F}_m = \vec{F}_{Mag\,Prop} + \vec{F}_{MagLev}$. $\vec{F}_{MagLev}$ est la composante de la force magnétique nécessaire à mettre la bille en lévitation et $\vec{F}_{Mag\,Prop}$ la composante nécessaire à vaincre la force de traînée agissant sur la bille.

On sait qu'à l'équilibre $\sum \vec{F} = \vec{D}_t = \vec{F}_m + \vec{W} + \vec{B} = \vec{D}_\infty$.

L'équation 2.1 permet de calculer $\vec{D}_\infty$ car $C_{D\,sphere_\infty}$ est connu.

Il est donc possible de calculer la force de traînée $\vec{D}_t$ d'une sphère dans un tube ayant une vitesse d'écoulement u_t. Il suffit de déterminer $u_{t\infty}$ qui est la vitesse qu'elle aurait sous l'effet de la même force dans un écoulement libre.

D'après Kehlenbeck et Di Felice,

$$u_t = \frac{1-\lambda^p}{1+\left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^p} * u_{t\infty} \qquad \textbf{Équation 2.11}$$

Cependant, cette équation ne peut se résoudre directement car λ_0 et p dépendent de $u_{t\infty}$. En effet,

$$u_t = \frac{1-\left(\frac{0{,}283+0{,}0492\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}524}}{1+0{,}041\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}524}}\right)^p}{1+\left(\frac{\lambda}{\frac{0{,}283+0{,}0492\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}524}}{1+0{,}041\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}524}}}\right)^p} * u_{t\infty} \qquad \textbf{Équation 2.12}$$

Avec

$$\text{et} \quad \begin{cases} p = 1{,}44 + 0{,}5466\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0{,}434} & \text{pour } \mathrm{Re}_{t\infty} \le 35 \\ p = 2{,}3 + 37{,}3\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{-0{,}8686} & \text{pour } \mathrm{Re}_{t\infty} \ge 35 \end{cases} \qquad \textbf{Équation 2.6}$$

$$\mathrm{Re}_{t\infty} = \frac{\rho . u_{t\infty} . d}{\mu} \qquad \textbf{Équation 2.7}$$

À cause de la forme de cette relation, il faut faire appel à une résolution numérique.

À cause des deux formules possibles pour p (équation 2.6), la résolution numérique de cette équation se fait en deux temps. Dans un premier temps, on utilise la corrélation simplifiée [30] donnant p=2,2=cte pour trouver une première valeur de $u_{t\infty}$. Cette valeur nous permet de calculer un premier nombre de Reynolds et de choisir entre l'une ou l'autre des relations de p. Des itérations sont faites jusqu'à ce que la valeur de $u_{t\infty}$ ne varie plus. L'équation est résolue avec MATLAB.

L'algorithme de résolution utilisé est le suivant :

Trouver (fonction fsolve) la valeur de $u_{t\infty}$ qui satisfait l'équation simplifiée

$$\frac{1-\lambda^p}{1+\left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^p} * u_{t\infty} - u_t = 0$$

$$p = 2.2 = cte.$$

$$\text{avec} \quad \frac{\lambda_0 - 27}{1.2 - \lambda_0} = 0.05\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{065} .$$

Calculer $\mathrm{Re}_{t\infty}$.

POUR, i=1 à 3,

SI $\mathrm{Re}_{t\infty} \le 35$,

Trouver (fonction fsolve) la valeur de $u_{t\infty}$ qui satisfait l'équation complète

$$\frac{1-\lambda^p}{1+\left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^p} * u_{t\infty} - u_t = 0$$

avec $p = 1.44 + 0.5466\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{0.434}$ et $\frac{\lambda_0 - 0.283}{1.2 - \lambda_0} = 0.041\mathrm{Re}_{t\infty}^{0524}$.

Calculer $\mathrm{Re}_{t\infty}$

FIN

SI $\mathrm{Re}_{t\infty} \geq 35$,

Trouver (fonction fsolve) la valeur de $u_{t\infty}$ qui satisfait l'équation

$$\frac{1-\lambda^p}{1+\left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^p} * u_{t\infty} - u_t = 0$$

avec $p = 2.3 + 37.3\,\mathrm{Re}_{t\infty}^{-0.8686}$ et $\frac{\lambda_0 - 0.283}{1.2 - \lambda_0} = 0.041\mathrm{Re}_{t\infty}^{0524}$.

Calculer $\mathrm{Re}_{t\infty}$

FIN

FIN

Les trois itérations suffisent à ce que la valeur de $u_{t\infty}$ ne varie plus après 5 décimales.

Une fois $u_{t\infty}$ et $\mathrm{Re}_{t\infty}$ connus, on peut calculer $C_{D\,sphere_\infty}$ (Équation 2.2):

et enfin, $\sum \vec{F} = \vec{D}_t = \vec{F}_m + \vec{W} + \vec{B} = \frac{1}{2}\rho . u_{t\infty}{}^2 . A . C_D$.

En connaissant le poids et la poussée d'Archimède de la bille on peut déterminer la force magnétique à appliquer pour soutenir l'écoulement.

Dans le cas de notre étude, les nombres de Reynolds s'étendent à peu près de 0.001 dans les capilaires à près de 10 000 dans l'aorte. La corrélation De Kehlenbeck et Di Felice a été développée selon des données recueillies par les auteurs entre Re=2 et Re=185 pour des rapports de diamètres allant jusqu'à λ=0.9. Elle est donc à son meilleur sur cette plage de nombre de Reynolds. Ils l'ont cependant comparée à des données expérimentales d'autres auteurs [9], [63], pour Re = 0.01 et à Re=10 000 et

ont trouvé une bonne correspondance entre leurs résultats et la littérature. Cependant, ils ne spécifient pas le détail du calcul de leur correspondance. Un graphique qui montre cette adéquation est donné. Cependant, étant donné que les rapports de vitesse $u_t / u_{t\infty}$ mesurés par les autres auteurs peuvent varier de 30% d'une étude à l'autre, on peut s'attendre à certaines déviations entre le modèle développé dans ce chapitre et les résultats expérimentaux que nous allons obtenir.

Malgré les variations provenant des mesures expérimentales, les équations présentées dans cette section permettent de calculer la force magnétique à appliquer sur une sphère pour toutes les conditions d'écoulement présentes dans la circulation sanguine et ce pour des rapports de diamètres sphère/vaisseau allant jusqu'à 0.9. Ce modèle, permettra en plus d'optimiser le rapport sphère/vaisseau de façon à obtenir le meilleur compromis entre force magnétique et force de traînée. Nous sommes donc en mesure, selon le matériau magnétique choisi et le lieu d'application choisi de déterminer et d'optimiser le gradient magnétique qu'un appareil d'IRM aura à produire pour permettre de vaincre les forces d'écoulement.

CHAPITRE 3 MAGNÉTISME ET CONTRÔLE MAGNÉTIQUE

3.1 Magnétisme

3.1.1 Grandeurs en magnétisme

Un champ magnétique est produit chaque fois qu'une charge électrique est en mouvement [28]. Ce mouvement de charge peut être causé par un courant électrique dans un fil conducteur ou par le mouvement des particules chargées dans la matière. Par exemple, le mouvement des électrons sur les orbitales des atomes peut être vu comme une boucles de courant à l'échelle nanométrique. C'est ainsi que les aimants produisent des champs magnétiques dans l'espace qui les entoure. Le mouvement orbital mais aussi le moment de spin des électrons sont à l'origine de l'aimantation M (magnetisation) à l'intérieur du matériau et du champ magnétique H à l'extérieur [28].

L'intensité d'un champ magnétique est dénotée H. Son unité est l'ampère par mètre (A/m). Cette unité illustre le lien étroit qui existe entre champ magnétique et courants électriques [28].

Le flux magnétique Φ est présent à chaque fois qu'un champ magnétique est généré dans l'espace. Il se mesure en webers (Wb). La poudre de fer s'aligne selon la direction du flux magnétique.

La réponse d'un milieu à l'application d'un champ magnétique H est son induction magnétique B mesurée en tesla (T). L'induction magnétique peut aussi être appelée densité de flux (Wb/m^2) [28].

Dans de nombreux milieux B est une fonction linéaire de H donnée par

$$B = \mu H \qquad \textbf{Équation 3.1}$$

Le symbole μ est la perméabilité du milieu. L'unité de H étant l'ampère par mètre et celle de B le tesla (Wb/m^2), l'unité de la perméabilité est donc le (volt seconde)/(ampère mètre) aussi appelée Henry/m. Dans le vide, le lien entre B et H est la perméabilité du vide μ_0 et sa valeur est $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m.

La perméabilité des matériaux paramagnétiques et diamagnétiques est constante sur des plages de champ magnétique très étendues. Cependant, dans les matériaux tels que les ferromagnétiques ou les ferrimagnétiques, la perméabilité μ varie fortement en fonction du champ magnétique H [28]. La relation entre B et H n'étant plus proportionnelle, afin de caractériser un matériau ferromagnétique, il faut mesurer l'induction B en fonction de H sur une plage continue de H afin de tracer ce que l'on appelle sa courbe d'hystérésis (voir Section 3.4).

C'est dans ces matériaux que la distinction entre B et H prend toute son importance. Il existe deux contributions à l'induction B. La première est le champ magnétique ambiant H (A/m) et la seconde est l'aimantation (en anglais, magnetisation) d'un matériau M (A/m).

L'induction magnétique est en fait la somme des deux contributions :

$$B = \mu_0 (H + M) \qquad \textbf{Équation 3.2}$$

Cette équation où B est en teslas et H et M en A/m est valide en toutes circonstances [28]. Le champ magnétique H est le champ existant à l'extérieur du matériau provenant soit d'un solénoïde, d'un électroaimant ou d'un aimant permanent. L'aimantation est générée par le matériau.

Une autre quantité d'intérêt est la susceptibilité magnétique χ d'un matériau. Elle est définie comme suit :

$$\chi = \frac{M}{H} \qquad \textbf{Équation 3.3}$$

3.1.2 Dipôle magnétique

Une boucle de courant, un ferromagnétique doux ou un ferromagnétique dur, un proton d'hydrogène, un électron en mouvement orbital ainsi que la Terre peuvent être considérés comme des dipôles magnétiques.

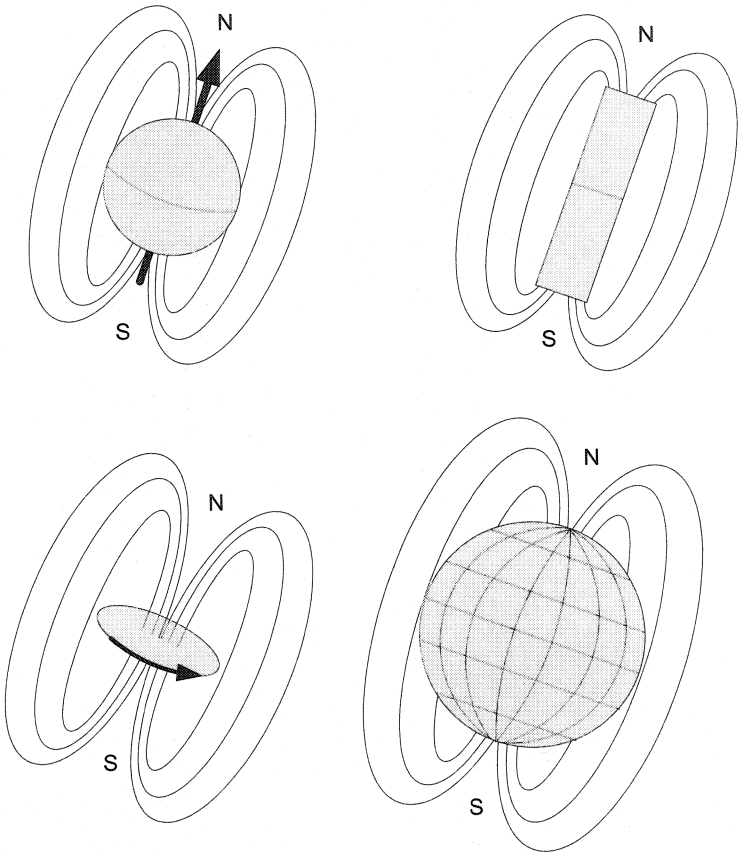


Figure 3-1 : Différents dipôles magnétiques : proton d'hydrogène, barreau aimanté, boucle de courant, planète.

Le moment magnétique m ($A.m^2$) constitue la mesure de l'intensité d'un dipôle. Il permet de les comparer les uns aux autres même s'ils sont d'origines différentes. Le moment magnétique d'une boucle de courant est donné par $m = i.A$ où i est le courant en ampères et A est l'aire de section de la boucle de courant en m^2.

Du point de vue magnétique, on peut considérer la matière comme un ensemble de dipôles magnétiques atomiques. L'existence de ces dipôles fut tout d'abord suggérée par Ampère qui proposa qu'ils proviennent de "courants électriques circulant continuellement dans la matière".

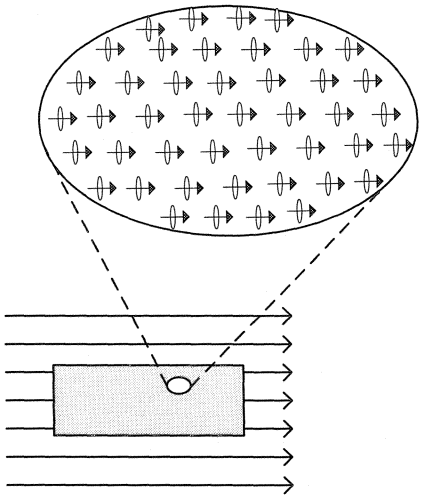


Figure 3-2 : Dipôles magnétiques à l'intérieur d'un point infinitésimal de la matière

Les protons et les électrons étant des particules électriques en mouvement ils induisent un champ magnétique. Le moment magnétique des protons est causé par leur spin. Le spin peut être considéré comme le mouvement de rotation d'une particule sur elle-même. Le moment magnétique des électrons a deux composantes : le moment de spin et le moment orbital. Le moment orbital est causé par le mouvement d'un électron autour du noyau de l'atome. On peut voir le mouvement orbital des électrons comme une boucle de courant nanométrique. Si l'on place de la matière dans un champ magnétique B, les dipôles magnétiques qui la constituent tendent à s'aligner dans la direction de B.

Dans le cas du moment orbital de l'électron, le courant électrique est

$$I = \frac{ev}{2\pi r} \qquad \textbf{Équation 3.4}$$

Où e est la charge de l'électron, v est sa vitesse et r est le rayon de l'orbitale de l'électron. Comme nous l'avons vu, le moment magnétique d'une boucle de courant est donné par $m=iA$. Donc le moment orbital de l'électron est

$$m_{orbital} = iA = \frac{ev}{2\pi r}.\pi r^2 = \frac{evr}{2} \qquad \textbf{Équation 3.5}$$

Le moment magnétique d'un solide est l'expression macroscopique de tous ses dipôles atomiques. L'aimantation M (A/m) d'un matériau est son moment magnétique par unité de volume :

$$M = \frac{m}{V} = \chi.H$$ **Équation 3.6**

Elle a la même unité que le champ magnétique H.

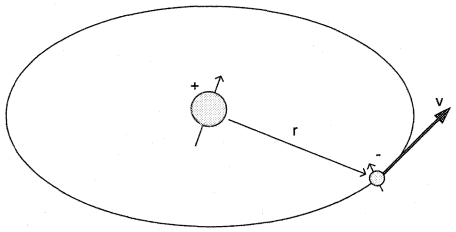


Figure 3-3 : Moments magnétiques atomiques. Les moments de spin du proton et de l'électron sont illustrés par la flèche qui les traverse. Le moment orbital de l'électron est causé par le mouvement de celui-ci autour du noyau. Dans un champ magnétique, tous ces moments s'orientent selon le champ.

Le moment magnétique d'un matériau, est fonction de son volume, de sa susceptibilité et du champ magnétique appliqué.

$$m = M.V = V.\chi.H$$ **Équation 3.7**

Les concepts de dipôle et de moment magnétique se retrouvent aussi bien dans le monde macroscopique (bobine supraconductrice et de gradients d'un appareil d'IRM, barreau aimanté de NeFeB ou de Permendur) que dans le monde microscopique (spin du proton d'hydrogène, moment orbital et de spin des électrons des corps ferromagnétiques).

Le couple τ (N.m) agissant sur un matériau magnétique est donné par la relation suivante [28]:

$$\vec{\tau} = \vec{m} \times \vec{B} = V.\vec{M} \times \vec{B}$$ **Équation 3.8**

Cette équation implique qu'une induction $\vec{B}$ (T) tend à aligner le dipôle afin que son moment magnétique lui soit parallèle. Un aimant barre va s'aligner selon la direction locale de $\vec{B}$.

La force magnétique qui s'exerce sur un dipôle magnétique est déterminée par la variation de l'intensité de l'induction magnétique dans l'espace (gradient). Elle est décrite par la formule suivante [25]:

$$\vec{F}_{magnet} = \vec{m}.\nabla\vec{B} = V.\vec{M}.\nabla\vec{B}$$ **Équation 3.9**

Un gradient est la variation d'une propriété physique selon un axe de l'espace. $\nabla\vec{B}$ (T/m) est un vecteur représentant la variation spatiale de l'induction magnétique. C'est le gradient d'induction magnétique.

Tout dipôle magnétique, qu'il soit un ferromagnétique doux ou dur, une boucle de courant, un proton d'hydrogène ou un patient pendant un examen d'IRM, subit des forces et des couples magnétiques proportionnels à son moment magnétique. Les matériaux dits « non magnétiques » comme l'aluminium, l'argent, les polymères ou encore le gras, les os ou les muscles, sont qualifiés ainsi parce leur moment magnétique est très faible (χ faible dans l'équation 3.7). Cependant, ils subissent des forces et des couples magnétiques selon les mêmes lois que les matériaux dits « magnétiques ».

Au jour des formules exposées dans cette section, si l'on plaçait un dipôle magnétique à l'intérieur d'un solénoïde (champ magnétique uniforme : $\nabla\vec{B}=0$), il s'orienterait selon la direction des lignes de champ car il subirait un couple $\vec{\tau}=\vec{m}\times\vec{B}$, mais resterait immobile car $\vec{F}_{magnet}=\vec{m}.\nabla\vec{B}=V.\vec{M}.\nabla\vec{B}$ serait égale à zéro. Si l'on génère un champ magnétique dont l'intensité varie dans l'espace (champ non uniforme $\nabla\vec{B}\neq 0$), le dipôle magnétique se déplace en suivant le gradient tout en restant orienté selon la direction des lignes de champ. Un dipôle magnétique est attiré ou repoussé vers le point où le champ magnétique est le plus fort en suivant la direction du gradient et en restant aligné avec les lignes de champ.

Les appareils d'imagerie par résonance magnétique peuvent fournir des gradients de champ magnétique selon les trois axes de l'espace et les modifier dans le temps. Si ces gradients sont assez puissants et variables, ils pourraient être utilisés pour contrôler un microsystème contenant des particules magnétiques dans le corps humain.

3.2 Unités en magnétisme

Trois systèmes d'unités sont principalement utilisés en magnétisme et un grand nombre d'autres en sont dérivés. La lecture de différents ouvrages traitant de magnétisme et basés sur des systèmes d'unités aussi nombreux n'est pas chose facile

pour le lecteur non initié. Ce paragraphe fait une revue des principaux systèmes d'unités. Kelvin proposa en 1848 deux champs magnétiques B et H afin de simplifier les manipulations mathématiques. Comme décrit précédemment, B est la densité de flux et H l'intensité du champ magnétique. Dans le système CGS utilisé par Kelvin, $B = H + 4\ \pi.M$. Selon cette définition, B et H sont identiques dans le vide ($M = 0$) mais différents dans la matière aimantée ($M \neq 0$). La confusion entre B et H est commune bien qu'elle puisse être évitée en adhérant aux définitions originales de ces quantités. Pour créer le système MKS, Giorgi a redéfini B et H en 1901 de façon à ce que $B = \mu_0 (H + M)$ et que $B = \mu_0 H$ dans le vide.

Le système international fut adopté en 1960. La convention Sommerfeld fut donc lentement adoptée par la communauté scientifique. La table suivante provient de [28] et décrit les différents systèmes d'unités :

Tableau 3-1 : Synthèse des systèmes d'unité en magnétisme

Quantité		SI (Sommerfeld)	SI (Kennelly)	EMU (Gaussien)
Champ	**H**	A/m	A/m	Oersted
Induction	**B**	tesla	tesla	Gauss
Aimantation	**M**	A/m	-	emu/cc
Intensité d'aimantation	**I**	-	tesla	-
Flux	**Φ**	weber	weber	maxwell
Moment	**m**	$A.m^2$	weber mètre	emu
Force de pôle	**p**	A.m	weber	emu/cm
Équation du champ		$B = \mu_0(H + M)$	$B = \mu_0 H + I$	$B = H + 4\pi.M$
Couple sur un moment magnétique (espace libre)		$\tau = \mu_0 \vec{m} \times \vec{H}$	$\tau = m \times \vec{H}$	$\tau = m \times \vec{H}$

Dans de nombreuses applications, l'IRM par exemple, B et H sont plus ou moins redondant et B est en général plus utilisé. Dans le système CGS comme dans le système MKS, χ est adimensionnel. Cependant, il ne l'est pas dans le système Kennelly, qui est parfois utilisé en recherche sur les matériaux magnétiques. Dans ce cas, l'intensité d'aimantation I du système Kennelly est une mesure alternative de M pour laquelle les teslas sont utilisés à la place des A/m ($I = \mu_0.M$).

La terre a un champ magnétique H = 56 A/m (0,7 Oe), une induction $B = 0{,}7 * 10^{-4}$ T = 0,7 gauss. L'aimantation M de saturation du fer est d'environ 1,7 *

10^6 A/m donc son intensité d'aimantation de saturation est I = 2,14T. Tandis que sa rémanence de 0,8 * 10^6 A/m. Le champ magnétique de l'appareil d'IRM de l'hôpital Notre-Dame à Montréal est de 1,19 * 10^6 A/m ce qui correspond à une induction dans le vide de 1,5T.

3.3 Matériaux magnétiques

Cette partie décrit les différentes catégories de matériaux magnétiques existant. Traditionnellement, les matériaux sont classés en trois catégories en fonction de leurs propriétés magnétiques. La première catégorie, celle des matériaux magnétiques durs, regroupe les matériaux utilisés pour la fabrication d'aimants permanents. La seconde catégorie est celle des matériaux magnétiques doux. On classe dans cette catégorie les matériaux qui s'aimantent lorsqu'ils sont placés dans le champ magnétique mais qui perdent presque toute leur aimantation lorsqu'on les en retire. Ces deux premières catégories font toutes deux parties des matériaux ferromagnétiques et leurs propriétés magnétiques sont de même nature et sont différenciées par la forme de leur courbe d'hystérésis (Section 3.4). Les ferromagnétiques ont des particularités à l'échelle microscopique qui leur confèrent des perméabilités très élevées à l'échelle macroscopique.

La troisième catégorie de matériaux est celle des matériaux non magnétiques. Ces matériaux sont appelés paramagnétiques et diamagnétiques. Ces matériaux ne sont pas tout à fait non magnétiques car ils ont eux aussi une réponse à un champ magnétique selon l'équation 3.1. En effet, tout matériau contient des moments magnétiques atomiques permanents causés par le mouvement de ses particules chargées.

Il existe enfin des matériaux qui n'entrent pas dans la classification traditionnelle. Ce sont les ferrimagnétiques, les antiferromagnétiques et les superparamagnétiques. Ils seront décrits en fin de section.

3.3.1 Paramagnétiques et diamagnétiques

Les substances paramagnétiques ont une susceptibilité magnétique faible et positive $\chi \approx 10^{-3}$ à 10^{-5}. Parmi elles, on compte l'aluminium et le platine. Lorsqu'un

champ magnétique est appliqué, les moments atomiques ont tendance à s'orienter suivant la direction de celui-ci et créent de cette façon une aimantation globale dans l'échantillon [60]. On peut mesurer leur aimantation à l'aide de capteurs appropriés. Les appareils d'imagerie par résonance magnétique sont sensibles aux champs créés par la très faible aimantation des tissus humains [53]. Le paramagnétisme est causé par le moment magnétique associé à chaque atome ou molécule.

L'aimantation des diamagnétiques est faible et s'oppose au champ magnétique appliqué. Leur susceptibilité est donc faible et négative $\chi \approx -10^{-5}$ [60] [28]. Les diamagnétiques comptent le cuivre, l'argent, l'or le bismuth et le béryllium, l'eau et les tissus humains parmi eux.

La perméabilité et la susceptibilité des paramagnétiques et des diamagnétiques sont constantes et faibles mais non nulles. Ils deviennent eux aussi aimantés et subissent des couples et des forces magnétiques lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique. Leur aimantation et les effets mécaniques sont cependant plusieurs ordres de grandeur plus faibles que dans le cas des matériaux ferromagnétiques.

3.3.2 Ferromagnétiques

Les différences entre les ferromagnétiques et les paramagnétiques ou les diamagnétiques s'expliquent par le fait qu'il y existe un ordre magnétique à longue distance. Dans une substance ferromagnétique, les moments magnétiques atomiques sont alignés à l'échelle interatomique dans des régions appelées domaines magnétiques (10^{12} à 10^{15} moments atomiques). À l'intérieur de ces régions, l'aimantation est proche de la saturation. L'orientation de l'aimantation varie de façon plus ou moins aléatoire d'un domaine à l'autre bien que certains plans cristallographiques soient favorisés. L'orientation des domaines adjacents se fait de façon à réduire l'énergie magnétique totale.

L'existence des domaines ferromagnétiques a plusieurs conséquences : a) les moments magnétiques atomiques existent de façon permanente, b) ils sont alignés même dans l'état démagnétisé, c) l'état démagnétisé correspond à une orientation aléatoire des domaines, d) le processus d'aimantation consiste soit en la réorientation de domaines afin d'augmenter le nombre de ceux qui sont orientés avec le champ,

soit à augmenter le volume des domaines orientés avec le champ au détriment de ceux qui ne le sont pas. Les parois existant entre des domaines adjacents sont des régions de haute énergie dans lesquelles l'alignement des spins est interrompu. Lors de l'aimantation d'un corps ferromagnétique, les parois des domaines se déplacent tandis que les domaines orientés dans la direction du champ augmentent de taille [53].

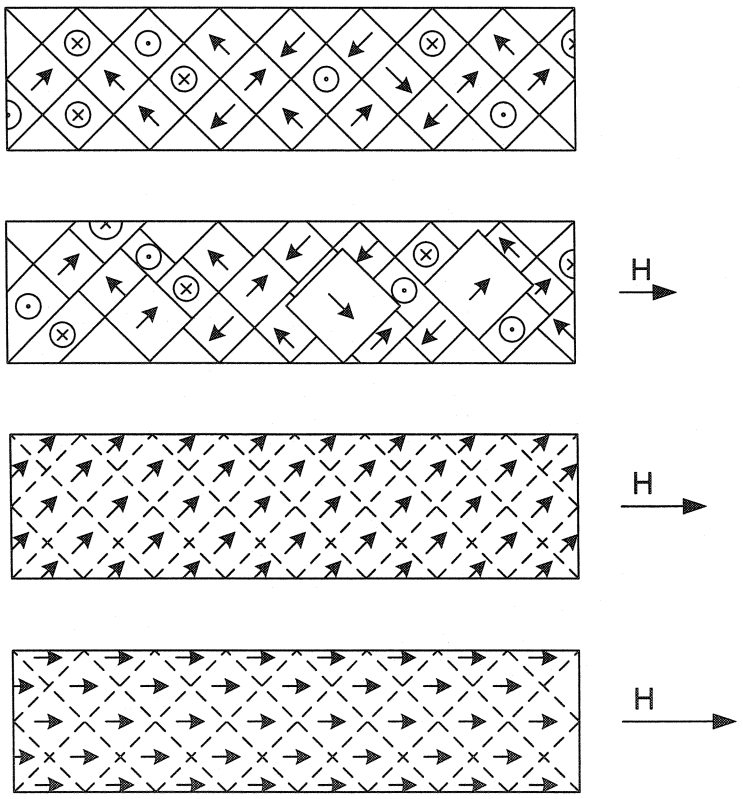


Figure 3-4 : Processus d'aimantation d'un corps ferromagnétique [28]. a) état démagnétisé, les domaines sont orientés aléatoirement en suivant certaines directions cristallographiques, b) aimantation partielle, mouvement des parois des domaines, les domaines orientés dans des directions proches de celles du champ sont favorisés, c) rotation irréversible de l'aimantation des domaines, d) saturation par rotation réversible

La susceptibilité magnétique des ferromagnétiques est variable en fonction de H et peut atteindre des valeurs élevées $\chi \approx 10\ 000$ à $1\ 000\ 000$. Les matériaux ferromagnétiques comptent parmi eux le fer, le nickel et le cobalt et de nombreux métaux terres rares ainsi que leurs alliages. La perméabilité et la susceptibilité des

ferromagnétiques ne sont pas constantes. Au contraire, elles sont fortement affectées par le champ magnétique extérieur H et par le passé d'aimantation du matériau.

Lorsqu'un ferromagnétique n'a jamais été aimanté, ou s'il a été démagnétisé, ses domaines magnétiques sont orientés aléatoirement et l'aimantation globale est nulle. Il faut placer un ferromagnétique dans un champ magnétique pour aligner ses moments magnétiques et donc le magnétiser. Une fois extrait du champ magnétiseur, le ferromagnétique garde une partie de son aimantation. En effet, tous les domaines ne perdent pas leur ordre. C'est l'aimantation rémanente et elle dépend du matériau, de la température, des traitements mécaniques ou encore de l'histoire d'aimantation de l'échantillon [28] [53].

Les matériaux ferromagnétiques durs ont une aimantation de rémanence M_r qui peut atteindre 1.05 x 10^6 A/m pour des alliages de terres rares comme les Néodymium-Fer-Bore [53]. De bons matériaux ferromagnétiques durs sont l'alnico, les alliages Samarium-Cobalt et les alliages Néodymium-Fer-Bore. Ils sont utilisés par exemple comme aimants de haut-parleurs.

Les ferromagnétiques doux ne sont aimantés que lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique. Ils sont utilisés dans des applications telles que les noyaux de transformateurs car il y a besoin de moins d'énergie pour déplacer les parois de leurs domaines magnétiques (changer l'aimantation). Un noyau ferromagnétique doux s'échaufferait donc moins qu'un noyau ferromagnétique dur. Des matériaux comme le fer pur, les alliages de fer silicium, de fer nickel, de Permendur ($Fe_{49}Co_{49}V_2$), d'acier au carbone au chrome ou inoxydables martensitiques (série 400) sont des ferromagnétiques doux.

La dénomination ferromagnétique doux (*soft* en anglais) et ferromagnétique dur vient du fait que par le passé, il avait été remarqué que les échantillons de fer et d'acier qui étaient mécaniquement durs avaient une coercivité élevée [28]. La coercivité est le champ négatif nécessaire pour annuler l'induction (voir Section 3.4). Ainsi, les termes doux et durs ont étés utilisés pour distinguer les matériaux sur la base de leur coercivité. On appelle matériaux magnétiques durs les matériaux dont la coercivité est supérieure à 10 kA/m et les matériaux magnétiques doux ceux dont la coercivité est inférieure à 1 kA/m [28].

Or, la coercivité n'est pas la propriété la plus intéressante dans le contexte de la propulsion magnétique par IRM. Le champ magnétique d'un système d'IRM est souvent de l'ordre de 1,1937E+06 A/m (B_0 =1,5T ou 30 000 fois le champ terrestre). Dans de tels champs, l'aimantation des ferromagnétiques doux peut atteindre des valeurs supérieures à celles des ferromagnétiques durs. C'est un avantage important car comme expliqué précédemment, la force magnétique est proportionnelle à l'aimantation.

Les matériaux ferromagnétiques doux sont les matériaux de choix pour la propulsion magnétique en IRM tandis que les matériaux ferromagnétiques durs le sont pour les applications à faible champ.

Lorsque la température à laquelle un ferromagnétique est soumis augmente, l'énergie thermique est suffisante pour surmonter les forces d'accouplement et fait flotter aléatoirement les moments magnétiques atomiques. La température ou cette transition se produit est appelée température de Curie. Lorsqu'elle est atteinte, l'ordre est complètement détruit dans le matériau et il adopte un comportement paramagnétique [60].

Bien que, le but du projet MR-Sub soit d'introduire délibérément un matériau ferromagnétique dans un système d'IRM, ces matériaux en sont habituellement exclus. La première raison est que les ferromagnétiques causent des distorsions dans les images [34,53]. La seconde raison, appelée effet torpille, est reliée à la force magnétique qu'un ferromagnétique subit à proximité d'un appareil d'IRM.

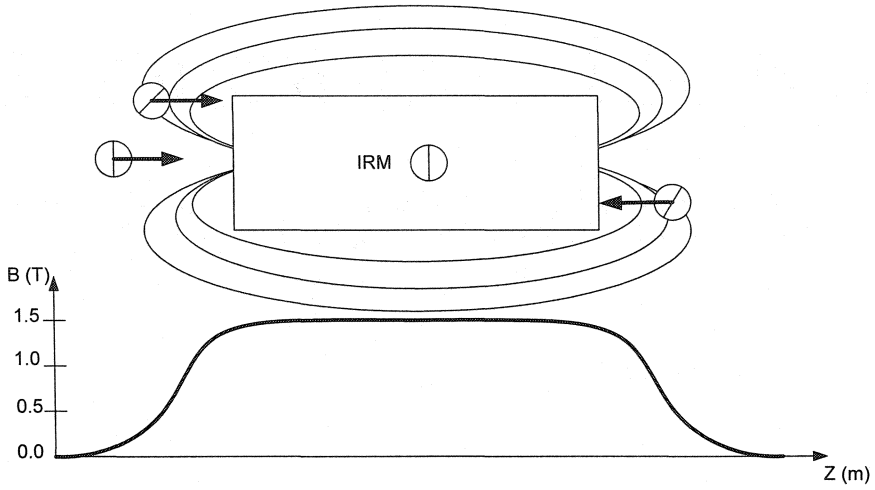


Figure 3-5 : L'effet torpille est l'attraction des corps ferromagnétiques dans la zone d'entrée d'un appareil d'IRM.

Un ferromagnétique, qu'il soit doux ou dur va subir une force magnétique donnée par l'équation 3.9 en pénétrant dans le champ magnétique d'un appareil d'IRM. À plusieurs mètres de l'appareil, cette force sera faible car $\nabla\vec{B} \approx 0$ (voir figure 3-5). La force agissant sur les ferromagnétiques doux sera d'autant plus faible qu'ils n'ont presque pas d'aimantation rémanente $\vec{M} = \vec{M}_r \approx 0$. Ainsi, à plusieurs mètres de l'appareil, $\vec{F}_{magnet} = V.\vec{M}.\nabla\vec{B} \approx 0$.

En s'approchant un peu plus de l'appareil, le champ augmente et passe de près de zéro à 1.1937E+06 A/m en quelques dizaines de centimètres. La valeur du champ augmentant, l'aimantation $\vec{M}$ augmente selon la courbe d'aimantation du matériau. Le gradient d'induction $\nabla\vec{B}$ est très élevé dans cette région. La force magnétique $\vec{F}_{magnet}$ augmente et les ferromagnétiques sont puissamment attirés vers l'appareil d'IRM. Cette attraction peut constituer un danger pour le patient situé au centre de l'appareil d'IRM. L'objet ferromagnétique a déjà acquis une grande vitesse sous l'effet de la force d'attraction qu'il a subie à l'entrée du champ magnétique. Bien qu'au centre de l'appareil d'IRM, le champ soit homogène, $\nabla\vec{B} = 0$, et la force magnétique nulle. Le ferromagnétique continue à se déplacer à cause de sa grande vitesse initiale et ne peut dissiper son énergie cinétique que sous forme d'énergie de déformation, de l'appareil d'IRM ou du patient. La norme ASTM F 2052 - 00 fournit

un protocole pour mesurer la force subie par un implant médical lorsqu'il est introduit dans un appareil d'IRM.

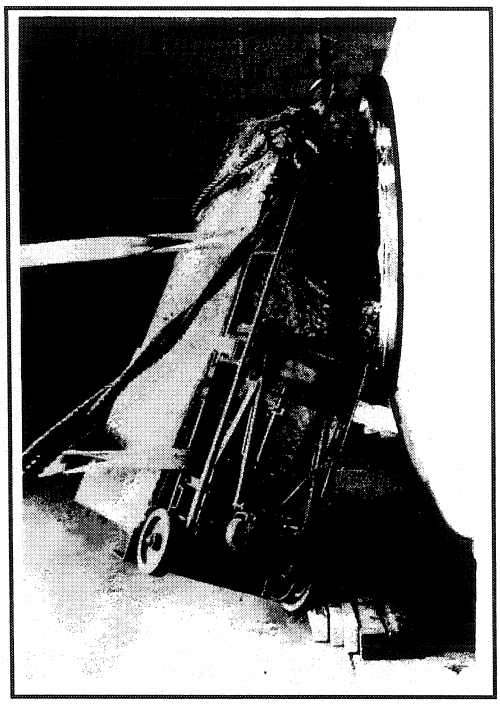


Figure 3-6 : Illustration des conséquences de l'effet Torpille [53]

Introduit avec précaution dans le système d'IRM, un petit échantillon ferromagnétique ne présente pas de danger. Il est important de bien le tenir dans la zone où le gradient $\nabla\vec{B}$ est élevé et une fois à l'intérieur du volume homogène de l'IRM, il ne subit plus de force magnétique et reste immobile.

Un ferromagnétique dur, au moment de son introduction dans un champ magnétique d'IRM, va pivoter sur lui-même jusqu'à ce que la direction de son vecteur d'aimantation rémanente soit orientée selon les lignes de champ de l'IRM. Ce comportement vient du fait qu'une énergie moindre est nécessitée pour faire pivoter le corps de l'aimant que pour déplacer les parois de ses domaines et le magnétiser dans une nouvelle direction. Il faut développer un couple mécanique élevé pour le faire changer d'orientation (rotation autour de x et y) car ces matériaux ont besoin d'un apport d'énergie important pour être remagnétisés

Un ferromagnétique doux n'a pas d'aimantation rémanente. Son vecteur d'aimantation se crée selon la direction des lignes de champ et il se magnétise selon

l'orientation avec laquelle on l'introduit. De plus, il oppose une faible résistance si on essaye de faire changer son aimantation en le faisant tourner et ce, même lorsqu'il est déjà aimanté. Un ferromagnétique doux nécessite un apport d'énergie faible pour déplacer les parois de ses domaines et être aimanté dans une nouvelle direction.

L'énergie à apporter à un ferromagnétique est reliée à l'aire comprise à l'intérieur de sa courbe d'hystérésis (Section 3.4). La courbe d'hystérésis des ferromagnétiques durs inclut une aire beaucoup plus importante que celle des ferromagnétiques doux. La norme ASTM F2213 - 02 fournit un protocole pour mesurer le couple subit par un implant médical en IRM.

3.3.3 Antiferromagnétiques

Dans les antiferromagnétiques, les moments sont orientés de façon à être antiparallèles les uns avec les autres et le moment net est nul (voir figure 3-7). ([53])

3.3.4 Ferrimagnétiques

Les ferrimagnétiques ont eux aussi des moments orientés de façon antiparallèle mais leur nombre est moins élevé que celui des moments orientés de façon parallèle. Il ont ainsi une aimantation nette non nulle (voir figure 3-7).

3.3.5 Superparamagnétisme

Le superparamagnétisme est un phénomène par lequel les matériaux ferromagnétiques peuvent montrer un comportement semblable au paramagnétisme à des températures inférieures à celles de Curie tout en gardant une susceptibilité élevée. Le superparamagnétisme survient quand le matériau est composé de cristallites de très petites tailles (1-10 nm). À cette échelle, les particules ferromagnétiques ne peuvent contenir qu'un seul domaine magnétique. Dans ce cas-ci, quoique la température soit au-dessous de celle de Curie, l'énergie thermique peut être suffisante pour changer la direction de l'aimantation de la cristallite entière. Le matériel se comporte en quelque sorte comme un paramagnétique, sauf qu'au lieu que chaque atome individuel soit influencé indépendamment par un champ magnétique externe, le moment magnétique de la cristallite entière tend à s'aligner

avec ce champ. L'énergie exigée pour changer la direction de l'aimantation d'une cristallite s'appelle l'énergie cristalline d'anisotropie et dépend des propriétés du matériau et de la taille de la cristallite. Les superparamagnétiques diffèrent des paramagnétiques "conventionnels" de par le fait qu'ils ont une susceptibilité élevée et qu'ils saturent à des valeurs de champ modérées. Ils différent aussi des ferromagnétiques car ils n'ont pas ou peu d'hystérésis [26]. Les agents superparamagnétiques sont utilisés en IRM comme agents de contraste.

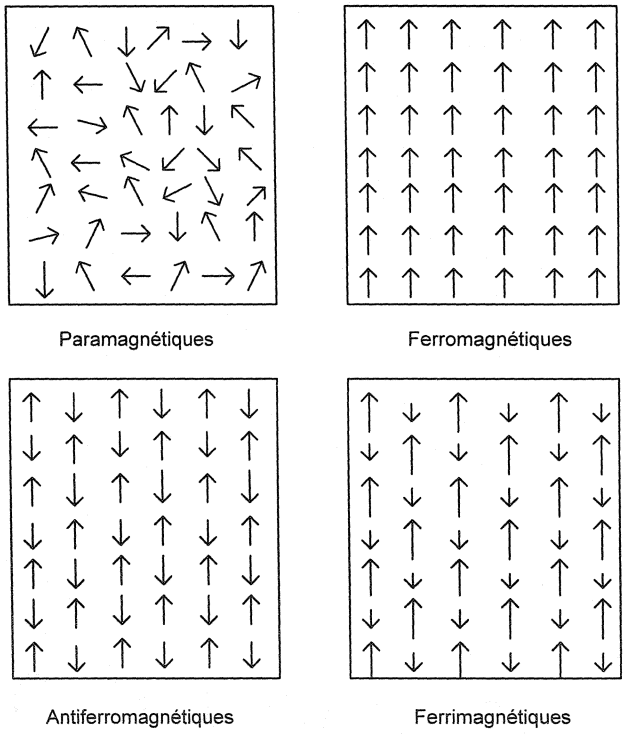


Figure 3-7 : Schémas de l'alignement des moments magnétiques dans différents types de matériaux [26]

Dans le tableau suivant sont compilées les susceptibilités et perméabilités de divers matériaux [28] [53] :

Tableau 3-2 : Susceptibilité et perméabilité de divers matériaux

Catégorie	Matériau	χ	μ
Diamagnétiques			
	Bi	$-1{,}31.10^{-6}$	0,99983
	Be	$-1{,}85.10^{-6}$	0,99998
	Ag	$-2{,}02.10^{-6}$	0,99997
	Au	$-2{,}74.10^{-6}$	0,99996
	Ge	$-0{,}56.10^{-6}$	0,99999
	Cu	$-0{,}77.10^{-6}$	0,99999
	Eau	$-9{,}05.10^{-6}$	
	Tissus Humains	$-11{,}0.10^{-6}$ à $-7{,}0.10^{-6}$	
	Sang (désoxygéné)	$-7{,}9.10^{-6}$	
	Globules rouges (désoxygénés)	$-6{,}52.10^{-6}$	
	Os	$-8{,}9.10^{-6}$ à $-12{,}8.10^{-6}$	
Paramagnétiques			
	B-Sn	$0{,}19.10^{-6}$	1,00000
	W	$6{,}18.10^{-6}$	1,00008
	Al	$1{,}65.10^{-6}$	1,00002
	Pt	$21{,}04.10^{-6}$	1,00026
	Mn	$66{,}10.10^{-6}$	1,00083
Ferromagnétiques			
	Fe_3O_4 (magnétite)	70	
	Cobalt	250	
	Nickel	600	
	Acier inoxydable (austénitique, cubique à face centrée, série 300)	$3{,}52\text{-}6{,}7.10^{-3}$	
	Acier inoxydable (martensitique, cubique centrée, série 400)	400-1100	
	Mumetal	100 000	
	Fer	200 000	
	Supermalloy	1 000 000	

3.4 Propriétés magnétiques

La courbe d'hystérésis représente les propriétés magnétiques d'un brut ferromagnétique. C'est une courbe de l'induction B en fonction du champ H. Elle

peut aussi prendre la forme d'une courbe de l'aimantation M en fonction de H. Ces deux courbes contiennent la même information puisque $B = \mu_0(H + M)$. Pour tracer une courbe d'hystérésis d'un échantillon ferromagnétique, il faut faire varier plusieurs fois le champ magnétisant H d'une valeur maximale positive à une valeur minimale négative de façon à balayer les valeurs de l'aimantation et obtenir la courbe a-b-c-d-e-f-g suivante.

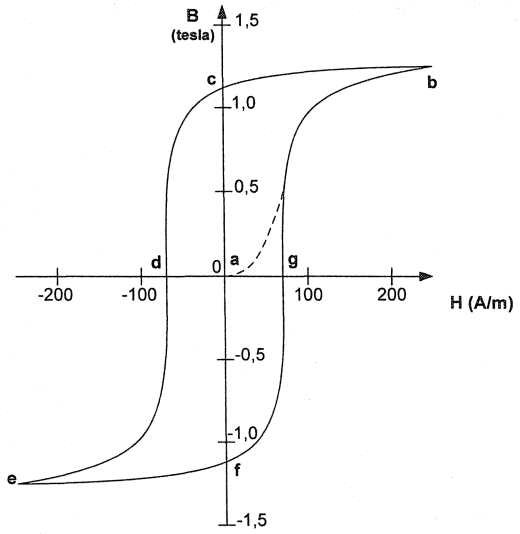


Figure 3-8 : Boucle d'hystérésis typique d'un matériau ferromagnétique [28]

La courbe d'hystérésis permet de mettre en évidence plusieurs propriétés importantes d'un matériau. Elle montre qu'un matériau ferromagnétique n'est pas aimanté initialement (point a). Le tracé a-b est la courbe d'aimantation initiale de l'échantillon. Le point b correspond à la valeur maximale que l'aimantation du matériau peut atteindre. Cette valeur est appelée aimantation de saturation M_0 du matériau [28]. L'aimantation de saturation est atteinte lorsque tous les dipôles magnétiques contenus dans le matériau sont orientés dans la direction du champ H. Elle dépend uniquement de la valeur des moments magnétiques atomiques et du nombre d'atomes par unité de volume.

Tableau 3-3 : Aimantation de saturation de divers matériaux [28]

Matériau	M_0 (10^6 A/m)	I_0 (T)
Fer	1,71	2,15
Cobalt	1,42	1,78
Nickel	0,48	0,60
78 Permalloy (78% Ni, 22% Fe)	0,86	1,08
Supermalloy (80% Ni, 15% Fe, 5% Mo)	0,63	0,79
Metglas 2605 ($Fe_{80}B_{20}$)	1,27	1,60
Metglas 2615 ($Fe_{80}P_{16}C_3B_1$)	1,36	1,71
Permendur (50% Co, 50% Fe)	1,91	2,40

Lorsque le champ magnétique est réduit à zéro (tracé b-c), l'échantillon ferromagnétique est encore aimanté. L'induction restante est appelée induction rémanente B_r et l'aimantation restante est appelée aimantation rémanente M_r.

$$B_r = \mu_0(H + M_r) = \mu_0 M_r \qquad \textbf{Équation 3.10}$$

L'induction B peut être ramenée à zéro en appliquant un champ H_c ayant une direction inverse à celle du champ d'aimantation (tracé c-d). Le champ H_c est appelé coercivité. L'induction B est nulle car le champ H_c a une valeur égale et opposée à celle de l'aimantation M. On appelle le tracé c-d courbe de démagnétisation.

La coercivité intrinsèque H_{ci} est définie comme l'intensité du champ nécessaire pour ramener l'aimantation à zéro. Pour les matériaux magnétiques doux, H_c et H_{ci} sont si proches qu'il est difficile de les distinguer. Cependant, pour les matériaux magnétiques durs, il y a une différence marquée entre les deux valeurs et H_{ci} est supérieure à H_c.

Le tracé d-e est la courbe d'aimantation de l'échantillon dans la direction opposée à celle de son aimantation initiale. L'échantillon est saturé au point e et ses dipôles sont orientés en direction inverse ($M = -M_o$).

Les points f et g sont respectivement les symétriques de c et d autour de l'origine du repère.

Dans le cas de matériaux ferromagnétiques, la perméabilité n'est pas une propriété d'une grande utilité. En effet, elle peut prendre n'importe quelle valeur entre 0 à la coercivité et l'infini à la rémanence. La perméabilité différentielle $\mu' = dB/dH$ peut être utilisée pour décrire la relation entre B et H autour d'un point.

3.4 Contrôle magnétique

Cette section a pour objectif de décrire les étapes de conception et de caractérisation d'un montage de contrôle magnétique unidimensionel. Ce montage doit permettre le contrôle d'une bille aimatée soumise à un écoulement dans un tube cylindrique sans avoir recours à un système d'IRM. L'interêt d'un tel montage est de fournir un banc d'essai pour nos différents modules de contrôle qui soit accessible en tous temps au Laboratoire de NanoRobotique.

3.4.1 Choix d'un matériau magnétique

Le montage de contrôle doit fonctionner au laboratoire. Il faut donc choisir un matériau ferromagnétique dur afin qu'il conserve une aimantation rémanente élevée même en l'absence du champ B_o (T) de l'IRM. Les aimants à base de terres rares fournissent une très forte rémanence. Des sphères de NeFeB de grade N40 ont été commandées à la compagnie National Imports [42]. Leurs propriétés sont les suivantes :

Tableau 3-4 : Propriétés du NeFeB Grade N40

	Remanence (Residual Flux Density)				Coercive Force - Intrinsic Coercive Force					
	Br				Hcb				Hcj	
	KGs		T		KOe		KA/m		KOe	KA/m
Grade	Nom	Min	Nom	Min	Nom	Min	Nom	Min	Min	Min
N40	12,9	12,6	1,29	1,26	11,9	11,6	947	923	12	955

	Maximum Energy Product				Temp.Coef.		Relative Recoil Permeability	Max Work Temperature
	(BH)max				αBr	αHcj		
	MGOe		KJ/m3		(20°C)	(20°C)		°C
Grade	Nom	Min	Nom	Min	(%/°C)	(%/°C)	μ rec	L/D ≥0.7
N40	40	38	318	302	-0,11	-0,6	1,05	80

Chararcteristic	Symbol	Unit	Data
Density	D	G/cm3	7,5
Vickers Hardness	Hv	D.P.N	570
Compression Strength	C.S	N/mm^2	780
Thermal Expansion Coefficient	//	$10^{-6}/K$	3,4
	⊥	$10^{-6}/K$	-4,8
Electric Resistivity	R	μΩ.cm	150

Coating Performance	Coating Thickness (μm)	Corrosion-Resistant in Salt Fog (Hr)	Coating Porosity	Magnetic Flux Loss	Color	PCT
Ni	15-20	4	<0,5	<0,3	silver	120°C 2atm 100%RH 12Hr
Ni-Ni	15-20	24	<0,2			
Ni-Cu-Ni	15-20	>48	<0,1			

3.4.2 Conception de bobines

Le champ B (T) généré par une bobine de rayon R (m) comportant N tours en fonction de la distance Z (m) du centre de la bobine est donné par l'équation suivante [28] :

$$B = \frac{\mu_0 NIR^2}{2\left(R^2 + Z^2\right)^{\frac{3}{2}}} \qquad \textbf{Équation 3.11}$$

où I (A) est le courant appliqué et μ_0 est la perméabilité du vide.

Le gradient ∇B (T/m) fourni par ces bobines doit être capable de compenser plusieurs fois le poids des sphères de NeFeB afin de pouvoir faire du contrôle vertical.

$$\nabla B = \frac{dB}{dZ} = -\frac{3}{2}\mu_0 NI \frac{R^2 Z}{\left(R^2 + Z^2\right)^{\frac{5}{2}}} \qquad \textbf{Équation 3.12}$$

$$Fm = M.Vferro.\left(-\frac{3}{2}\mu_0 NI \frac{R^2 Z}{\left(R^2 + Z^2\right)^{\frac{5}{2}}} \right) \qquad \textbf{Équation 3.13}$$

Le gradient nécessaire pour faire léviter un volume de NeFeB grade N40 dont l'aimantation rémanente est Mr = 1,03*10^6 A/m est ∇B = 0,0776 T/m = 77,6 mT/m.

Les spécifications de la bobine sont données dans le tableau suivant :

Tableau 3-5 : Spécifications des bobines conçues

Fil conducteur	Fil de Cu AWG 13, section carrée, isolant haute température
Courant maximal	20 A
Gradient maximal théorique à 20 A	0,296 T/m
Nombre de tours	100
Rayon médian	0,0603 m
Température	Un thermocouple est scellé dans le bobinage pour surveiller la température. L'enroulement est maintenu en place à l'aide d'époxy conductrice pour faciliter le transfert de chaleur.

La valeur théorique de l'induction de la bobine est donnée par l'équation 3.11. Des valeurs expérimentales ont été mesurées avec une sonde de Hall transversale fournie par Lake Shore Cryotronics [32]et avec un système d'acquisition 24 bits développé par M. Ouajdi Felfoul, étudiant en maîtrise responsable de la partie positionnement du projet MR-Sub (figure 3-9). La sonde a été calibrée à l'aide d'aimants de référence (F.W. Bell Inc. VA-071, VA-072, VA-073) fournis par le professeur Robert W. Cochrane de l'Université de Montréal. L'erreur entre les deux courbes est d'environ 1%. L'induction générée par la bobine est représentée dans la figure 3-10.

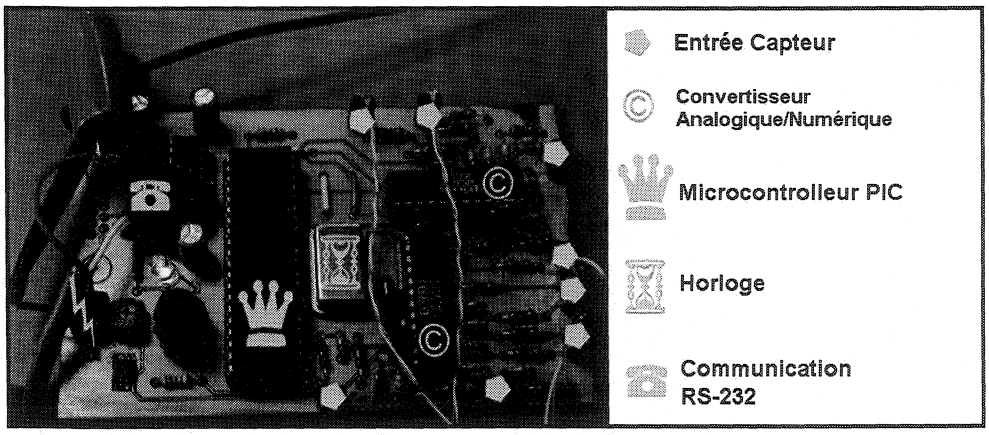


Figure 3-9 : Système d'acquisition 24 Bits

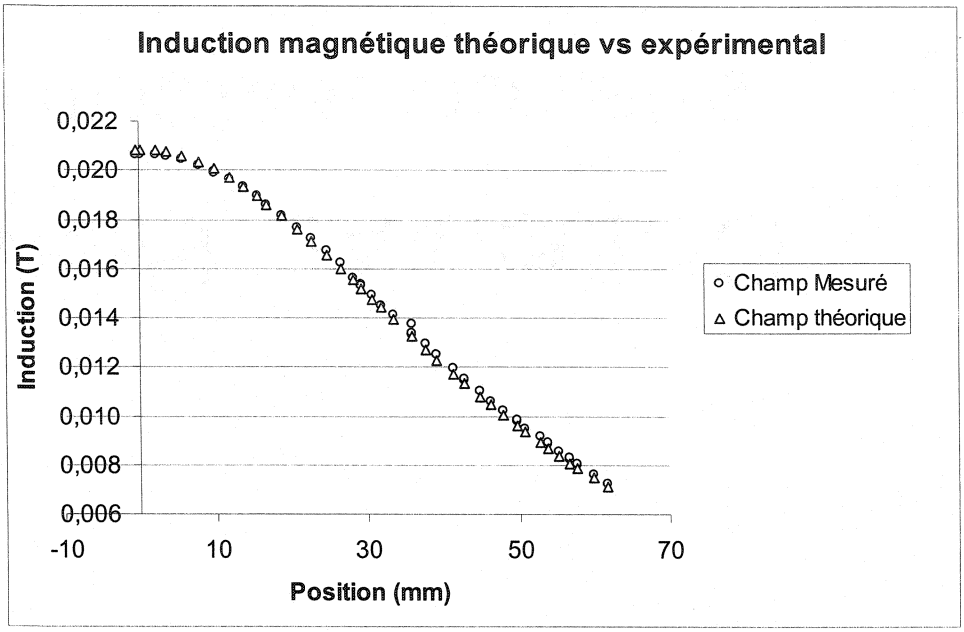


Figure 3-10 : Induction magnétique théorique vs expérimentale pour un courant de 20 ampères.

Le gradient fourni par la bobine alimentée à 20 ampères est présenté dans le graphique suivant :

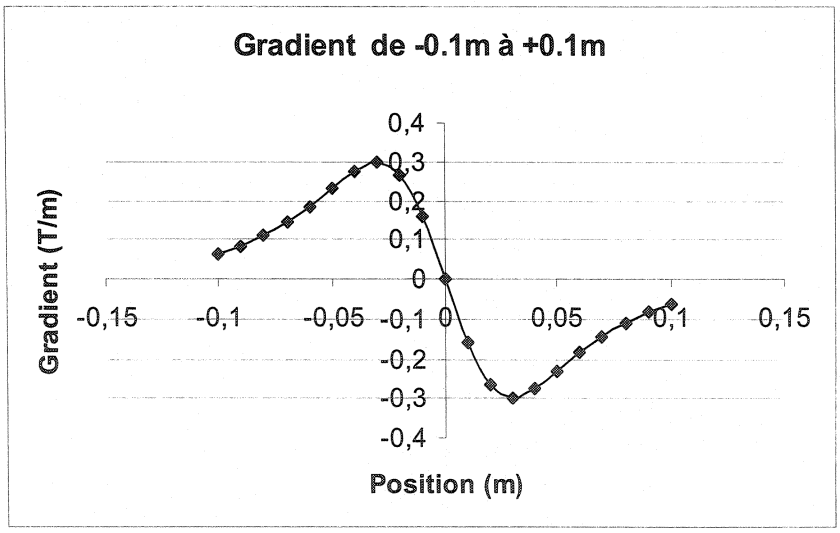


Figure 3-11 : Gradient magnétique généré par la bobine pour un courant de 20 ampères (théorie).

Le gradient maximal pour cette bobine est situé à une distance de 30mm de son centre, et ce, quelque soit le courant d'alimentation.

3.4.3 Mesures de force magnétique

Deux montages de mesure de force magnétique ont été réalisés. Le premier montage, basé sur la norme ASTM F 2052-00 [1] est présenté dans la figure suivante :

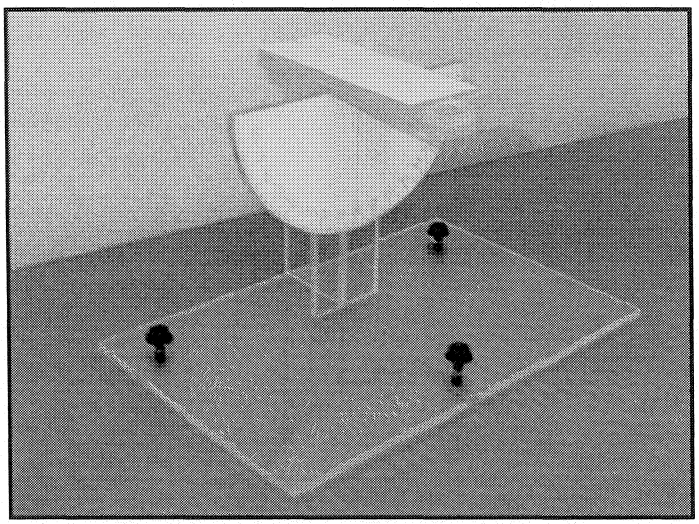


Figure 3-12 : Montage de mesure de force magnétique

Ce montage fonctionne de la façon suivante : Un corps ferromagnétique est suspendu en avant du rapporteur d'angle. La force magnétique subie est donnée par $F_m = m.g.\tan\alpha$ où α est l'angle de déflection de la corde. Ce montage a été conçu dans le but de vérifier la compatibilité de divers implants médicaux avec l'IRM. Les implants étaient suspendus au montage dans la zone d'entrée d'un appareil d'IRM où le gradient est maximal et si l'angle était inférieur à 45 degrés, l'implant était dit sécuritaire. En effet, la force magnétique était inférieure au poids de l'implant et ne risquait pas de blesser le patient plus que ses activités quotidiennes.

Notre montage est inspiré de ce principe mais a été utilisé dans le tunnel de l'IRM sous l'effet de gradients d'imagerie. Des billes de différents matériaux ont été soumises à un gradient de 18 mT/m pulsé 10 ms ON et 2 ms OFF. Malheureusement, la pulsation du gradient empêche la stabilisation des billes magnétiques devant le rapporteur d'angle. La bille était en oscillation constante, donc, la lecture de la déflection était au mieux très imprécise. Ce montage n'est donc pas adapté aux mesures de forces magnétiques pulsées.

Le second montage est conçu pour mesurer la force magnétique générée par la bobine décrite précédemment (figure 3-13).

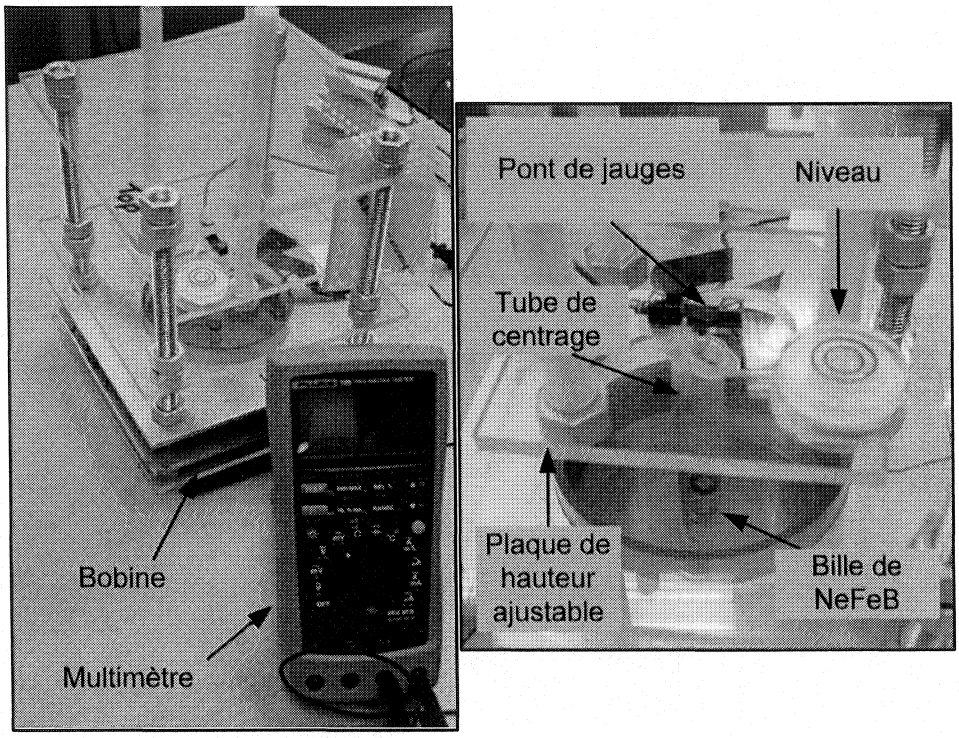


Figure 3-13: Montage de mesure de force magnétique en fonction de la distance au centre de la bobine

Un pont de jauges de déformation LCL-113G Omega (figure suivante) est fixé au dessus de la bobine sur une plaque de hauteur ajustable. Il est calibré à l'aide de masses de référence pour toute la gamme des forces magnétiques mesurées.

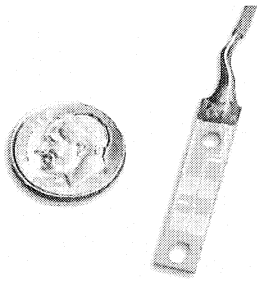


Figure 3-14 : Pont de jauge Omega LCL-113G , [45].

Des billes de NeFeB sont suspendues au pont de jauges et sont descendues vers le centre de la bobine à l'intérieur d'un tube en plastique pour les garder centrées. Les diamètres des billes testées sont 6,35mm et 12,7mm. À chaque position, la valeur de

la force magnétique est mesurée. La distance entre la bille et le centre de la bobine est mesurée à l'aide d'une règle en plastique. La bobine est alimentée à des courants de 5, 10 et 20 ampères. La tension de sortie du pont de jauge est mesurée à l'aide de la carte d'acquisition 24 bits présentée précédemment. Pour chaque courant d'alimentation et à chaque position de la bille, la valeur de la force magnétique est mesurée 10 fois pendant 2 secondes avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz. Les mesures sont prises de 1 à 3 fois pour chaque courant d'alimentation de la bobine. Les résultats sont présentés dans les graphiques suivants. Ces graphiques représentent les valeurs expérimentales et les valeurs théoriques de la force magnétique.

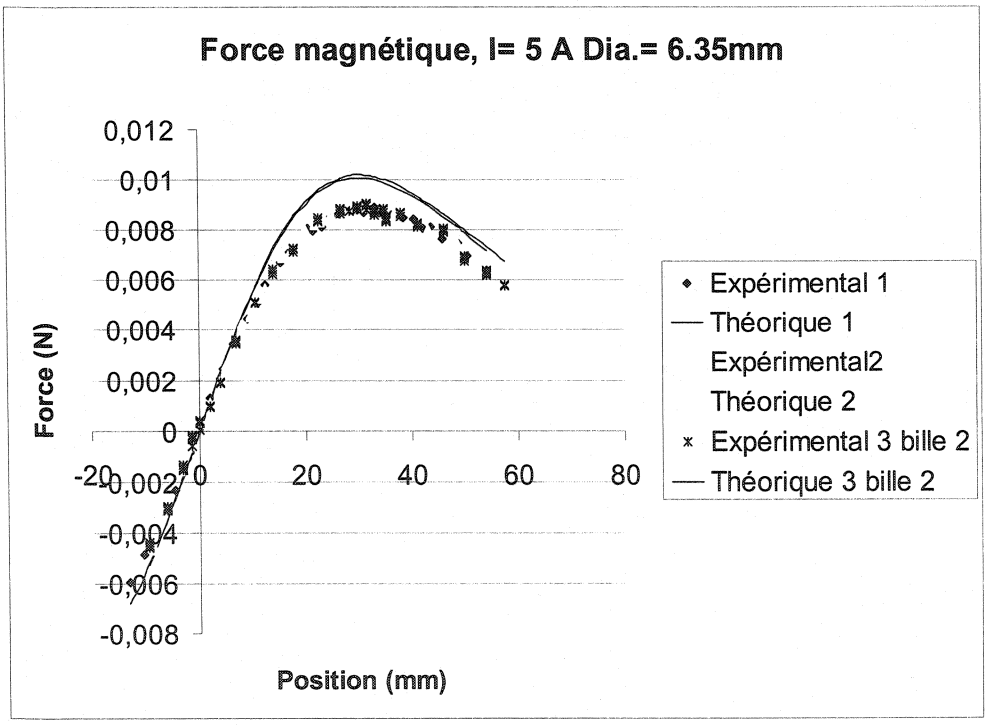


Figure 3-15 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 5A sur une bille de NeFeB de 6,35 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 14,66%.

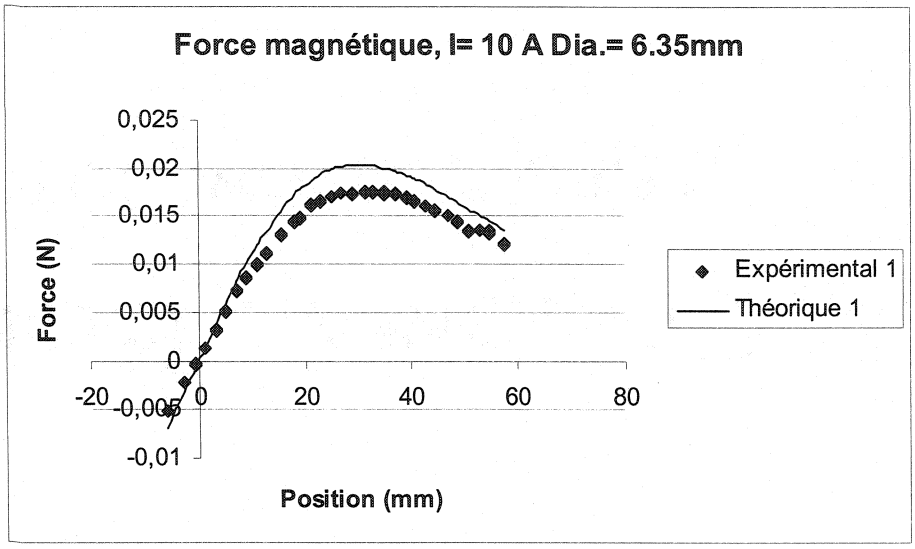


Figure 3-16 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 10 A sur une bille de NeFeB de 6,35 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 14,43%.

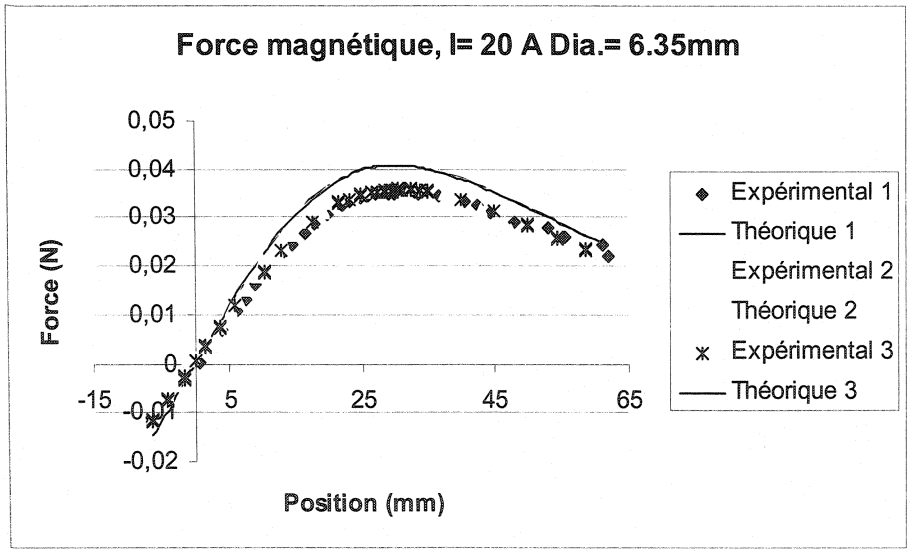


Figure 3-17 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 20 A sur une bille de NeFeB de 6,35 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 14,09%.

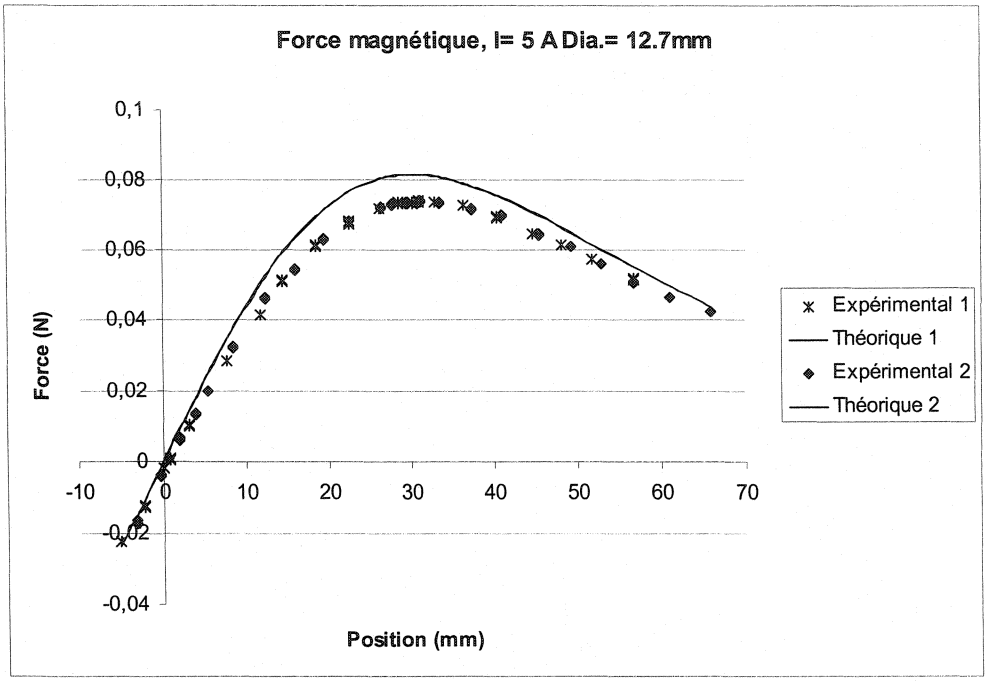


Figure 3-18 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 5 A sur une bille de NeFeB de 12,7 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 9,36%.

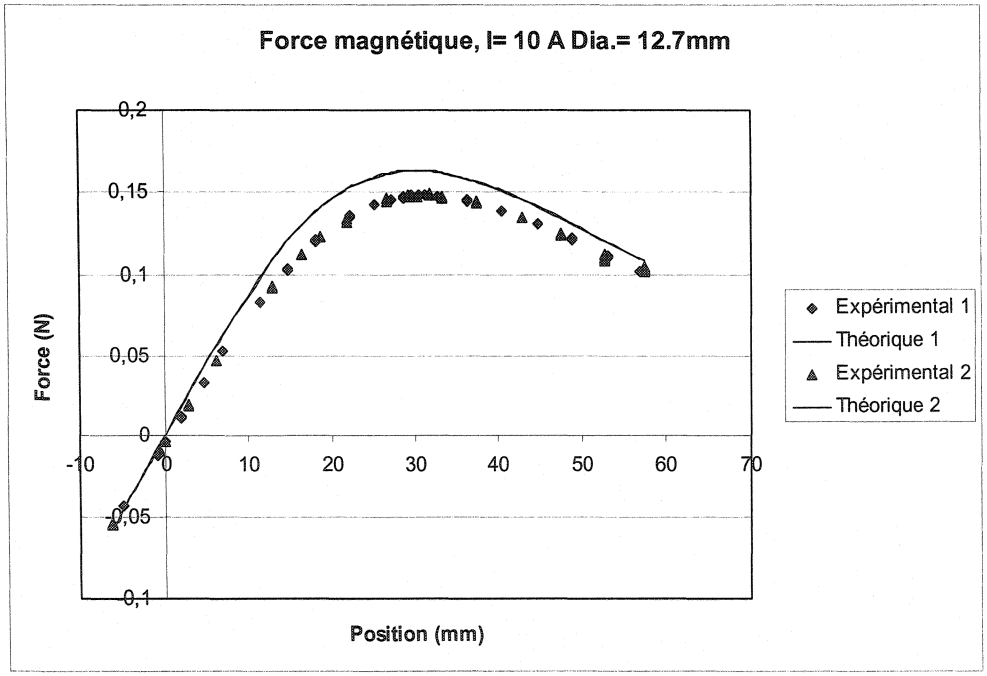


Figure 3-19 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 10 A sur une bille de NeFeB de 12,7 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 9,64%.

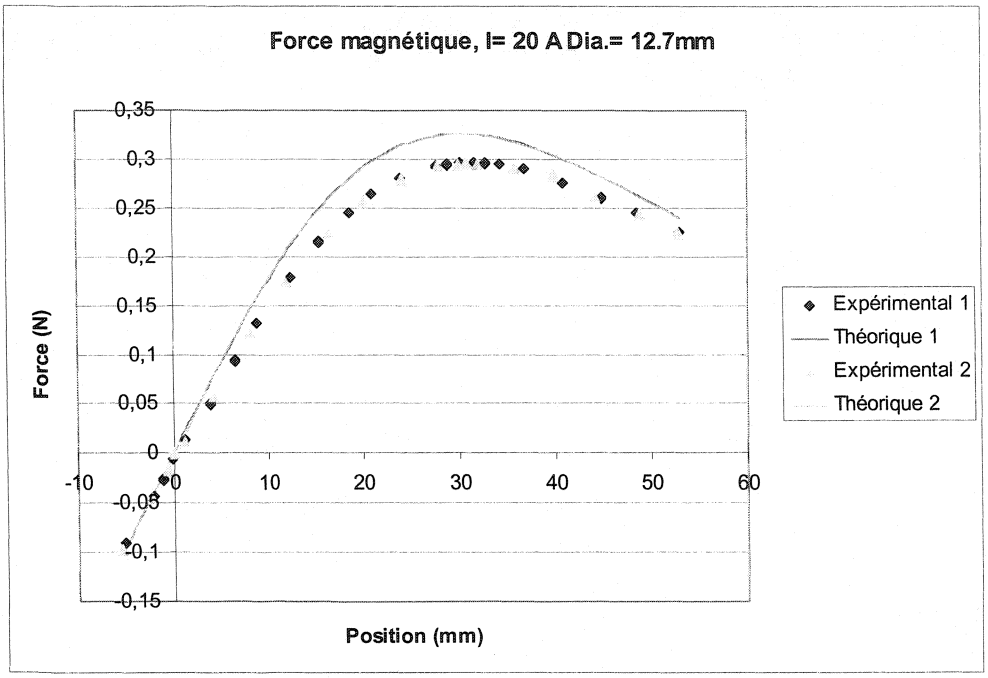


Figure 3-20 : Force magnétique générée par la bobine pour I = 20 A sur une bille de NeFeB de 12,7 mm de diamètre, différence moyenne entre expérience et théorie de 9,84%.

Ces mesures démontrent que les bobines fabriquées ainsi que le matériau magnétique choisi sont conformes à la théorie. Leurs modèles théoriques sont donc utilisables pour le développement d'une boucle de contrôle. L'erreur pour le montage devant soutenir la bille de 6,35mm de diamètre est comprise entre 14,09 et 14,66 % entre théorie et expérience tandis que pour le montage soutenant la bille de 12,7mm de diamètre, l'erreur est comprise entre 9,36 et 9,84%. Les différences entre théorie et expérience peuvent être expliquées par des frottements sur le tube de centrage, ou une orientation imparfaite de la bille dans l'axe de la bobine à cause de son système de fixation et seront considérées comme émanant du montage expérimental. Les formules théoriques seront donc considérées comme une première approximation suffisante pour le contrôle. Un recalage du modèle pourrait être envisagé ultérieurement s'il s'avère qu'il ne répond pas aux besoins.

Les composantes physiques du montage (bobine, matériau magnétique) sont caractérisées. Le paragraphe suivant décrit l'intégration des différentes parties d'un montage de contrôle magnétique unidimensionnel de première génération.

3.4.3 Montage de contrôle magnétique

L'objectif du projet MR-Sub est le contrôle de futurs microdispositifs à l'aide de forces magnétiques générées par des systèmes d'IRM. La conception d'un montage de contrôle magnétique basé sur la bobine décrite précédemment permet de tester et d'optimiser les systèmes de positionnement et les boucles de contrôle en évitant d'avoir recours à l'IRM de l'hôpital Notre-Dame. Ce montage permet de contourner les problèmes de disponibilité de la machine et de diminuer de façon considérable les coûts de développement du projet MR-Sub.

Le montage de contrôle conçu comporte trois plaques en plexiglas ajustable individuellement et servant à soutenir la bobine ainsi qu'à maintenir un tube de PMMA (plexiglas) verticalement. À l'intérieur du tube vertical circule de l'eau pompée à un débit qui est ajusté à l'aide d'un débitmètre à valve (Gilmont Instruments GF-6541-1240). Une bille de NeFeB de 6,35mm de diamètre est placée à l'intérieur du tube. La bobine est placée autour du tube et est alimentée par une source de courant contrôlée par un ordinateur (TTI TSX 1820P). Une série de capteurs de Hall (Lake Shore HGT 2100) est placée le long du tube vertical. Leurs mesures sont lues à l'aide du système d'acquisition 24 bits et le microcontrôleur (Microchip PIC 16F87XA) calcule la position de la bille à l'aide d'un algorithme basé sur le modèle théorique de son moment magnétique. La position de la bille est envoyée à l'ordinateur via une interface RS-232. Une boucle de contrôle est programmée en C++ afin de recueillir la position du dipôle et de calculer le courant à envoyer à la bobine en fonction de la consigne demandée. À l'heure actuelle, le contrôleur PID n'est pas encore optimisé et la réponse du système est donnée dans la figure 3-21.

Bien que ce montage simule l'IRM, il en est différent pour plusieurs raisons. La première est reliée au fait que le gradient n'est pas linéaire et que le champ n'est pas homogène dans la bobine. La non linéarité du gradient rend le contrôle plus complexe car la force agissant sur la bille dépend de sa position dans l'axe de la bobine. Quant à la non homogénéité du champ, son influence sur la force magnétique est négligeable car pour la faible valeur du champ, l'aimantation du NeFeB reste quasiment constante. La non homogénéité du champ influence les capteurs de champ

magnétique qui sont à la base du système de positionnement. Cependant, comme ils sont orientés de façon perpendiculaire au champ de la bobine, l'effet n'est pas très important et dépend de la position de chaque senseur. En IRM, les gradients sont opérés en mode pulsé et leur temps de montée est de quelques centaines de microsecondes. Ils induisent des courants dans les fils électriques des systèmes d'acquisition. La variation temporelle des gradients de ce système de contrôle est bien plus faible que celle de l'IRM car ils ne fonctionnent pas en mode pulsé. La mesure de la position de la bille est facilitée car il y a moins de courants parasites induits dans les fils. La figure 3-22 présente une photographie du montage.

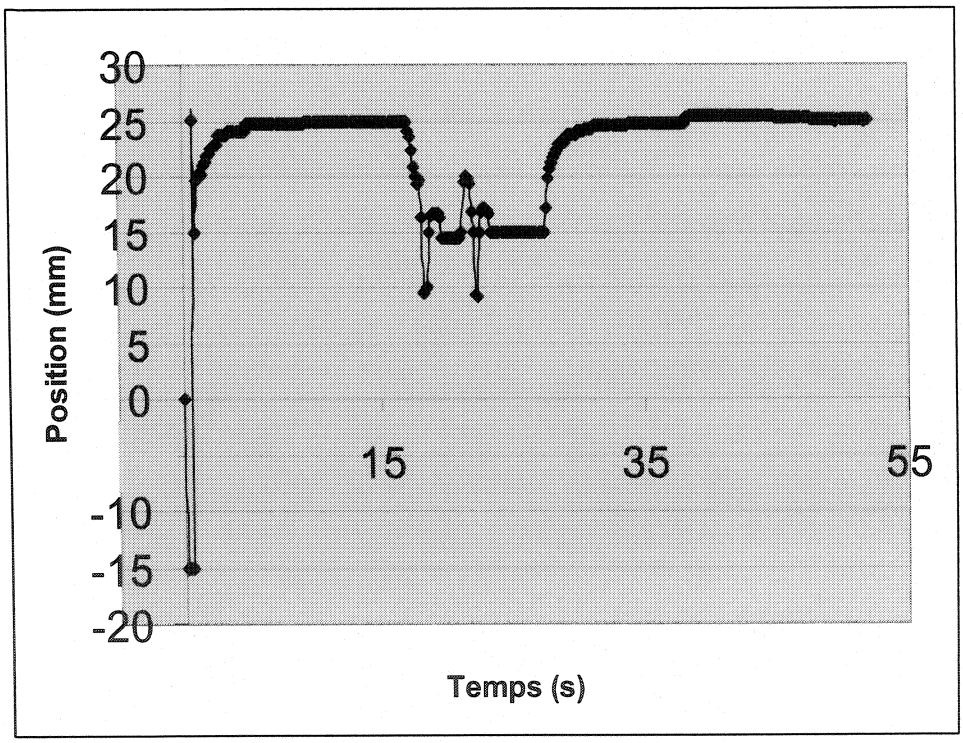


Figure 3-21 : Réponse de la boucle de contrôle PID pour trois consignes successives (25 mm, 15 mm et 25 mm)

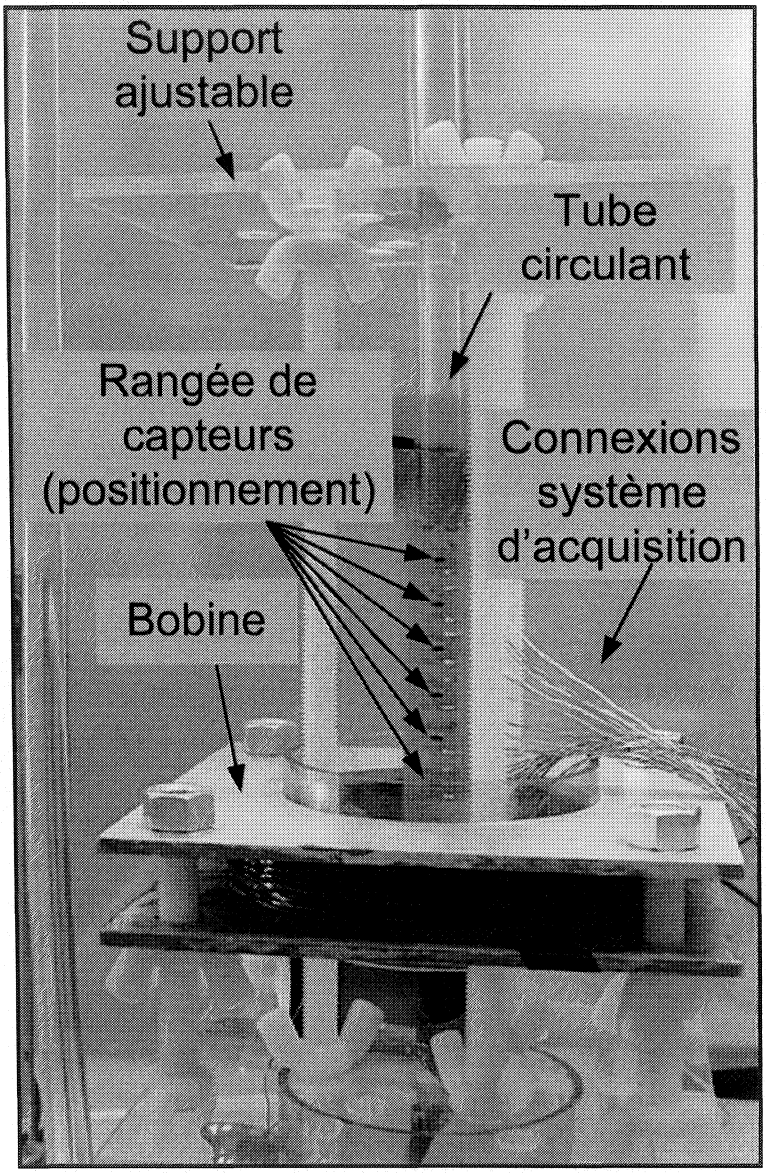


Figure 3-22 : Montage de contrôle unidimensionnel

CHAPITRE 4 PROPULSION IRM

L'IRM est une modalité d'imagerie médicale basée sur la mesure de la réponse de protons d'hydrogène lorsqu'ils sont placés dans un champ magnétique et soumis à une onde radiofréquence d'excitation. Les systèmes d'IRM présents dans les hôpitaux produisent un champ magnétique statique et lui superposent des gradients variables dans le temps et dans l'espace afin de générer des images.

Le présent chapitre explique tout d'abord comment un système d'IRM peut générer des forces magnétiques sur un corps aimanté. Il décrit ensuite les premières tentatives réalisées par notre équipe et, à notre connaissance, dans le monde, d'utiliser l'IRM comme moyen de propulsion d'un corps ferromagnétique.

4.1 Gradients d'encodage spatial :

4.1.1 Encodage Spatial

L'imagerie par résonance magnétique permet d'obtenir des images de coupe des structures anatomiques. C'est l'utilisation de gradients de champ magnétique qui permet la localisation spatiale de la position des spins en variant leurs fréquences de Larmor en fonction de leurs positions [29].

Comme nous l'avons expliqué au chapitre 3, un gradient est le taux de variation (pente) d'une donnée physique dans une direction de l'espace. En IRM, des gradients linéaires (pente constante) sont crées par les bobines de gradients et se superposent au champ magnétique principal B_0. Le champ magnétique principal est augmenté ou diminué linéairement dans la direction où est appliqué le gradient.

Un premier gradient est appliqué sur le volume à imager pour choisir le plan de coupe. Ce gradient est appelé gradient de sélection de coupe *Gss*. En faisant des combinaisons entre deux voire trois bobines de gradients dont on fait varier l'intensité, il est possible de donner n'importe quelle orientation à la tranche imagée.

Dans le plan de coupe sélectionné, les lignes sont choisies par un deuxième gradient appelé gradient de codage de phase G_Φ. Enfin, les différentes colonnes sont

sélectionnées par le gradient de fréquence $G\omega$ ou gradient de lecture. On peut inverser G_Φ et $G\omega$ pour coder les lignes et les colonnes.

Les protons contenus dans chaque voxel de la tranche ont donc une combinaison unique de phase et de fréquence qui permet de déterminer leur position et de reconstruire l'image. L'extraction de l'information de fréquence et de phase des protons se fait par une transformée de Fourier dans les deux directions (2D FT) [29].

4.1.2 Conception de bobines de gradient

Les bobines de gradients doivent satisfaire à des critères de performances tels qu'une faible inductance, un haut rapport gradient sur courant, une résistance minimale, une bonne uniformité, un haut rapport cyclique et un accès confortable au patient. Plusieurs architectures, telles que les bobines de Maxwell et les bobines de Golay, existent pour ces bobines [16].

Les bobines de Maxwell sont utilisées pour créer un gradient linéaire dans la direction z de l'appareil d'IRM (direction du champ principal) tout en ayant une bonne uniformité dans le plan transverse. Elles sont composées de deux boucles de courant circulaires d'amplitude égale mais de direction opposée. La distance d qui sépare les deux boucles de courant est de $\sqrt{3} * a$ (a étant le rayon des boucles), voir la figure 4-1.

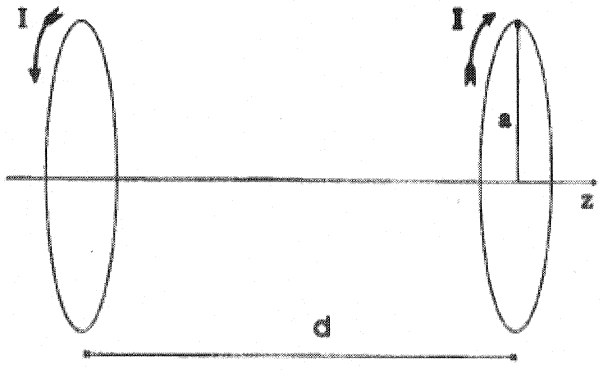


Figure 4-1 : Bobine de Maxwell utilisée pour créer un gradient linéaire dans la direction de B_0

La production de gradient linéaire selon les axes x et y nécessite des boucles de courants dans l'axe de l'aimant principal. Ceci est réalisé avec des bobines en forme de selle de cheval appelées Bobines de Golay et représentées à la figure 4-2 pour un

axe. La même disposition crée le gradient linéaire selon l'autre axe suite à une rotation de 90 degré autour de l'axe *z*.

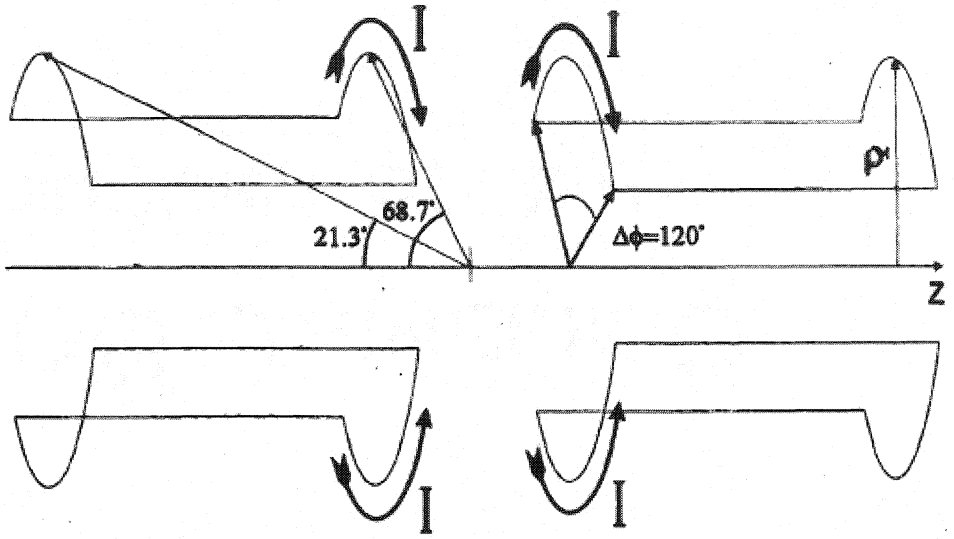


Figure 4-2 : Bobine de Golay utilisée pour créer un gradient linéaire en z selon l'axe x.

Les systèmes d'IRM ont recours à des arrangements de bobines capables de générer des gradients linéaires dans n'importe quelle direction de l'espace selon les besoins des séquences d'imagerie. Les gradients sont utilisés pour l'encodage spatial et leur direction, amplitude et temps d'application sont programmables. La force magnétique est proportionnelle au gradient du champ magnétique dans lequel un corps ferromagnétique est placé. Ainsi, il est possible d'utiliser un système d'IRM comme générateur d'une force de propulsion. Le champ statique B_0 du système d'IRM permet de magnétiser le matériau ferromagnétique de propulsion et les bobines de gradient sont utilisées pour générer la force magnétique. Les expériences décrites dans le reste de ce chapitre constituent la mise en pratique de ce concept.

4.2 Propulsion IRM

4.2.1 Force magnétique IRM :

La formule de la force magnétique est donnée par l'équation 3.9. Où $\nabla\vec{B}$ est le gradient du champ magnétique. Un appareil d'IRM est capable de générer des gradients de champ magnétique pour produire une image tomographique. Il est donc possible de détourner l'utilisation première de ces gradients pour générer des forces magnétiques sur un corps aimanté.

Trois séries d'expériences ont été menées afin de mesurer l'impact d'un gradient de champ magnétique généré par un système d'IRM sur une bille ferromagnétique placée dans un écoulement selon les axes x, y, et z de la machine [35,36].

4.2.2 Matériaux et méthodes

L'appareil d'IRM utilisé est un Siemens Magnetom Vision 1.5T avec des gradients pouvant s'élever à 25mT/m.

Des billes d'acier au carbone 1010/1020 de diamètre 3,14 mm et 2,37 mm ont été utilisées pour ces tests. L'aimantation de saturation de l'acier au carbone 1010/1020 a été mesurée au département de Physique de l'Université de Montréal grâce au magnétomètre à échantillon vibrant (VSM) du professeur Robert W. Cochrane. Les appareils utilisés étaient un VSM Princeton Applied Research Corporation 155 et un gaussmètre Bell 610 à effet de Hall. Les valeurs obtenues sont M_{sat}=1375680A/m dans une induction B_{Sat}=0,734T. Lorsqu'elles sont placées à l'intérieur de l'appareil d'IRM, les billes d'acier au carbone sont saturées car l'induction de l'appareil B_0 = 1,5 T et est supérieure à B_{Sat}.

Une pompe (March MDXT-3) a été placée en dehors de la salle d'IRM afin de générer un écoulement d'eau dans un tube gradué cylindrique et rectiligne en PMMA (plexiglas) de 6,65 mm de diamètre. Le tube en PMMA est placé à l'intérieur du tunnel de l'appareil d'IRM. Une bille d'acier au carbone a été placée dans le tube de PMMA.

Le débit de l'écoulement est mesuré et régulé à l'aide d'un débitmètre à section variable (rotamètre) équipé d'une valve de contrôle.

La bille subit des forces de frottement différentes lorsque le tube de PMMA est placé selon l'axe x, y ou z de l'appareil d'IRM. Dans un système d'IRM, un corps aimanté tend à rester orienté dans la direction du champ B_0 (direction de z). Par conséquent, il développe une résistance contre toute rotation qui pourrait réorienter ses domaines magnétiques.

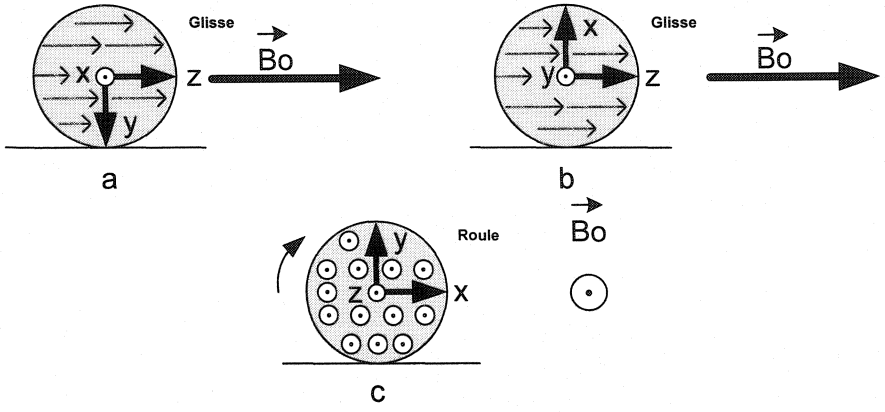


Figure 4-3 : Couple magnétique en fonction de l'axe de l'IRM

Une rotation autour de l'axe z permet à un corps magnétique de tourner sans réorienter ses domaines magnétiques. Par conséquent, une sphère aimantée se déplaçant horizontalement dans la direction de l'axe x peut rouler autour de l'axe z sans résistance magnétique comme représenté sur la figure 4-3. Au contraire, quand le roulement implique une rotation autour des axes x ou y, une sphère aimantée glisse au lieu de rouler. Les rotations autour des axes x ou y nécessitent de réorienter les domaines magnétiques du ferromagnétique qui répond en opposant une résistance à ce mouvement. Le tube de PMMA utilisé lors de l'expérience a été orienté selon chacun des trois axes (voir tableau 4-1).

Pour prendre les mesures, les gradients ont été allumés. Puis, la valve du débitmètre était progressivement ajustée jusqu'à ce que la bille se stabilise dans l'écoulement. Le mouvement de la sphère a été surveillé visuellement. Le débit circulant dans le circuit hydraulique était mesuré.

Tableau 4-1 : Orientation du tube de PMMA selon l'expérience

Numéro de l'expérience	Direction du tube en PMMA	Axe de rotation	Comportement de la bille
1	z	x	Pas de rotation, glissement de la bille dans le fond du tube
2	x	z	La bille roule dans le fond du tube autour de l'axe z
3	y		Tube vertical, la bille ne touche pas aux parois du tube

La vitesse moyenne du fluide u_t (m/s) circulant dans le tube est calculée en divisant le débit d'équilibre Q (m^3/s) par l'aire de section du tube A (m^2).
En effet,

$$Q=u_t.A \qquad \textbf{Équation 4.1}$$

Dans la première expérience, deux gradients de champ magnétique ont été appliqués avec un cycle de 10ms ON et de 2ms OFF. Les gradients sont employés en mode pulsé afin de permettre aux bobines de gradients de l'IRM de refroidir car elles ne sont pas conçues pour être utilisées pendant de longues périodes de temps. Le premier gradient $\nabla\vec{B}_z$ (18mT/m puis 6mT/m) était orienté selon l'axe z pour déplacer la bille contre l'écoulement et le second, $\nabla\vec{B}_y$, selon l'axe y (18mT/m) pour réduire le poids apparent de la bille et donc réduire le frottement sur le fond du tube. Cependant, le gradient vertical $\nabla\vec{B}_y$ de 18mT/m avec un facteur d'utilisation de 10/12 (83,333 %) n'est pas assez fort pour réduire suffisamment les frottements afin que le gradient horizontal puisse les vaincre.

La force de frottement F_{fr} est donnée par la formule suivante :

$$F_{fr} = f*(W - B - F_{MagLevy}) \qquad \textbf{Équation 4.2}$$

où $0,4< f <0,5$ est le coefficient de frottement entre l'acier et le PMMA, W est le poids de la bille, B est la poussée d'Archimède et $F_{MagLevy}$ est la composante verticale de la force magnétique.

$$F_{fr} = f * \left(\rho_{bille} V_{bille} g - \rho_{fluide} V_{bille} g - M_{bille} V_{bille} \nabla B_y\right) \qquad \textbf{Équation 4.3}$$

$$F_{fr} = V_{bille} * \left(f * \left(\rho_{bille} g - \rho_{fluide} g - M_{bille} \nabla B_y\right)\right) \qquad \textbf{Équation 4.4}$$

Pour une bille en acier au carbone 1010/1020 (ρ=7,818g/cm^3 et M=1375680 A/m) dans de l'eau (ρ=0,998g/cm^3) soumise à un gradient vertical ∇B_y de 18mT/m pendant 83,3% du temps, la force de frottement par unité de volume (N/m^3) se situe entre :

$$\frac{F_{fr}}{V_{bille}} = 0.4 * (7818 * g - 998g - 1375680 * 0.015) = 18507.6 \qquad \textbf{Équation 4.5}$$

et

$$\frac{F_{fr}}{V_{bille}} = 0.5 * (7818 * g - 998g - 1375680 * 0.015) = 23130.75 \qquad \textbf{Équation 4.6}$$

Tandis que la force de propulsion magnétique par unité de volume est de :

$$\frac{F_{MagPropz}}{V_{bille}} = 1375680 * 0.015 = 20635.2 \qquad \textbf{Équation 4.7}$$

Dans le cadre de l'expérience numéro 1, la bille n'était pas capable de se déplacer contre la force de frottement sous l'effet de la force de propulsion magnétique. Le coefficient de frottement devait donc être supérieur à 0,446.

La friction sur les parois du tube permettait aussi à la bille de supporter un écoulement sans que les gradients ne soient allumés. La force de frottement pourrait être utilisée comme moyen d'ancrage pour un futur microdispositif.

Pour prendre des mesures de la résistance à l'écoulement de la bille sous l'action de la force magnétique, des impulsions mécaniques ont été appliquées sur le tube de PMMA afin de détacher la bille des parois du tube. La figure 4-4 représente le montage utilisé pour l'expérience numéro 1.

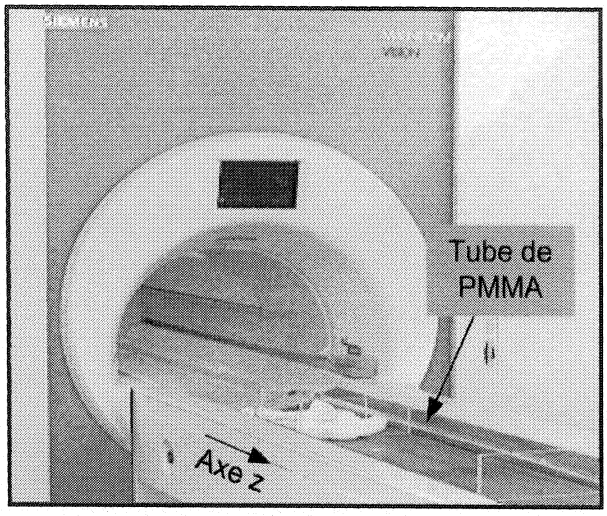


Figure 4-4 : Montage de la première expérience de propulsion IRM. Le tube de PMMA est orienté selon l'axe *z*.

L'expérience numéro 2 devait réduire les forces de frottement. Le tube en PMMA a donc été placé selon l'axe x du tunnel d'IRM. Dans cette configuration, la bille peut rouler car son mouvement de roulement se fait autour de l'axe z. Le coefficient de frottement de roulement étant bien moindre que le coefficient de frottement de glissement, la force magnétique de propulsion $F_{MagPropx}$ pouvait déplacer la bille sans qu'il n'y ait besoin de taper sur le tube. Un gradient pulsé de 18 mT/m a été appliqué selon la direction x du tunnel de l'IRM avec une période de 12ms pendant laquelle le gradient était fonctionnel 10ms et éteint 2ms. Les forces agissant sur la sphère ferromagnétique sont la force de propulsion magnétique horizontale $F_{MagPropx}$, la force de traînée de l'écoulement D, le frottement de roulement F_{froul}, le poids W et la poussée d'Archimède B. Les mesures de l'expérience numéro 2 ont été répétées 3 fois avec chaque sphère. Deux diamètres ont été testés (3,14mm et 2,37mm). La figure 4-5 montre une photographie de l'installation de l'expérience numéro 2.

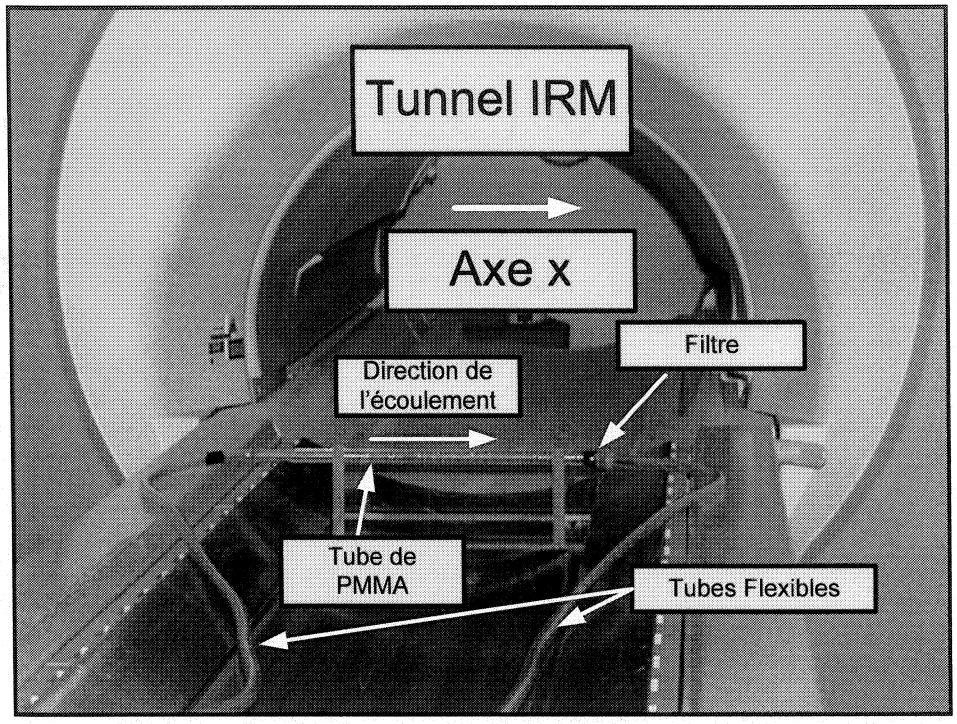


Figure 4-5 : Montage de la deuxième expérience de propulsion IRM. Le tube de PMMA est orienté selon l'axe x.

Dans l'expérience numéro 3 le tube de PMMA était orienté verticalement (axe *y*). Il était soutenu par trois plaques dont l'orientation pouvait être ajustée indépendamment de façon à s'assurer de la verticalité du montage. Cette configuration a permis de se placer dans des conditions où la bille n'avait aucun contact avec les parois. L'écoulement de l'eau se faisait du bas vers le haut dans le tube de PMMA. À l'équilibre, la bille était soumise à son propre poids W, à la poussée d'Archimède B, à la force de traînée D et à la force magnétique de propulsion $F_{MagPropy}$. Ce montage comportait un filtre situé à chacune des deux extrémités du tube de PMMA pour empêcher la bille d'en sortir. Il était muni d'une deuxième valve en plus de celle du rotamètre qui était située dans le tunnel de l'IRM pour ajuster la position de la bille pendant les tests. Cette deuxième valve était complètement en plastique pour qu'elle soit compatible avec l'IRM.

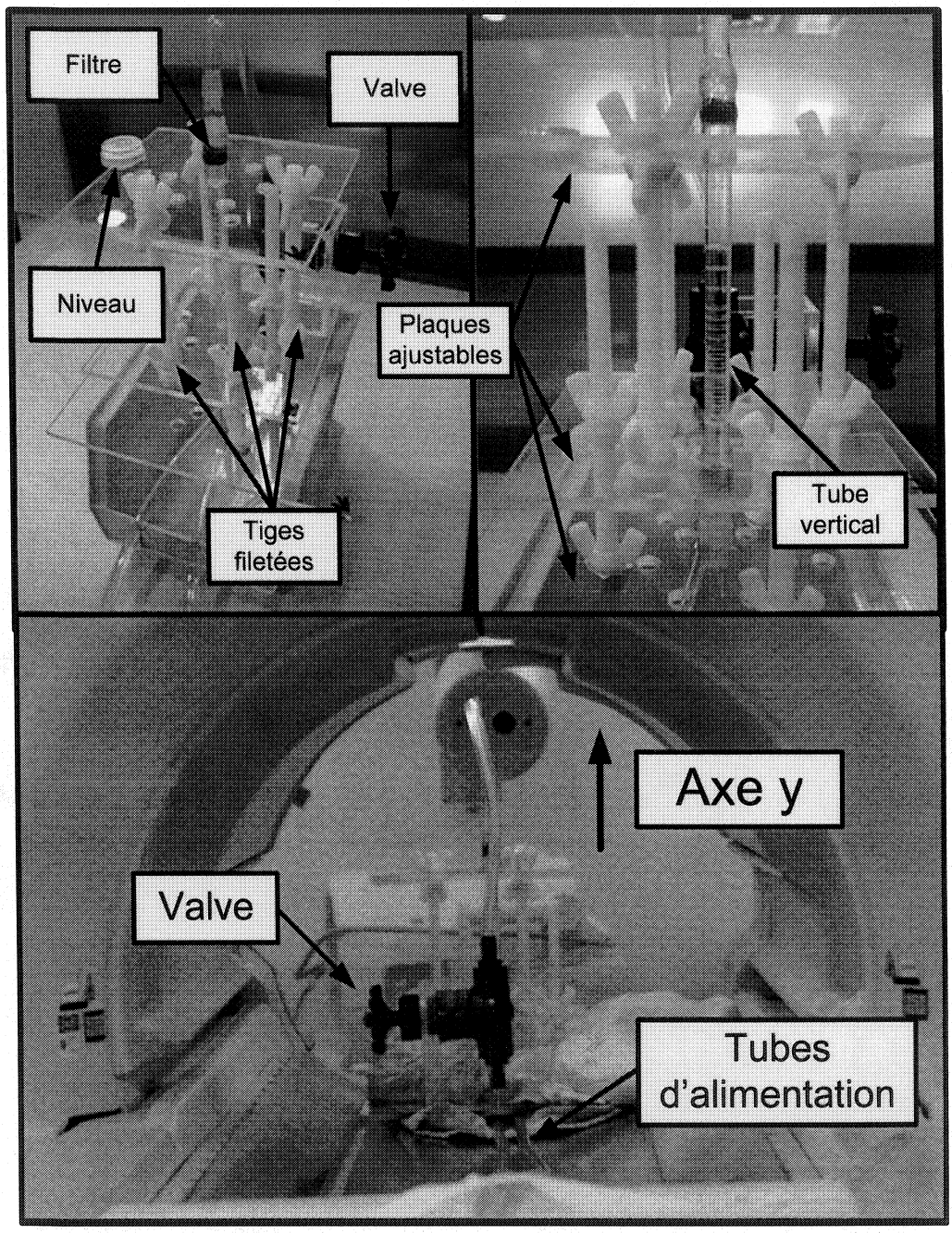


Figure 4-6 : Montage de la troisième expérience de propulsion IRM. Le tube de PMMA est orienté selon l'axe y.

Les gradients suivants ont été testés : 18 mT/m , 16 mT/m, 14 mT/m, 12 mT/m, 9 mT/m, 8 mT/m, 7 mT/m, -7mT/m, -8mT/m, -9mT/m, -12mT/m, -14mT/m, -16mT/m, -18mT/m. Le signe positif désigne les gradients générant une force magnétique vers

le haut tandis que le signe négatif désigne les gradients générant une force magnétique vers le bas. Pour chacune de ces valeurs, deux *duty cycle* (facteurs d'utilisation) ont été utilisés : 10ms ON et 2ms OFF (duty cycle de 83,333 %) puis, 5ms ON et 7ms OFF (duty cycle de 41,667 %).

Pour chaque mesure, la bille (dia.=3,14 mm) était stabilisée dans le tube de PMMA avant l'application des gradients et le débit était mesuré. Le gradient était allumé et la bille était à nouveau stabilisée dans le tube de PMMA et la mesure du débit reprise. Chaque combinaison gradient/*duty cycle* était testée trois fois.

4.2.3 Résultats

Tableau 4-2 : Mesures de débit et de vitesse moyenne pour l'expérience 1

Gradient (mT/m) 10 ms ON, 2 ms OFF	Débit (l/min.)	Vitesse Moyenne (m/s)
18	0.4115	0.217
6	0.1775	0.093

Tableau 4-3 : Mesures de débit et de vitesse moyenne pour l'expérience 2

Diamètre de la bille (mm)	Débit (l/min.) ± écart type	Vitesse Moyenne (m/s) ± Écart Type
3.14	0.370± 0.006	0.195 ± 0.003
2.37	0.311 ± 0.012	0.164 ± 0.006

Pour l'expérience 3, la vitesse moyenne de l'écoulement lorsque le gradient était éteint était de 442,72+-7.35 mm/s pour les mesures à 10ms ON et 2ms OFF et de 440,0+-2.25 mm/s pour les mesures à 5ms ON et 7ms OFF.

Afin d'améliorer la qualité des données, les mesures prises ont été normalisées autour de la valeur moyenne de la vitesse de l'écoulement lorsque le gradient était éteint.

Tableau 4-4 : Mesures de vitesse moyenne pour l'expérience 3

Gradient	Vitesse (mm/s) duty cycle 10/2	Écart Type	Vitesse (mm/s) duty cycle 5/7	Écart Type
-18	519,4	4,7	476,3	9,2
-16	516,3	3,6	470,2	3,5
-14	502,0	3,5	467,2	4,9
-12	493.35	1.4	462,2	3,5
-9	485,9	10,5	456,0	5,1
-8	473,0	3,0	454,1	0,0
-7	473,8	3,5	453,8	3,5
7	413,4	3,3	425,8	1,8
8	409,6	3,3	422,2	2,1
9	409,2	3,5	421,8	0,0
12	395,6	3,5	414,6	3,0
14	378,1	3,3	408,6	3,3
16	366,4	3,5	403,9	6,7
18	354,4	5,9	400,1	3,3

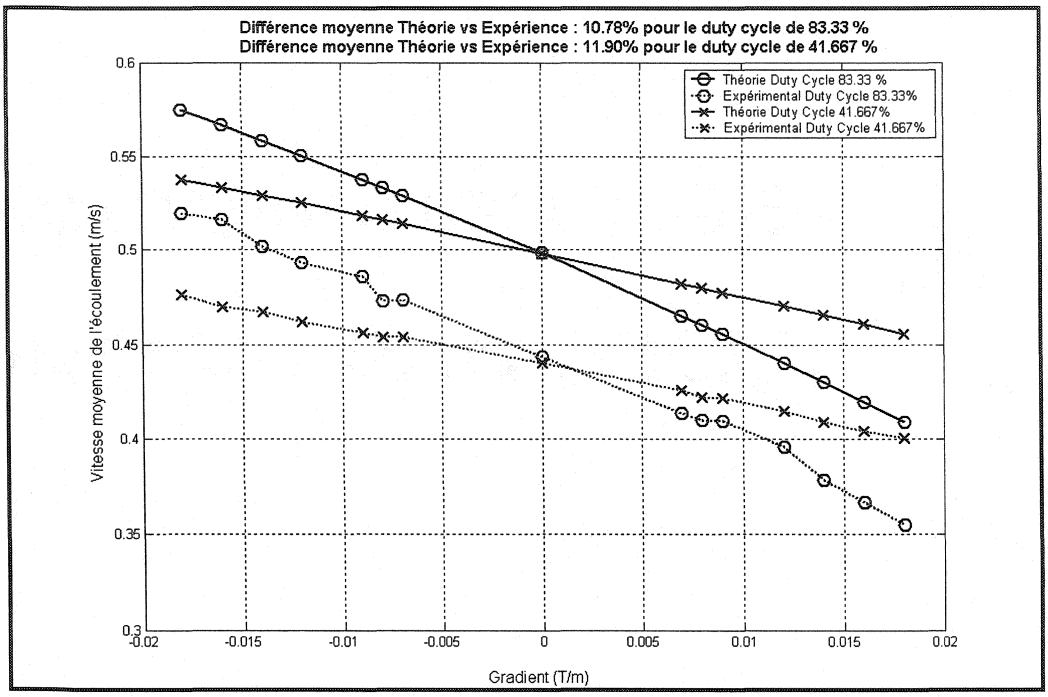


Figure 4-7 : Vitesses moyennes expérimentales et théoriques en fonction du gradient appliqué pour l'expérience 3.

4.2.4 Discussion

Ces trois montages expérimentaux ont été conçus pour simuler les artères périphériques. Leurs diamètres et leurs débits sont du même ordre de grandeur que ceux qui existent dans le système cardiovasculaire. Comme montré par les résultats précédents, un système d'IRM standard peut produire suffisamment de force magnétique pour déplacer une sphère ferromagnétique à l'intérieur d'un conduit avec des propriétés proches de celles de vraies artères (densité du fluide, écoulement, diamètre, nombre de Reynolds). Les résultats de l'expérience 3 sont les plus fiables pour plusieurs raisons. Tout d'abord, ce montage expérimental est la troisième génération des montages de ce type. Il permettait donc de prendre des mesures plus fiables plus rapidement grâce à la seconde valve située dans le tunnel avec l'opérateur, mais aussi grâce au fait que l'équipe du MR-Sub était de plus en plus entraînée à mener ce type de mesures et à réagir aux imprévus. En multipliant le nombre de points de mesure, la précision des résultats augmente. La rapidité des mesures est d'importance capitale lors de test sur un système d'IRM. En effet, le temps alloué aux expérimentations étant toujours limité, l'erreur n'est pas permise et

il faut que le montage expérimental soit extrêmement fiable et que l'équipe d'expérimentateurs soit bien rodée de façon à optimiser l'utilisation de l'appareil d'IRM.

Le montage de l'expérience numéro 3, en s'affranchissant des forces de frottement entre la bille et le tube (glissement ou roulement) se prête mieux que les deux autres à des modélisations de dynamique des fluides et correspond à un cas de navigation vasculaire pour lequel les bobines de gradient seraient assez puissantes pour faire léviter la bille. Les valeurs de vitesses moyennes théoriques ont été calculées en utilisant le modèle de Kehlenbeck et Di Felice [30] tel que décrit au chapitre 2. Le code de la fonction Matlab permettant de tracer les graphiques est présenté dans l'annexe B. Dans cette expérience, on constate des différences entre la théorie et l'expérience de 10,78 % pour le *duty cycle* de 83,333 % et de 11,90 % pour le *duty cycle* de 41,667 %. Ces différences peuvent être expliquées par le fait que les corrélations de Kehlenbeck et Di Felice ont été développées pour des billes tombant dans un fluide au repos alors que nos expériences portent sur des billes en suspension dans un fluide. La différence viendrait du fait que le profil de vitesse est plat dans le premier cas de figure et parabolique pour le second. Il y a de fortes chances que dans le corps humain, le profil de vitesse ne soit ni plat ni parabolique à cause de la pulsatilité de l'écoulement sanguin.

Pour créer une image, les bobines de gradients des appareils d'IRM actuels ne fonctionnent que quelques millisecondes par acquisition. Les gradients qu'elles génèrent provenant d'un courant électrique, elles subissent un échauffement par effet Joule. Afin de les maintenir dans leur plage de températures d'opération, elles sont équipées d'un système de refroidissement capable d'extraire la puissance qu'elles dégagent. Cependant, ce système de refroidissement n'est pas conçu pour maintenir un gradient maximal pendant de longues périodes de temps. Ainsi, il n'est pas possible avec les bobines présentes sur les systèmes actuels de fournir une force magnétique maximale de façon constante. Il faut donc opter pour un gradient pulsé à une valeur inférieure à la valeur maximale. Sur l'appareil utilisé pour la majorité des tests de ce mémoire (Siemens Magnetom Vision), le gradient maximal est de 25 mT/m. Afin que le système de refroidissement puisse évacuer la chaleur au fur et à mesure qu'elle était produite, nous avons opéré les bobines à une valeur maximale

de 18 mT/m de façon pulsée (10 ms alimenté et 2 ms éteint, ou 5 ms alimenté et 7 ms éteint pour garder une période de 12 ms). Des combinaisons amplitude de gradient/*duty cycle* inférieures ne sont pas problématiques car elles dégagent moins de puissance.

Un gradient est caractérisé par un temps de montée, une amplitude et un temps de descente. Le temps de montée est contenu dans le temps d'alimentation tandis que le temps de descente ne l'est pas. Ainsi, l'aire sous la courbe est donnée par le temps d'alimentation multiplié par l'amplitude (voir figure 4-8).



Figure 4-8 : Gradient fourni par un appareil d'IRM, la période est de 12 ms, le temps d'alimentation est de 10ms.

En diminuant l'amplitude du gradient, l'échauffement est réduit et on peut augmenter le *duty cycle* R c'est-à-dire le rapport entre le temps où les bobines sont alimentées et la durée de la période. La règle étant que la puissance dégagée par effet Joule dans les bobines soit inférieure à la puissance maximale que peut absorber le système de refroidissement.

On ne peut donc pas utiliser les bobines de gradients à leur plein rendement avec les systèmes de refroidissement actuels. Il faut donc modifier la formule de la force magnétique pour tenir compte de cette limitation.

La force magnétique développée est calculée en prenant la valeur moyenne du gradient sur une période. La force magnétique qu'un système d'IRM peut fournir est donc donnée par

$$\vec{F}_{magnet} = R*V.\vec{M}.\nabla\vec{B} \qquad \textbf{Équation 4.8}$$

où R est le duty cycle (%).

Dans l'expérience numéro 3, l'utilisation de deux pulsations différentes des gradients a permis de confirmer le fait que l'effet de la force magnétique sur la bille est proportionnel au temps d'application du gradient magnétique. On peut voir que des gradients de 18, 16, et 14 mT/m avec des facteurs d'utilisation de 41.667% (5 ms alimenté et 7 ms éteint) engendrent des valeurs de vitesses d'écoulement qui tombent à moins d'un écart type de celles obtenues avec des gradients de 9,8 et 7 mT/m avec des facteurs d'utilisation de 83.333% (10 ms alimenté et 2 ms éteint) dans la quasi-totalité des mesures. Ce résultat est encore plus explicite si l'on utilise la valeur du gradient multiplié par le duty cycle à la place de son amplitude (équation 4.8) pour retracer la figure 4-7 (voir figure suivante).

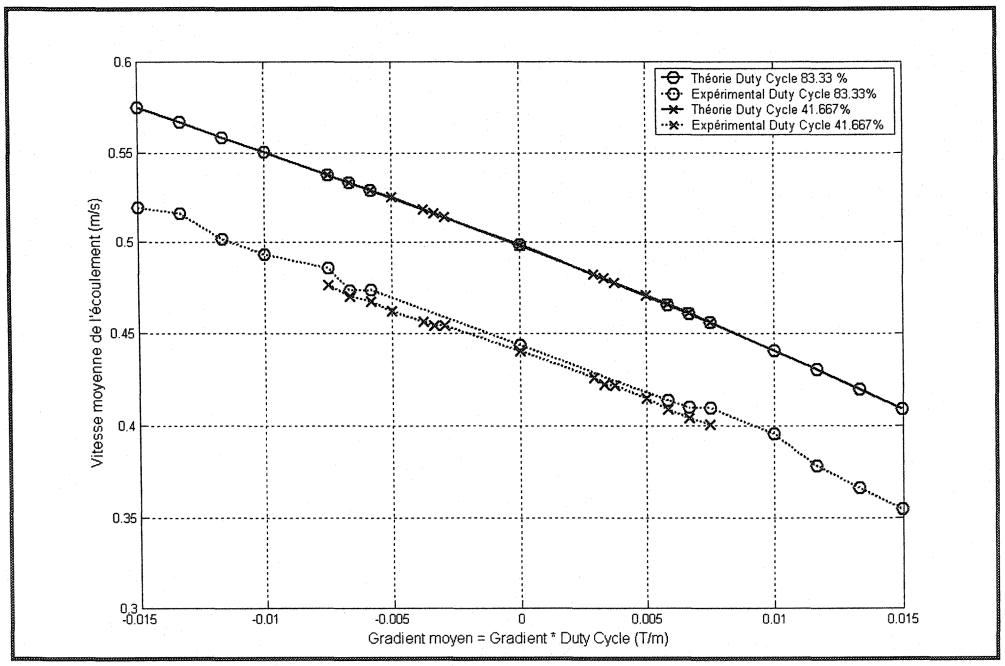


Figure 4-9 : Vitesses moyennes expérimentales et théoriques en fonction de la valeur moyenne du gradient appliqué pour l'expérience 3. On constate une grande proximité entre les valeurs ayant un duty cycle de 83,33% et de 41,667% pour des gradients moyens équivalents.

D'autres problèmes sont reliés aux gradients pulsés. D'après le code de sécurité 26 de Bien-Être Canada [7], des variations rapides dans les bobines de gradients peuvent induire des stimulations des nerfs périphériques chez le patient. Ces

phénomènes pourraient être évités en ayant recours à des bobines de gradients puissantes et suffisamment refroidies pour être alimentées de façon continue. La figure 4-10 illustre le fait qu'à cause de ses interruptions, un gradient pulsé à un taux de variation bien plus élevé qu'un gradient variant de façon continue.

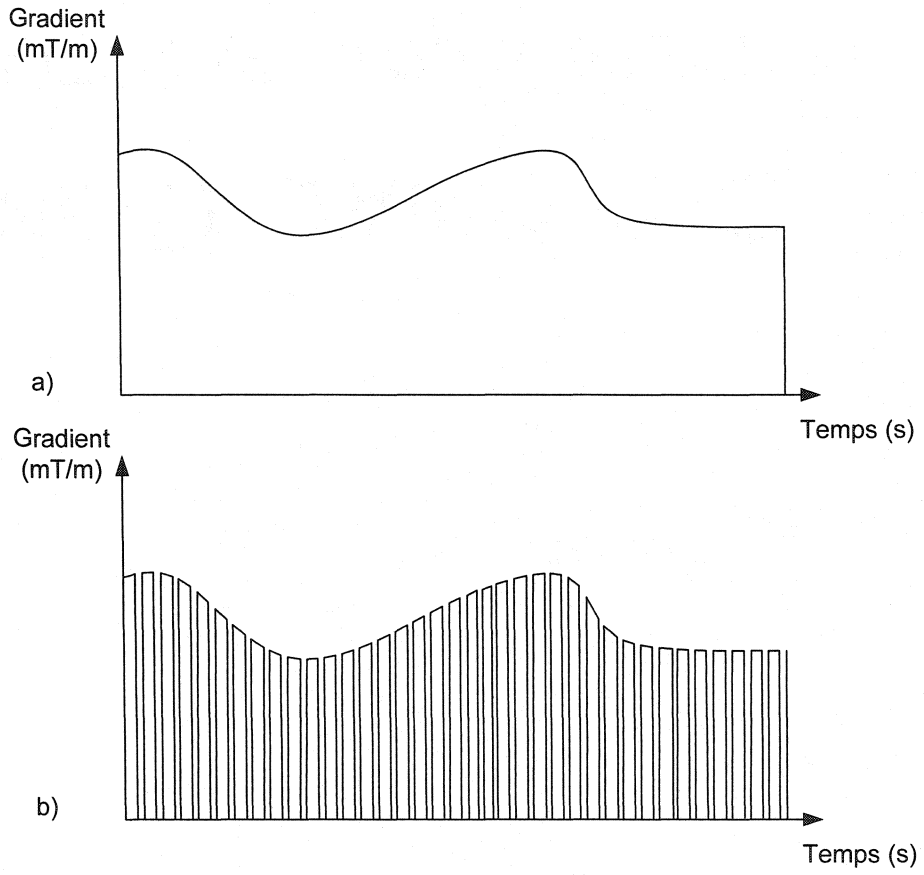


Figure 4-10 : Comparaison gradient continu et gradient pulsé. a) le gradient varie de façon continue dans le temps. b) Le gradient est pulsé et son taux de variation dans le temps est beaucoup plus rapide. En effet, il passe par zéro et revient à sa valeur maximale périodiquement.

Étant donné que la force magnétique est proportionnelle au gradient, les systèmes d'IRM existants (Philips) fournissant des gradients de 70mT/m généreraient 3,89 fois plus de force que le Siemens Magnetom Vision utilisé dans nos expériences. Les échantillons utilisés dans ces essais étaient en acier au carbone 1010/1020 avec une aimantation de saturation M_{sat}=1,376.10^6 A/m. Le Permendur ($Fe_{49}Co_{49}V_2$) est le matériau actuel qui offre l'aimantation de saturation la plus élevée (M_{sat}= 1,950.10^6

A/m). Une sphère de Permendur (diamètre de 3,14 millimètres) soumise à un gradient de 70mT/m avec un *duty cycle* de 100% subirait une force magnétique 5,71 fois plus importante que celle subie par les billes de nos expériences et serait capable de supporter un écoulement d'eau de 0,71 m/s. Employer un système d'IRM capable de fournir des gradients de champ magnétique plus forts et possédant un meilleur système de refroidissement pour les bobines de gradient permet d'optimiser la force magnétique. Des systèmes d'IRM comportant des bobines de gradients adaptées seront nécessaires afin de faire léviter la sphère ferromagnétique et résoudre les problèmes de frottement provoqués par des rotations autour des axes x et y.

Les expériences décrites dans ce chapitre ont été faites en utilisant de l'eau à la place du sang. Ce choix est motivé par le besoin d'utiliser un fluide transparent tant qu'un système de positionnement magnétique efficace ne sera pas disponible. La densité du sang est 1,05 fois plus élevée que celle de l'eau et sa viscosité est d'environ 3,5 cP à la même température. La force de traînée est proportionnelle à la densité du fluide et est fonction de sa viscosité tel qu'exposé au chapitre 2. La figure 4-11 montre les valeurs théoriques des vitesses d'écoulement moyen qui auraient été mesurées si le fluide utilisé dans l'expérience 3 avait été du sang.

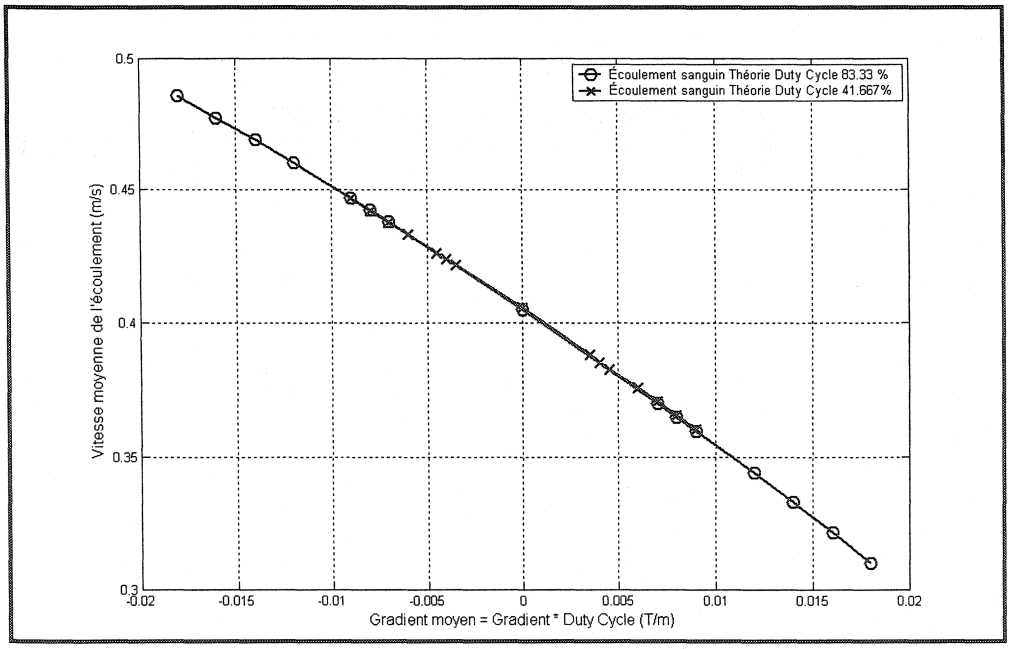


Figure 4-11 : Vitesses moyennes théoriques (pour écoulement sanguin) en fonction de la valeur moyenne du gradient appliqué pour l'expérience 3

La forme du corps immergé est également d'importance. Pour un même volume (force magnétique égale), la force de traînée subie par une ellipsoïde aurait été inférieure et elle aurait pu résister à un écoulement plus élevé car son coefficient de traînée (C_D) aurait été abaissé [65]. Cependant, l'utilisation d'ellipsoïdes ou de formes non sphériques pose des problèmes au contrôle IRM dans des tubes de géométrie complexe. En effet, comme décrit précédemment, les corps aimantés tendent à rester orientés dans la direction du champ magnétique de l'IRM. Ainsi, une ellipse aura plus de difficultés à négocier des virages serrés qu'une sphère. De plus, dépendamment de son orientation, une ellipse présente une surface variable face à l'écoulement. Son coefficient de traînée va augmenter si elle n'est pas alignée avec l'écoulement. Comme les forces de traînée sont fonction de l'aire présentée au fluide et du coefficient de traînée, l'avantage d'une ellipsoïde par rapport à une sphère n'est pas garanti. Cependant, le type de géométrie présenté dans la figure 4-12 pourrait présenter une solution à ces problèmes si une façon de le fabriquer est trouvée. Le matériau de propulsion est situé dans une cavité dans laquelle la friction est très faible. Ce principe permet au corps ferromagnétique de conserver son orientation tandis que le microdispositif peut en changer pour rester aligné avec l'écoulement ou pour négocier des virages.

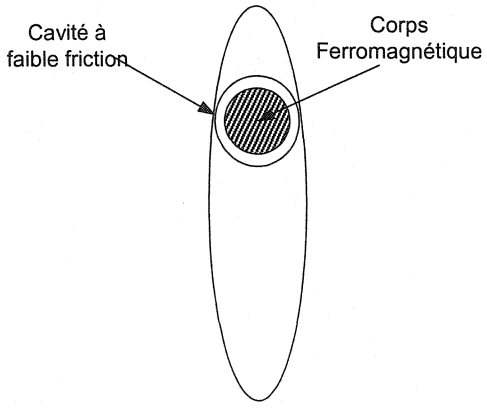


Figure 4-12 : Principe de placement du cœur ferromagnétique pour permettre une géométrie ellipsoidale

En conclusion, la force magnétique fournie par un système d'IRM dépend du matériau ferromagnétique choisi, et du compromis entre la valeur du gradient et le *duty cycle* utilisé. Les bobines de gradients des appareils d'IRM existant

actuellement sont conçues pour fournir les gradients nécessaires pour l'imagerie. Elles nécessiteraient un peu plus de puissance et un meilleur système de refroidissement pour permettre plus de flexibilité dans la conception d'un système de propulsion. Cependant, l'appareil d'IRM de recherche qui sera installé dans notre laboratoire pourra générer des gradients s'élevant jusqu'à 200 ou 300 mT/m dépendamment des bobines de gradients qui y seront installées et de ce que les fournisseurs proposeront. Il sera important de leur spécifier que nous recherchons un facteur d'utilisation élevé et une amplitude de gradient aussi élevée que possible.

Il est facile d'augmenter l'amplitude des gradients offerts par des bobines en réduisant leur diamètre. En effet, il faut moins de courant pour obtenir le même gradient dans une petite bobine que dans une grosse. Ainsi, il existe chez Varian des bobines additionnelles capables de fournir 1000 mT/m pour des appareils d'IRM de recherche dont le diamètre interne est de 6 cm. Ces bobines pourraient être utiles pour offrir plus de flexibilité au MR-Sub dans des montages de développement *in vitro*.

L'appareil qui sera installé dans notre laboratoire devra permettre plus de flexibilité qu'un système clinique. Il devra permettre de trouver le meilleur compromis entre matériau magnétique et gradients minimaux devant être fournis par les systèmes d'IRM cliniques qui seront utilisés dans la propulsion du MR-Sub.

Pour ce qui est des appareils d'IRM clinique, rien ne semble contredire le fait qu'ils puissent être utilisés comme moyen de propulsion pour un microdispositif dans les vaisseaux sanguins à condition que leurs bobines de gradients soient adaptées à cet effet.

CHAPITRE 5 DISCUSSION

Au jour des informations contenues dans les chapitres précédents, il est possible de cerner les contraintes auxquelles un système de propulsion magnétique aura à faire face pour contrôler des corps ferromagnétiques dans des vaisseaux sanguins.

Rappelons que le sang a une densité de 1,05g/cm^3 et une viscosité comprise approximativement entre 3,5 cP et 8 cP dans les vaisseaux sanguins en fonction du taux de cisaillement.

Selon le matériau ferromagnétique choisi comme cœur du système de propulsion et sa proportion, nous tenterons d'optimiser les paramètres du système de façon à diminuer le plus possible les gradients à appliquer avec un système d'IRM selon le vaisseau sanguin qui sera visité.

Les microdispositifs étudiés auront une forme sphérique comme première approximation à cause de la simplicité de cette géométrie et à cause du fait qu'elle présente à l'écoulement une surface toujours constante.

La force magnétique $\vec{F}_{Mag}$ qui sera appliquée aura deux composantes vectorielles. La première, force magnétique de lévitation $\vec{F}_{MagLev}$, sera appliquée lorsque l'on choisira de décoller le microdispositif de la paroi du vaisseau sanguin. La seconde composante, force magnétique de propulsion $\vec{F}_{Mag\,Prop}$, sera la force à appliquer sur le microdispositif pour lui permettre de soutenir l'écoulement sanguin. Ces deux composantes seront additionnées vectoriellement de façon à ce que :

$$\vec{F}_{Mag} = \vec{F}_{MagLev} + \vec{F}_{Mag\,Prop} \qquad \textbf{Équation 5.1}$$

5.1 Force Magnétique de Lévitation

La force magnétique de lévitation correspond à :

$$\vec{F}_{MagLev} = -(\vec{W} - \vec{B}) = -\vec{W}_a \qquad \textbf{Équation 5.2}$$

où $\vec{W}$ est le poids du dispositif et $\vec{B}$, la force qu'il subit par la poussée d'Archimède du sang et $\vec{W}_a$ le poids apparent. $\vec{W}_a$ pourra être une force à contrer dans

les cas où l'on souhaite faire s'élever le microdispositif. Dans ce cas, il augmentera la force magnétique $\vec{F}_{Mag}$ à appliquer. Cependant, dans le cas ou l'on souhaiterait faire descendre le microdispositif, $\vec{W}a$ sera une force qui aidera le déplacement et la force magnétique $\vec{F}_{Mag}$ à appliquer en sera réduite (voir figure 5-1).

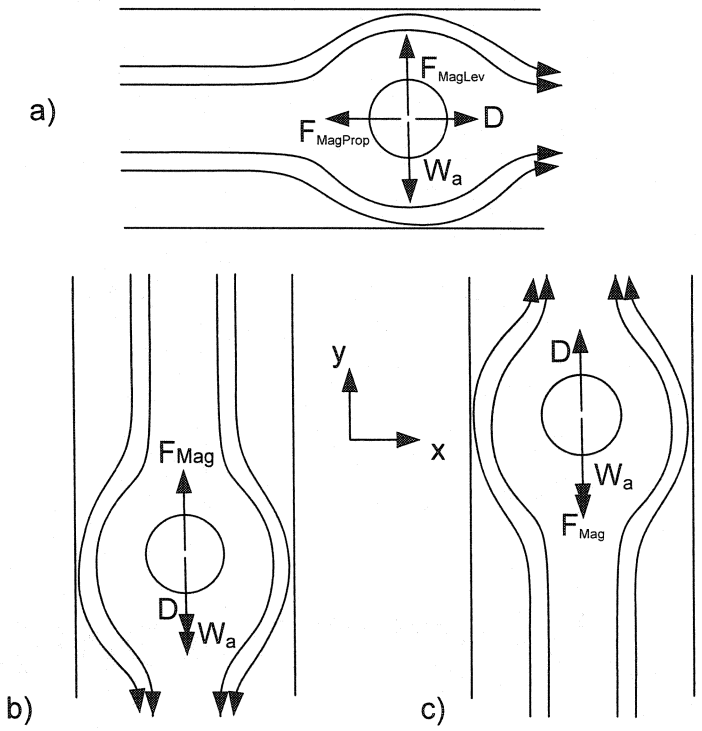


Figure 5-1 : Effet du poids apparent sur la force magnétique à développer. a) tube horizontal, la force de traînée et la composante horizontale de la force magnétique sont opposées, une force magnétique verticale est utilisée pour mettre la bille en lévitation. b) tube vertical et débit descendant, la force magnétique doit être supérieure à la somme du poids de la bille et de la force de traînée pour élever la bille. c) tube vertical et débit ascendant, le poids de la bille contribue à la propulsion contre l'écoulement.

5.2 Force magnétique de propulsion

La force magnétique de propulsion correspond à la force de traînée subie par le microdispositif sous l'effet de l'écoulement sanguin. Elle équivaut à :

$$\vec{F}_{Mag\,\mathrm{Prop}} = -\vec{D}$$ **Équation 5.3**

Comme nous l'avons expliqué au chapitre 2, il est possible de calculer par résolution numérique la force de traînée subie par une sphère dans un tube. La figure suivante montre que la force de traînée sur une bille tend vers l'infini lorsque le diamètre de la bille s'approche du diamètre du tube.

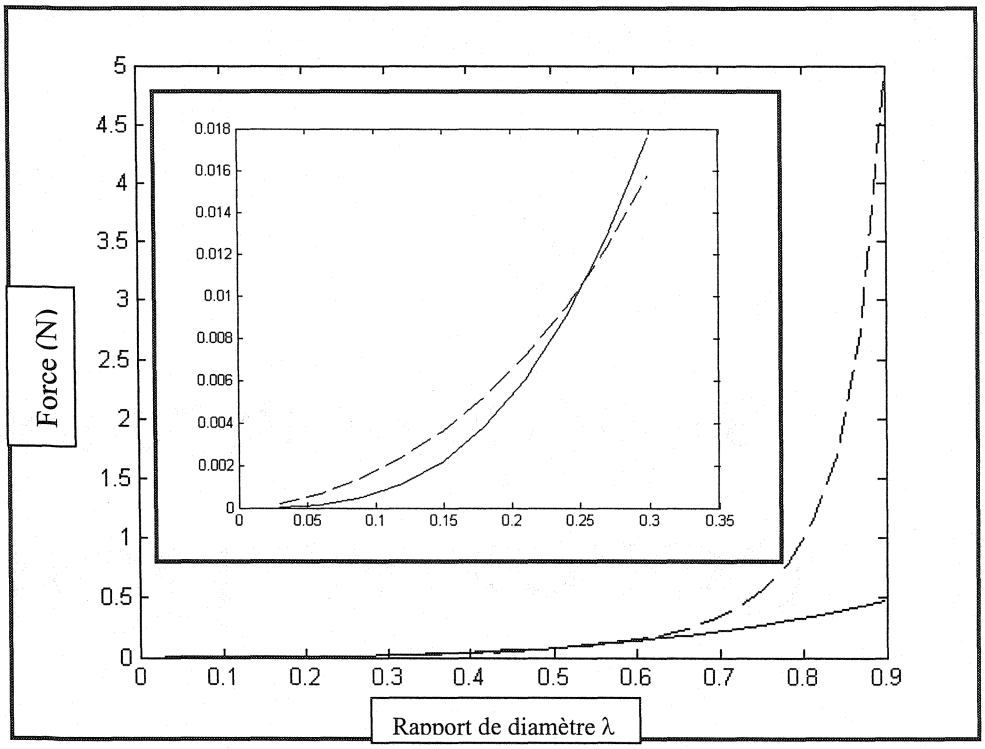


Figure 5-2 : Force de traînée (N) (pointillés) et poids (ligne continue) d'une bille de permendur dans un tube de diamètre de 2.5cm en fonction du rapport de diamètre de la bille sur le diamètre du tube pour une vitesse d'écoulement d'un mètre par seconde.

De cette figure, dans les conditions physiques mises en scène, on remarque que pour de faibles rapports de diamètre, la force de traînée est supérieure au poids. Puis, pour des rapports de diamètre augmentant, le poids de la bille devient supérieur à la force de traînée jusqu'à ce que les effets des parois n'augmentent trop. Il existe un rapport de diamètre où le rapport entre le poids et la force de traînée est optimisé. C'est pour ce rapport de diamètre que la bille aura la plus grande vitesse de chute dans le tube vertical ou bien qu'elle pourra soutenir l'écoulement le plus fort sous son propre poids.

On peut tracer le rapport de forces Trainée/Poids donné par la fonction $f = Traînée / Poids$:

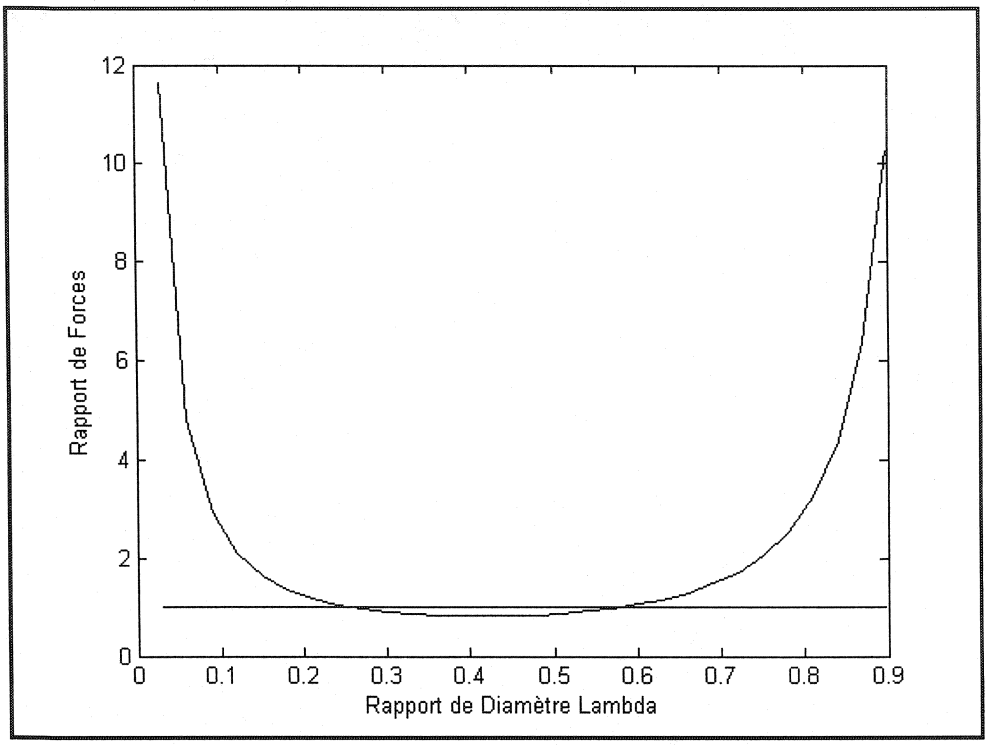


Figure 5-3 : Rapport des forces de traînée et du poids de billes en fonction du rapport de leur diamètre sur le diamètre du tube dans lequel elles sont placées. Le diamètre du tube est de 2.5 cm, le fluide est du sang et la vitesse d'écoulement est d'un mètre par seconde.

La ligne horizontale correspond à un rapport de forces unitaire. Entre les deux points d'intersection, le poids est supérieur à la force de traînée et la bille descend si elle est soumise à un écoulement d'un mètre par seconde dans un tube de 2,5 cm. À gauche et à droite des points d'intersection, la bille est emportée par le courant. Le rapport de diamètre optimal λ_{Optim} est le minimum de la courbe de la fonction $f = Traînée / Poids$. Dans ce cas ci, il est de λ_{Optim} =0,42.

Les forces en jeu dans cette étude sont la force de traînée, le poids, la poussée d'Archimède et la force magnétique. Les trois dernières forces sont proportionnelles au volume de la sphère, soit au cube de son rayon. Ainsi, une sphère soumise à n'importe quelle combinaison de ces trois forces exhibera un comportement et un diamètre optimal similaires à celui décrit pour l'exemple de la sphère tombant sous son propre poids (figure 5-3). Le rapport de diamètre optimal ne dépendra que du

cube du rayon. Ainsi, pour chercher le rapport de diamètre optimal entre la bille et le tube, il revient au même de chercher le minimum de la fonction $f = Traînée / \sum(ForcesVolumiques)$ que de chercher celui de la fonction $f = Traînée / r^3$. Nous utiliserons donc dorénavant la deuxième approche qui est plus générale.

Nous sommes maintenant en mesure de calculer la force de traînée sur une bille dans un tube ainsi que le rapport de diamètre λ_{Optim} pour lequel les forces volumiques sont optimisées par rapport à la force de traînée. Étant donné que la force magnétique de propulsion est égale en intensité à la force de traînée : $\vec{F}_{Mag\,Prop} = -\vec{D}$. Nous pouvons calculer la force magnétique de propulsion optimisée en choisissant le rapport de diamètre optimal pour différentes valeurs de la vitesse d'écoulement.

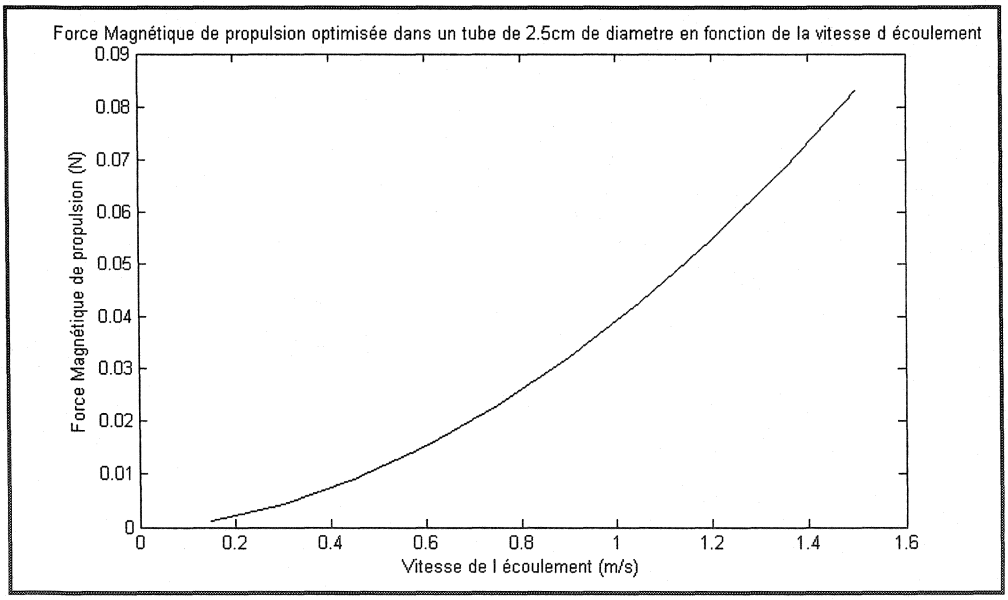


Figure 5-4 : Force magnétique de propulsion pour un rapport de diamètre (bille/tube) optimisé en fonction de la vitesse de l'écoulement du sang dans un tube de 2.5 cm de diamètre.

Le rapport de diamètre optimal λ_{Optim} est le minimum de $f = Traînée / r^3$, il est fonction de la vitesse de l'écoulement. Ainsi, pour tracer la figure précédente, on a tout d'abord calculé la fonction $f = Traînée / r^3$ ainsi que son minimum pour chaque vitesse d'écoulement de l'axe des abscisses. On a ensuite tracé la force magnétique correspondant à ce minimum pour chaque vitesse d'écoulement.

À partir de la force de propulsion, il est possible de calculer le gradient de champ magnétique $\nabla\vec{B}$ qu'il faut appliquer. Les résultats dépendront du matériau magnétique utilisé (aimantation) et de la fraction du volume de la sphère qu'il occupe. En d'autres termes, ils dépendent du moment magnétique total du microdispositif.

5.3 Prévisions de Gradients

Avec les outils mathématiques présentés dans les paragraphes précédents, il est possible de calculer le rapport de diamètres λ_{Optim} ainsi que le gradient nécessaire pour n'importe quel diamètre de tube et n'importe quel fluide.

Prenons pour exemple une sphère contenant 50% de son volume de Permendur (aimantation de saturation M_{Sat}=1,9496*10^6 A/m) dans un écoulement sanguin. Le gradient à lui appliquer en fonction de la vitesse d'écoulement est présenté dans les figures suivantes pour différents diamètres de vaisseaux. Le diamètre de la bille minimisant la fonction $f = Traînée / r^3$ est représenté en fonction du diamètre du vaisseau et de la vitesse d'écoulement. Le gradient à appliquer est calculé à partir de la force de traînée divisée par le moment magnétique m de la bille (m=0,5* $Vbille$*M_{Sat}). Il est à noter que le gradient à appliquer correspond à la valeur moyenne du gradient sur la période de sa pulsation. Ainsi, un gradient de 100 mT/m pendant 50 % du temps est équivalent à un gradient de 50 mT/m en usage continu.

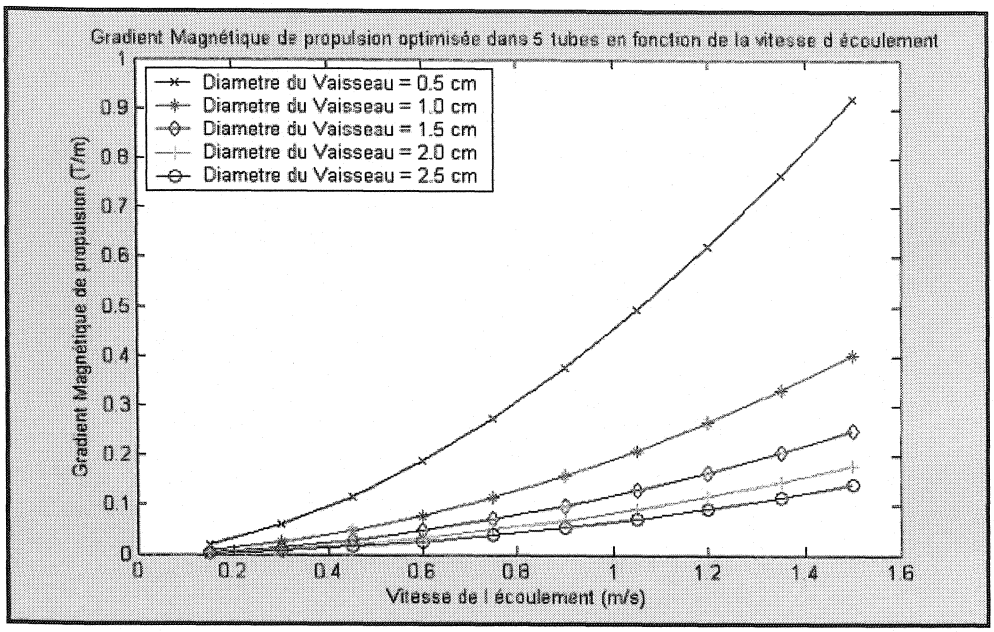


Figure 5-5 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 5 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

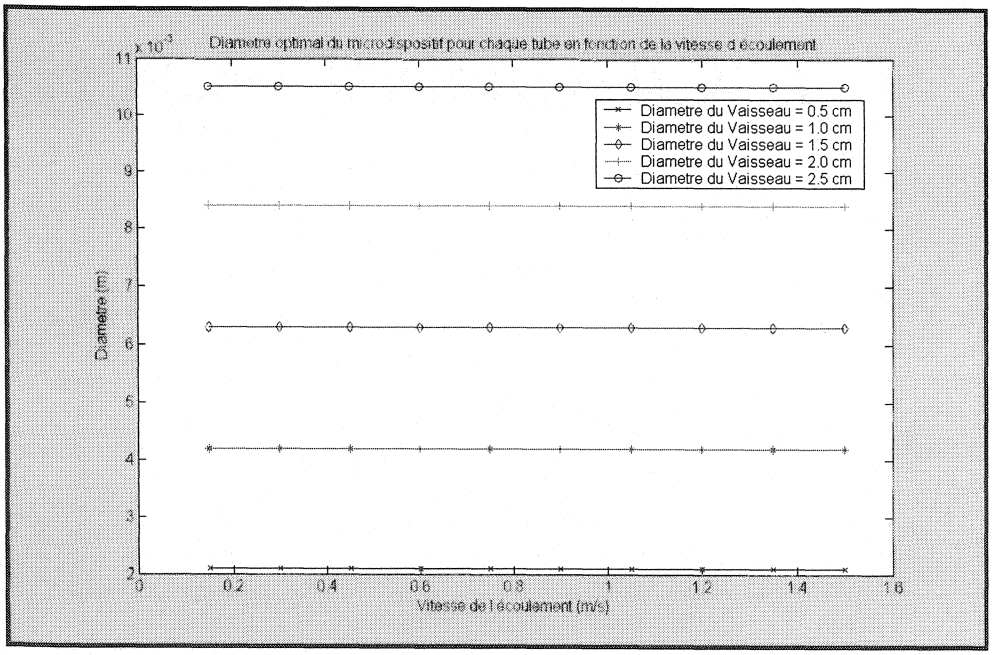


Figure 5-6: Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

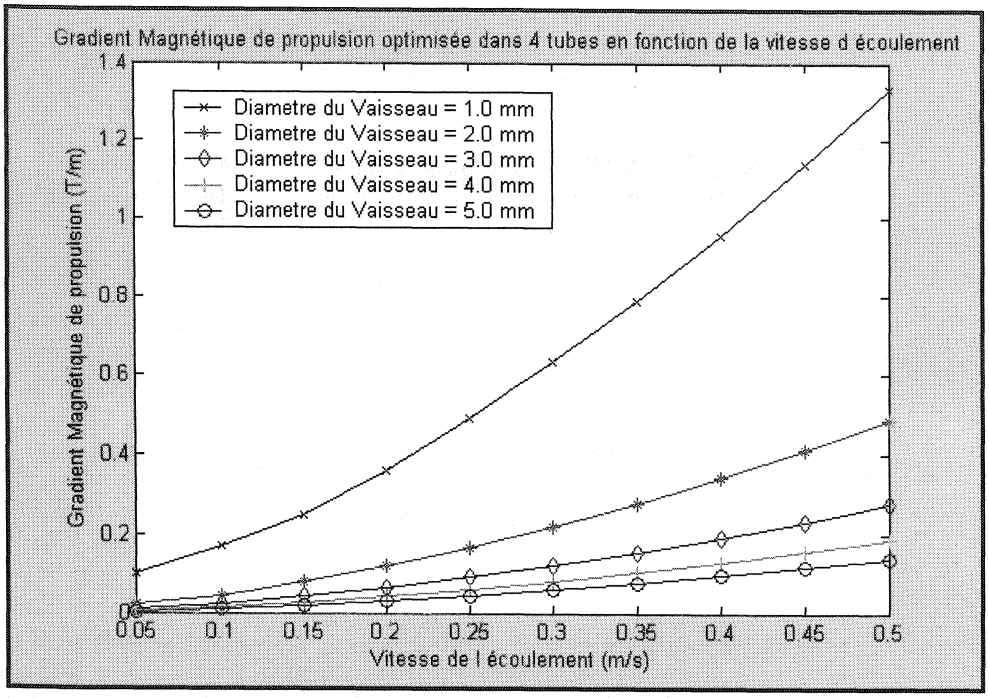


Figure 5-7: Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

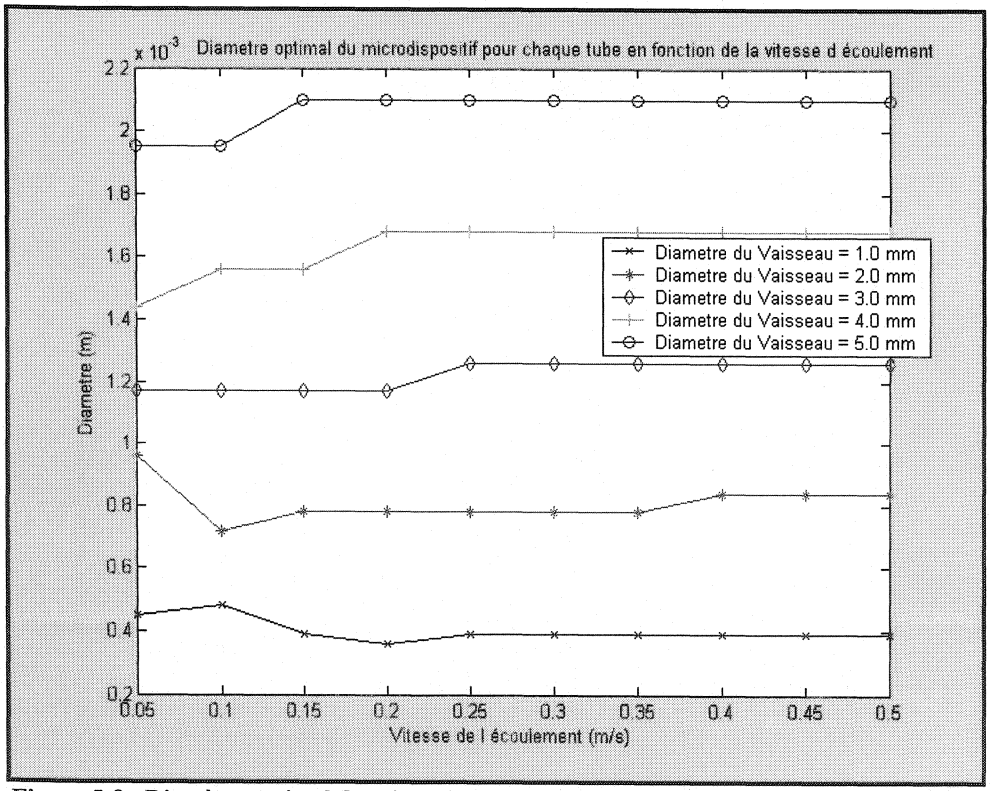


Figure 5-8 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

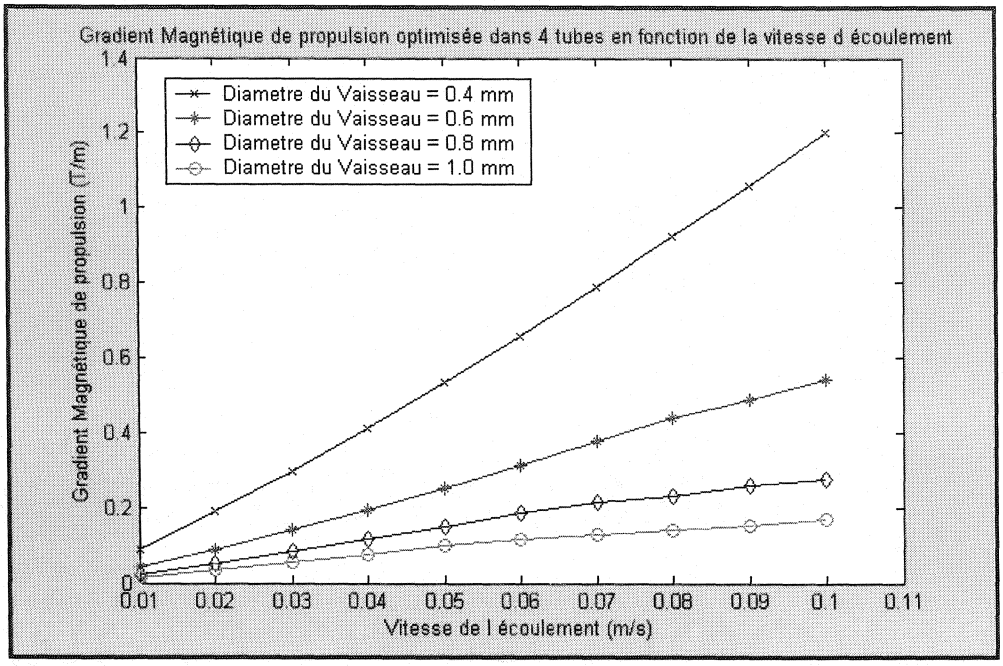


Figure 5-9 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

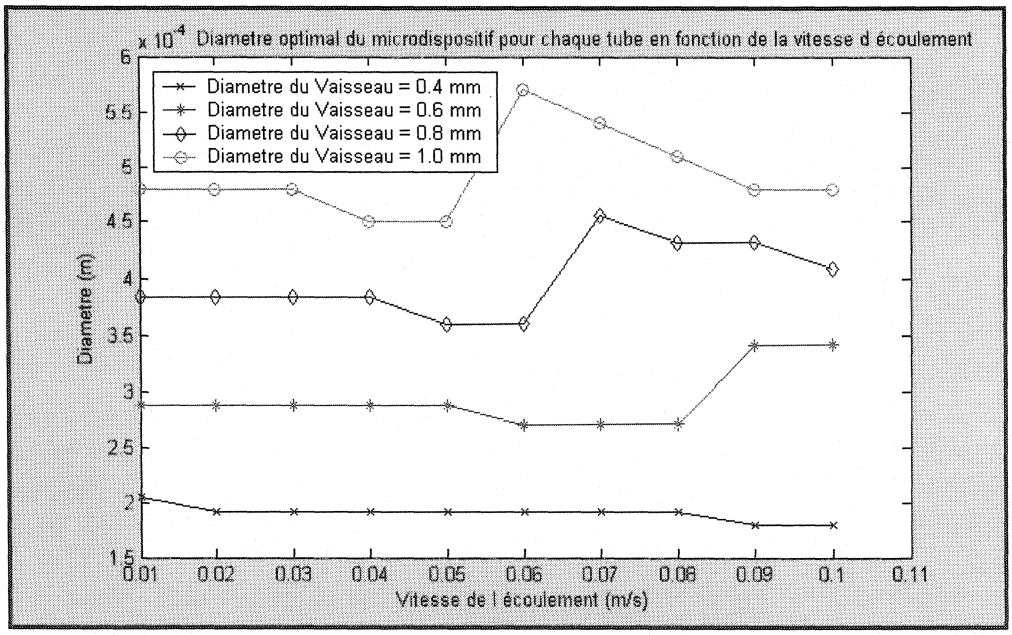


Figure 5-10 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

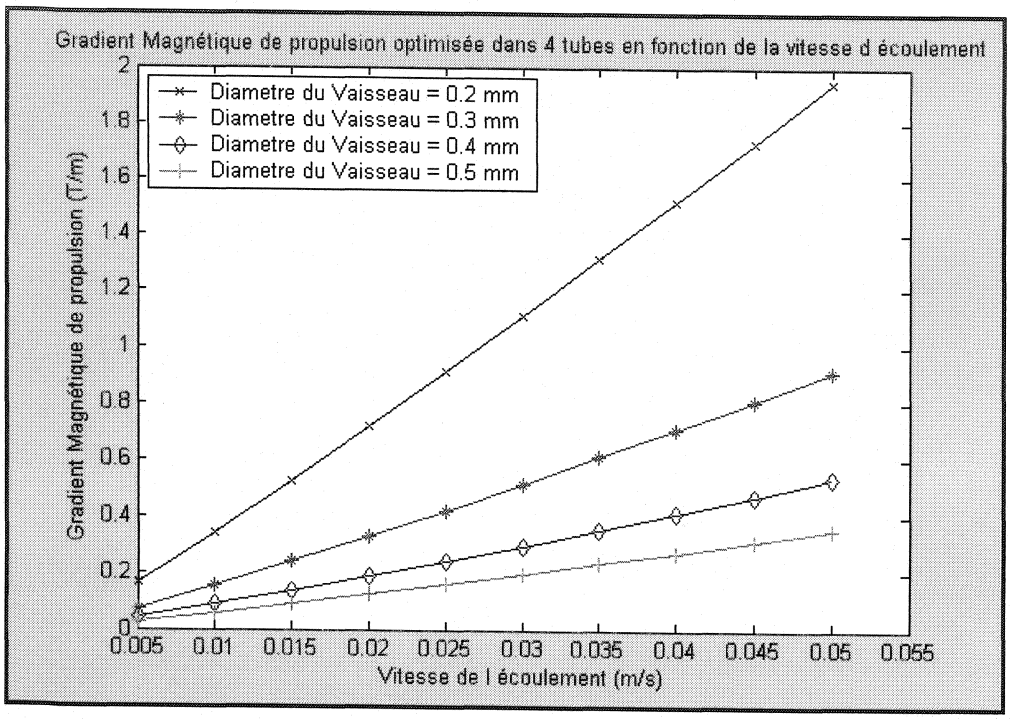


Figure 5-11 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

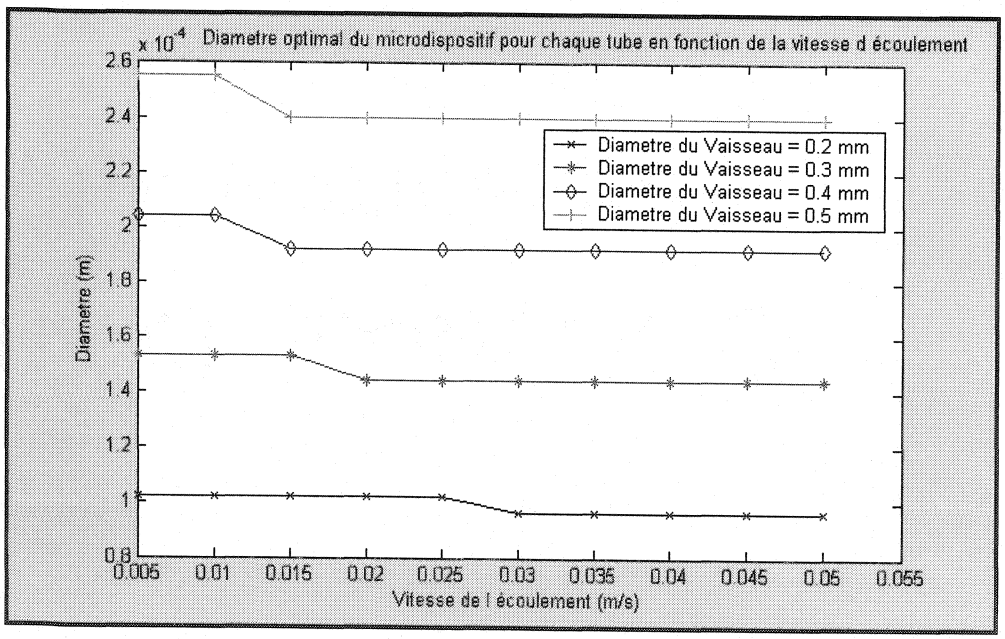


Figure 5-12 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

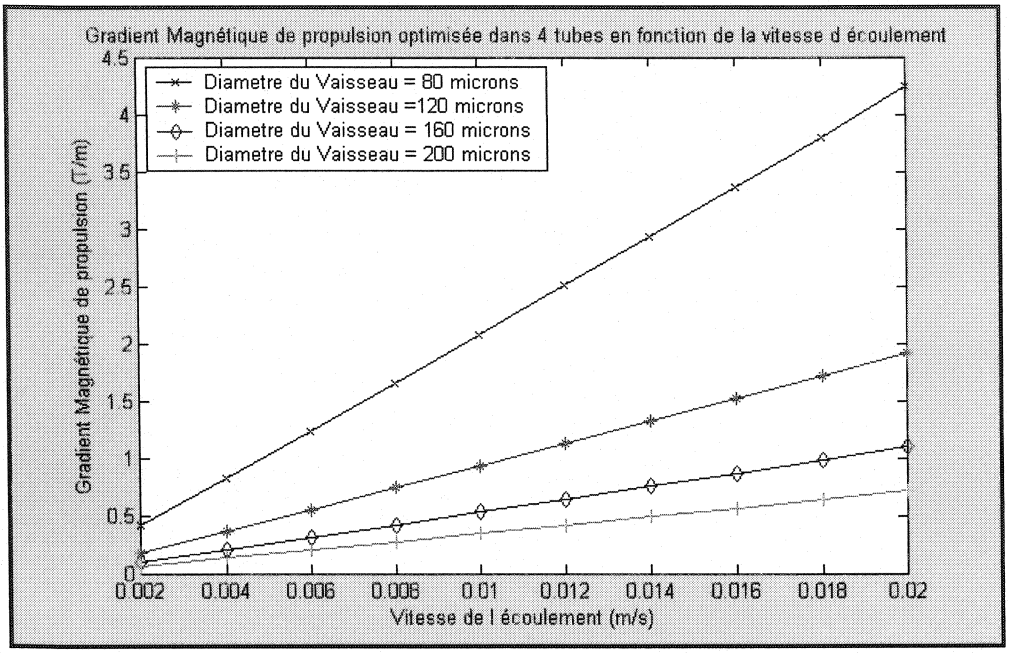


Figure 5-13 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

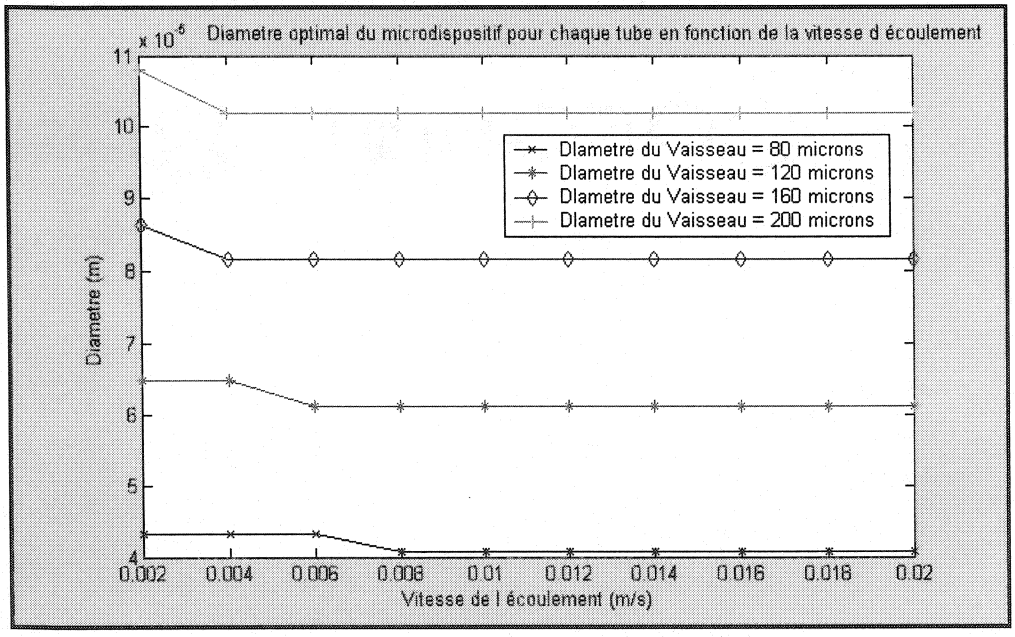


Figure 5-14 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

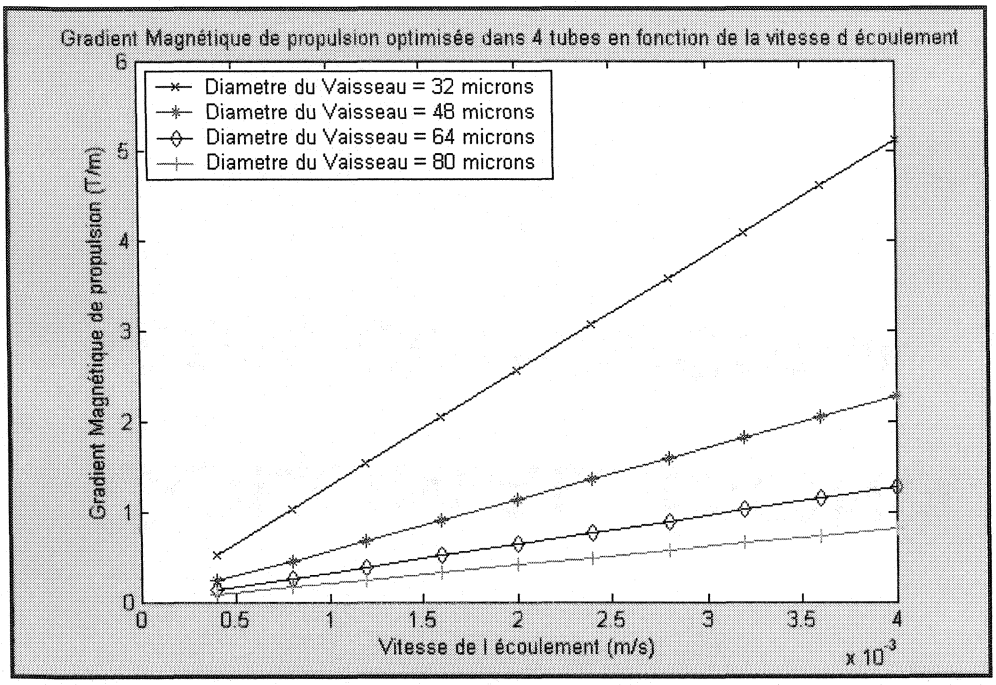


Figure 5-15 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

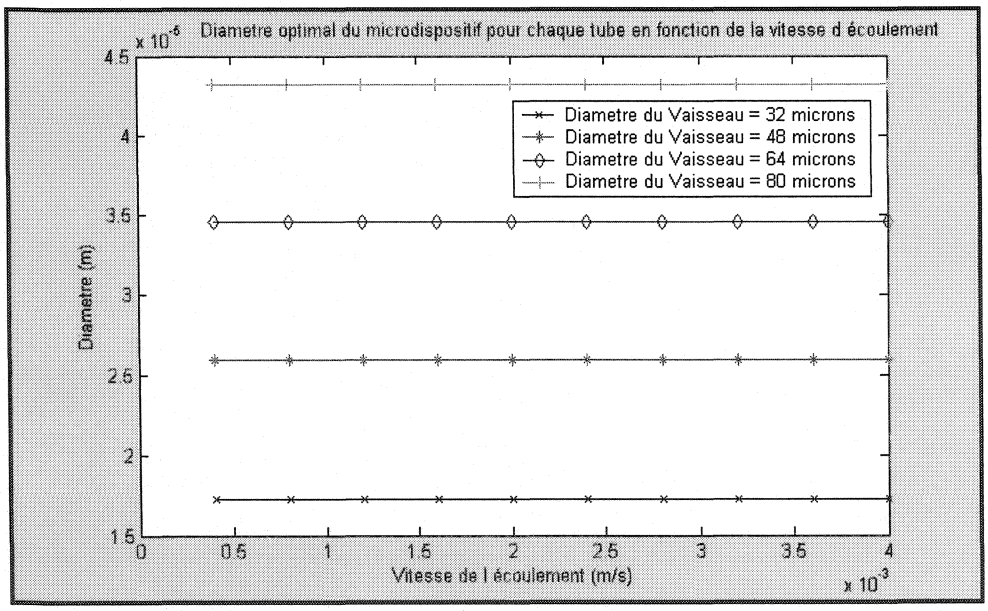


Figure 5-16 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

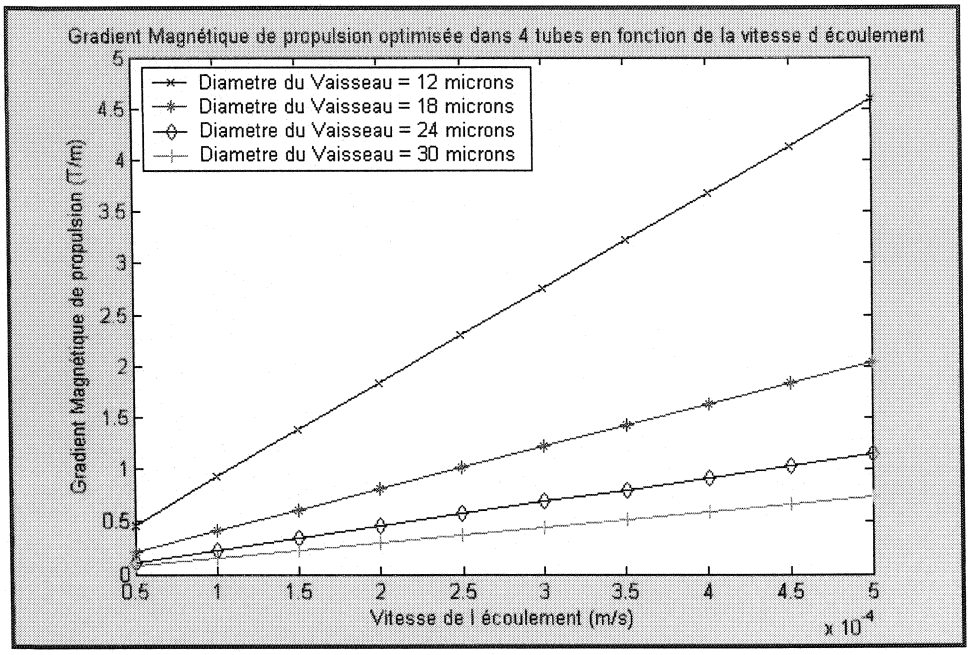


Figure 5-17 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

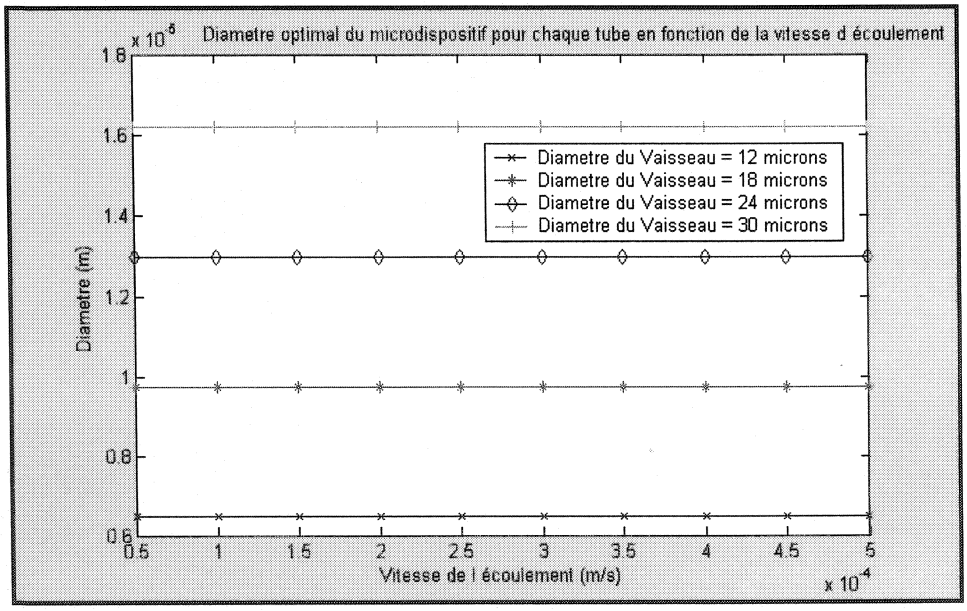


Figure 5-18 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

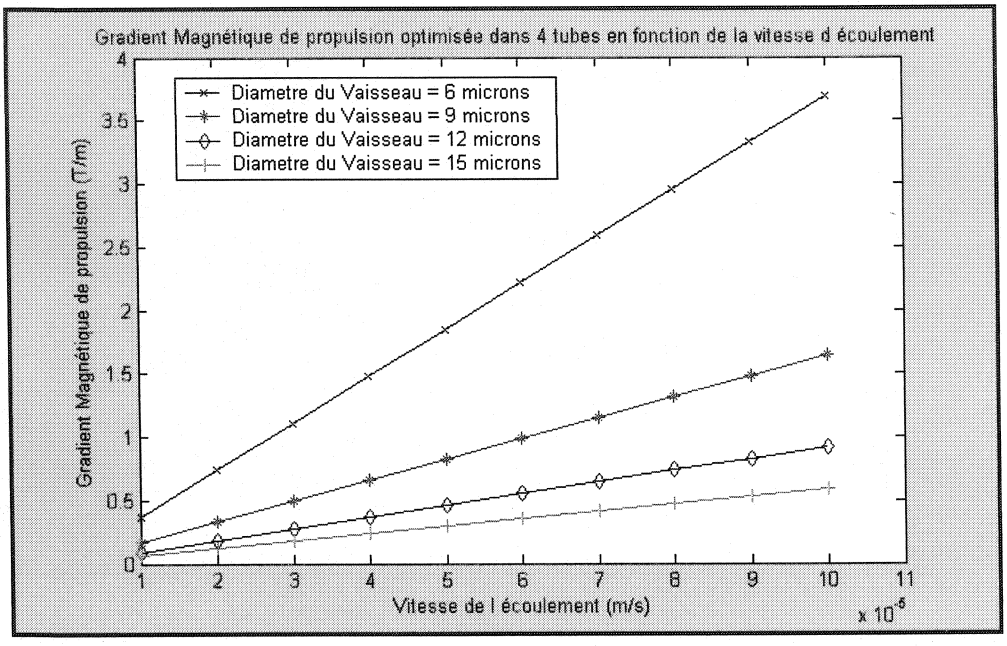


Figure 5-19 : Gradient magnétique de propulsion optimisé dans 4 tubes en fonction de la vitesse d'écoulement

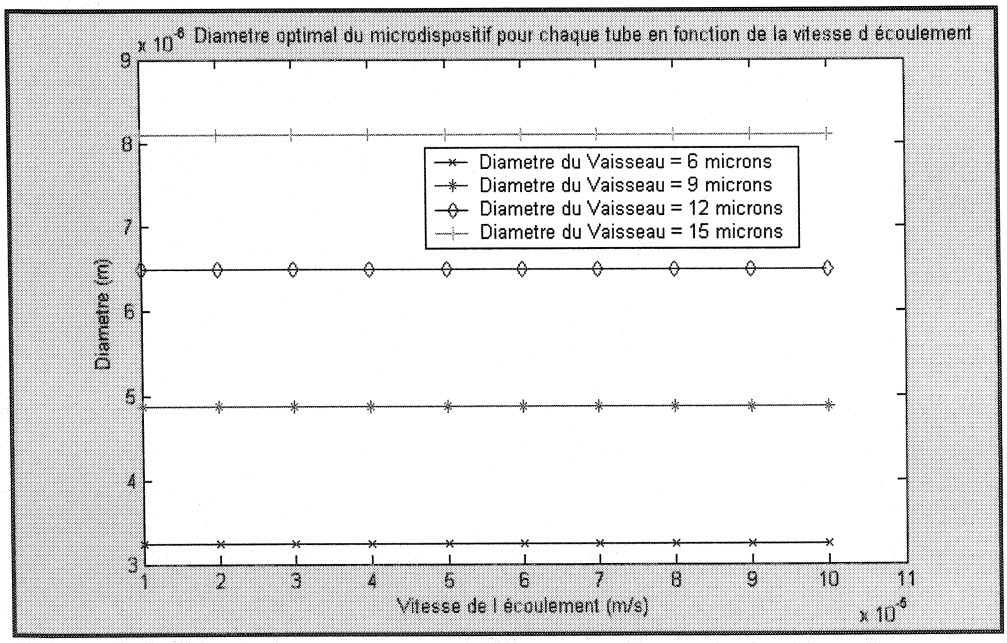


Figure 5-20 : Diamètre optimal du microdispositif pour chaque tube en fonction de la vitesse d'écoulement

5.4 Navigation Endovasculaire

On constate que les gradients à appliquer sur une sphère dans un vaisseau cylindrique augmentent lorsque l'échelle diminue. En effet, le volume et la force magnétique diminuent en fonction du cube du rayon de la sphère tandis que les forces de traînée diminuent en fonction de son carré. De plus, le coefficient de traînée de la sphère augmente lorsque le nombre de Reynolds diminue. Cependant, il faut tenir compte du fait que la vitesse d'écoulement du sang diminue dans les petits vaisseaux sanguins. En effet, elle passe de près d'un mètre par seconde à moins d'un millimètre par seconde entre l'aorte et les capillaires et la force de traînée est fonction du carré de la vitesse. Enfin, la viscosité du sang diminue dans les petits vaisseaux à cause de taux de cisaillement élevés et de l'effet Fahraeus-Lindqvist ce qui a pour effet d'augmenter le nombre de Reynolds et donc de réduire le coefficient de traînée. Cependant, dans les graphiques présentés, une viscosité du sang constante de 3,5 cP a été utilisée à cause du manque de données précises sur les taux de cisaillement en fonction de l'échelle. Le gradient à utiliser doit donc être calculé au cas par cas en déterminant chacun des paramètres de l'environnement à contrôler. Les graphiques présentés dans ce chapitre donnent un ordre de grandeur de la puissance des gradients en fonction de l'échelle des vaisseaux sanguins visités.

On peut remarquer que dans les gros vaisseaux sanguins, le gradient à appliquer est assez faible même pour des vitesses d'écoulement élevées. Dans les petits vaisseaux, le gradient monte jusqu'à des valeurs très élevées. Le gradient maximal fourni par un système d'IRM fixe donc la taille minimale des vaisseaux dans lesquels il sera capable de propulser des sphères.

Pour aller à l'encontre de l'écoulement sanguin dans les capillaires (diamètre 10 μm, vitesse d'écoulement de 1 mm/s) avec une sphère constituée de Permendur à 100 %, il faudrait un gradient extrêmement élevé de 7 T/m ou de 14 T/m si le volume de permendur était de 50% (le diamètre de bille optimisé est de 4,8 μm pour un diamètre de vaisseau de 9 μm). S'il n'est pas possible de construire des bobines de gradients assez puissantes dans les contraintes de l'IRM, il faudra envisager des méthodes de propulsion alternatives pour remonter l'écoulement de ces vaisseaux. Un système de propulsion basé sur des flagelles par exemple aura besoin d'un

système de guidage pour contrôler sa trajectoire. La force magnétique pourrait être utilisée à cet effet.

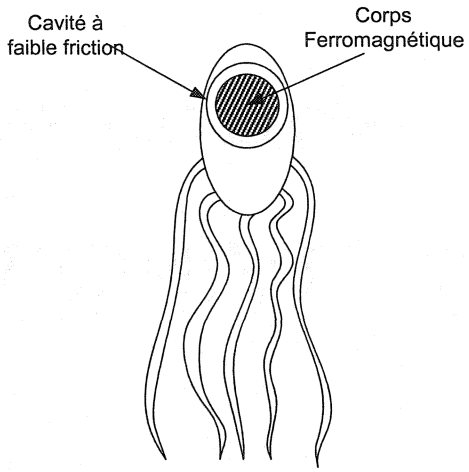


Figure 5-21 : Système de guidage magnétique pour microdispositif à propulsion active

Cependant, des gradients plus faibles pourraient suffire si le microdispositif suivait l'écoulement sanguin et était dirigé en suivant le courant uniquement.

À ces petites tailles, il se pourrait que les dispositifs soient éliminés par les voies naturelles auquel cas, il ne serait peut être pas nécessaire de les récupérer et ils n'auraient jamais à remonter l'écoulement sanguin pour revenir vers leur point de départ. Dans les capillaires, le sang ne peut être vu comme un fluide homogène. Il est un fluide à deux phases (plasma et cellules). Le microdispositif serait de taille équivalente à celle des cellules du sang et le contrôle en devient plus complexe. Le modèle utilisé dans ce chapitre ne tient pas compte de cet aspect diphasique du sang.

Un autre phénomène à considérer est le risque de gradients magnétiques non négligeables lorsqu'un microdispositif de très petite taille passe à proximité d'une interface entre deux tissus ayant des susceptibilités différentes.

Il n'y a que très peu de données chez l'être humain concernant les vitesses du sang dans les vaisseaux sanguins compris entre les artères moyennes (2 à 6 mm de diamètre) et les artérioles (diamètre de 50 μm). Des tables de données chez le chien seront utilisées pour compléter celles que nous avons sur l'homme.

Dans les veinules, chez le chien, il faut un gradient compris entre 500 mT/m et 1T/m pour aller contre l'écoulement.

Chez le chien, pour des vaisseaux d'environ 1 mm de diamètre avec des vitesses d'écoulement de pic d'environ 25 cm/s (artère coronale circonflexe distale), il faut un gradient de 350 à 400 mT/m pour des sphères contenant 50% de Permendur et moitié moins pour des sphères en contenant 100%. Le gradient nécessaire pourrait être moins élevé si l'on considère la vitesse moyenne de l'écoulement. Dans ce cas, la sphère avancerait lors de la diastole et ralentirait lors de la systole.

Dans les artères (chez l'être humain, diamètres de 2 à 6 mm, vitesses de pic de 20 à 50 cm/s) le gradient nécessaire est d'environ 50 à 100 mT/m dépendamment de la concentration en matériau magnétique. Les gradients nécessaires dans l'aorte sont d'amplitude comparable.

Dans les grandes veines, 5 à 30 mm de diamètre, l'écoulement est compris entre 15 et 20 cm/s en moyenne et peut aller jusqu'à 50 à 90 cm/s en vitesse de pic. Dans ces cas là, le gradient nécessaire est d'environ 50 mT/m. L'inconvénient du système veineux provient des valvules anti-retour qui sont situées le long des vaisseaux et qui compliqueraient le contrôle. Cependant, il ne faut pas fermer la porte à la navigation veineuse avant d'avoir étudié cette option de façon plus approfondie car il existe des endroits dépourvus de valvules (tête et tronc). Pour ce qui est du système lymphatique, il a les mêmes problèmes de valvules mais son écoulement est plus faible que celui des veines. Il est donc à considérer aussi.

Les systèmes urinaires et digestifs sont aussi à considérer car la propulsion magnétique pourrait trouver des applications en leur sein.

Il est à noter que le poids de la sphère peut être utilisé pour aider la propulsion et permettrait un surplus de force de propulsion. En effet, la force de gravité agissant sur une sphère contenant 100 % de permendur équivaut à la force magnétique générée par un gradient de 41 mT/m. Cependant, l'effet de cette force pourrait réduire l'efficacité de la force magnétique si l'on cherche à élever la bille contre un écoulement descendant. Le poids de la sphère n'est pas d'une grande importance dans les petits vaisseaux où le gradient de propulsion doit être supérieur à plusieurs centaines de mT/m, car il devient négligeable face aux forces de l'écoulement.

Les appareils commerciaux, comme le Siemens Magnetom Vision, sont capables de fournir un gradient de 18 mT/m pendant 83,333 % du temps. Ce qui correspond à un gradient constant de 15 mT/m. Ce gradient serait trop faible pour permettre de

remonter un vaisseau sanguin avec son seul gradient. De plus, il ne serait pas capable de fournir un gradient suffisant pour mettre un corps ferromagnétique en lévitation. Cependant, il pourrait être utilisé dans des cas où le vaisseau sanguin est vertical et que la force de traînée est de l'ordre de grandeur du poids de la bille. Celle-ci serait capable de soutenir des vitesses moyennes de 50 cm/s dans des artères de quelques millimètres de diamètre comme illustré dans l'expérience 3 du chapitre 4. Ce qui démontre que les objectifs de la subvention CRSNG Stratégique qui finance actuellement le projet sont atteignables en utilisant des systèmes d'IRM actuels.

Un appareil comme le Siemens Avento, qui est nouvellement installé à l'hôpital Notre-Dame, peut fournir des gradients s'élevant jusqu'à 40 mT/m dans les axes x et y et 45 mT/m selon l'axe z. Si son *duty cycle* est de 100 %, il pourrait être utilisé pour léviter une sphère de Permendur et pour générer des gradients de propulsion suffisants pour la déplacer dans les grandes veines ou le système artériel. Cependant, l'installation de ce système s'est faite très récemment et à l'heure actuelle, nous n'avons pas mesuré le *duty cycle* maximal qu'il peut soutenir.

Le système Phillips Intera Achieva 3.0 T peut générer des gradients s'élevant jusqu'à 80 mT/m. Le *duty cycle* de cet appareil ne nous est pas connu. Cependant, il pourrait léviter une sphère de Permendur et lui faire soutenir les écoulements artériels même avec un duty cycle inférieur à 100 %.

Ces trois systèmes sont des appareils cliniques qui ont été conçus pour faire de l'imagerie uniquement. Le système d'IRM qui sera installé au Laboratoire de NanoRobotique contiendra des bobines de gradients basées sur la technologie actuelle dont le système de refroidissement aura été amélioré. Les gradients de ce système pourraient s'élever jusqu'à plusieurs centaines de mT/m. Il pourrait permettre la propulsion de sphères contre des écoulements comparables à ceux existant dans des petites artères d'un millimètre de diamètre ou dans les veinules dont le diamètre est de quelques dizaines de microns.

Une étude doit être entreprise pour déterminer la limite de la valeur de gradient qu'une bobine actuelle peut offrir en augmentant son système de refroidissement. Si cette valeur s'avère trop faible, il faudra concevoir un nouveau type de bobines de gradients dédié à la propulsion dans les vaisseaux de quelques dizaines de microns de diamètre et moins. En attendant, avec la technologie actuelle, il est possible de

générer des gradients suffisants pour propulser des sphères dans des vaisseaux de quelques centaines de microns à plusieurs millimètres. La conception de microdispositifs de quelques centaines de microns de diamètre est un défi de taille et notre équipe aura du travail avant que de nouvelles bobines de gradients assez puissantes pour la navigation dans les vaisseaux encore plus petits ne soient disponibles.

CONCLUSION

L'objectif de ce projet était d'étudier la possibilité d'utiliser un système d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) comme méthode de propulsion pour des corps ferromagnétiques.

Un modèle mathématique des forces impliquées a été développé. Les paramètres physiques qui entrent dans ce modèle sont les tailles et vitesses d'écoulement dans les vaisseaux sanguins, les propriétés visqueuses du sang, les propriétés magnétiques des matériaux, les caractéristiques des bobines de gradients d'IRM, la forme du microdispositif ainsi que le rapport entre sa taille et le diamètre du vaisseau sanguin visité.

La recherche de données physiques sur le système cardiovasculaire ainsi que sur le magnétisme qui sont nécessaires au modèle théorique a fait l'objet de recherches bibliographiques qui sont relatées dans les chapitres 2 et 3.

Un montage expérimental basé sur un système d'IRM commercial Siemens Magnetom Vision 1,5T a été utilisé afin de valider le concept de propulsion magnétique par IRM ainsi que le modèle théorique. Les vitesses d'écoulement que des sphères aimantées pouvaient soutenir dans des tubes cylindriques sous l'effet de forces magnétiques ont été mesurées selon les axes x, y et z. Les différences entre les vitesses prédites par le modèle théorique et l'expérience sont de l'ordre de 11 % dans l'expérience 3 (axe y).

Un montage de contrôle magnétique unidimensionnel a été réalisé de façon à s'affranchir de l'utilisation d'un système d'IRM pour développer les modules de positionnement et de contrôle magnétique. Ce montage repose sur l'utilisation d'une bobine conçue à cet effet.

La synthèse des résultats obtenus dans ce mémoire permet de dire qu'un appareil d'IRM pourrait être utilisé comme moyen de propulsion pour un microdispositif dans les vaisseaux sanguins. D'après le modèle mathématique développé, nous avons constaté que les forces de traînée devenaient de plus en plus importantes en comparaison avec les forces magnétiques lorsque l'échelle diminue (de quelques dizaines de mT/m dans le système artériel à plusieurs T/m dans les capillaires). La

puissance des bobines de gradient d'un système d'IRM détermine donc la taille minimale des vaisseaux dans lesquels il est capable de propulser des billes. Bien que le modèle empirique ait été développé à partir de données de billes se déplaçant dans un fluide avec un profil de vitesse plat, il donne de bons résultats pour prédire le comportement de billes soumises à un profil de vitesse parabolique dans des tubes de quelques millimètres de diamètre. Il serait utile de le valider dans des tubes plus petits. On pourrait aussi tenter de raffiner ce modèle pour s'approcher du comportement d'une bille dans un fluide ayant un profil parabolique. Cependant, il y a peu de chance qu'un tel profil existe dans les vaisseaux sanguins et ce modèle serait sujet à beaucoup de variations car le comportement de la bille varie en fonction de sa position radiale dans le tube lorsque le profil n'est pas plat. Il serait donc peut-être suffisant de conserver ce modèle pour donner un ordre de grandeur des gradients nécessaires en fonction de l'échelle des vaisseaux sanguins visés. Il y aurait peut être d'autres géométries intéressantes pour le MR-Sub, cependant leur contrôle et leur fabrication sera plus complexe.

Le travail effectué dans le cadre de ce mémoire a servi de base technique à la rédaction de deux demandes de subventions qui ont été approuvées. Une CRSNG stratégique assurant le financement du projet pour une durée de trois ans et une FCI qui va permettre l'acquisition d'un système d'IRM de recherche dans notre laboratoire d'ici deux ou trois ans. De plus, une demande de brevet a été déposée en avril 2003 pour protéger le concept de propulsion de microdispositifs par IRM dans les vaisseaux sanguins.

L'objectif de la subvention CRSNG est de déplacer un corps ferromagnétique dans un vaisseau sanguin canin. Cette subvention a débuté en novembre 2003 ce qui veut dire que ses objectifs doivent être atteints avant novembre 2006. Nous avons démontré qu'un système d'IRM actuel est capable de fournir assez de force magnétique pour déplacer une sphère aimantée dans le système artériel. Ainsi, du point de vue physique, les objectifs de la Stratégique sont atteignables. Les étapes à compléter sont la conception d'un système de contrôle ainsi que la fabrication d'un prototype biocompatible. Le travail sur le système de contrôle est déjà bien amorcé au Laboratoire de NanoRobotique. En effet, notre équipe a déjà mis en évidence plusieurs approches de positionnement de ferromagnétiques en IRM qui sont très

prometteuses. Il reste donc à les raffiner *in vitro* et à travailler sur une façon de les rendre utilisables *in vivo*. Les boucles d'asservissement en position sont en cours de développement et le montage de contrôle magnétique *in vitro* développé dans le chapitre 3 va permettre de les tester de façon extensive conjointement avec le système de positionnement. Afin de compléter l'aspect contrôle de la subvention, il reste à développer une séquence d'IRM capable de déterminer le trajet que le corps ferromagnétique aura à parcourir dans l'organisme du cobaye et de faire le lien entre le système de positionnement et la boucle de contrôle en temps réel. Le développement d'une telle séquence a commencé au sein de notre laboratoire. Il reste à travailler à la fabrication de la sphère de test et à la conception de son enrobage biocompatible. Il serait conseillé de faire appel à une compagnie spécialisée dans la fabrication de sphères métalliques pour la fabrication des billes d'essai. Une recommandation vis-à-vis du choix de l'artère à traverser serait d'éviter l'aorte dans un premier temps. En effet, réduire la lumière de la première artère à la sortie du cœur augmenterait probablement beaucoup la résistance qu'il aurait à combattre et pourrait lui causer des dommages. Il serait peut être sage de visiter des artères placées à quelques embranchements du cœur de façon à ne pas trop le faire forcer.

Le domaine des biomicrorobots en est à ses balbutiements. Cependant, de nombreux groupes de recherche se penchent sur ce champ de recherche. Ce nouvel engouement est causé par les multiples applications médicales que des robots voyageant dans les vaisseaux sanguins pourraient avoir et par le fait que la technologie nécessaire pour commencer leur étude semble disponible. La miniaturisation de microdispositifs est d'autant plus difficile que les assemblages à miniaturiser sont complexes. L'élegance d'un système de propulsion magnétique provient de la simplicité relative de la miniaturisation du cœur ferromagnétique. Nous avons fait la preuve qu'un système d'IRM pouvait être un moyen de propulsion pour des biomicrorobots. La miniaturisation d'un système de propulsion étant simplifiée, les efforts de conception peuvent être concentrés sur reste du biomicrorobot.

RÉFÉRENCES

[1] ASTM INTERNATIONAL. *Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Passive Implants in the Magnetic Resonance Environment.* 2000. USA , ASTM INTERNATIONAL.

[2] Bachand, G. D. and Montemagno, C. D., Constructing biomolecular motor-powered, hybrid NEMS devices *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering: Proceedings of the 1999 Device and Process Technologies for MEMS and Microelectronics, Oct 27-Oct 29 1999*, vol. 3892, pp. 176-182, 1999. 0277-786X. Cornell Univ, Ithaca, NY, USA.

[3] Badeer, H.S. and Nebr., O., *Cardiovascular physiology*, Karger, 1984.

[4] Basar and Weiss. *Vasculature and circulation. the role of myogenic rectivity in the regulation of blood flow*, Elsevier, 1981.

[5] Caro, Pedley, Schroter, and seed. *the mechanics of the circulation*, Oxford University Press, 1978.

[6] Charm S.E. and Kurland G.S. *blood flow and microcirculation*, John Wiley & Sons, 1974.

[7] Environmental Health Directorate Health Protection Branch. Safety Code 26. Guidelines on Exposure to Electromagnetic Fields from Magnetic Resonance Clinical Systems. 87. Canada, Minister of National Health and Welfare.

[8] Fidleris, V. , Fall of spheres through model suspensions 1958. University of Nottingham.

[9] Fidleris V. and Whitmore R.L., Experimental determination of the wall

effect for spheres falling axially in cylindrical vessels *British journal of applied physics*, vol. 12, pp. 490-494, Sep, 1961.

[10] Gillies, G. T., Ritter, R. C., Broaddus, W. C., Grady, M. S., Howard, M. A. I., and McNeil, R. G., Magnetic manipulation instrumentation for medical physics research *Review of Scientific Instruments*, vol. 65, no. 3, pp. 533 1994. 0034-6748.

[11] Grady, M. S., Howard, M. A., Ritter, R. C., Quate, E. G., Molloy, J. A., Lawson, M. A., Wika, K. G., Ramos, P. A., and Gillies, G. T., Magnetic stereotaxis system for neurosurgical procedures *Instrumentation in the Aerospace Industry, Proceedings of the ISA Aerospace Instrumentation Symposium: Proceedings of the 37th International Instrumentation Symposium, May 5-9 1991*, vol. 37, pp. 665-675, 1991. 1-55617-312-1. 0096-7238. Univ of Washington, DC, USA.

[12] Grady, M. S., Howard, M. A. 3rd, Broaddus, W. C., Molloy, J. A., Ritter, R. C., Quate, E. G., and Gillies, G. T., Magnetic stereotaxis: a technique to deliver stereotactic hyperthermia *Neurosurgery*, vol. 27, pp. 1010-5; discussion 1015-6, Dec, 1990.

[13] Grady, M. S., Howard, M. A. 3rd, Dacey, R. G. Jr, Blume, W., Lawson, M., Werp, P., and Ritter, R. C., Experimental study of the magnetic stereotaxis system for catheter manipulation within the brain *J Neurosurg*, vol. 93, pp. 282-8, Aug, 2000.

[14] Grady, M. S., Howard, M. A. 3rd, Molloy, J. A., Ritter, R. C., Quate, E. G., and Gillies, G. T., Preliminary experimental investigation of in vivo magnetic manipulation: results and potential application in hyperthermia *Med Phys*, vol. 16, pp. 263-72, Mar, 1989-Apr 30, 1989.

[15] Grady, M. S., Howard, M. A. 3rd, Molloy, J. A., Ritter, R. C., Quate, E. G.,

and Gillies, G. T., Nonlinear magnetic stereotaxis: three-dimensional, in vivo remote magnetic manipulation of a small object in canine brain *Med Phys*, vol. 17, pp. 405-15, May, 1990-Jun 30, 1990.

[16] Haacke, E.M. , Brown, R.W., Thompson, M.R., and Venkatesan R. *Magnetic Resonance Imaging Physical principles and sequences design*, John Wiley & Sons, Inc, 1999.

[17] Haik, Y., Pai, V., and Chen, C.-J., Apparent viscosity of human blood in a high static magnetic field *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 225, no. 1-2, pp. 180-186, 2001. 0304-8853. Biomagnetic Engineering Laboratory, Department of Mechanical Engineering, FAMU-FSU College of Engineering, Tallahassee, FL 32310, United States.

[18] Honda, T., Arai, K. I., and Ishiyama, K., Micro swimming mechanisms propelled by external magnetic fields *IEEE Transactions on Magnetics: Proceedings of the 1996 IEEE International Magnetics Conference (INTERMAG'96). Part 2 (of 3),Apr 9-12 1996*, vol. 32, no. 5 pt 2. Sep, pp. 5085-5087, 1996. 0018-9464. Tohoku Univ, Sendai, Jpn.

[19] Howard, M. A., Grady, M. S., Ritter, R. C., Gillies, G. T., Quate, E. G., and Molloy, J. A., Magnetic movement of a brain thermoceptor *Neurosurgery*, vol. 24, pp. 444-8, Mar, 1989.

[20] Intuitive Surgical, 2002, [En Ligne], http://www.intuitivesurgical.com/products/sales.html, (page consultée le 26/June/2004).

[21] Ishiyama, K., Arai, K. I., Sendoh, M., and Yamazaki, A., "Spiral-type micro-machine for medical applications," *Proceedings of the 2000 International Symposium on Micromechatronics and Human Science,Oct 22-25 2000,* pp. 65-69, 2000.

[22] Ishiyama, K., Sendoh, M., and Arai, K. I., Magnetic micromachines for medical applications *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 242-245, no. I. April, pp. 41-46, 2002. 0304-8853. Res. Inst. of Elec. Communication, Tohoku University, Aoba Sendai 980-8577, Japan.

[23] Ishiyama, K., Sendoh, M., Yamazaki, A., and Arai, K. I., Swimming micro-machine driven by magnetic torque *Sensors and Actuators, A: Physical*, vol. 91, no. 1-2. Jun 5, pp. 141-144, 2001. 0924-4247. Res. Inst. of Electric. Comm., Tohoku University, Sendai 980-8577, Japan.

[24] Ishiyama, K., Sendoh, M., Yamazaki, A., Inoue, M., and Arai, K. I., "Swimming of magnetic micro-machines under a very wide-range of Reynolds number conditions," *8th Joint Magnetism and Magnetic Materials -International Magnetic Conference- (MMM-Intermag),Jan 7-11 2001,* pp. 2868-2870, 2001.

[25] Jackson, J.D. *Classical Electrodynamics Second Edition*, John wiley and Sons, 1975.

[26] Jakubovics J.P. *magnetism and magnetic materials*, The institute of metals, 1987.

[27] Jarry, M., Otis, M., Semmaoui, H., Hache, G., and Fontaine, R., "Core Control Circuit for Submillimiterrobot," *A New Beginning for Human Health: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Sep 17-21 2003,* pp. 3427-3430, 2003.

[28] Jiles, D. *magnetism and magnetic materials*, Chapman and Hall, 1990.

[29] Kastler B. *Principes de l'IRM, Manuel d'auto Apprentissage*, Masson, 1994.

[30] Kehlenbeck, R. and Di Felice, R., Empirical Relationships for the terminal Settling Velocity of sheres in cylindrical Columns *Chemical Engineering Technology*, vol. 21, pp. 303-308, 1999.

[31] Kuhn, C., 16/1/1997, Minimally Invasive Surgery, [En Ligne], http://www-kismet.iai.fzk.de/TRAINER/mic_def1.html, (page consultée le 26/June/2004).

[32] Lake Shore Cryotronics, 2002, Hall Effect Sensors, [En Ligne], http://www.lakeshore.com/mag/hs/hsts.html#transverse, (page consultée le 7/Mar./2004).

[33] Martel, S., Mathieu, J.-B., Felfoul, O., Macicior, H., Beaudoin, G., Soulez, G., and Yahia, L., "Adapting MRI Systems to Propel and Guide Microdevices in the Human Blood Circulatory System," *26th Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* , San Francisco, Sept. 2004.

[34] Mathieu, J.-B., Martel, S., Yahia, L., Soulez, G., and Beaudoin, G., "Preliminary studies for using magnetic resonance imaging systems as a mean of propulsion for microrobots in blood vessels and evaluation of ferromagnetic artefacts," *Canadian Congress on Electric and Computer Engineering,* Montreal Canada, pp. p 835-838, 2003.

[35] Mathieu, J.-B., Martel, S., Yahia, L., Soulez, G., and Beaudoin, G., "MRI Systems as a Mean of Propulsion for a Microdevice in Blood Vessels ," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* , Cancun , pp. 3419-3422, Sept. 2003.

[36] Mathieu, J.-B., Martel, S., Yahia, L., Soulez, G., and Beaudoin, G., Preliminary Investigation of the Feasibility of Magnetic Propulsion for Future Microdevices in Blood Vessels *BioMedical Materials and Engineering*, vol. unpublished.

[37] McNeil, R. G., Ritter, R. C., Wang, B., Lawson, M. A., Gillies, G. T., Wika,

K. G., Quate, E. G., Howard, M. A. 3rd, and Grady, M. S., Characteristics of an improved magnetic-implant guidance system *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 8, pp. 802-807, 1995. 0018-9294. Stereotaxis, Inc, Menlo Park, CA, USA.

[38] Milnor, W. R. *Hemodynamics*, Baltimore/London: Williams and Wilkins, 1982.

[39] Molloy, J. A., Ritter, R. C., Grady, M. S., Howard, M. A. 3rd, Quate, E. G., and Gillies, G. T., Experimental determination of the force required for insertion of a thermoseed into deep brain tissues *Ann Biomed Eng*, vol. 18, pp. 299-313, 1990.

[40] Monson, E., Brasuel, M., Philbert, M. A., and Kopelman, R., PEBBLE nanosensors for *in vitro* bioanalysis, (page consultée le 23/June/2004).

[41] Montemagno, C. and Bachand, G., Constructing nanomechanical devices powered by biomolecular motors *Nanotechnology: Proceedings of the 1998 6th Foresight Conference on Molecular Nanotechnology, Nov 12-Nov 15 1998*, vol. 10, no. 3, pp. 225-231, 1999. 0957-4484. Cornell Univ, Ithaca, NY, USA.

[42] National Imports, National Imports - Rare Earth Magnets -, [En Ligne], http://www.rare-earth-magnets.com/, (page consultée le 6/Nov./2004).

[43] Nichols, W.W. and O'Rourke M.F. *McDonald's Blood Flow in Arteries*, Arnold, 1998.

[44] Oldenburg Universität, Patent-field induced local medication, [En Ligne], www.smallsystems.de/patent , (page consultée le 28/Mar./2002).

[45] Omega, 2004, Full bridge thin beam load cells, [En Ligne], http://www.omega.com/Pressure/pdf/LCL.pdf, (page consultée le 26/June/2004).

[46] Otis, M., Bernier, R., Pasco, Y., Menard, H., Semmaoui, H., Jarry, M., and Fontaine, R., "Development of an Hexapod BioMicRorobot with Nafion-Pt IPMC Microlegs," *A New Beginning for Human Health: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Sep 17-21 2003,* pp. 3423-3426, 2003.

[47] Quate, E. G., Gillies, G. T., Molloy, J. A., Ritter, R. C., Grady, M. S., and Howard III, M. A., Video tumor fighter magnetic manipulation system *university of virginia technical report No. UVA/640419/N-EEP89/103*, vol. pp. 135ppMay, 1989.(Abstract)

[48] Quate, E. G., Wika, K. G., Lawson, M. A., Gillies, G. T., Ritter, R. C., Grady, M. S., and Howard, M. A. I., Goniometric motion controller for the superconducting coil in a magnetic stereotaxis system *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 9, pp. 899-905, 1991. 0018-9294. Univ of Virginia, Charlottesville, VA, USA.

[49] Ritter, R. C., Quate, E. G., Gillies, G. T., Grady, M. S., Howard, M. A. 3rd, and Broaddus, W. C., Measurement of friction on straight catheters in in vitro brain and phantom material *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 45, pp. 476-85, Apr, 1998.

[50] Rushmer, R. F. *Structure and function of the cardiovascular system*, S. W. B. Saunders Company, 1972.

[51] Rushmer, R. F. *Organ Physiology*, W.B. Saunders Company, 1976.

[52] Sato, F., Jojo, M., Matsuki, H., Sato, T., Sendoh, M., Ishiyama, K., and Arai, K. I., "The operation of a magnetic micromachine for hyperthermia and its exothermic characteristic," *2002 International Magnetics Conference (Intermag 2002),* pp. 3362-3364, Apr. 2002-May 2002.

[53] Schenck J.F., The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging *Medical Physics*, vol. 23, pp. 815-850, 1996.

[54] Sendoh, M., Ajiro, N., Ishiyama, K., Inoue, M., Arai, K. I., Hayase, T., and Akedo, J., "Effect of machine shape on swimming properties of the spiral-type magnetic micro-machine," *Proceedings of the 1999 IEEE International Magnetics Conference 'Digest of Intermag 99',May 18-May 21 1999,* pp. GF-10, 1999.

[55] Sendoh, M., Ishiyama, K., Inoue, M., and Arai, K. I., "Fabrication of spiral-type magnetic micro-machine running in a gel," *2000 IEEE International Magnetics Conference-2000 IEEE INTERMAG,Apr 9-Apr 13 2000,* pp. AS-09, 2000.

[56] Sendoh, M., Ishiyama, K., and Arai, K. I., "Direction and individual control of magnetic micromachine," *2002 International Magnetics Conference (Intermag 2002),* pp. 3356-3358, Apr. 2002-May 2002.

[57] Sendoh, M., Ishiyama, K., Arai, K. I., Jojo, M., Sato, F., and Matsuki, H., "Fabrication of magnetic micro-machine for local hyperthermia," *2002 IEEE International Magnetics Conference (Intermag 2002),* pp. FU11, Apr. 2002-May 2002.

[58] Soong, R. K., Bachand, G. D., Neves, H. P., Olkhovets, A. G., Craighead, H. G., and Montemagno, C. D., Powering an inorganic nanodevice with a biomolecular motor *Science* , vol. 290, no. 5496, pp. 1555-1558, 2000. 0036-8075. Cornell Univ, Ithaca, NY, USA.

[59] Sugaware, M. , Kajiya, F., Kitabatake A., and Matsuo, H. *Blood flow in the heart and large vessels*, Springer-Verlag , 1989.

[60] Tebble R.S. and Craik D.J. *magnetic materials*, John Wiley and Sons, 1969.

[61] Timothy Chupp, 2004, Notes du cours Physics 290, Physics of the Mind and Body, Leçon : Physics of the Blood, (page consultée le 26/2004).

[62] Tohoku University, 2002, Arai Laboratory, [En Ligne], http://www.riec.tohoku.ac.jp/lab/arai/index-e.html, (page consultée le

28/Mar./2002).

[63] Uhlherr, P. H. T. and Chhabra, R. P., Wall effect for the fall of spheres in cylindrical tubes at high Reynolds number *Canadian Journal of Chemical Engineering*, vol. 73, no. 6, pp. 918-923, 1995. 0008-4034. Monash Univ, Clayton, Aust.

[64] Wellman, B. J., Howard III, M. A., Dacey, R. G., Grady, S., Ritter, R. C., and Gilles, G. T., "Magnetically guided interventional medicine," *Proceedings of Surgical-Assist Systems, Jan 25-28 1998,* pp. 15-25, 1998.

[65] White, F. M. *Fluid Mechanics fourth edition*, McGraw and Hill, 1999.

[66] White, F. M. *Viscous fluid flow*, McGraw-Hill series in mechanical engineering, 1991.

[67] Whitmore, R.L. *Rheology of the Circulation*, Pergamon Press, 1968.

[68] Yamaguchi, M. and Arai, K.-I., Micromagnetic devices fabricated by micromachining techniques *Funtai Oyobi Fummatsu Yakin/Journal of the Japan Society of Powder and Powder Metallurgy*, vol. 42, no. 10. Oct, pp. 1145 1995. 0532-8799. Tohoku Univ, Sendai, Jpn.

[69] Yesin, K. B., Vollmers, K., and Nelson, B., "Analysis and Design of Wireless Magnetically Guided Microrobots in body fluids," *International Conference on Robotics & Automation, New Orleans,* New Orleans, Apr. 2004.

ANNEXE A : TABLEAUX DES PARAMÈTRES PHYSIQUES DE LA CIRCULATION

*	C.G. Caro, T.J. Pedley, W.A. Seed (1974). "Mechanics of the circulation", Chapter 1 of cardiovascular physiology (ed. A.C. Guyton). Medical and Tecnical Publishers, London.) [5]
**	S.E. Charm, G.S. Kurland (1974). Blood Flow and microcirculation. Wiley biomedical health publication. John Wiley & Sons [6]
***	W.R. Milnor (1982). Hemodynamics,Williams and Wilkins [38]
~	M. Sugaware, F.Kajiya, A. Kitabatake, H. Matsuo (1989). Blood flow in the heart and large vessels, Springer-Verlag [59]
~~	R.L. Whitmore Rheology of the circulation first ed. Pergamon Press 1968 [67]

Être Humain	Diamètre	Longueur	Vitesse sanguine de pic	Vitesse sanguine moyenne	Re (pic) viscosité= 0,035 P	Re moyen
	cm	cm	cm/s	cm/s		
Aorte Ascendante	2.0-3.2~~		0-112*** 63~~	18***	3600-5800~~	1500(9400)***
Aorte	2.5**	50**				
Aorte abdominale	1.6-2.0~~		0-75*** 27~~	14***	1200-1500~~	640(3600)***
Grandes artères	0.2-0.6~~		20-50~~		110-850~~	
Artère	0.4**	50**				
Artère rénale			26-73***	40***		700(1300)***
Artère fémorale			2-52***	12***		200(860)***
Artériole	0.005**	1**				
Sphincter précapillaire	0.0035**	0.02**				
Capillaire	0.0008** 0.0005-0.0001~~	0.1**		0.05-0.1~~	0.0007-0.003~~	
Venules	0.0020**	0.2**				
Veine	0.5**	25**				
Grandes Veines	0.5-1.0~~			15-20~~	210-570~~	
Veine fémorale				4***		104
Veine cave	2.0~~ 3.0**	50**		11-16~~	630-900~~	
Veine cave supérieure			0-23***	9***		550(1400)***
Veine cave inférieure			0-46***	21***		1400(3000)***
Artère pulmonaire			0-96***	19***		1600(7800)***
Veine pulmonaire			10-38***	19***		800(2200)***

Chien	Diamètre	Longu-eur	Aire de section appr	Aire de sect-ion totale	Vitesse sanguin e de pic	Vitesse sanguine moyenne	Re (pic) (dans ~~ visc =0.03 P)	Re moyen
	cm	cm	cm^2	cm^2	cm/s	cm/s		
Aorte	1.0~~	40~~	0.8~~			30~~	1670~~	
Aorte ascendante	1.5*	5*	2*	2*	120* 0-290* 0-89***	20* 10-0* 15.8***	4500*	870 (4900)***
Aorte descendante	1.3*	20*	1.3*	2*	105* 25-250	20* 10-40*	3400*	
Aorte abdominale	0.9*	15*	0.6*	2*	55* 50-60* 0-60***	15* 8-20* 12***	1250*	370 (1870)***
Grandes Artères	0.3~~	20~~	3.0~~			13~~	130~~	
Artère coronale circonflexe proximale	0.27+-0.05~				39.0+-7.9~		261+-62~	
Artère coronale circonflexe distale	0.09+-0.02~				22.3+-8.4~		52.24~	
Artère rénale					26-74***	41***		440 (800) ***
Artère fémorale	0.4*	10*	0.2*	3*	100* 100-20* 1-42***	10* 10-15* 10***	1000*	130 (580)***
Artère carotide	0.5*	15*	0.2*	3*				
Branches artérielles principales	0,1~~	10~~	5.0~~			8~~	27~~	
Branches terminales	0.06~~	1~~	5.0~~			6~~	12~~	
Artériole	0.005*	0.15*	2e-5*	125*	0.75* 0.5-1.0*	0,3~~	0.09*	
Capillaire	0.0006*	0.06*	3e-7*	600*	0.07* 0.02-0.17*	0.07~~	0.001*	
Veinule	0.004*	0.15*	2e-5*	570*	0.35* 0.2-0.5*	0,07~~	0.035*	
Veines Terminales	0.15~~	1~~				1.3~~	6,5~~	
Banches veineuses principales	0.24~~	10~~				1,5~~	12~~	
Grandes Veines	0.6~~	20~~				3,6~~	72~~	
Veine fémorale						5***		92***
Veine cave supérieure					0-20***	8***		320 (790)***
Veine cave inférieure	1.0*	30*	0.8*	3.0*	25* 15-40* 0-40***	19***	700*	800 (1800)***
Artère pulmonaire principale	1.7*	3.5*	2.3*	2..3*	70* 0-72***	15* 6-28* 18***	3000*	900 (3700)***
Veine pulmonaire					9-30***	18***		270 (800)***

ANNEXE B : FONCTIONS MATLAB

```
function CalcVitTheo
%Cette fonction calcule la vitesse de l'écoulement qu'une bille donnée peut soutenir dans un tube donné en fonction des forces qui lui sont appliquées. Cette fonction a été utilisée pour interpréter les résultats et tracer les graphiques de l'expérience 3 du chapitre 4.
global DensFluid %Variables globales pour passer les paramètres à la fonction de résolution numérique
global DiaSphere
global Viscos
global Drag

%propriétés de matériau de la bille
Mag = 1.3289*10^6; %aimantation de saturation de l'acier au carbone 1010/1020 (A/m)
Density = 7.818; %Densité de l'acier au carbone 1010/1020 (g/cc)
% Mag = 1.9496*10^6;  %aimantation de saturation du permendur (A/m)
% Density = 8.12; %Densité du permendur (g/cc)
%Propriétés du Fluide
DensFluid = 0.99823; % Densité de l'eau (g/cc)
Viscos = 0.001002;  %Viscosité de l'eau (P)
% DensFluid = 1.05; %Densité du sang (g/cc)
% Viscos = 0.0035; %Viscosité du sang (P)
DiaSphere = 0.00314; %Diametre de la bille (m)
DiaTube = 0.00665; %Diametre du tube (m)
Lambda=DiaSphere/DiaTube; %Rapport de diametre bille tube
VTube = 0.5; % Valeur de départ pour la méthode de résolution numérique
VolSphere = 4/3*pi*(DiaSphere/2)^3;% Volume de la bille
PoidsSphere=VolSphere*1000*Density*9.81; %Poids de la Bille (N)
Buoy = VolSphere*1000*DensFluid*9.81; %Poussée d'Archimede (N)
Grad = [-0.018 -0.016 -0.014 -0.012 -0.009 -0.008 -0.007 0 0.007 0.008 0.009 0.012 0.014 0.016 0.018]; %Tableau des gradients utilisés
DutyCycle1 = 0.833333333;
DutyCycle2 = 0.416666666;
% calcul des vitesse d'écoulement théorique pour le premier duty cycle
GradMoy1= DutyCycle1*Grad; %Valeur moyenne du gradient pour le premier Duty Cycle
for ii = 1:15
    FMag=GradMoy1(ii)*Mag*VolSphere; % Calcul force magnétique
    SomForces=PoidsSphere-Buoy-FMag; % Somme des forces
    Drag=SomForces; %la force de trainée est égale a la somme des forces
    z = fsolve(@fCalcVitInf,VTube,optimset('Display','off','tolfun',1e-8));
% résolution numérique pour trouver la vitesse correspondant a Drag dans un écoulement libre
    VInf = z; %vitesse de la bille dans un écoulement libre
```

```
      ReInf   =   DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;   %Calcul   du
nombre de Reynolds
  %Calcul de la vitesse de l'écoulement dans le tube
      if ReInf<35
          P=1.44+0.05466*ReInf^0.434; %parametre de Kehlenbeck et Di
Felice

Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));%para
metre de Kehlenbeck et Di Felice
          VTube     =     ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf;
%Calcul de la vitesse d'écoulement dans le tube
      end
      if ReInf>35
          P=2.3+37.3*ReInf^-0.8686;%parametre  de  Kehlenbeck  et  Di
Felice

Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));%para
metre de Kehlenbeck et Di Felice
          VTube=((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf;%Calcul
de la vitesse d'écoulement dans le tube
      end
      if ReInf==35
          P=3.998850991; %parametre de Kehlenbeck et Di Felice

Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));%para
metre de Kehlenbeck et Di Felice
          VTube= ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf; %Calcul
de la vitesse d'écoulement dans le tube
      end
      VTubeTheo1(ii) = VTube;
  end
  % calcul des vitesse d'écoulement théorique pour le second duty
cycle
  Grad = [-0.018 -0.016 -0.014 -0.012 -0.009 -0.008 -0.007 0 0.007
0.008  0.009  0.012  0.014  0.016  0.018];  %Tableau  des  gradients
utilisés
  GradMoy2= DutyCycle2*Grad;
  for ii = 1:15
      FMag=GradMoy2(ii)*Mag*VolSphere; % Calcul force magnétique
      SomForces=PoidsSphere-Buoy-FMag; % Somme des forces
      Drag=SomForces; %la force de trainée est égale a la somme des
forces
      z                                                          =
fsolve(@fCalcVitInf,VTube,optimset('Display','off','tolfun',1e-8));
% résolution numérique pour trouver la vitesse correspondant a Drag
dans un écoulement libre
      VInf = z; %vitesse de la bille dans un écoulement libre
      ReInf   =   DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;   %Calcul   du
nombre de Reynolds
  %Calcul de la vitesse de l'écoulement dans le tube
      if ReInf<35
          P=1.44+0.05466*ReInf^0.434; %parametre de Kehlenbeck et Di
Felice

Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));%para
metre de Kehlenbeck et Di Felice
          VTube     =     ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf;
%Calcul de la vitesse d'écoulement dans le tube
```

```
      end
      if ReInf>35
          P=2.3+37.3*ReInf^-0.8686;%parametre de Kehlenbeck et Di
Felice

Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));%para
metre de Kehlenbeck et Di Felice
          VTube=((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf;%Calcul
de la vitesse d'écoulement dans le tube
      end
      if ReInf==35
          P=3.998850991; %parametre de Kehlenbeck et Di Felice

Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));%para
metre de Kehlenbeck et Di Felice
          VTube= ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf; %Calcul
de la vitesse d'écoulement dans le tube
      end
          VTubeTheo2(ii) = VTube;
  end
  %Tracer les résultats expérimentaux et théorique en fonction de
l'amplitude du gradient appliqué
  figure
  plot (Grad,VTubeTheo1)%tracer les valeurs théoriques du premier
duty cycle
  hold
  VTubeExp1 = [0.5194 0.5163 0.5020 0.4934 0.4859 0.4730 0.4738
0.4435 0.4134 0.4096 0.4092 0.3956 0.3781 0.3664 0.3544];% valeurs
expérimentales du premier duty cycle
  plot (Grad,VTubeExp1)%tracer les valeurs expérimentales du premier
duty cycle
  plot (Grad,VTubeTheo2,'r')%tracer les valeurs théoriques du second
duty cycle
  VTubeExp2 = [0.4763 0.4702 0.4672 0.4622 0.4560 0.4541 0.4538
0.4400 0.4258 0.4222 0.4218 0.4146 0.4086 0.4039 0.4001];%  valeurs
expérimentales du second duty cycle
  plot (Grad,VTubeExp2,'r')%tracer les valeurs expérimentales du
second duty cycle
  %Tracer les résultats expérimentaux et théorique en fonction de la
valeur moyenne du gradient appliqué
  figure
  plot (GradMoy1,VTubeTheo1) %tracer les valeurs théoriques du
premier duty cycle
  hold
  VTubeExp1 = [0.5194 0.5163 0.5020 0.4934 0.4859 0.4730 0.4738
0.4435 0.4134 0.4096 0.4092 0.3956 0.3781 0.3664 0.3544]; % valeurs
expérimentales du premier duty cycle
  plot (GradMoy1,VTubeExp1)  %tracer les valeurs expérimentales du
premier duty cycle
  plot (GradMoy2,VTubeTheo2,'r') %tracer les valeurs théoriques du
second duty cycle
  VTubeExp2 = [0.4763 0.4702 0.4672 0.4622 0.4560 0.4541 0.4538
0.4400 0.4258 0.4222 0.4218 0.4146 0.4086 0.4039 0.4001]; %  valeurs
expérimentales du second duty cycle
  plot (GradMoy2,VTubeExp2,'r') %tracer les valeurs expérimentales
du second duty cycle
  %Calcul de l'erreur
```

```
  Erreur1 = (VTubeTheo1 - VTubeExp1)./VTubeTheo1; %Calculer les
différences théorie expérience premier duty cycle
  Mean1= mean(Erreur1); % Calculer la moyenne de erreurs premier
duty cycle
  Erreur2 = (VTubeTheo2 - VTubeExp2)./VTubeTheo2; %Calculer les
différences théorie expérience second duty cycle
  Mean2= mean(Erreur2) % Calculer la moyenne de erreurs second duty
cycle


  %Fichier CalcVitInf.m contenant la formule de la force de traînée
à résoudre numériquement pour %trouver VInf à placer dans le même
répertoire que la fonction mère
  function y = f(VInf)
  global DensFluid
  global DiaSphere
  global Viscos
  global Drag

  ReInf = DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;
  Cd = 24/ReInf+6/(1+ReInf^0.5)+0.4;
  y = 1/2*DensFluid*1000*VInf^2*Cd*pi*(DiaSphere/2)^2-Drag;
```

```
function CalcFMagProp
%Cette fonction sert à calculer la force de propulsion nécessaire sur une bille dans un tube selon le modele de kehlenbeck et Di Felice. Elle a été utilisée pour tracer les graphiques du chapitre 5.

global Lambda %Variables globales pour passer les paramètres aux fonctions de résolution numérique
global DensFluid
global DiaSphere
global Viscos
global VTube

%propriétés de matériau de la bille
Mag = 1.3289*10^6; %aimantation de saturation de l'acier au carbone 1010/1020 A/m
Density = 7.818; %Densité de l'acier au carbone 1010/1020 g/cc
% Mag = 1.9496*10^6;  %aimantation de saturation du permendur A/m
% Density = 8.12; %Densité du permendur g/cc

%Propriétés du Fluide
DensFluid = 0.99823; % Densité de l'eau g/cc
Viscos = 0.001002;  %Viscosité de l'eau
% DensFluid = 1.05; %Densité du sang g/cc
% Viscos = 0.0035; %Viscosité du sang P

DiaTubeDepart = 0.00665; %Diametre du tube (m) Diamètre du plus grand tube, la fonction va calculer le gradient optimisé nécessaire pour 5 diamètres de tubes qui sont des fractions de DiaTubeDepart
VTubeDepart = 1; %Vitesse de l'écoulement maximale dans le tube (m/s), la fonction va calculer le gradient magnétique nécessaires pour dix valeurs de vitesses qui sont des fractions de VTube.

for ll=1:5;
    DiaTube=DiaTubeDepart*0.2*ll; % boucle pour 5 diamètres de tube
    for kk=1:10
        VTube = VTubeDepart*0.1*kk; % boucle pour 10 vitesses d'écoulement
        VTubePlot(kk)=VTube; %tableau pour tracer les graphiques
        for ii=1:30
            DiaSphere=(DiaTube*0.03*ii); % boucle pour essayer 30 diamètres de spheres qui sont des fractions du diamètre du tube afin de trouver celui qui est optimal.
            DiaSpherePlot(ii)=DiaSphere; %tableau pour tracer les graphiques
            VolSphere(ii) = 4/3*pi*(DiaSphere/2)^3; %volume de la sphere
            Lambda = DiaSphere/DiaTube; %rapport de diamètre
            VInf(ii) = fsolve(@f12,VTube,optimset('Display','off','tolfun',1e-7));    %Résolution numérique pour trouver à quelle vitesse la bille soumise à irait si elle n'était pas dans le tube. On ne connaît pas Re à priori donc on prend la correlation de Kehlenbeck et Di Felice pour laquelle P=cte=2.2
            ReInf(ii) = DensFluid*1000*VInf(ii)*DiaSphere/Viscos; %Nombre de reynolds dans un écoulement libre
```

```
            for jj = 1:3; % on a une valeur approximative de Re on
fait donc 3 itérations de résolution numériques pour calculer VInf.
Trois itérations suffisent pour que la valeur de VInf ne varie plus.
On utilise la corrélation complète de Kehlenbeck et Di Felice
                if ReInf(ii)<35
                      VInf(ii)=     fsolve(@f22,VInf(ii),optimset
('Display','off','tolfun',1e-7));
                   ReInf(ii)       =       DensFluid*1000*VInf(ii)
     *DiaSphere/Viscos; % Calcul de Re
                end
                if ReInf(ii)>35
                   VInf(ii)=fsolve(@f32,VInf(ii),optimset
('Display','off','tolfun',1e-7));
                   ReInf(ii)       =       DensFluid*1000*VInf(ii)
*DiaSphere/Viscos; % Calcul de Re
                end
                if ReInf(ii)==35
                   VInf(ii)=fsolve(@f42,VInf(ii),optimset(
'Display','off','tolfun',1e-7));
                   ReInf(ii)       =       DensFluid*1000*VInf(ii)
*DiaSphere/Viscos; % Calcul de Re
                end
                %ReInf=DensFluid*1000*z*DiaSphere/Viscos;  %Nombre
de reynolds dans un écoulement libre

            end

           Cd = 24/ReInf(ii)+6/(1+ReInf(ii)^0.5)+0.4; % Calcul du
coefficient de traînée
            Drag(ii)=          1/2*DensFluid*1000*VInf(ii)^2*Cd*pi
*(DiaSphere/2)^2; % Calcul de la force de traînée
             PoidsSphere(ii)=VolSphere(ii)*1000*Density*9.81;
%Calcul du poids de la sphère
             RatioRCube(ii)=Drag(ii)/(DiaSphere/2)^3;  %Calcul  du
ratio entre la force de trainee et le cube du rayon de la sphère

             if ii==1
                 RatioOptim= RatioRCube(ii); %Initialisation de la
variable de recherche du diamètre optimal de la sphère
             end
             if ii>1 % condition pour trouver le ratio de diametre
optimal pour un diametre de tube et une vitesse d'écoulement donnés
                 if RatioRCube(ii)<RatioOptim
                     iiMax=ii;
                     LambdaOptim(kk)=Lambda;
                     DragOptim(kk)= Drag(ii); % Calcul de la force
de trainee optimisée
                     GradMagOptim(kk,ll)                          =
DragOptim(kk)/VolSphere(ii)/0.5/Mag; %: DragOptim = Force Magnétique
optimisée= V*M*GradMag
                     RatioOptim= RatioRCube(ii);
                     DiaOptim(kk,ll)=LambdaOptim(kk)*DiaTube;
                 end
             end

         end
      end
   end
```

```
  %Tracer les résultats
  figure
  plot(VTubePlot,GradMagOptim(:,1),VTubePlot,GradMagOptim(:,2),VTube
Plot,GradMagOptim(:,3),VTubePlot,GradMagOptim(:,4),VTubePlot,GradMag
Optim(:,5));
  xlabel('Vitesse de l écoulement (m/s)')
  ylabel('Gradient Magnétique de propulsion (T/m)')
  title('Gradient Magnétique de propulsion optimisée dans 4 tubes en
fonction de la vitesse d écoulement')

   figure
  plot(VTubePlot,DiaOptim(:,1),VTubePlot,DiaOptim(:,2),VTubePlot,Dia
Optim(:,3),VTubePlot,DiaOptim(:,4),VTubePlot,DiaOptim(:,5));
  xlabel('Vitesse de l écoulement (m/s)')
  ylabel('Diametre (m)')
  title('Diametre optimal du microdispositif pour chaque tube en
fonction de la vitesse d écoulement')

  %Fichier f12.m contenant la formule de la force de traînée à
résoudre numériquement pour %trouver VInf à placer dans le même
répertoire que la fonction mère
  function y = f(VInf)
  global Lambda
  global DensFluid
  global DiaSphere
  global Viscos
  global VTube
  %P=2.2
  ReInf = DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;
  P=2.2;
  Lambdao=((0.27+0.06*(ReInf)^0.65)/(1+0.05*(ReInf)^0.65));
  y = ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf-VTube;

  %Fichier f22.m contenant la formule de la force de traînée à
résoudre numériquement pour %trouver VInf à placer dans le même
répertoire que la fonction mère
  function y = f(VInf)
  global Lambda
  global DensFluid
  global DiaSphere
  global Viscos
  global VTube
  %Re<35
  ReInf = DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;
  P=1.44+0.05466*ReInf^0.434;
  Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));
  y = ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf-VTube;

  %Fichier f32.m contenant la formule de la force de traînée à
résoudre numériquement pour %trouver VInf à placer dans le même
répertoire que la fonction mère
  function y = f(VInf)
  global Lambda
  global DensFluid
  global DiaSphere
  global Viscos
  global VTube
  global P
```

```
%Re>35
ReInf = DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;
P=2.3+37.3*ReInf^-0.8686;
Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));
y = ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf-VTube;
```

%Fichier f42.m contenant la formule de la force de traînée à résoudre numériquement pour %trouver VInf à placer dans le même répertoire que la fonction mère

```
function y = f(VInf)
global Lambda
global DensFluid
global DiaSphere
global Viscos
global VTube
%Re=35;

ReInf = DensFluid*1000*VInf*DiaSphere/Viscos;
P=3.998850991
Lambdao=((0.283+0.0492*(ReInf)^0.524)/(1+0.041*(ReInf)^0.524));
y = ((1-Lambda^P)/(1+(Lambda/Lambdao)^P))*VInf-VTube;
```