

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONCEPTION ET IMPLÉMENTATION D'UN CONTRÔLEUR POUR  
L'ASSERVISSEMENT D'UNE BILLE FERROMAGNÉTIQUE À L'INTÉRIEUR  
DU SYSTÈME CARDIOVASCULAIRE À L'AIDE D'UN APPAREIL D'IRM

SAMER TAMAZ  
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 2006



Library and  
Archives Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Published Heritage  
Branch

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file* *Votre référence*  
*ISBN: 978-0-494-19335-8*  
*Our file* *Notre référence*  
*ISBN: 978-0-494-19335-8*

#### 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 protègent 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.

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

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

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 :

CONCEPTION ET IMPLÉMENTATION D'UN CONTRÔLEUR POUR  
L'ASSERVISSEMENT D'UNE BILLE FERROMAGNÉTIQUE À L'INTÉRIEUR  
DU SYSTÈME CARDIOVASCULAIRE À L'AIDE D'UN APPAREIL D'IRM

présenté par : TAMAZ Samer

en vue de l'obtention du diplôme de : maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. DE SANTIS Romano, Ph.D., président

M. MARTEL Sylvain, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. BIRGLEN, Lionel, Ph.D., membre

*à Manh, Pah et Guruji*

## REMERCIEMENTS

Mes remerciements s'adressent tout d'abord à mon directeur de recherche Sylvain Martel, qui m'a donné la chance de prendre part à un projet d'envergure et fascinant, le MR-Sub. Par son dévouement pour ses étudiants, que ceux-ci fassent partie du laboratoire de NanoRobotique ou pas, il s'affirme comme un parfait exemple pour nous tous. Sous des airs qui laissent entrevoir austérité et exaspération se cache un personnage au grand cœur qui fournit son maximum pour contribuer à l'épanouissement scientifique de ses étudiants et qui se soucie de la survie de son équipe. Ce n'est d'ailleurs pas pour rien qu'on le qualifie de visionnaire. Merci encore M. Martel, c'est vraiment un privilège d'avoir été sous votre supervision. C'est lors de la rédaction d'articles que j'ai eu la possibilité de vraiment vous découvrir!

Je tiens à remercier profondément le professeur Richard Gourdeau, collaborateur du projet MR-Sub, pour ses précieuses suggestions et corrections qu'il a apportées pour le développement du contrôleur tout au long de ma maîtrise. Au terme de chaque réunion, j'avais un regain de motivation pour affronter à nouveau les problèmes.

À Neïla Kaou, qui à la suite d'onze mois de congés de maternité, a réussi à revenir à un moment crucial de ma maîtrise et m'aider dans la structuration et la correction de mon mémoire.

À Charles Tremblay avec qui j'ai particulièrement apprécié les échanges de dialogues d'ordre spirituels et philosophiques. Je te le dis encore, tu iras bien loin!

À Marc-Antoine Fortin que j'ai connu vers la fin de sa maîtrise a su gardé en moi l'image d'une personne intègre et très professionnelle et qui par son agissement a certainement laissé son empreinte dans l'esprit des membres du laboratoire.

À Olivier-Don Truong qui se dévoue envers toutes personnes pour leur fournir des solutions pragmatiques à leur problèmes.

À Bechara Moufarrej qui a usé de ses talents de rédaction en anglais pour apporter des retouches cruciales au niveau de la syntaxe et de la grammaire pour l'article de revue.

À Pascal Hannyoy, matinal inconditionnel, que je remercie infiniment pour m'avoir aidé à résoudre les multiples problèmes auxquels j'ai fait face avec le logiciel de simulation ainsi que ses précieux conseils en relation avec l'algorithme de contrôleur. Je garde aussi un bon souvenir de nos multiples conversations.

À l'équipe MR-Sub dans son ensemble que je qualifie de « Dream Team » pour la belle cohésion et entraide qui y réside.

Au chef suprême du projet MR-Sub Jean-Baptiste Mathieu, doté d'un dynamisme incomparable, qui est sans contredit le « drive » de l'équipe et le coordinateur par excellence qui allie adroitement sérieux et plaisanterie. Grâce à l'apparentée de nos tâches, J.B. s'est montré d'un grand secours pour l'aspect modélisation du projet.

À Ouajdi Felfoul, second pilier du MR-Sub qui de part son intégrité pour le projet a continué d'assurer sa présence lors des nuits d'expérimentation pour garantir le bon fonctionnement d'un aspect clé du projet. C'est par ailleurs grâce à son intermédiaire que j'ai découvert ce merveilleux labo. Merci Wajdi!

À Arnaud Chanu, partenaire direct des nuits de tests passés à l'IRM de l'hôpital Notre-Dame qui, au courant desquelles, pour n'importe quelle situation possible et inimaginable, réussit à garder un sang froid incomparable. Que je le harcèle avec mes multiples sollicitations d'ordre informatiques ou autres, et Dieu seul sait qu'il y en a eu, Arnaud s'est montré toujours extrêmement hospitalier : ce fut vraiment un plaisir!

À Éric Aboussouan qui contrairement à ce qu'on dit de lui est très sympathique même si lui non plus ne le reconnaît pas. Entre ses plaisanteries teintées d'humour noir et recherché se révèle d'un altruisme exceptionnel. De part ses connaissances et sa créativité, Éric apporte des solutions efficaces aux problèmes et émet des critiques constructives face à des solutions proposées. De part ses aptitudes, le départ prochain d'Éric laissera un grand vide au sein du laboratoire et principalement au sein de l'équipe MR-Sub. Tout le meilleur pour l'avenir!

À Pierre Pouponneau qui se surpasse dans son travail surtout lorsqu'il faut atteindre une date d'échéance a su montrer l'exemple au sein de l'équipe MR-Sub.

À Martin Mankiewicz, vétéran du labo et nouvelle recrue du projet MR-Sub recèle, parmi tant d'autres qualités, une aptitude remarquable quant au déverminage des codes complexes C++. Merci Mart!

À Michelle Raimbert qui lors de sa présence au laboratoire réussit à apporter joie et vitalité.

À tous les membres du laboratoire passés et présents que je n'ai pas cité et qui ont contribué à instaurer une ambiance de travail agréable.

De ma maigre expérience de vie, et spécialement de mes deux dernières années « vécues » au laboratoire de NanoRobotique, je réalise qu'en se lançant pour une maîtrise en vue d'accroître son savoir faire dans le domaine scientifique, c'est l'apport humain de nos pairs qui se dévoile graduellement et qui s'avère le plus valorisant de cette période d'apprentissage.

À Magdalena Panz qui par sa gaieté, ses aspirations et sa sagesse a apporté plus d'entrain dans l'achèvement de ma maîtrise.

À la Fondation l'Art de Vivre ainsi qu'à son fondateur Sa Sainteté Sri Sri Ravi Shankar qui m'ont équipé de précieuses techniques à la fois simples et efficaces me permettant d'affronter avec sagesse, calme et sérénité les situations difficiles et contraignantes au courant de ma maîtrise.

À ma proche famille, Pah, Manh et Agnès qui malgré les distances m'ont soutenu tout au long de ma maîtrise financièrement, émotionnellement et spirituellement.

## RÉSUMÉ

Le présent mémoire porte sur l'étude de l'usage d'un appareil clinique d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) comme moyen pour assurer la navigation en temps réel d'un corps ferromagnétique sans fil. Une telle étude vise à pouvoir exercer des interventions minimalement invasives à l'intérieur du système cardiovasculaire humain. Un algorithme de contrôle PID permettant d'acheminer une bille ferromagnétique en 2-D le long d'une trajectoire prédéfinie en présence d'un flot pulsatile est conçu et implémenté. Ce manuscrit comporte les premiers tests expérimentaux d'asservissement en 2-D en l'absence d'écoulement ainsi que les tests 1-D en présence d'un flot pulsé réalisés dans un environnement *in vitro* à l'aide d'un IRM clinique. Les résultats expérimentaux de ces tests sont corrélés à des résultats de simulations générés à l'aide du logiciel MATLAB/SIMULINK et discutés. Une étude de la stabilité et de la sensibilité du système est incluse en se basant sur des résultats de simulation.



## ABSTRACT

The present dissertation relates to study of the usage of a clinical Magnetic Resonance Imaging (MRI) system as a mean to insure the real-time navigation of an untethered ferromagnetic body. Such a study aims at exerting minimally invasive interventions inside the human cardiovascular system. A PID control algorithm allowing the conveyance of a ferromagnetic bead in 2-D on a predefined trajectory in the presence of a pulsatile flow is conceived and implemented. This manuscript includes the first experimental tests of a the 2-D servoing in the absence of flow as well as the 1-D tests in the presence of a pulsatile flow realized *in vitro* with a clinical MRI. The experimental results of these tests are correlated to the simulated results that were generated with the MATLAB/SIMULINK software and discussed. The study of the stability of sensitivity of the system is included based on the simulation results.

## TABLE DES MATIÈRES

<b>DÉDICACE</b> .....	<b>iv</b>
<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>v</b>
<b>RÉSUMÉ</b> .....	<b>viii</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ix</b>
<b>TABLE DES MATIÈRES</b> .....	<b>x</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>xiii</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>xvi</b>
<b>LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS</b> .....	<b>xvii</b>
<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>CHAPITRE 1 : REVUE DE LITTÉRATURE</b> .....	<b>3</b>
<b>CHAPITRE 2 : CONTEXTE DE L'ÉTUDE</b> .....	<b>6</b>
2.1 Objectif de l'étude .....	<b>6</b>
2.2 Description de la problématique .....	<b>6</b>
2.4 Solution adoptée .....	<b>7</b>
2.5 Méthodologie .....	<b>8</b>
<b>CHAPITRE 3 ARTICLE: REAL-TIME MRI-BASED CONTROL OF A     FERROMAGNETIC CORE FOR ENDOVASCULAR     NAVIGATION</b> .....	<b>10</b>
3.1 Auteur et co-auteurs .....	<b>10</b>
3.2 Abstract .....	<b>10</b>
3.3 Keyword .....	<b>10</b>
3.4 Introduction .....	<b>10</b>
3.5 Software Architecture .....	<b>12</b>
3.5.1 Real-time MRI Environment .....	<b>12</b>
3.5.2 System Overview .....	<b>13</b>
3.5.3 Suggested Architecture and Sequence Design .....	<b>15</b>
3.6 Model .....	<b>16</b>
3.7 Control .....	<b>18</b>
3.8 Experiments .....	<b>21</b>

3.8.1 2-D Quiescent Flow Control Setup.....	22
3.8.2 1-D Pulsatile Flow Control Setup.....	23
3.8.2 Control Setup Common to Both Experiments.....	24
3.9 Results.....	24
3.9.1 2-D Quiescent Flow Control .....	25
3.9.2 1-D Pulsatile Flow Control .....	29
3.10 Discussion .....	30
3.10.1 2-D Quiescent Flow Control Analysis .....	30
3.10.2 1-D Pulsatile Flow Control Analysis .....	32
3.11 Conclusion.....	33
3.12 Acknowledgement.....	33
<b>CHAPITRE 4 : CONSTRUCTION DU SYSTÈME DANS LE LOGICIEL DE SIMULATION .....</b>	<b>34</b>
4.1 Introduction .....	34
4.2 Implémentation du modèle.....	34
4.2.1 Implémentation des forces .....	35
4.2.2 Implémentation des contraintes physiques.....	38
4.3 Implémentation du contrôleur .....	39
4.3.1 Implémentation traditionnelle .....	39
4.3.2 Optimisation de l'implémentation du contrôleur.....	40
4.4 Conclusion .....	41
<b>CHAPITRE 5 : ÉTUDE DE LA STABILITÉ ET DE LA SENSIBILITÉ DU SYSTÈME.....</b>	<b>42</b>
5.1 Introduction .....	42
5.2 Étude de la stabilité.....	42
5.3 Étude de la sensibilité .....	47
5.3.1 Impact de la vitesse d'écoulement sur la trajectoire .....	47
5.3.2 Impact de la vitesse du temps de propulsion sur la trajectoire .....	51
5.4 Correction de la dérive.....	52
5.5 Conclusion .....	54
<b>CHAPITRE 6 : CONCLUSION GÉNÉRALE ET DISCUSSION .....</b>	<b>55</b>
<b>RÉFÉRENCES .....</b>	<b>59</b>

**ANNEXES .....63**

## LISTE DES FIGURES

Figure 2-1 : Présentation schématique de la problématique. ....	6
Figure 3-1 : Overview of the software system architecture. ....	15
Figure 3-2 : Overview of the real-time sequence for the 3D control environments...	15
Figure 3-3 : MRI Cartesian coordinates referential. ....	21
Figure 3-4 : Cartesian and polar system in the horizontal plane of the MRI. ....	21
Figure 3-5 : Block diagram of the discrete closed loop control system. ....	22
Figure 3-6 : 2-D experimental setup in quiescent flow. ....	22
Figure 3-7 : 1-D pulsatile flow setup. ....	23
Figure 3-8 : Human femoral rate flow waveform with an amplitude scale factor of 50. ....	24
Figure 3-9 : Plot of the position in x versus time of an open loop control experiment carried along the x-axis with $\nabla B_x=15$ mT/m and $\nabla B_y=30$ mT/m, with two corresponding simulation plots considering $\mu_s=0.5$ , and $\mu_{k_x}=0.1$ and $\mu_{k_x}=0$ respectively and one simulation plot considering a 73.9 nN rolling friction force. .....	25
Figure 3-10 : Plot of the position in z versus time of an open loop control experiment carried along the z-axis with $\nabla B_z=-26$ mT/m and $\nabla B_y=30$ mT/m, with two corresponding simulation plots considering a $\mu_s=0.5$ , and a $\mu_{k_z}=0.4$ and a $\mu_{k_z}=0.46$ respectively. ....	26
Figure 3-11 : Plot of the position in z versus the position in x of an open loop control experiment carried along the horizontal plane with $\nabla B_x=-15$ mT/m, $\nabla B_y=30$ mT/m and $\nabla B_z=-26$ mT/m, with three corresponding simulation plots considering $\mu_s=0.5$ , $\mu_{k_x}=0.1$ and $\mu_{k_z}=0.3, \mu_{k_z}=0.4, \mu_{k_z}=0.46$ respectively, $t =$ 2.64. ....	26
Figure 3-12 : Plot of the position in z versus the position in x of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with $\nabla B_y=30$ mT/m and $\nabla B_{y_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} =$ 40 mT/m, along a waypoint track whose xz-coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ;	

(5,8.8)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s=0.5$ , and  $\mu_{k_x}=0.1$  and  $\mu_{k_z}=0.4$  respectively, .....27

Figure 3-13 : Plot of the position in z versus the position in x of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y=30$  mT/m and  $\nabla B_{x_{max}} = \nabla B_{z_{max}} = 40$  mT/m, along a waypoint track whose xz-coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (5,8.8)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s=0.5$ , and  $\mu_{k_x}=0.05$  and  $\mu_{k_z}=0.3$  respectively, t = 13.5 s.....28

Figure 3-14 : Plot of the position in z versus the position in x of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y=30$  mT/m and  $\nabla B_{x_{max}} = \nabla B_{z_{max}} = 40$  mT/m, along a waypoint track whose xz-coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (5.1,8.7)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s=0.5$ , and  $\mu_{k_x}=0.05$  and  $\mu_{k_z}=0.3$  respectively, t = 20.2 s. ....28

Figure 3-15 : Plot of the position in z versus the position in x of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y=30$  mT/m and  $\nabla B_{x_{max}} = \nabla B_{z_{max}} = 40$  mT/m, along a waypoint track whose xz-coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (4,6)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s=0.5$ , and  $\mu_{k_x}=0.05$  and  $\mu_{k_z}=0.3$  respectively, t = 20.2 s.....29

Figure 3-16 : Plot of the position in x versus time of a closed loop control experiment carried with  $\nabla B_y=40$  mT/m and  $\nabla B_{x_{max}} = 40$  mT/m, along the x-axis with a waveform whose amplitude scale factor is adjusted to 50 for a set point  $x_w = 6$  cm.....30

Figure 3-17 : Plot of the position in x versus time of a closed loop control experiment carried with  $\nabla B_y = 40$  mT/m and  $\nabla B_{x_{max}} = 40$  mT/m, along the x-axis with a waveform whose amplitude scale factor is adjusted to 60 for a set point  $x_w = 6$  cm.....30

Figure 4-1 : Présentation schématique des forces appliquées à la bille pour un déplacement horizontal en 2-D.....35

Figure 4-2 : Bloc SIMULINK du modèle principal émettant les coordonnées de la position courante.....35

Figure 4-3 : Bloc SIMULINK pour calcul de la force de magnétique. ....	36
Figure 4-4 : Bloc SIMULINK pour calcul de la force de trainee.....	36
Figure 4-5 : Bloc SIMULINK pour calcul des forces de frottements. ....	37
Figure 4-6 : Bloc SIMULINK de décision pour réinitialisation d'intégrateur.....	37
Figure 4-7 : Amplitude des gradients de lecture en fonction du temps. ....	38
Figure 4-8 : Bloc SIMULINK du contrôleur principal.....	39
Figure 4-9 : Bloc SIMULINK du sous-système du bloc contrôleur principal. ....	40
Figure 4-10 : Bloc SIMULINK du PID transverse.....	40
Figure 5-1 : Simulation reflétant l'impact de la vitesse du flot selon l'entrée 1-a du Tableau 5-1. ....	50
Figure 5-2 : Simulation reflétant l'impact de la vitesse du flot selon l'entrée 1-b du Tableau 5-1. ....	50
Figure 5-3 : Simulations reflétant l'impact de $t_{gprop}$ selon l'entrée 1-c du Tableau 5-1. .....	52
Figure 5-4 : Simulation reflétant l'impact d'une consigne ayant un profil de vitesse trapézoïdal selon l'entrée 3 du Tableau 5-1.....	53
Figure 5-5 : Tracés des positions, vitesses, et commande en x et z en fonction du temps reflétant l'impact d'une consigne ayant un profil de vitesse trapézoïdal correspondant aux mêmes conditions que la Figure 5-4.....	53
Figure 6-1 : Tracé de l'onde de débit avec un facteur d'échelle de 10 et de l'onde de vitesse correspondante en fonction du temps en considérant un diamètre de vaisseau de 5 mm. ....	57

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 5-1: Légende détaillée pour les tracés de la position en z versus la position en x d'une simulation d'un système de contrôle en boucle fermée sur un plan horizontal avec $\nabla B_y = 30$ mT/m, $\nabla B_{y_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} = 40$ mT/m, $K_{TP} = 2$ , $K_{TD} = 0.02$ , $K_{TI} = 0.05$ , $K_{NP} = 5$ , $K_{ND} = 0.1$ , et $r_z = 2$ cm. ....	49
---	----



## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

A	Aire de section ( $m^2$ )
B	Induction magnétique ou densité de flux ( $w/m^2$ ou T)
b	Poussée d'Archimède (N)
D	Force de traînée (N)
°	Degré
<i>erp</i>	Erreur en régime permanent (m)
<i>f</i>	Force de frottement (N)
$F_m$	Force Magnétique (N)
$F_{Mx}$	Force Magnétique selon l'axe x (N)
$F_{My}$	Force Magnétique selon l'axe y (N)
$F_{Mz}$	Force Magnétique selon l'axe z (N)
$G_\omega$	Gradient de lecture ou de fréquence
H	Champ magnétique (A/m)
IRM	Imagerie par résonance Magnétique
$K_{TP}$	Gain proportionnel transverse
$K_{TD}$	Gain dérivatif transverse
$K_{TI}$	Gain intégrateur transverse
$K_{NP}$	Gain proportionnel normal
$K_{ND}$	Gain dérivatif normal
l	Litre
M	Magnétisation (A/m)
$M_p$	Dépassement (%)
MKS	Système Mètre-Kilogramme-Seconde
$\mu$	Viscosité du fluide ( $Kg.m^{-1}.s^{-1}$ )
$\mu_0$	Perméabilité du vide (Henry/m)
$\mu_x$	Coefficient de frottement de glissement

$\mu_s$	Coefficient de frottement de glissement statique
$\mu_k$	Coefficient de frottement de glissement dynamique
$\nabla B$	Gradient Magnétique (T/m)
p	Poise, Unité de viscosité
PD	Proportionnel-Dérivé
PID	Proportionnel-Intégral-Dérivé
$r_z$	rayon de précision
t	durée de l'expérimentation (s)
$T_s$	Temps de stabilisation (s)
v	Vitesse du dispositif (m/s)
$v_f$	Vitesse du fluide (m/s)
u	Vitesse relative (m/s)
$u_o$	Commande (T/m)
$V_M$	Volume ferromagnétique (m <sup>3</sup> )
W	Poids (N)

## INTRODUCTION

Les interventions minimalement invasives, qu'elles soient d'ordre diagnostiques ou chirurgicales, sont de plus en plus considérées dans le domaine médical, vu la susceptibilité offerte au patient de retrouver un rétablissement plus rapide. Communément, ce genre d'intervention fait appel aux cathéters et aux endoscopes. Néanmoins, ces derniers sont pénalisés par certains aspects inhérents à leurs tailles et à leurs formes. Ce qui limite la possibilité d'accès à certaines zones de l'organisme humain plus sinueuses ou plus étroites.

Le projet intitulé MR-Sub (Magnetic Resonance Submarine) s'inscrivant dans la lignée des interventions minimalement invasives, propose une solution pour contrer ces limitations tout en étant complémentaire aux deux techniques dont il a été fait mention préalablement. Le projet MR-Sub vise à assurer la navigation d'un micro-dispositif sans fil à l'intérieur de l'appareil cardio-vasculaire du corps humain à l'aide d'une plateforme d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). En incluant dans ce micro-dispositif des éléments ferromagnétiques il s'avère désormais possible de le propulser [1] à l'aide de gradients magnétiques fournis par les bobines de gradient de l'IRM. Pour garantir la navigation du micro-dispositif en question dans le dédale vasculaire, sa localisation en temps réel s'impose. Pour y remédier, une technique permettant de localiser un objet ferromagnétique à l'aide des gradients de lecture fournis par l'IRM fut développée pour le cas statique [2] ainsi que pour le cas dynamique [3]. Le suivi de la position ainsi que la modification des gradients de propulsion en temps réel sont réalisés en établissant un protocole de communication avec un IRM doté d'une aptitude temps réel [4]. En vue de pouvoir mener le micro-dispositif d'un point de départ à un point d'application le long d'un chemin, ce dernier est tout d'abord divisé en segments rectilignes aux bouts desquels s'inscrivent des points de cheminement. De suite, le long de chaque segment, un contrôle rétroactif a été développé et est l'objet de la présente étude. Ce dernier, en se basant sur la position en temps réel du micro-dispositif, se charge de le conduire d'un point de cheminement au suivant, et ce, en calculant les gradients de propulsion correspondant.

Bien que le projet MR-Sub vise des endroits difficilement accessibles en partie de par leur taille, la première partie de l'étude qui consistait en une preuve de concept porte sur l'étude de la navigation à l'échelle macroscopique qui se focalise sur l'acheminement de micro-dispositifs dans des vaisseaux de gros calibres tel que les artères ou les artérioles.

Pour l'échelle microscopique le lecteur trouvera les concepts de base dans [5] et [6]. Par ailleurs, notons que les micro-dispositifs envisagés devant comporter des objets ferromagnétiques *a priori* toxiques des études de biocompatibilité sont menées en parallèle et les solutions envisagées sont en cours de développement [7].

Le présent mémoire portant sur le contrôle permettant l'acheminement du dispositif Mr-Sub à l'échelle macroscopique est organisé de la façon suivante : dans un premier temps, une revue de littérature est exposée en relation avec les interventions minimalement invasives portant une possibilité d'automatisation. Dans un second temps, le contexte de l'étude est présenté dans sa globalité. Dans un troisième temps, un article de revue relatant des expérimentations de contrôle bidimensionnel sans écoulement et unidirectionnel dans un écoulement pulsé est inséré. Dans un quatrième temps, la description du système en relation avec le logiciel de simulation est détaillée. Dans un cinquième temps, une étude de la stabilité et de la sensibilité du système est exhibée. Une discussion générale et des recommandations finalisent cet ouvrage.

## CHAPITRE 1 : REVUE DE LITTERATURE

Ce chapitre se concentre sur la présentation de travaux effectués dans le contexte des interventions minimalement invasives et qui sont similaires au projet MR-Sub. L'objectif de cette revue de littérature étant de répertorier les solutions adoptées pour effectuer le contrôle de tels dispositifs naviguant ou intervenant dans le corps humains avec tout ce que cela comporte comme contraintes.

La compagnie Given Imaging [8] a mis au point une capsule dans laquelle une caméra couleur est incorporée, et qui, du moment où elle est ingérée par le patient jusqu'à son excrétion, parcourt naturellement l'appareil digestif en prenant près de 50,000 images qui sont transmises à un système d'acquisition par le biais de capteurs placés sur le corps du patient. Notons que le chemin de parcours de la caméra n'est assujéti à aucun contrôle.

Dans [9] on présente un prototype de microrobot qui conduirait un endoscope à travers le conduit intestinal. Le microrobot ayant un diamètre de 5 mm et une longueur de 10 mm est constitué d'un micromoteur et d'un cylindre relié par un axe de transmission flexible. Lorsque le micromoteur est actionné, Grâce au cisaillement en forme de spirale à l'instar du filetage d'une vis, le microrobot exploite le mucus formé entre l'engin et le conduit pour avancer ou reculer dépendamment du signe du courant électrique le long du conduit tout en évitant l'endommagement de la paroi de ce dernier. La vitesse de déplacement du microrobot est directement liée à la vitesse rotative du micromoteur. Bien qu'il en n'est pas fait mention dans l'étude en question, étant donné que le microrobot conduit un endoscope, ce dernier permet de relever l'emplacement en temps réel de la zone à examiner par le biais de la caméra de l'endoscope.

Dans [10, 11] on fait usage de bobines de gradient pour déplacer des objets ferromagnétiques aux formes hétéroclites mais se rapprochant en majorité de la forme elliptique et dont la taille est de l'ordre de 300 à 600 $\mu$ m. La forme elliptique est avantageuse puisqu'elle permet de réduire l'impact de la force de traînée sur le dispositif. En modifiant l'orientation des bobines de gradient à l'aide d'une commande par ordinateur, un moment est généré sur l'objet ferromagnétique qui

s'aligne à nouveau selon le champ magnétique qui lui est imposé. La manoeuvrabilité expérimentale de l'objet est assurée à l'aide d'une rétroaction visuelle d'une caméra microscope.

Dans [12] on utilise des actionneurs électromagnétiques pour déplacer un prototype qui servirait entre autre à la microchirurgie dans les vaisseaux sanguins. Ce prototype est composé d'un aimant permanent inclus dans une boule de styrol de forme sphérique ou elliptique à laquelle est jointe une plaque élastique de 100  $\mu\text{m}$  d'épaisseur en guise de nageoire. Les tests expérimentaux ont été exécutés à l'intérieur d'un conduit rempli d'eau pour évaluer la position et la vitesse du prototype en fonction de la fréquence du champ magnétique opérant en mode alternatif. Pour déduire la position, un câble connecte le prototype à une tige en cuivre. Lorsque le prototype se déplace le long du conduit, la courbure de la tige est mesurée par le biais d'un capteur laser.

Similaire à l'approche de [9], la compagnie Stereotaxis [13] place des aimants au bout de cathéters et de guides de façon à pouvoir les télécommander et les positionner avec grande précision le long des vaisseaux sanguins, et ce, à l'aide du champs magnétique en courant continu  $B_0$  fourni par un système baptisé Niobe®. En modifiant la position spatiale des bobines de gradients au sein du système, un moment est appliqué au bout du cathéter ou du guide qui peut être reconduit selon une autre orientation. La position est relevée grâce à l'imagerie par fluoroscopique.

Les travaux de Khamesee [14, 15] se concentrent sur le contrôle par lévitation magnétique de microrobots dans l'air et de son déplacement dans un environnement 3-D. La rétroaction de la position en 3-D est assurée à l'aide d'un capteur laser pour chacun des axes du repère cartésien. Un régulateur PID est appliqué mais agit indépendamment selon chacun de ces axes pour un déplacement 3-D. En vue de rendre l'asservissement plus robuste, le contrôle adaptatif est considéré pour un déplacement unidirectionnel selon chacun des trois axes.

Dans [16] on emploie un algorithme basé sur l'utilisation des champs potentiels pour établir une planification de trajectoire pour l'insertion d'aiguilles à l'intérieur de tissus humains. Cet algorithme connu sous le nom de champ potentiel permet d'éviter les obstacles en augmentant la force de répulsion à mesure que l'aiguille se rapproche d'un obstacle. Les tests expérimentaux sont réalisés à l'aide d'un

manipulateur robotique planaire. Une caméra est utilisée uniquement pour le monitoring de l'expérimentation.

Hormis les travaux de Khamesee faisant mention du contrôle 3-D des microrobots développés, les autres études similaires portant sur des dispositifs pour des interventions minimalement invasives laissent à supposer soit que la maturité des recherches n'a pas atteint un stade où le contrôle s'impose soit que le contrôle par rétroaction visuelle est suffisant pour leurs applications.

En ce qui concerne le projet Mr-Sub où un dispositif sans fil est introduit dans le système vasculaire en présence d'un flot sanguin pulsatile le contrôle rétroactif automatisé s'impose à défaut de perdre le dispositif. De plus, la solution de contrôle développée sera soumise à des contraintes supplémentaires liées à l'IRM.

## CHAPITRE 2 : CONTEXTE DE L'ÉTUDE

### 2.1 Objectif de l'étude

L'objectif de l'étude consiste à concevoir et implémenter un contrôleur qui assurerait la navigation endovasculaire d'une bille ferromagnétique localisée et propulsée à l'aide d'un appareil clinique d'imagerie par résonance magnétique.

À ce jour, n'ayant ni conçu le micro-dispositif ni adopté une géométrie particulière, toutes les études au sein du MR-Sub se font sur une bille ferromagnétique de forme sphérique.

### 2.2 Description de la problématique

Le micro-dispositif, en l'occurrence la bille dans notre cas, devant suivre une trajectoire donnée dans le système cardiovasculaire pour opérer à un endroit particulier (Figure 2-1), plusieurs contraintes aussi bien physiologiques que physiques (liée à l'utilisation de l'IRM) sont à prendre en compte pour développer un contrôle adéquat au système.

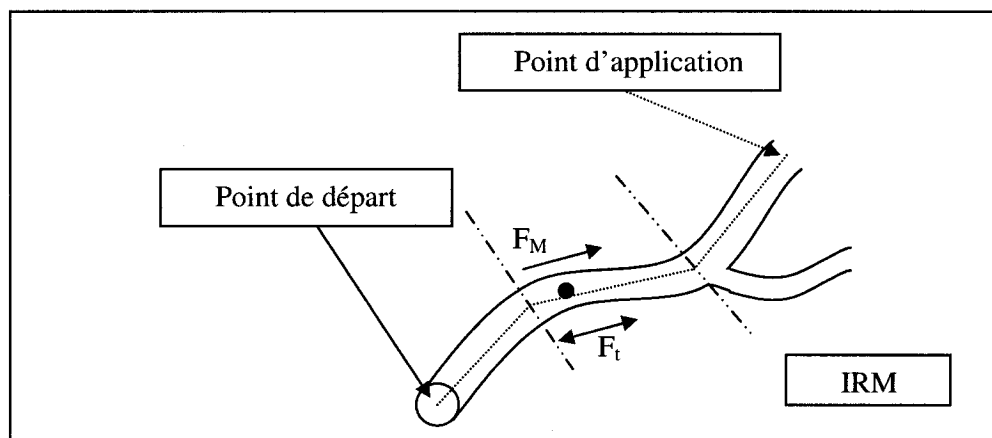


Figure 2-1 : Présentation schématique de la problématique.

En effet, de prime abord, l'étude doit tenir compte de l'environnement 3-D dans lequel la bille opère. De plus, les commandes de propulsion soumises à la bille devront agir en symbiose pour épouser la trajectoire délimitée par les parois des



vaisseaux. Par ailleurs, la présence de l'écoulement sanguin nécessite une lecture en temps réel de la position de la bille en vue de générer promptement une commande correctrice pour y remédier. De plus, les gradients magnétiques disponibles sur un IRM sont limités en amplitude et en temps d'application à cause de l'échauffement des bobines magnétiques, la force fournie au dispositif s'en trouve plafonnée. Un contrôle rétroactif performant s'impose donc pour ce genre de navigation. Comme tout contrôleur agissant en temps réel, l'échantillonnage de la position apporte des contraintes supplémentaires à cette étude.

## **2.4 Solution adoptée**

Préalablement à ce travail, une étude préliminaire sur le contrôle au sein du projet MR-Sub a été considérée [17]. Cependant le modèle adopté était unidimensionnel et ne prenait pas en considération la force de traînée  $D$  liée à la présence du flot. Il est à noter que cette étude s'est limitée qu'à des tests de simulations.

Les éléments essentiels du projet MR-Sub soient la propulsion, la localisation dynamique et la communication temps réel avec l'IRM étant opérationnels, nous avons alors opté pour un algorithme de contrôle pour compléter l'étude. L'objectif prioritaire étant de valider la preuve de concept dans les plus brefs délais en tenant compte des contraintes du système mentionnées plus haut. De ce fait, le régulateur PID s'est avéré le candidat favori pour sa simplicité et son universalité en temps que technique de contrôle exploratoire.

Il est à noter que l'intérêt du projet est de contrôler le dispositif et non de le manœuvrer uniquement. Manœuvrer suggère le fait de fournir une direction au dispositif ou plus précisément, consiste à appliquer une force normale à la trajectoire du dispositif pour diriger la bille entre deux voies possibles. Or, d'une part, il se pourrait que dans une situation donnée, à un point donné, plus de deux voies se présentent au dispositif. Dans ce cas-là, manœuvrer ne s'avère pas une option fiable. D'autre part, ceci empêcherait des interventions qui nécessiteraient le déplacement

du dispositif à contre courant, et augmenterait des frictions non sollicitées entre le dispositif et les parois des vaisseaux.

Le contrôleur PID tient son nom des trois composantes (proportionnelle, intégrale et dérivée) auxquelles sont liées les trois gains correspondants :  $K_P$ ,  $K_I$  et  $K_D$ .

Ces trois gains sont ajustés de manière à atteindre des critères spécifiques. Pour l'application en cours, la priorité est de minimiser d'une part l'erreur de position entre la bille et la consigne à atteindre lorsque le temps tend vers l'infini qui n'est autre que l'erreur en régime permanent ( $erp$ ) et d'autre part le dépassement de la consigne ( $M_P$ ), au détriment du temps de stabilisation ( $T_s$ ). Ce dernier sera fixé par les contraintes temporelles liées au dispositif lui-même soient : essentiellement le temps de parcours pour se rendre à la zone d'opération, la durée de l'opération puis le temps de son extraction du corps humain.

Ce sont les composantes proportionnelle et intégrale du PID qui se chargent principalement de minimiser l' $erp$ , tandis que la composante dérivée contribue à tempérer la vitesse de déplacement de la bille, et par conséquent à réduire le dépassement de la consigne au détriment d'un plus long temps de stabilisation ( $T_s$ ) [17].

## 2.5 Méthodologie

En vu d'atteindre les objectifs dans les plus courts délais, une méthodologie simple et efficace est adoptée en conséquence. Dans un premier temps, un modèle simple, reflétant les forces et les contraintes partiellement décrites auparavant auxquels la bille est soumise, est considéré. Dans un second temps, des tests de simulations en boucle ouverte sont effectués dont les résultats sont comparés à ceux des tests expérimentaux en vue de valider le modèle considéré. Une fois le modèle en boucle ouverte validé, un contrôleur est sélectionné, calibré et joint au modèle pour ainsi établir un système de contrôle en boucle fermé. Si le contrôleur assure l'asservissement de la bille pour les critères spécifiés par voie de simulation, il est testé expérimentalement. Une fois de plus, si les résultats de simulation et d'expérimentation sont concordants, la prochaine contrainte la plus significative est

incluse au modèle courant et les étapes sont suivies à nouveau. Dans le cas échéant, des améliorations au contrôleur sont apportées ou bien une autre modalité de régulation est considérée.

Suivant cette méthodologie, un système de contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée appliqué aux axes horizontaux de l'IRM est validé pour un modèle unidimensionnel. L'expérience menée pour cette validation portait sur le cas du contrôle d'une bille se déplaçant le long d'un tube rempli d'eau stagnante répondant à une consigne en forme d'échelon dans le cas de la boucle fermée. Par la suite, des écoulements continus puis pulsatiles dans le même sens et s'opposant à la trajectoire de la bille sont considérés. En parallèle, les tests d'un système de contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée ont permis de valider un modèle bidimensionnel selon le plan horizontal de l'IRM. Le contrôle d'une bille baignant dans une eau stagnante se déplaçant selon une trajectoire rectiligne sur une plaque et répondant à une consigne en forme d'échelon est effectué. Par la suite, des points de cheminement placés au niveau des bifurcations sont définis pour faire suivre à la bille une trajectoire sinueuse. Finalement, des points de cheminement intermédiaires sont rajoutés pour accroître la robustesse du contrôleur. Les principaux résultats de ces tests sont regroupés dans l'article faisant l'objet du chapitre 3 suivant.

# **CHAPITRE 3 ARTICLE: REAL-TIME MRI-BASED CONTROL OF A FERROMAGNETIC CORE FOR ENDOVASCULAR NAVIGATION**

Soumis à *Journal of Transactions on Biomedical Engineering* le 17 juin 2006.

## **3.1 Auteur et co-auteurs**

Samer Tamaz, Arnaud Chanu, Jean-Baptiste Mathieu, Richard Gourdeau et Sylvain Martel

## **3.2 Abstract**

This study shows that even a simple PID controller can be used in a clinical MRI system for real-time navigation of a ferromagnetic bead along a pre-defined trajectory. The rectilinear navigation of the bead is validated experimentally along a two-dimensional (2-D) path as well as the control of the bead in a pulsatile flow. These two experiments suggest that the likelihood of controlling untethered microdevices equipped with a ferromagnetic core inside blood vessels can be envisioned.

## **3.3 Keyword**

Real-time control, magnetic resonance, minimally invasive interventions, blood vessels, ferromagnetic.

## **3.4 Introduction**

Minimally invasive intervention (MII) is a modality increasingly considered by physicians that reduce potential risks and injuries incurred to patients while allowing shorter recovery periods. One of these modalities, catheterism, offers an efficient way to reach remote areas. Nevertheless, being restricted by its radius of curvature

and frictions on the endothelial membrane, catheters have limitations in sinuous and narrow vessels.

Although the use of catheters or probes remains advantageous in many cases, new techniques aimed to alleviate these limitations are beginning to appear in the medical field. In [8] for instance, a camera capsule pill is carried naturally through the gastrointestinal pathway and acts as an untethered endoscope. Nonetheless, MII involving cardiovascular navigation of untethered devices for applications such as highly localized drug delivery for deep-seated tumor cells, thermal treatment at specific sites, diagnosis or surgeries, and conveyance of magnetic resonance imaging (MRI) contrast mediums to name but a few possibilities, may provide highly valuable tools in the future to the medical practitioners.

Hence, in order to reach remote areas within the complex cardiovascular pathway, magnetic propulsion [10-12, 14, 15, 18-20] offers an advantage at such a scale over other proposed actuation methods for operation in the human body. Other demonstrations of controlling the displacement of a ferromagnetic device in vitro using magnetic gradients [11, 12] for future potential uses in humans have been performed without initially considering during the tests an imaging modality capable of locating such a device inside the human body. Here, the displacement control of a ferromagnetic core is performed using the imaging gradient coils of a clinical MRI system in order to validate the approach under the constraints imposed by such a platform capable of providing feedback position of the device inside the human body. Considering existing constraints, such as delays imposed by MR-imaging sequences, and communication between hardware and software modules in the MRI platform, to name but only two examples, the results would reflect a more realistic view of controlled navigation of a ferromagnetic device inside the human cardiovascular network. In sight of such an application, an MRI system by comparison to other apparatus found in clinics is an ideal platform, providing not only enhanced soft tissue imaging contrasts, but also magnetic gradient propulsion, imaging, interfaces, and the control capabilities required for endovascular navigation.

This paper presents the first 2D *in vitro* control experiments using a clinical MRI system. These constitute a decisive step towards upcoming *in vivo* control experiments.

### 3.5 Software Architecture

The development of a proper software architecture must take into account the fact that controlling these devices in the human cardiovascular system proves to be quite challenging due to the non-negligible pulsatile blood flow, whose variations in waveform's amplitude from one vessel to another, add complexity in the conveyance of the device to the targeted area through a pre-assigned path. In such a turbulent environment, proper delay reduction in the software architecture in order to guarantee real-time navigation is essential to sustain stable control of the device.

Another major constraint that must be considered in such a control application is the fact that when operating in the MRI bore, propulsion and tracking cannot be applied simultaneously. Hence, by alternating between these two processes, we demonstrate that it is still possible to convey the device from one location to another along a pre-determined path [21] using MRI-based navigation. This path is acquired at a preliminary stage of the intervention and fragmented into rectilinear segments which are then delimited by waypoints. Along each segment, a PID-based feedback controller calculates the propulsion command to be applied to the device based on its acquired position [22, 23]. The operation modes of the tracking, propulsion and control subsystems are scheduled by the MRI software architecture [24, 25].

The presented architecture allows the guidance of a ferromagnetic microdevice through the use of a standard real-time clinical MRI system in a specially designed phantom [26]. In this study, a Siemens Avanto 1.5 T clinical MRI system is used. The architecture and sequence presented here are analyzed in terms of their impact on the controller needs and the minimum reachable real-time feedback time.

#### 3.5.1 Real-time MRI Environment

The propulsion and navigation of the device is made possible through a seamless interaction with the MRI imaging gradient coils that are able to induce a force on the

ferromagnetic core as explained in more details in Sect. III. Such propulsion capabilities are thus intimately linked with the MRI specifications, allowing the displacement of the device. However, another major key aspect in the feasibility of the software architecture is the real-time aspect of the Siemens Avanto MRI system. Since most clinical and interventional MRI systems are now engineered with real-time capabilities, such an application such as the MR-Sub project [27] is feasible on most upcoming hardware systems.

The environment considered here includes two main modules that are used during every Siemens MRI acquisition. The first module known as Integrated Development Environment for Applications (IDEA) is the sequence module used to design and run the developed sequences for propulsion and tracking. The other module is the Image Calculation Environment (ICE) and is mainly responsible for the image reconstruction using the k-space data acquired during the sequence. A common sequence would then excite the protons using an RF wave and encode the frequencies and phases of the proton volume in the k-space matrix. Each line of the k-space would be sent to the ICE module for image construction by inverse Fourier Transforms [28]. Using the provided real-time MRI capabilities, one can react on the running sequence from the ICE module. That is, gradient amplitudes and directions, RF wave and ADC parameters can be changed on the fly through the use of the real-time special framework. Such real-time changes can trigger special events in the sequence and generate new data for the ICE module, hence creating a real-time feedback loop between the two modules. By integrating a real-time controller in the ICE real-time framework, it is possible to constantly monitor the acquired data for device tracking and apply the required gradient strength and direction for propelling the device towards a given target.

### **3.5.2 System Overview**

The proposed hardware environment allows a complete integration of the propulsion, control and tracking needs for an endovascular device navigating in the cardiovascular system. An overview of the system's software architecture is depicted in Figure 3-1. It illustrates all the required components and interactions

between the modules to allow the 3D navigation of a microdevice in complex vascular networks. As described in Sect. IV., 1D and 2D device control in a quiescent and pulsative flow environment is described. As shown in Figure 3-1, three additional sub-modules (Positioning, RoadMap, and Gradients calculation) and one Main Agent embedded in the ICE module were implemented to allow propulsion and steering control of the microdevice. For endovascular navigation, high definition angiography images for target selection by a potential user may be required. The RoadMap module takes care of this operation by gathering the appropriate image of the region of interest until the user has made the target selection. The target position is then transmitted to the main agent for final destination coordinates. But at present, this RoadMap module is only used to embed a pre-selected path into the architecture at runtime. This path is in the form of a text file containing the x, y and z positions of the desired waypoints to be followed by the device.

The Position module is responsible for the device's position calculation, based on the acquired projections and an MR-sequence based on magnetic signature selective excitation [29-31] These projections are correlated with an initial position mask, constructed during the first acquisition of the sequence. The maximum amplitude from the correlation is used as the actual shift in position on a given axis in the MRI referential.

These positions are then used by the Gradients module to compute the correct gradient amplitudes for the next waypoint in the planned path to the final target. These data are sent to the Main Agent that acts as a manager for communication between both sides of the framework, namely IDEA and ICE.

The Main Agent sends the new gradient vector to the running sequence through the real-time framework. The main concern in this system is the time delay for a given feedback loop. As described in more details in Sect. II.C., this delay is responsible for the controller's sample time and is directly proportional to the complexity of the controller itself.



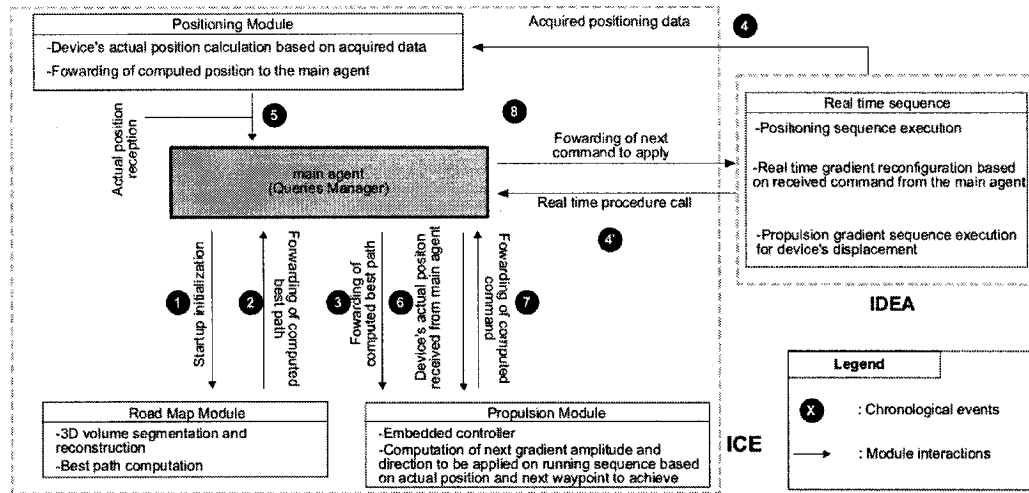


Figure 3-1 : Overview of the software system architecture.

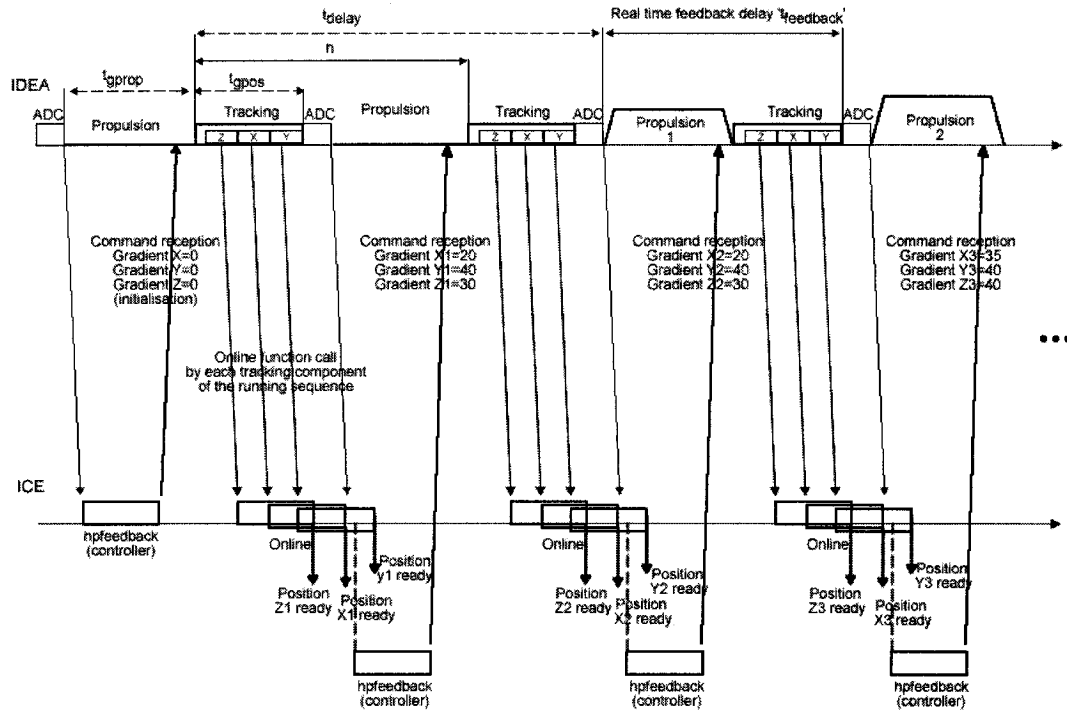


Figure 3-2 : Overview of the real-time sequence for the 3D control environments.

### 3.5.3 Suggested Architecture and Sequence Design

In order to evaluate the most appropriate control environment, we developed a 3-D sequence for 1-D and 2-D experiments for which the presented controller (see Sect. IV.) is implemented. We present in Figure 3-1 the selected sequence and

illustrate the three aspects relevant for the controller's performance; i.e. the time delay between a position request on a given axis and the actual propulsion of the device on the same axis denoted  $t_{delay}$ , the sampling time  $h$  that represents the time between two successive position requests, and the feedback time which stands for the minimum allowed delay between a call to the ICE real-time controller function and the return to the paused running sequence denoted  $t_{feedback}$ . Figure 3-2 illustrates the timing and event occurrences of the sequence design for 3-D control.

### 3.6 Model

A simplified model for simulating the 3-D MRI-based navigation of a ferromagnetic spherical bead in a fluidic *in vitro* environment is considered. The model regroups five major forces acting on the bead. The magnetic force generated by the MR-imaging coils is defined as

$$\vec{F}_m = \mu_0 \cdot V_m \cdot (\vec{M} \cdot \nabla) \vec{H} \quad \text{Equation 3.1}$$

where  $\mu_0$  is the permeability of free space,  $V_m$  is the magnetic volume of the ferromagnetic bead,  $\vec{M}$  its magnetization,  $\vec{H}$  is the magnetic gradient and  $\nabla$  the gradient operator. The fluid drag is expressed as

$$\vec{D} = \frac{1}{2} \rho_f \cdot \|\vec{u}\|^2 \cdot A_t \cdot C_D \cdot \frac{\vec{u}}{\|\vec{u}\|} \quad \text{Equation 3.2}$$

where  $\rho_f$  is the fluid density,  $u$  is the relative velocity between the bead and the fluid,  $A_t$  is the cross-sectional area of the bead, and  $C_D$  is the drag coefficient for a sphere defined as

$$C_{D\infty} \approx \frac{24}{Re} + \frac{6}{1 + \sqrt{Re}} + 0.4; \quad 0 \leq Re \leq 2 \times 10^5. \quad \text{Equation 3.3}$$

In Eq. 3,  $Re$  is the Reynolds number and it is defined as

$$\text{Re} = \frac{\rho_f \cdot \|\vec{u}\| \cdot d_b}{\mu} \quad \text{Equation 3.4}$$

where  $\mu$  is the fluid viscosity, and  $d_b$  the diameter of the bead. The infinite sign in Eq. 3 denotes a distance far enough from the bead such that variations of the drag force due to the vessel's walls are negligible. The weight of the bead is defined as

$$\vec{W} = V \cdot \rho \cdot \vec{g} \quad \text{Equation 3.5}$$

with  $\rho$  is the mass density of the bead. The buoyancy force is expressed as

$$\vec{b} = V \cdot \rho_f \cdot \vec{g} \quad \text{Equation 3.6}$$

where  $V$  is the physical volume of the bead and  $g$  is the gravitational acceleration. The sliding friction force is defined as

$$\vec{f}_s = \mu_x \cdot \|\vec{W} - \vec{b}\| \cdot \vec{u}_T \quad \text{Equation 3.7}$$

with  $\mu_x$  is the sliding friction coefficient, which can either be static  $\mu_s$  or kinetic  $\mu_k$ , and  $\vec{u}_T$  represents de transverse unit vector. The rolling friction force [32] is defined as

$$\vec{f}_r = \frac{f_g \cdot a}{R} \cdot \|\vec{W} - \vec{b}\| \cdot \vec{u}_T \quad \text{Equation 3.8}$$

where  $R$  is the perpendicular distance between the point of contact and the force  $f_r$ ,  $f_g$  is the rolling friction coefficient. In Equation 3.8,  $a$  is the radius of the contact circle between both objects defined as

$$a = \left( \frac{3 \|\vec{W} - \vec{b}\| \cdot r}{4E^*} \right)^{1/3} \quad \text{Equation 3.9}$$

In Equation 3.9, the Young's modulus  $E^*$  and the equivalent radius  $r$  are defined respectively as

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad \text{Equation 3.10}$$

$$\frac{1}{r} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

where  $\nu_1$  and  $\nu_2$  represent the Poisson's ratio of solids 1 and 2 respectively,  $E_1$  and  $E_2$  their Young's modulus and  $R_1$  and  $R_2$  their radii.

### 3.7 Control

Reference [33] mentions the difficulty of propelling microdevices in a cardiovascular system due to the relative wide range of vessels' diameters. Thus, the controller algorithm presented here is dedicated for macroscale navigation, which focuses in conveying the device in vessels such as arteries and arterioles whereas microscale navigation is introduced in [5, 6]. The damage that the bead will induce on the vessel's walls, either by collision or friction, is considered to be negligible. Nevertheless, to insure a smooth conveyance of the bead to destination, collisions and the risk that the bead gets trapped in the endothelium have been minimized and as such, an appropriate explorative 2-D control strategy is adopted based on the PID controller. This control algorithm can be easily adapted to 3-D and tested once the MRI is equipped with additional coils capable of generating magnetic gradients susceptible to levitate the bead. Hence, to ensure the rectilinear motion of the core along the segments traveled by the ferromagnetic bead in 2-D in the presence of a flow, the commands applied along the x and z axes are determined based on TNB frame and then converted to the Cartesian coordinate system. Figure 3-3 illustrates

the orientation of the Cartesian system with respect to the MRI bore. A discrete regulator makes use of a PID controller acting along the transverse direction of the segment and a PD controller acting along the normal direction (represented as  $\vec{N}$  in Figure 3-4). When the bead navigates along a vessel subjected to a flow, the normal steady state error is negligible compared to the transverse error. Therefore, for the latter controller, the integral term is discarded.

The Laplace transfer function of the transverse controller is expressed as

$$K_T(s) = \frac{U_T(s)}{E_T(s)} = K_{TP} + K_{TD}s + \frac{K_{TI}}{s}. \quad \text{Equation 3.11}$$

Using the bilinear transformation  $s = \frac{z-1}{h}$ , the discrete transfer function of the transverse controller becomes

$$K_T(z) = \frac{U_T(z)}{E_T(z)} = K_{TP} + K_{TD} \frac{z-1}{zh} + K_{TI} \frac{zh}{z-1}. \quad \text{Equation 3.12}$$

In Equation 3.12,  $U_T$  is the amplitude of the command along the transverse direction of the current segment, with  $K_{TP}$ ,  $K_{TD}$ , and  $K_{TI}$  representing the transverse proportional, derivative, and integral gains respectively,  $E_T$  represents the transverse quadratic distance separating the targeted position of the bead from its current position, defined as

$$E_T(z) = \|E_r(z)\| \cdot |\sin(\alpha_e)| \cdot \text{sign}(\gamma - \theta_e) \quad \text{Equation 3.13}$$

where  $\alpha_e$  represents the angle formed by the segment and the normal component of the quadratic error  $E_r$ . The third term in Equation 3.13 acknowledges the sign of the error so that transverse error vector is always pointing towards the waypoint.

The time based error is the quadratic error defined as

$$e_r(t) = \sqrt{(x_w - x(t))^2 + (z_w - z(t))^2} \quad \text{Equation 3.14}$$

where  $x_w$  and  $z_w$  are the waypoint's coordinates. The angle  $\gamma$  from Equation 3.13 is defined as

$$\gamma = \tan^{-1} \left( \frac{z_w - z_w^-}{x_w - x_w^-} \right) \quad \text{Equation 3.15}$$

where  $x_w^-$  and  $z_w^-$  are the previous waypoint's coordinates. The commands along the x and z axes are derived respectively by the following equations

$$\begin{aligned} U_x(z) &= U_T(z) \cos(\gamma) + U_{N_x}(z) \\ U_z(z) &= U_T(z) \sin(\gamma) + U_{N_z}(z) \end{aligned} \quad \text{Equation 3.16}$$

where  $U_{N_x}$  and  $U_{N_z}$  represent the amplitude of the command along the x and z coordinates respectively which is applied along the normal direction of the segment as described by the following equations

$$\begin{aligned} U_{N_x}(z) &= K_{NP} E_N(z) \cos(\beta_e) - K_{ND} V_N(z) \cos(\beta_v) \\ U_{N_z}(z) &= K_{NP} E_N(z) \sin(\beta_e) - K_{ND} V_N(z) \sin(\beta_v). \end{aligned} \quad \text{Equation 3.17}$$

The angles from Equation 3.17  $\beta_e$  and  $\beta_v$  are respectively formed by the positive x-axis and the normal error  $E_N$  and the normal velocity  $V_N$ .

The angle  $\theta_e$  from Equation 3.13 is defined as

$$\theta_e = \tan^{-1} \left( \frac{z_D - z(t)}{x_D - x(t)} \right) \quad \text{Equation 3.18}$$

A linear normalization is used to ensure that the commands applied do not exceed the gradient limits of the x and z axes. A saturator is applied to the integral component of the PID in order to avoid the integral windup effect.

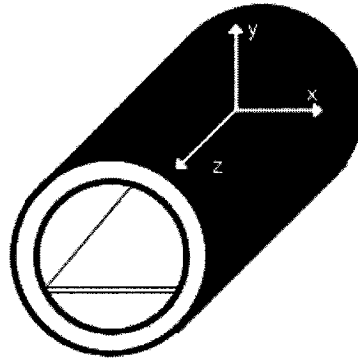


Figure 3-3 : MRI Cartesian coordinates referential.

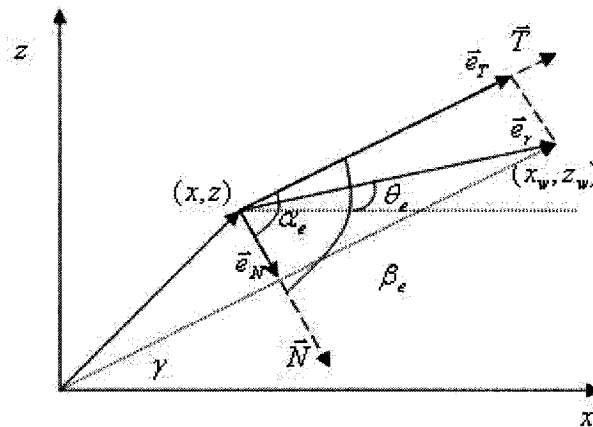


Figure 3-4 : Cartesian and polar system in the horizontal plane of the MRI.

### 3.8 Experiments

Two types of experiments were carried in order to evaluate the performance of the controller in a 2-D environment when acting along two dimensions in a quiescent flow on one side and in one dimension in a pulsatile flow on the other side. All experiments used a chrome steel bead of 1.5 mm diameter [34] and mass density  $\rho = 8.41 \text{ kg/m}^3$ . The value of the mass density is obtained experimentally by averaging over a large sample. A value of  $1.35 \times 10^6 \text{ A/m}$  (1.69 T) for the saturation magnetization of the bead was measured with a Gaussmeter (Walker Scientific MG-50, 10G to 10kG) under an applied field  $B_0 = 1.5 \text{ T}$ .

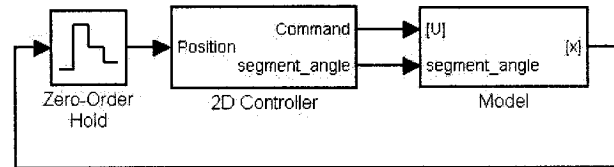


Figure 3-5 : Block diagram of the discrete closed loop control system.

### 3.8.1 2-D Quiescent Flow Control Setup

The ferromagnetic sphere is placed on a thin rigid polymethylmethacrylate (PMMA) plate that is mounted on the nuts of three threaded plastic rods which are screwed to a thick PMMA plate that forms the base of the setup. By adjusting the nuts screwed to the threaded rods, the horizontality of the thin plate is attained based on an air level. A PMMA lid is placed on the thin plate to trap the bead that allows a 3 mm vertical gap and stabilized by the use of rubber bands (elastics) as shown in Figure 3-6.

Due to the significant friction forces existing between the bead and the PMMA plate, open loop experiments were conducted to evaluate the parameters of our model. Closed loop experiments were carried by entering waypoints coordinates into the ICE as well as the control gains.

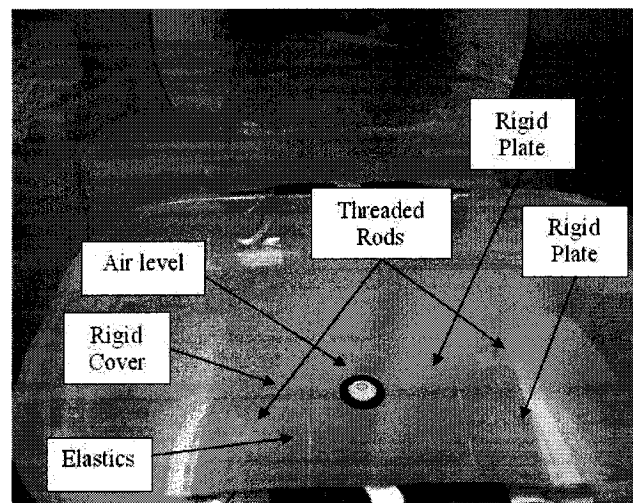


Figure 3-6 : 2-D experimental setup in quiescent flow.



### 3.8.2 1-D Pulsatile Flow Control Setup

A ferromagnetic sphere with identical characteristics is placed in a rigid cylindrical tube of inner diameter of 9.82 mm. The tube is inserted in a plinth PMMA that ensures its horizontality. Flexible tubes are used to connect the cardiovascular pump outlet and inlet to the tube's embouchures. Handmade PMMA filters enclosing nylon stockings meshes are inserted between the rigid tube and the flexible tube to avoid leakage of the fluid pump and to constrain the bead inside the rigid tube. For the pump to function adequately, the fluid consists of a mix of 40% of glycerol and 60% of water. The alignment of the rigid tube with the x-axis is ensured with the MRI laser beam. A femoral flow, whose typical rate waveform (see Figure 3-8) in humans is provided by a special programmed pump [35].

At the beginning of the experiment, the pump would carry the bead in the positive x-axis along the tube. Upon visual inspection, once the pump reversed its pumping direction, causing the bead to drift to the other side of the tube, the sequence was launched, assigning to the controller a positive target along the x-axis, and thus acting opposite to the flow.

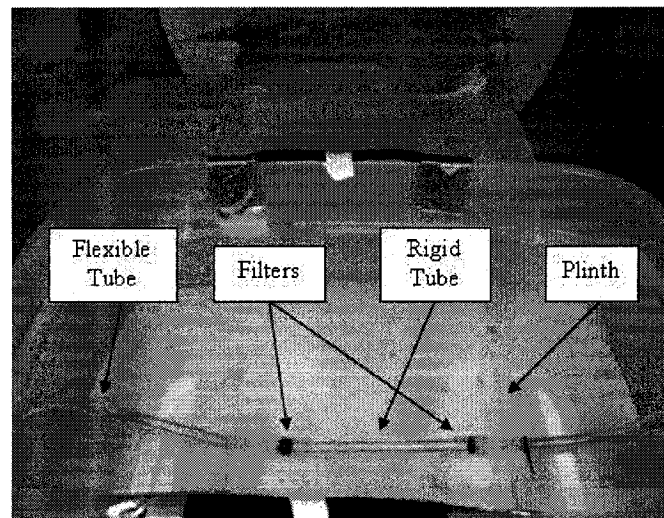
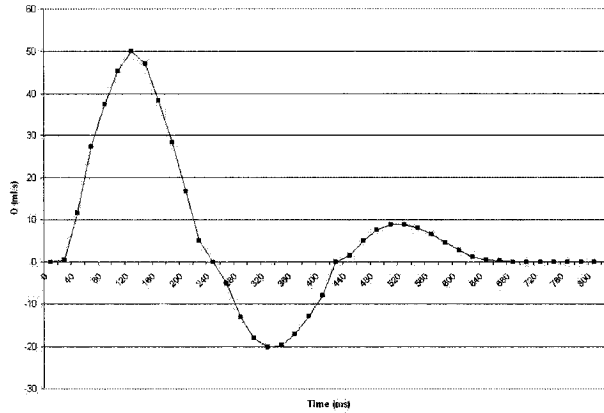


Figure 3-7 : 1-D pulsatile flow setup.



**Figure 3-8 : Human femoral rate flow waveform with an amplitude scale factor of 50.**

### 3.8.2 Control Setup Common to Both Experiments

The immersion of both setups is required in order to acquire the position of the sphere with an MR-tracking technique using RF excitation of the surrounding protons excited by the bead's magnetic field [29, 31].

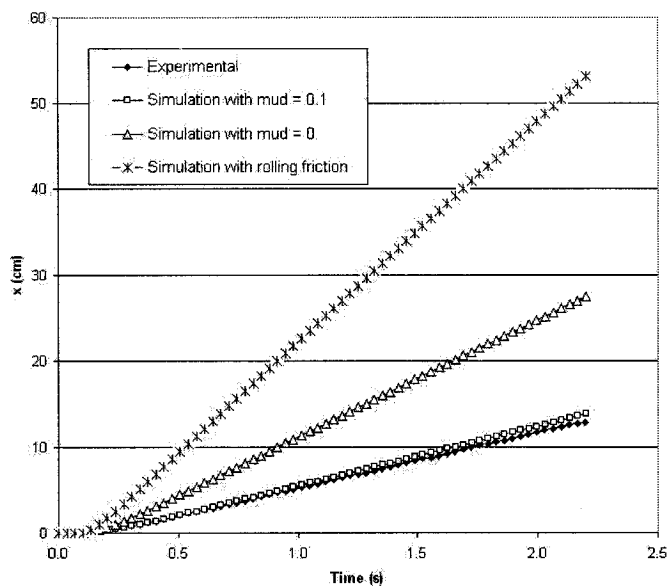
## 3.9 Results

The tracking module considers the first acquired position as the origin of the Cartesian reference mark. The maximum peak-to-peak magnetic gradient amplitudes along the x and z axes were set to 80 mT/m. From data in our previous experiments [29, 31], the minimal time to acquire the xyz-coordinates of a current position is  $t_{gpos} = 16$  ms. The minimal paused running sequence obtained experimentally is  $t_{feedback} = 30$  ms, which is closely related to the complexity of the controller as noted in Sect. II.B. Therefore, the time left to apply the propulsion gradients is  $t_{gprop} = t_{feedback} - t_{gpos} = 14$  ms. Experiments are thus carried with  $h = t_{feedback} + t_{adc} = 33.8$  ms, and  $t_{delay} = h + t_{gpos} + t_{adc} = 53.7$  ms as depicted in Figure 3-1. A minimal  $t_{feedback}$  is chosen to minimize  $t_{delay}$ . Therefore a duty cycle  $t_{gprop}/h = 41.37\%$  is chosen. The 2-D controller described in Sect. III is used to perform the closed loop control experiments. According to [36], the static friction coefficient between the steel and PMMA is 0.5. Taking into account these parameters, the simulations were carried with MATLAB/SIMULINK [37] whose block diagram is show in Figure 3-5. Based

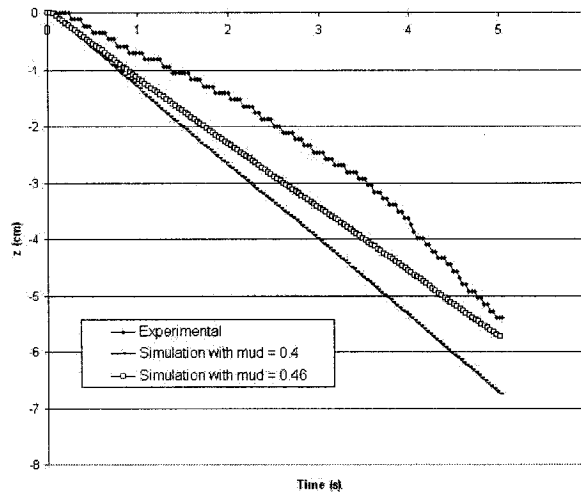
on the simulation, the control gains were adjusted heuristically in order to minimize the steady state error, the oscillations and the overshoot.

### 3.9.1 2-D Quiescent Flow Control

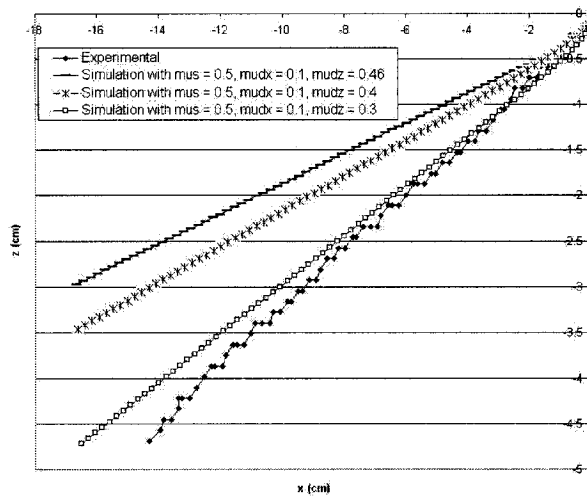
The open loop experiments are conducted in order to evaluate the kinetic friction coefficients along both the x and z axes individually (Figure 3-9 and Figure 3-10) and simultaneously (Figure 3-11). Upward gradients along y are applied in order to reduce the effects of friction.



**Figure 3-9 : Plot of the position in x versus time of an open loop control experiment carried along the x-axis with  $\nabla B_x = 15$  mT/m and  $\nabla B_y = 30$  mT/m, with two corresponding simulation plots considering  $\mu_s = 0.5$ , and  $\mu_{k_x} = 0.1$  and  $\mu_{k_x} = 0$  respectively and one simulation plot considering a 73.9 nN rolling friction force.**



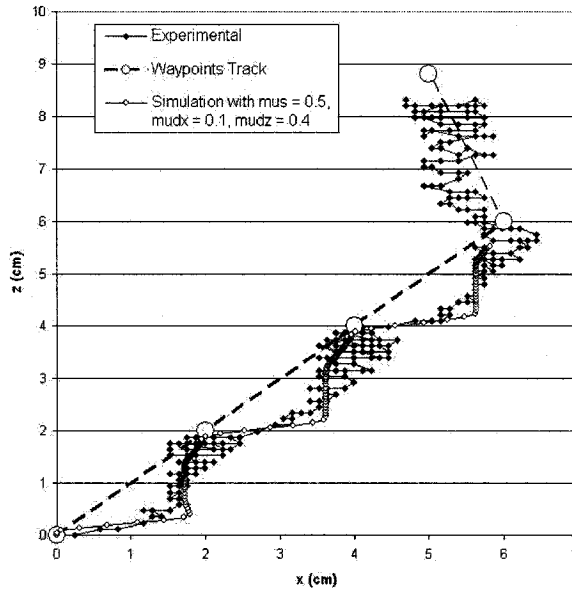
**Figure 3-10 :** Plot of the position in  $z$  versus time of an open loop control experiment carried along the  $z$ -axis with  $\nabla B_z = -26$  mT/m and  $\nabla B_y = 30$  mT/m, with two corresponding simulation plots considering a  $\mu_s = 0.5$ , and a  $\mu_{k_z} = 0.4$  and a  $\mu_{k_z} = 0.46$  respectively.



**Figure 3-11 :** Plot of the position in  $z$  versus the position in  $x$  of an open loop control experiment carried along the horizontal plane with  $\nabla B_x = -15$  mT/m,  $\nabla B_y = 30$  mT/m and  $\nabla B_z = -26$  mT/m, with three corresponding simulation plots considering  $\mu_s = 0.5$ ,  $\mu_{k_x} = 0.1$  and  $\mu_{k_z} = 0.3$ ,  $\mu_{k_z} = 0.4$ ,  $\mu_{k_z} = 0.46$  respectively,  $t = 2.64$ .

The closed loop experiments are conducted along the  $x$  and  $z$  axes following the waypoint track. Figure 3-12 and Figure 3-13 show the same experimental data correlated with simulation data differing in the choice of friction coefficient values. Figure 3-14 illustrates the data of a similar experiment along with the corresponding

simulation. Figure 3-15 illustrates the data of an experiment where there are no intermediate waypoints along the first segment. In the simulation, the water density  $\rho_f$  and viscosity  $\mu$  are respectively set to  $1 \text{ g/cm}^3$  and  $0.001002 \text{ Pa.s}$ . Based on the tuning technique, the controller gains were adjusted to  $K_{TP} = 2$ ,  $K_{TD} = 0.02$ ,  $K_{TI} = 0.05$ ,  $K_{NP} = 5$  and  $K_{ND} = 0.1$ . The anti-windup limits were set to half the maximum gradient's peak amplitude.



**Figure 3-12 : Plot of the position in z versus the position in x of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y = 30 \text{ mT/m}$  and  $\nabla B_{y_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} = 40 \text{ mT/m}$ , along a waypoint track whose xz-coordinates are  $[(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (5,8.8)] \text{ cm}$ , with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s = 0.5$ , and  $\mu_{k_x} = 0.1$  and  $\mu_{k_z} = 0.4$  respectively,  $t = 13.5 \text{ s}$ .**

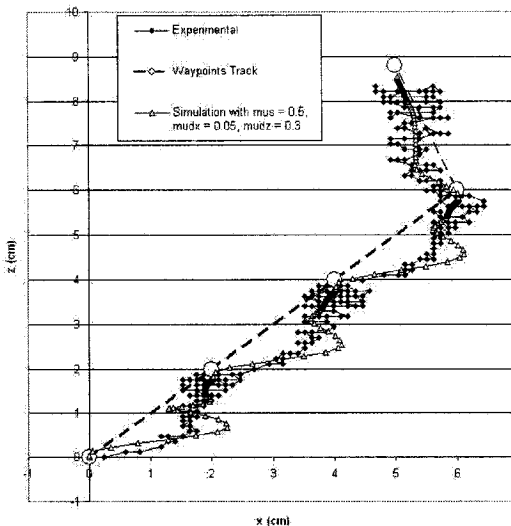


Figure 3-13 : Plot of the position in  $z$  versus the position in  $x$  of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y = 30$  mT/m and  $\nabla B_{x_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} = 40$  mT/m, along a waypoint track whose  $xz$ -coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (5,8.8)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s = 0.5$ , and  $\mu_{k_x} = 0.05$  and  $\mu_{k_z} = 0.3$  respectively,  $t = 13.5$  s.

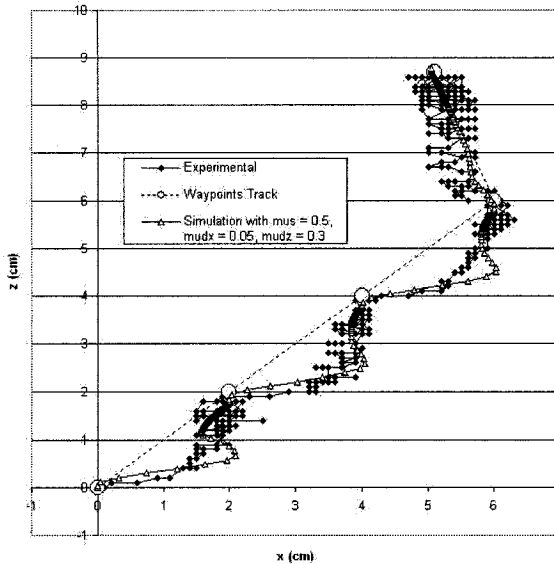
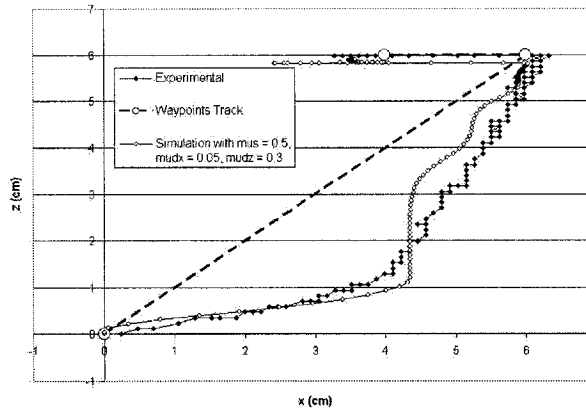


Figure 3-14 : Plot of the position in  $z$  versus the position in  $x$  of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y = 30$  mT/m and  $\nabla B_{x_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} = 40$  mT/m, along a waypoint track whose  $xz$ -coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (5.1,8.7)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s = 0.5$ , and  $\mu_{k_x} = 0.05$  and  $\mu_{k_z} = 0.3$  respectively,  $t = 20.2$  s.

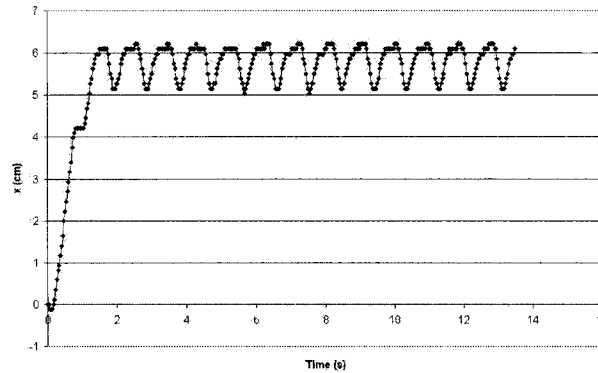


**Figure 3-15 :** Plot of the position in  $z$  versus the position in  $x$  of a closed loop control experiment carried on the horizontal plane with  $\nabla B_y = 30$  mT/m and  $\nabla B_{x_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} = 40$  mT/m, along a waypoint track whose  $xz$ -coordinates are [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (4,6)] cm, with a corresponding simulation plot considering  $\mu_s = 0.5$ , and  $\mu_{k_x} = 0.05$  and  $\mu_{k_z} = 0.3$  respectively,  $t = 20.2$  s.

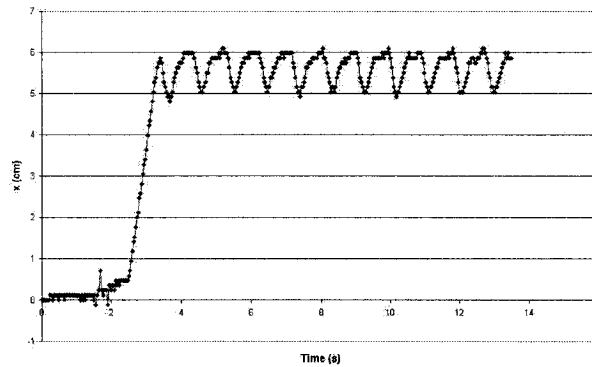
### 3.9.2 1-D Pulsatile Flow Control

In the simulation, the flow is considered to be directed along the segment being traversed by the bead which is why the segment's angle is passed on to the model in Figure 3-5. Experiments were carried with an amplitude scale factor of 50 and 60 which coincides with the stability limits of the controller shown in Figure 3-16 and Figure 3-17.

In the simulation, the water density  $\rho_f$  and viscosity  $\mu$  are set to  $1.097$  g/cm<sup>3</sup> and  $0.003$  Pa.s respectively. The same gains were used as in Sect. II.A except for  $K_{TP}$  that was increased to 4 to counteract the pulsatile flow.



**Figure 3-16 :** Plot of the position in x versus time of a closed loop control experiment carried with  $\nabla B_y = 40$  mT/m and  $\nabla B_{x_{\max}} = 40$  mT/m, along the x-axis with a waveform whose amplitude scale factor is adjusted to 50 for a set point  $x_w = 6$  cm.



**Figure 3-17 :** Plot of the position in x versus time of a closed loop control experiment carried with  $\nabla B_y = 40$  mT/m and  $\nabla B_{x_{\max}} = 40$  mT/m, along the x-axis with a waveform whose amplitude scale factor is adjusted to 60 for a set point  $x_w = 6$  cm.

### 3.10 Discussion

#### 3.10.1 2-D Quiescent Flow Control Analysis

As explained in [27] a ferromagnetic sphere propelled on a surface inside the MRI bore will roll along the x-axis and will slide along the z-axis since the z-axis has the same orientation as the DC flux density  $B_o$  (here at 1.5 T). The rolling friction forces between steel and PMMA is evaluated to 73.9 nN, based on Equation 3.9 and Equation 3.10 where  $\nu_1 = 0.29$ ,  $\nu_2 = 0.33$ ,  $E_1 = 2.05 \times 10^{11}$  Pa,  $E_2 = 3.1 \times 10^{11}$  Pa and  $R_2 = \infty$  were considered [38]. Results of the open loop experiment along x that are



shown in Figure 3-9 reveal that when correlating the simulation to the experimental curve the kinetic coefficient is approximated to 0.1, producing a kinetic sliding friction force of 12.8  $\mu\text{N}$ . Along z, open loop results presented in Figure 3-10 disclosed a kinetic coefficient  $\mu_{k_z} = 0.4$  which is close to the standards [39]. Figure 3-11 illustrates results carried along the horizontal plane. The gradients in z were set higher than the gradients in x to ensure a diagonal motion of the bead. Once again, upon fitting the simulated curve to the experimental one, the closest kinetic coefficients obtained are  $\mu_{k_x} = 0.1$  and  $\mu_{k_z} = 0.3$ . The kinetic coefficients obtained for z in this experiment is lower than the previous one. On one side, it is most likely that the relative high magnetic propulsion gradients applied to the bead will induce vibrations to the phantom, hence diminishing the effects of friction forces between the bead and the PMMA plate. On the other side, it could be explained by the fact that the bead's motion is not steady as it is rolling and sliding at the same time. The choice of coefficients obtained in the 2-D open loop experiments is confirmed from the results obtained in Figure 3-12 and Figure 3-13. In Figure 3-12, the simulated curve is delayed with respect to the experimental curve, whereas in Figure 3-13, the simulated and experimental plots reach the same level along the waypoint track. The comparison of the experimental results observed along the first segment between Figure 3-14 and Figure 3-15 reveals the advantage of the intermediate waypoints as they prevent the bead from drifting away from the trajectory. Another obvious advantage for the usage of intermediate waypoints is the increase in performance of the PID controller when applied along segments of different sizes using the same gains.

The oscillations clearly observed in the experimental plots with intermediate waypoints are mainly due to the large  $t_{delay}$ . Such oscillations appear as the bead approaches a waypoint. It is noted that the oscillations are smaller in amplitude (Figure 3-15) even when the bead is getting closer to waypoint ( $x_w = 6\text{cm}$ ,  $z_w = 6\text{cm}$ ) because it is carried by the momentum of the high gradients. Despite the friction's aspect, correlation does exist between experimental results and simulation, which validates the chosen model. In the absence of friction, the normal control main purpose is to act when the bead changes its course. As it can be noticed in the figures related to the

2-D closed loop control, the bead doesn't drift away even when turning with an angle close to 90°. The derivative element of the normal controller contributes in canceling the normal velocity vector along the current segment, which is in fact the transverse velocity vector along the previous segment, whereas the proportional element acts in reducing the normal error. The normal PD controller is therefore useful to avoid the bead being propelled in unwanted junction at the bifurcation of blood vessels. Another pertinent observation found in these figures is the significant drift of the bead along the x direction to the detriment of the z direction as the bead leaves the current waypoint and set its course towards the next waypoint along the first segment. Since the first segment has a slope of 45°, the command signals calculated by the controller must have equal amplitudes. But the fact that the frictions along the z-axis are much more significant than those along the x-axis the controller the controller is unable to compensate rapidly with a relatively significant  $t_{delay}$ .

It is noted that once the MRI system will be equipped with coils capable of generating high amplitude gradients, the friction forces won't be a major issue anymore. Nevertheless, even if the levitation of the bead is unfeasible for the moment, the friction that would exist between the bead and endothelial membrane of the blood vessels would most probably be of viscous type and hence negligible compared to sliding friction

### 3.10.2 1-D Pulsatile Flow Control Analysis

The compliance effect due the flexible tubes [40] and the handmade filters bring a strong alteration to the signal. The programmed waveform — where the femoral waveform is chosen since forthcoming *in vivo* navigation tests will be most probably performed in a femoral artery — signal gets significantly attenuated in amplitude when it reaches the tube since these have an effect comparative to low pass filters. Nevertheless, as mentioned in Sect. VI.B., since the pump is adjusted empirically to meet the controllability limits, the fluid drag force becomes significant enough to evaluate the controller performance. Both Figure 3-16 and Figure 3-17 reveal periodic oscillations induced by the pulsatile flow close to the set point value. Consequently, it is possible, without the need of measuring the actual flow waveform

signal to which the bead is subdued, to annihilate these oscillations by applying a feedforward control. This would be performed first by measuring and registering an early oscillation cycle by relying on the first two cycles. Then a command signal whose waveform is proportional to one oscillation cycle subtracted to the steady state error is then applied with a  $180^\circ$  phase shift, i.e. opposite in sign. In order to meet this phase shift, synchronization between the command signal and the pulsatile flow is necessary and established by mainly taking into account  $t_{delay}$  and the duty cycle. For a more reliable approach destined for *in vivo* navigation, synchronization could be attained by the use of a pulse oximeter [22]. It is to be noted that the feedforward control finds its utility mainly for final waypoints rather than intermediate waypoints as there would be a necessity to perform the intervention with a maximum stability.

### 3.11 Conclusion

In this paper, we introduced the first attempts to use an MRI system for cardiovascular navigation that were performed for prospective *in vivo* navigation in the blood vessels. Such a system could easily be applied other areas of the biomedical field such as precise guide wire or needle steering [41] into deformable tissues which would ensure a safe insertion and precise placement.

### 3.12 Acknowledgement

We acknowledge the support of Hôpital Notre-Dame and Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) that provides the infrastructure to conduct MRI tests. The authors would like to thank particularly Ouajdi Felfoul and Eric Aboussouan for active involvement in the experiments as well as their suggestions, Professor David Ménard for providing the facilities in order to measure the magnetisation of the ferromagnetic beads, Louis-Philippe Carignan, for his help in conducting these measurements, and Robert Ouellet from the Montréal Heart Institute for providing the cardiovascular pump.

## CHAPITRE 4 : CONSTRUCTION DU SYSTÈME DANS LE LOGICIEL DE SIMULATION

### 4.1 Introduction

Afin de permettre un contrôle adéquat de la bille dans son milieu opératoire, un modèle qui tient compte des différentes forces appliquées à la bille ainsi que les contraintes liées au système a été développé à la section 3.7. Dans ce chapitre, la présentation du modèle et du contrôleur érigés ainsi que leurs implémentations avec le logiciel de simulation MATLAB/SIMULINK sont exposées. Bien que le système conceptuel soit présenté dans l'article faisant l'objet du chapitre précédent, il est essentiel que les implémentations soient détaillées à des fins d'optimisation dans le cadre de travaux futurs. Il va sans dire que la simulation du système est une étape indispensable précédant l'expérimentation.

### 4.2 Implémentation du modèle

La seconde loi de Newton est appliquée pour décrire le mouvement cinétique de la bille selon les axes  $x$  et  $z$  suivant le système d'équation (Equation 4.1) et tel que présenté à la Figure 4-1 sachant que la Poussée d'Archimède  $b$  est implicitement prise en compte dans les forces de frottements :

$$\begin{aligned} \sum F_x &= F_{M_x} - |D_x| - |f_x| = m\ddot{x} \\ \sum F_z &= F_{M_z} - |D_z| - |f_z| = m\ddot{z} \end{aligned} \quad \text{Equation 4.1}$$

Rappelons que  $F_M$ ,  $D$ , et  $f$  représentent respectivement la force magnétique, la force de traînée, la force de frottement.

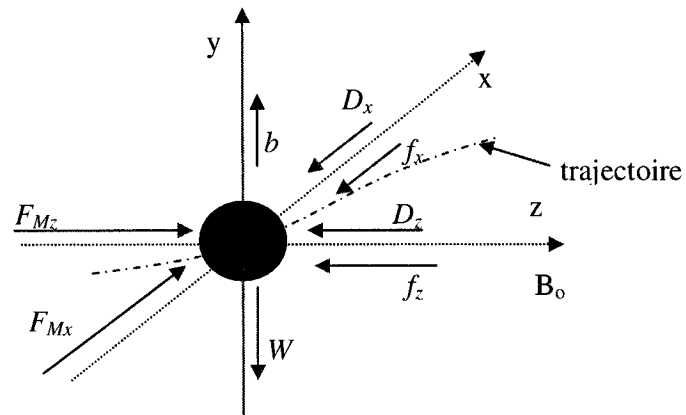


Figure 4-1 : Présentation schématique des forces appliquées à la bille pour un déplacement horizontal en 2-D.

La Figure 4-2 présente le modèle tel qu'implémenté dans SIMULINK en se basant sur l'Equation 4.1.

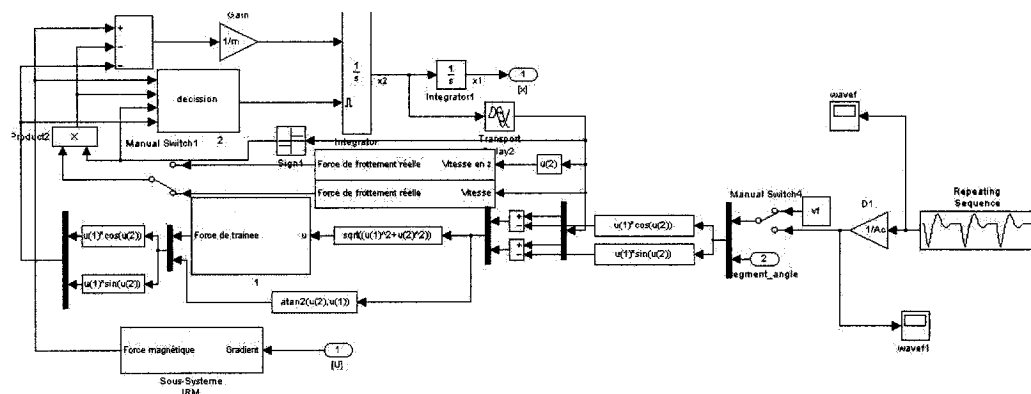


Figure 4-2 : Bloc SIMULINK du modèle principal émettant les coordonnées de la position courante.

## 4.2.1 Implémentation des forces

### 4.2.1.1 Force magnétique

La modélisation de la force magnétique à l'aide de SIMULINK est présentée à la Figure 4-3. Les commandes qui s'appliquent au modèle ne sont autres que les gradients en x et en z.

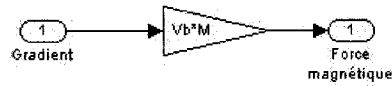


Figure 4-3 : Bloc SIMULINK pour calcul de la force de magnétique.

#### 4.2.1.2 Force de traînée

Étant donnée que la force de traînée est fonction de la vitesse relative de la bille, une corrélation doit être établie entre les vitesses selon les axes  $x$  et  $z$ . La vitesse relative n'est autre que la différence entre la vitesse réelle de la bille  $v_b$  et la vitesse de l'écoulement du fluide  $v_f$ . En négligeant les effets de turbulences sur la direction du flot, le vecteur  $v_f$  agit uniquement le long du segment de tube dans lequel la bille se déplace, tandis que le vecteur  $v_b$  est indépendant de l'orientation du tube. Pour déterminer la vitesse relative de la bille, les composantes cartésiennes  $v_{fx}$  et  $v_{fz}$  sont respectivement soustraites à  $v_{bx}$  et  $v_{bz}$ . L'amplitude de la force de traînée est ainsi calculée en se basant sur les coordonnées polaires des vitesses relatives  $u_x$  et  $u_z$ , et à nouveau convertie en coordonnée cartésienne pour être utilisée dans Equation 4.1.

La force de traînée s'oppose au déplacement de la bille et pour cette raison le signe de la vitesse relative doit lui être apposée. Ces étapes de calcul sont illustrées à la Figure 4-2. Le sous-système qui s'y trouve est repris et est détaillé à la Figure 4-4.

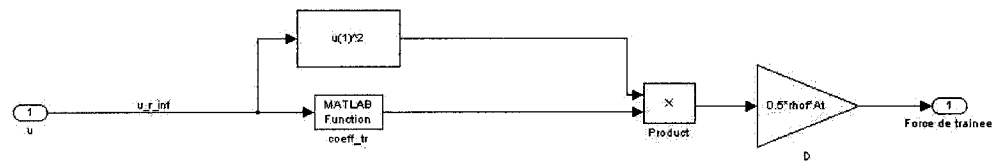


Figure 4-4 : Bloc SIMULINK pour calcul de la force de traînee.

#### 4.2.1.3 Force de frottement

À l'instar de la force de traînée, vu que la force de frottement dans la direction opposée à celle du déplacement de la bille, le signe de la vitesse est appliquée à l'amplitude de la force de frottement avant de la soustraire à la force magnétique de propulsion.

La modélisation des forces de frottements de glissement mise au point en [17] a été reprise dans cette étude et illustrée à la Figure 4-5. Pour éviter que la force de

frottement agisse en tant que force active dans le simulateur, lorsque la vitesse de la bille devient nulle à un temps  $t$  et que la différence entre la force magnétique et la force de traînée en amplitude devient inférieure à la force de frottement de glissement dynamique, les conditions initiales de l'intégration de la position (Equation 4.2) sont réinitialisées telles que  $t_0 = t$  et  $v_0 = v(t_0) = 0$ . Ceci est illustré à la Figure 4-6.

$$v(t) = \int_{t_0}^t x(t) dt + v_0 \quad \text{Equation 4.2}$$

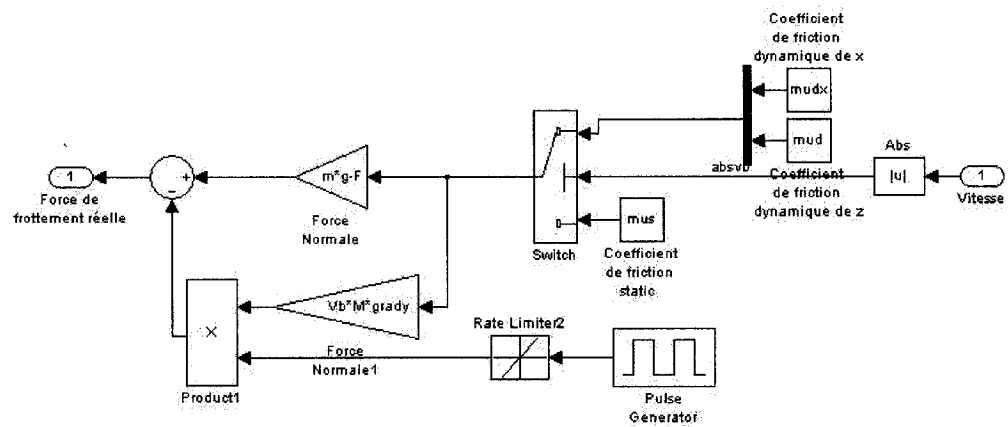


Figure 4-5 : Bloc SIMULINK pour calcul des forces de frottements.

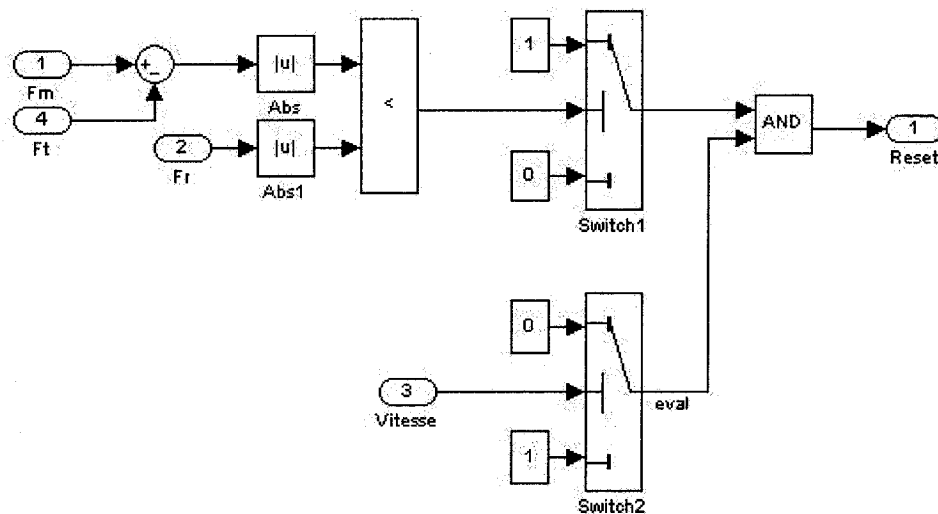


Figure 4-6 : Bloc SIMULINK de décision pour réinitialisation d'intégrateur.

## 4.2.2 Implémentation des contraintes physiques

### 4.2.2.1 Cycle opératoire des gradients de propulsion

L'alternance entre gradients de propulsion et gradients de lecture est implémentée à l'aide d'un générateur d'impulsion où la période est  $h$ , le pourcentage de la largeur d'une impulsion par période est  $t_{prop}/h$ , et le délai de phase est  $t_{delay}$ .

### 4.2.2.2 Gradients de lecture $G_w$

Les gradients de lecture sont modélisés dans SIMULINK à l'aide de générateur d'impulsion tel qu'illustré à la Figure 4-8. Les gradients de lecture pour chacun des axes du repère cartésien sont constitués de trois gradients de près de 30 mT/m d'amplitude, alternant en signe et d'une durée variant entre 1 et 2 ms tel qu'illustré à la Figure 4-7.

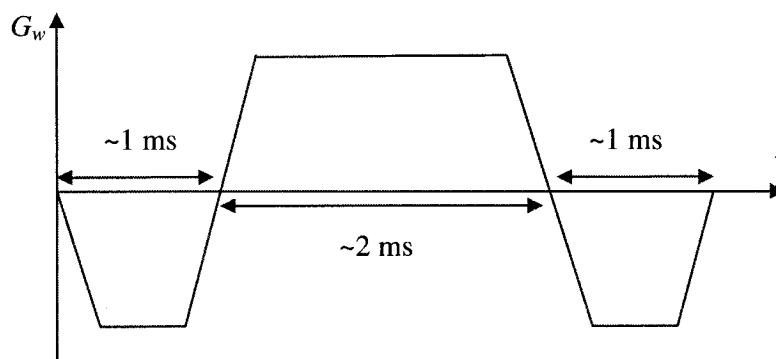


Figure 4-7 : Amplitude des gradients de lecture en fonction du temps.

### 4.2.2.3 Forme des gradients $\nabla B$

Vu que le gradient a une forme trapézoïdale avec un temps de montée et de descente de 1 ms, un saturateur de pente est donc appliqué au générateur d'impulsion.



#### 4.2.2.4 Échantillonnage de la position

La position instantanée retournée par le modèle est échantillonnée et retenue le long d'une période  $h$  dans le calcul de la commande à l'aide du bloc SIMULINK du maintien de l'ordre 0.

#### 4.2.2.5 Temps de délai $t_{delay}$

Le temps de délai de l'application de la commande est aussi modélisé à l'aide du bloc SIMULINK du maintien de l'ordre 0.

#### 4.2.2.6 Temps de délai $d_{zx}$

Le délai d'acquisition entre la position  $x$  et  $z$  s'évalue à environ  $24 \mu s$  [4], et qui est simplement modélisé à l'aide d'un délai tel qu'illustré à la Figure 4-8.

### 4.3 Implémentation du contrôleur

#### 4.3.1 Implémentation traditionnelle

Le contrôleur exposé à la section 3.8 est présenté à la Figure 4-8 reliant la position à la commande. Le sous-système est détaillé à la Figure 4-9. Le contrôleur PID transverse est présenté à la Figure 4-10.

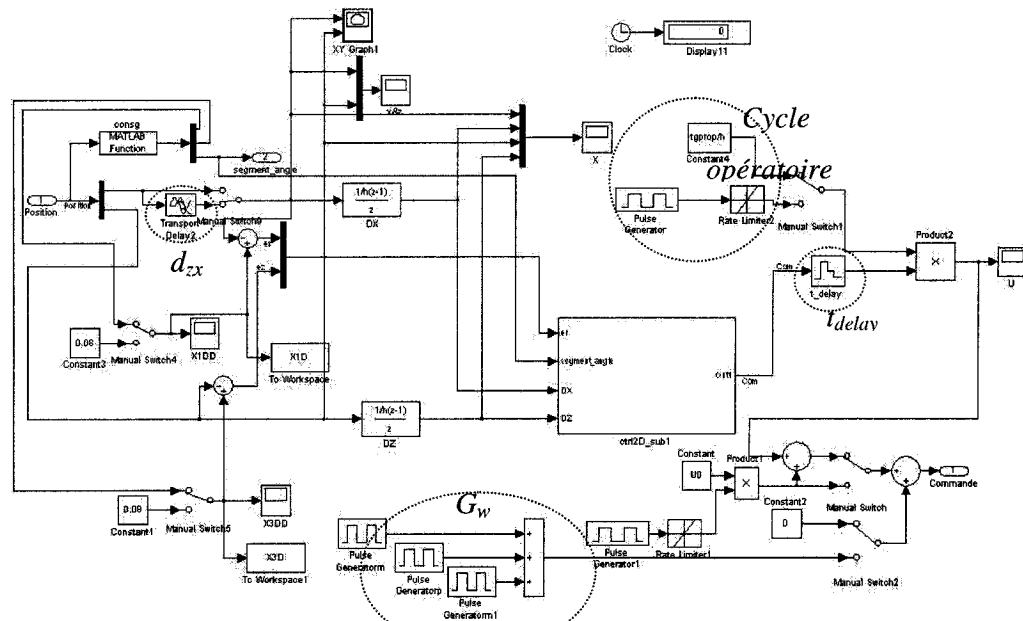


Figure 4-8 : Bloc SIMULINK du contrôleur principal

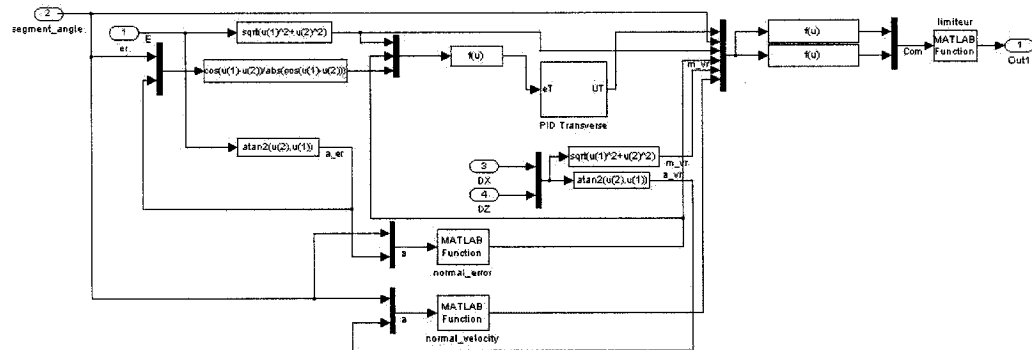


Figure 4-9 : Bloc SIMULINK du sous-système du bloc contrôleur principal.

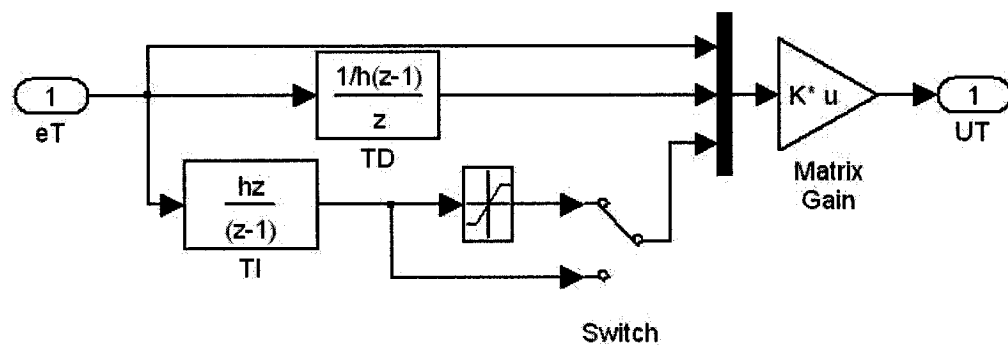


Figure 4-10 : Bloc SIMULINK du PID transverse.

### 4.3.2 Optimisation de l'implémentation du contrôleur

Pour éliminer tout risque d'erreurs qui pourrait survenir lors de l'implémentation du contrôleur en C++ au sein de l'architecture de l'IRM, l'usage des fonctions de système (S-functions), outil disponible au sein de MATLAB, permet d'insérer un code C++ dans le simulateur. L'appel à ces fonctions se fait à partir du bloc SIMULINK. Le code de la fonction de système qui est présenté dans l'annexe F est une version simplifiée du contrôle 2-D en vue de prouver leur faisabilité et leur efficacité. Le même code qui sera introduit dans l'architecture de l'IRM sera donc simulé à l'aide de MATLAB/SIMULINK.

#### **4.4 Conclusion**

Dans ce chapitre, les détails concernant l'implémentation du modèle ont été exposés et démontrent la maniabilité du logiciel MATLAB/SIMULINK à bâtir un système quelque soit sa complexité.

L'usage de SIMULINK s'avère particulièrement utile pour les systèmes rétroactifs. Les différents blocs ainsi réunis nous permettent d'avoir une visibilité du système et d'y apporter désormais les modifications nécessaires afin de simuler le comportement global de notre système. Soulignons que les parties modélisation et implémentation se sont avérées indispensables à l'étude compte tenu du temps disponible sur l'infrastructure de test de l'IRM clinique.

## CHAPITRE 5 : ÉTUDE DE LA STABILITÉ ET DE LA SENSIBILITÉ DU SYSTÈME

### 5.1 Introduction

Dans l'environnement cardiovasculaire, le micro-dispositif sera soumis à des conditions drastiques tels que les perpétuels mouvements de l'écoulement et la précision du positionnement nécessaire dans un labyrinthe de vaisseaux sanguins comportant tant de ramifications. Une étude de la stabilité et de la sensibilité du système s'impose donc.

Le chapitre 3 a présenté des résultats de contrôle bidimensionnel en l'absence de flot ainsi que des résultats de contrôle en présence d'un flot pulsatile. L'étape subséquente est de pouvoir établir un contrôle bidimensionnel en présence d'un écoulement pulsé. Suivant la méthodologie adoptée, une analyse théorique de la stabilité du système est présentée ainsi qu'une analyse qualitative de la sensibilité du contrôleur des conditions identiques à celles du chapitre 3 et plus précisément celles décrites par la Figure 3-14.

### 5.2 Étude de la stabilité

Sans perte de généralité, posons  $\gamma = 0$  de telle sorte qu'à la Figure 3-4 le repère cartésien soit aligné avec le repère de Fresnel. D'une manière plus explicite, les vecteurs unitaires des deux repères sont liées par les égalités suivantes :  $\vec{i} = \vec{u}_T$  et  $\vec{j} = -\vec{u}_N$ .

Considérons une fonction  $O(t)$  positive et continue avec dérivées partielles continues définie par l'équation suivante :

$$O(t) = \frac{1}{2}\alpha e_x^2 + \frac{1}{2}\beta e_x^2 + \frac{1}{2}\gamma e_z^2 + \frac{1}{2}\dot{e}_z^2 \quad \alpha > 0, \beta > 0, \gamma > 0 \quad \text{Equation 5.1}$$

où  $e_x$  et  $e_z$  représentent respectivement les erreurs selon l'axe des x et z. D'après la méthode directe pour le cas autonome exposée dans [42, 43], pour que le système

soit asymptotiquement stable au sens global, la dérivée de la fonction candidate de Lyapunov  $\dot{O}$  doit satisfaire la condition suivante :

$$\dot{O}(t) \leq 0 \quad \text{Equation 5.2}$$

Une fois de plus, sans perte de généralité, considérons que la cible se trouve à l'origine du repère cartésien. Par conséquent, l'Equation 5.3 devient :

$$O(t) = \frac{1}{2}\alpha x^2 + \frac{1}{2}\beta \dot{x}^2 + \frac{1}{2}\gamma z^2 + \frac{1}{2}\dot{z}^2 \quad \text{Equation 5.3}$$

En dérivant l'Equation 5.3, on obtient :

$$\dot{O}(t) = \alpha x \dot{x} + \beta \dot{x} \ddot{x} + \gamma z \dot{z} + \dot{z} \ddot{z}. \quad \text{Equation 5.4}$$

En faisant usage de l'Equation 4.1 et de l'Equation 3.1, on remplace  $\ddot{x}$  et  $\ddot{z}$  par leur valeur respective dans l'Equation 5.4 pour obtenir :

$$\begin{aligned} \dot{O}(t) = & \alpha x \dot{x} - \frac{1}{m} \beta MVK_{TP} x \dot{x} - \frac{1}{m} \beta MVK_{TD} \dot{x}^2 - \frac{1}{m} \beta D \frac{\dot{x}^2}{\sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2}} \dots \\ & \dots + \gamma z \dot{z} - \frac{1}{m} MVK_{NP} z \dot{z} - \frac{1}{m} MVK_{ND} \dot{z}^2 - \frac{1}{m} D \frac{\dot{z}^2}{\sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2}} \end{aligned} \quad \text{Equation 5.5}$$

où l'élément intégral du contrôleur transverse n'est pas considéré. Pour que l'Equation 5.2 soit satisfaite, on déduit, à partir de l'Equation 5.5, qu'il suffit que :

$$\alpha = \frac{1}{m} \beta MVK_{TP} \quad \forall \beta > 0 \quad \text{Equation 5.6a}$$

$$\gamma = \frac{1}{m} MVK_{NP}. \quad \text{Equation 5.6b}$$

À défaut de pouvoir déterminer une fonction candidate de Lyapunov permettant de prouver la stabilité du contrôleur au sens global et ce en incluant l'élément intégral, une autre approche est exposée qui prend en considération l'impact de cet élément.

Pour cela, considérons le système d'équation d'état suivant :

$$\dot{w} = Aw + g(w) \quad \text{Equation 5.7}$$

où  $w$  et  $\dot{w}$  représentent respectivement le vecteur d'état de la bille et sa dérivée par rapport au temps, et  $A$  et  $g(w)$  représentent respectivement la matrice du système et la perturbation au système. En se basant sur l'Equation 3.1, les matrices du système décrit sont :

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -K'_{TI} & -K'_{TP} & -K'_{TD} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & -K'_{NP} & -K'_{ND} \end{bmatrix};$$

$$w = \begin{bmatrix} \int x dt \\ x \\ \dot{x} \\ z \\ \dot{z} \end{bmatrix}; \quad g(w) = -n \cdot C_D \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot w \quad \text{Equation 5.8}$$

$$\text{où } n = \frac{1}{2} \rho_f \cdot A_t \text{ et } K'_{ij} = K_{ij} \cdot \frac{MV}{m} \text{ pour } \{ i = T, N \text{ et } j = P, I, D \}.$$

La matrice  $A$  de l'Equation 5.8 est dite asymptotiquement stable si et seulement si pour toute matrice définie positive symétrique (d.p.s.),  $Q$ , il existe une matrice d.p.s.  $P$ , telle que

$$PA + A^T P = -Q. \quad \text{Equation 5.9}$$

De plus, si  $A$  est asymptotiquement stable, alors la solution de l'Equation 5.9 est unique, et

$$O(w) = w^T P w \quad \text{Equation 5.10}$$

est une fonction de Lyapunov pour l'Equation 5.7 [42, 43].

En dérivant l'Equation 5.10, et en faisant usage de l'Equation 5.7 on obtient :

$$\dot{O}(w) = w^T A^T P w + w^T P A w + 2w^T P g(w). \quad \text{Equation 5.11}$$

En faisant usage de l'Equation 5.9, ainsi que de la valeur de la matrice  $g(w)$  fournie à l'Equation 5.8, l'Equation 5.11 devient:

$$\dot{O}(w) = -w^T Q w - 2w^T \cdot P \cdot n \cdot C_D \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}. \quad \text{Equation 5.12}$$

Or étant donné que  $Q > 0$ , on peut poser l'inégalité suivante [43]:

$$-w^T Q w \leq -\lambda_{\min}(Q) w^T w. \quad \text{Equation 5.13}$$

Ainsi, par le biais de l'Equation 5.13, l'Equation 5.12 devient :

$$\dot{O}(w) \leq -\lambda_{\min}(Q) w^T w + 2w \cdot w^T \cdot \left\| P \cdot n \cdot C_D \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \right\| \quad \text{Equation 5.14}$$

Par ailleurs, on peut poser l'inégalité suivante :

$$\left\| P \cdot n \cdot C_D \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \right\| \leq \|P\| \cdot n \cdot C_{D_{\max}} \cdot \|w\| \quad \text{Equation 5.15}$$

où le coefficient de traînée  $C_D$  et la norme de la vitesse de la bille sont bornée par les inégalités suivantes :

$$0 < C_D < C_{D_{\max}} \quad \text{Equation 5.16a}$$

$$\sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2} \leq \|w\|_2 \quad \text{Equation 5.16b}$$

En faisant usage de l'Equation 5.15, l'Equation 5.16a et de l'Equation 5.16a, l'Equation 5.14 devient :

$$\dot{O}(w) \leq (-w^T w) \cdot (\lambda_{\min}(Q) - 2 \cdot \|P\|_2 \cdot n \cdot C_{D_{\max}} \cdot \|w\|_2) \quad \text{Equation 5.17}$$

Pour satisfaire l'inégalité de l'Equation 5.17, le second produit doit être supérieur à zéro où :

$$\|w\|_2 < \frac{\lambda_{\min}(Q)}{2 \cdot \|P\|_2 \cdot n \cdot C_{D_{\max}}} \quad \text{Equation 5.18}$$

Puisque  $P$  est définie positive, l'Equation 5.18 devient :

$$\|w\|_2 < \frac{\lambda_{\min}(Q)}{2 \cdot \lambda_{\max}(P) \cdot n \cdot C_{D_{\max}}} \quad \text{Equation 5.19}$$

Le résultat d'un lemme démontré dans [43] se présente comme tel :

$$w^T w \lambda_{\min}(P) \leq w^T P w \leq w^T w \lambda_{\max}(P). \quad \text{Equation 5.20}$$

En réorganisant l'Equation 5.20 et en faisant usage de la propriété  $w^T w = \|w\|_2^2$ , on aboutit à l'inégalité suivante :

$$\|w\|_2 \frac{\lambda_{\min}^{\frac{1}{2}}(P)}{\lambda_{\max}^{\frac{1}{2}}(P)} \leq \|w\|_2 \quad \text{Equation 5.21}$$

Pour assurer que le système demeure en opération dans la région d'attraction, la combinaison de l'Equation 5.19 avec de l'Equation 5.21, mène à la condition suivante :



$$\|w\|_2 < \frac{\lambda_{\min}(Q)\lambda_{\min}^{\frac{1}{2}}(P)}{2 \cdot \lambda_{\max}^{\frac{3}{2}}(P) \cdot n \cdot C_{D_{\max}}} \quad \text{Equation 5.22}$$

Pour une période d'échantillonnage  $h$  relativement restreinte, le système devrait pouvoir se maintenir stable.

### 5.3 Étude de la sensibilité

Une analyse quantitative de l'impact des variations des principales contraintes du système sur la réponse à échelon pour un déplacement unidirectionnel fut effectuée en se basant sur les résultats de simulations générés par le biais du logiciel MATLAB/SIMULINK [37]. Vu la complexité qu'apporte le cas bidimensionnel, une analyse qualitative est optée au détriment d'une analyse quantitative en considérant l'impact des contraintes physiologiques et physiques majeures du système.

#### 5.3.1 Impact de la vitesse d'écoulement sur la trajectoire

La contrainte physiologique considérée comme majeure est la vitesse de l'écoulement. Étant donné que des prochains tests *in vivo* visent à contrôler une bille ferromagnétique à l'intérieur de l'artère fémorale d'un porc, un écoulement de la sorte illustré à la Figure 3-8 avec les conditions de l'expérience de la Figure 3-14 est repris pour cette étude.

La Figure 5-1 présente la trajectoire obtenue en 2-D en présence d'un flot contraire au déplacement avec un facteur d'échelle appliqué au flot variant respectivement de 10 à 40 en magnitude avec un pas de 10.

À mesure que le facteur d'échelle est augmenté, la bille, soumise à un flot contraire de plus en plus élevé, adopte une trajectoire de moins en moins rectiligne. Vu que les frottements sont moins importants selon l'axe des  $x$  par rapport à l'axe des  $z$ , la bille se déplace aisément en  $x$  puis rebrousse chemin pour atteindre le point d'acheminement en allant dans le sens de l'écoulement.

De la même manière la Figure 5-2 présente la trajectoire obtenue en 2-D en présence d'un flot dans le même sens de déplacement avec un facteur d'échelle variant respectivement de 10 à 40 en magnitude avec un pas de 10.

À mesure que le facteur d'échelle est augmenté, la bille, soumise à un flot de plus en plus élevé, présente des dépassements de plus en plus élevés au niveau des points d'acheminement. Ceci rend la tâche difficile au contrôleur pour pouvoir atteindre la zone de précision d'un point d'acheminement avant de considérer le suivant. D'autre part, le tracé de la Figure 5-2, équivalent au facteur d'échelle de 30, révèle qu'après avoir traverser la bifurcation, les oscillations latérales deviennent importantes en amplitude. Ceci indique l'incapacité du contrôleur normal à tempérer la vitesse rémanente liée au premier segment.

Que le déplacement se fasse avec ou à l'encontre d'un écoulement avec un facteur d'échelle de 40 en magnitude, les quatrièmes tracés des Figure 5-1 et Figure 5-2 illustrent la limite du système à pouvoir acheminer la bille à destination sans pour autant atteindre l'instabilité. Ceci relève donc uniquement de la sensibilité du système face aux variations brutales de la vitesse d'écoulement.

Il est à noter que les sphères des points d'acheminement indiquant le rayon de précision  $r_z$  ne sont pas à l'échelle.

**Tableau 5-1: Légende détaillée pour les tracés de la position en z versus la position en x d'une simulation d'un système de contrôle en boucle fermée sur un plan horizontal avec  $\nabla B_y = 30$  mT/m,  $\nabla B_{x_{\max}} = \nabla B_{z_{\max}} = 40$  mT/m,  $K_{TP} = 2$ ,  $K_{TD} = 0.02$ ,  $K_{TI} = 0.05$ ,  $K_{NP} = 5$ ,  $K_{ND} = 0.1$ , et  $r_z = 2$  cm.**

Entrée	Légende	
1	Le long d'un chemin tracé par des points d'acheminement dont les coordonnées en (x,z) sont [(2,2) ; (4,4) ; (6,6) ; (5.1,8.7)] cm, $t = 13.5$ s,	
	a	dont le déplacement se fait à l'encontre d'une onde fémorale de facteur d'échelle variant de 10 à 40 en magnitude avec un pas de 10.
	b	dans le même sens de déplacement qu'une onde fémorale de facteur d'échelle variant de 10 à 40 en magnitude avec un pas de 10.
	c	dans le même sens de déplacement qu'une onde fémorale de facteur d'échelle de 10 en amplitude et $t_{gprop}$ variant de 14 à 26 en magnitude avec un pas de 4 ms.
2	Pour une consigne ayant un profil de vitesse trapézoïdal dont les coordonnées en (x,z) sont (6,6) cm, $\mu_s = 0.5$ , $\mu_{k_x} = 0.05$ , $\mu_{k_z} = 0.3$ , dans le même sens de déplacement qu'une onde fémorale de facteur d'échelle d'une en magnitude de 10.	

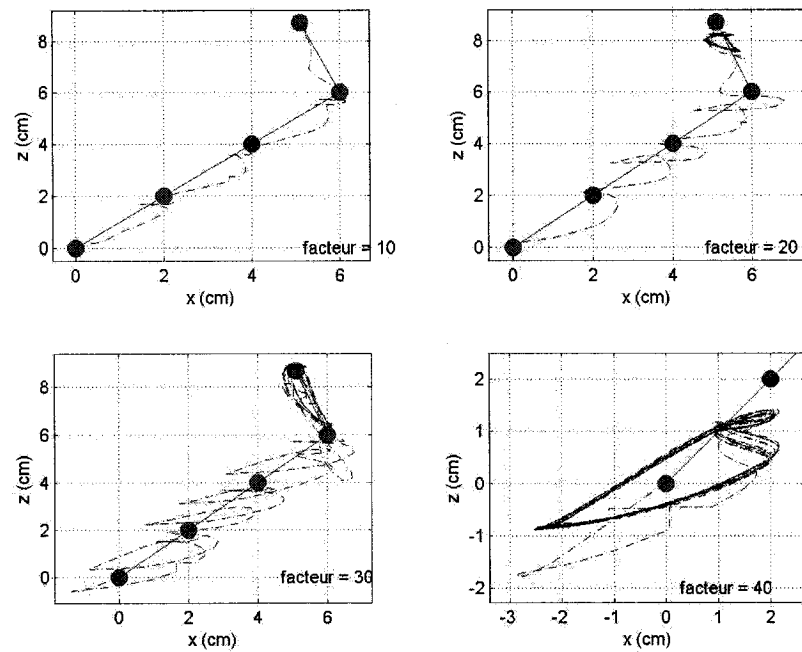


Figure 5-1 : Simulation reflétant l'impact de la vitesse du flot selon l'entrée 1-a du Tableau 5-1.

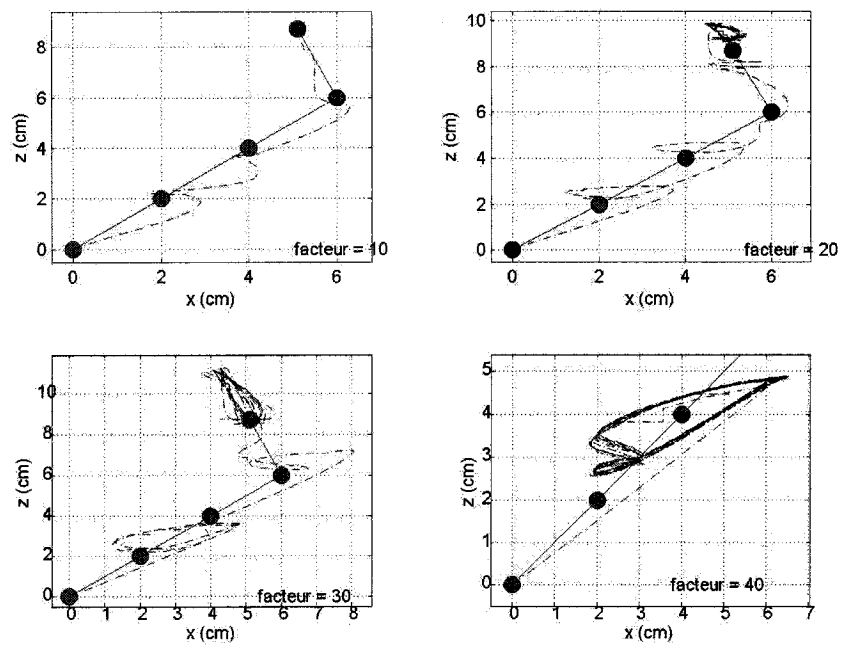


Figure 5-2 : Simulation reflétant l'impact de la vitesse du flot selon l'entrée 1-b du Tableau 5-1.

### 5.3.2 Impact de la vitesse du temps de propulsion sur la trajectoire

Basé sur l'architecture présentée à la section 3.6, et tel qu'exposé à la section 4.10, le temps de délai  $t_{delay}$  est fonction de la période d'échantillonnage  $h$  qui est elle est fonction de  $t_{gprop}$ . Pour étudier l'impact de  $t_{delay}$  ou de  $h$  sur le système, il suffit donc de se limiter à  $t_{gprop}$ .

Le cycle opératoire des gradients de propulsion de l'IRM clinique employé pour effectuer les tests expérimentaux n'étant pas connu. Celui-ci est essentiellement dépendant du temps d'application des gradients ainsi que leur amplitudes. Le cycle opératoire établi par le besoin en gradients de lecture et de propulsion et basé sur l'architecture visionnée la Figure 3-2 qu'on force au système n'est autre que :

$$t_{gprop}/h = t_{gprop}/(t_{gprop} + t_{gpos} + t_{adc})$$

La limite de ce ratio lorsque  $t_{gprop}$  tend vers l'infini est :

$$\lim_{t_{gprop} \rightarrow \infty} \left( t_{gprop}/h \right) = 1$$

Ceci implique qu'à mesure que  $t_{gprop}$  est augmenté, ce ratio se rapproche du cycle opératoire maximal de 100 %, et par conséquent de celui de l'IRM.

Pour évaluer efficacement l'impact de  $t_{gprop}$  sur le système, la bille est soumise à un écoulement dans le sens de son déplacement.

La Figure 5-3 présente la trajectoire obtenue en 2-D en présence d'un écoulement pulsatile dans le même sens du déplacement avec  $t_{gprop}$  variant respectivement de 10 à 26 avec un pas de 4 ms. À mesure que  $t_{gprop}$  est augmenté, la bille, soumise à un flot de plus en plus élevé, présente des oscillations latérales de plus en plus élevées en amplitude au niveau des points d'acheminement. En augmentant  $t_{gprop}$ , il est vrai que le contrôle détient plus de temps pour corriger l'erreur, mais en contre partie il se base sur une erreur obsolète due à l'augmentation de  $h$ . En présence d'un flot pulsatile d'une grande fréquence, le contrôle s'avère dans l'incapacité de suivre la trajectoire qui lui est prescrite. Par contre, à l'instar de l'étude de la section précédente, la stabilité du système est maintenue.

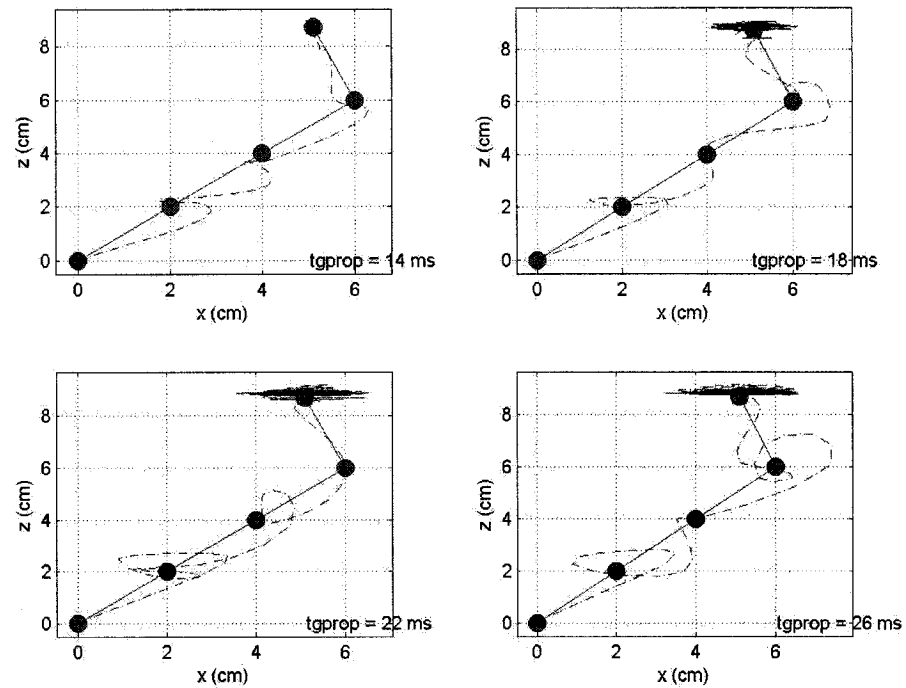


Figure 5-3 : Simulations reflétant l'impact de  $t_{gprop}$  selon l'entrée 1-c du Tableau 5-1.

#### 5.4 Correction de la dérive

Tel qu'il est mentionné dans la section 3.11.1, les points d'acheminement intermédiaires sont, entre autres, rajoutés pour éviter que la bille ne dérive en raison de l'effet combiné du temps de délai et de la différence en amplitude des forces de frottement existant entre les axes  $x$  et  $z$ . Malgré cet ajout, la dérive subsiste. La dérive de la bille peut être tempérée en appliquant une consigne plus rapprochée de la position de départ de façon à pallier en amplitude les gradients générés par la composante proportionnelle du contrôleur.

Cette technique qui se base sur, je cite, « un déplacement point par point » est exposée dans [44] pour le cas unidimensionnel et ce pour un profil de vitesse trapézoïdal. L'algorithme est réadapté pour le cas bidimensionnel et est présenté dans l'annexe E.

De plus, le fait d'appliquer une consigne en forme de rampe même à la fin du profil vitesse permet de remédier à un possible dépassement.

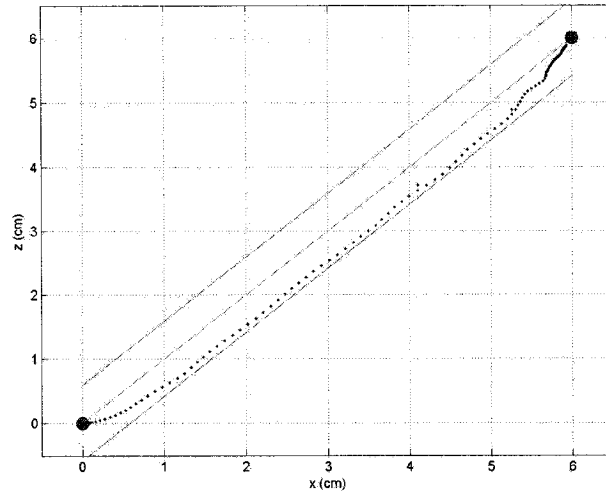


Figure 5-4 : Simulation reflétant l'impact d'une consigne ayant un profil de vitesse trapézoïdal selon l'entrée 3 du Tableau 5-1.

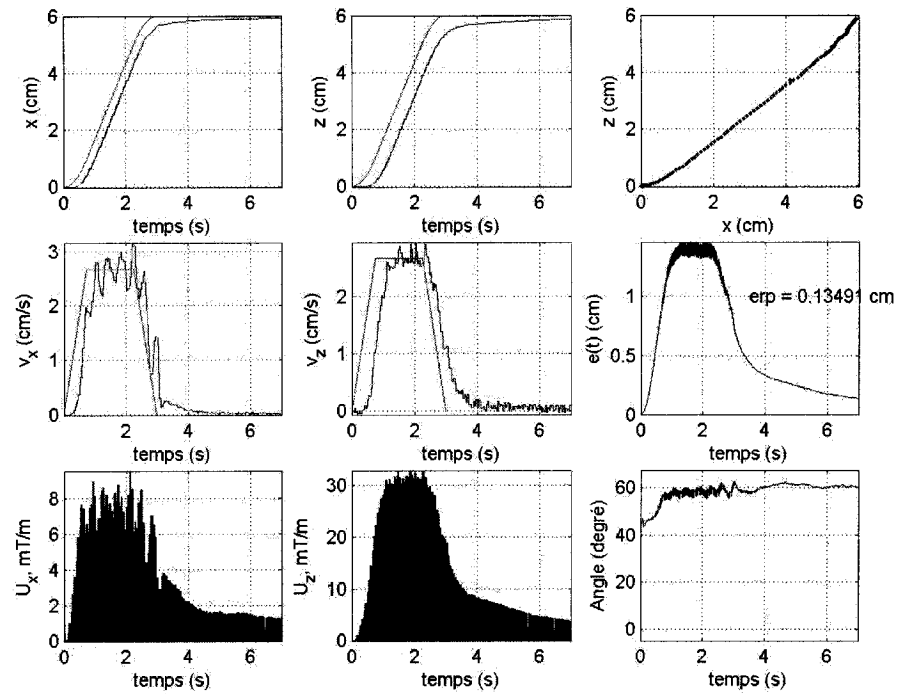


Figure 5-5 : Tracés des positions, vitesses, et commande en x et z en fonction du temps reflétant l'impact d'une consigne ayant un profil de vitesse trapézoïdal correspondant aux mêmes conditions que la Figure 5-4.

Tel qu'il est observé aux Figure 5-4 et Figure 5-5, ceci permet donc au contrôleur d'acheminer la bille hormis le temps de délai important. Les courbes présentant la vitesse par rapport au temps de la Figure 5-5, le profil de vitesse trapézoïdale est clairement observé.

## 5.5 Conclusion

Le maintien de stabilité du système face à la plage de variation des paramètres majeurs considérés, laisse à croire que les gains adoptés pour le contrôleur opèrent dans une région stable. Étant donné qu'une correction avale est prévue d'être implémentée et appliquée prochainement, la présence des oscillations longitudinales au chemin assigné qui ont lieu lorsque la bille tend vers le point d'acheminement final sont de second ordre. Les résultats obtenus révèlent l'importance d'appliquer cette correction avale aux points de cheminement principaux c'est-à-dire au niveau des bifurcations, en vue de neutraliser la vitesse transverse du segment qui vient d'être parcouru avant de s'engager dans le segment suivant. Ceci permettrait donc de réduire les oscillations latérales.

Le recours à une consigne avec profil de vitesse trapézoïdale permet de pallier la dérive et de raffermir le système face aux perturbations.

Bien que cette analyse soit basée uniquement sur des résultats de simulation et nécessiterait d'être validée par des tests expérimentaux, le modèle ayant été validée expérimentalement pour le cas d'une bille dans une eau stagnante les résultats démontrant une stabilité restent prometteurs.



## CHAPITRE 6 : CONCLUSION GÉNÉRALE ET DISCUSSION

Dans ce mémoire une étude sur l'asservissement d'une bille ferromagnétique à l'aide d'un appareil d'IRM à des fins de navigation endovasculaire fut présentée. La bille précurseur du micro-dispositif future fut adoptée en raison de l'homogénéité de sa forme. En d'autres termes, un micro-dispositif de forme variée telle qu'exposé au chapitre 1 serait toujours magnétisé dans le sens du champ magnétique  $B_0$  et pourrait donc causer des collisions non sollicitées au niveau des parois de vaisseaux de diamètres relativement restreints.

Une revue de littérature portant sur des études similaires fut ensuite exposée. Il fut constaté que ces dernières ne comportaient pas l'aspect rétroactif automatisé exceptée [14, 15] qui se limite à une régulation dans l'air (sans la contrainte d'un flot sanguin) et le souci de l'adoption d'une trajectoire précise.

À la suite cette revue de littérature, une mise en contexte de l'étude d'intérêt fut avancée qui regroupa son objectif, une solution répondant à la problématique fondée sur le choix d'un contrôleur de type PID, ainsi que la description d'une méthodologie adoptée sur la base de la solution proposée et des contraintes temporelles.

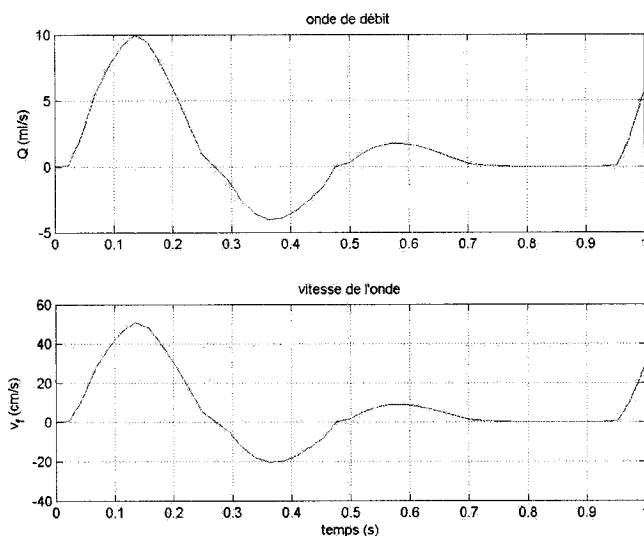
Par la suite, un article de revue relatant les tests de contrôle *in vitro* en 2-D en présence d'un flot stagnant et 1-D en présence d'un écoulement pulsé furent commentés. Premièrement, la corrélation existante entre les résultats expérimentaux des tests réalisés en 2-D et les résultats de simulations correspondantes permit de prouver la validité du modèle choisi et de relever la performance de la stratégie de contrôle adoptée. Deuxièmement, les tests en 1-D en présence de l'écoulement pulsé ont permis d'identifier des solutions, en vue de pallier aux oscillations rémanentes liées au caractère pulsatile de l'onde de débit. Ces solutions se regroupent autour de la correction avale. Par ailleurs, les tests avec la pompe cardiaque qui ont permis de générer cette onde de débit se sont obstrués à deux problèmes. D'une part, une erreur

de précision de près de 13 % entre la fréquence du débit pulsatile est relevée entre l'onde de débit telle que programmée dans l'ordinateur de la pompe et la fréquence des oscillations autour de la consigne attribuée au dysfonctionnement probable de la pompe. Cette erreur fut évaluée en rajoutant des points d'échantillonnage au signal du débit pulsatile jusqu'à obtenir une synchronisation visuelle entre ce dernier et les oscillations en question. D'autre part, les résultats expérimentaux de la réponse à une consigne en échelon révèlent une courbe de position décrivant des amplitudes et des formes oscillatoires très différentes de celles de la simulation. Hormis le profil de vitesse non linéaire qu'épouse la bille lorsque soumise à un écoulement de la sorte, ceci est principalement dû au fait que l'onde de débit subit des altérations majeures liées aux deux aspects relevés en raison des caractéristiques du montage (fantôme et réseau tubulaire) choisi. Le montage a donc un comportement analogue à celui d'un filtre passe bas [45].

À la suite de cette analyse, les résultats des tests expérimentaux et de simulations pour un environnement *in vitro* s'avèrent une étape transitoire décisive pour les tests *in vivo* à venir. Ces tests *in vivo* consisteraient en l'asservissement d'une bille d'un diamètre sub-millimétrique le long de l'artère fémorale d'un porc en présence d'un flot pulsatile dans le même sens de déplacement de la sphère et dont la vitesse avoisinerait les 40 à 50 cm/s. Ces conditions qui se révèlent contraignantes répandent le doute sur la réussite d'une telle expérience. De prime abord, la vitesse maximale du flot s'avère le paramètre le plus critique. Or, premièrement, une bille placée dans un vaisseau relativement restreint atténuerait significativement l'amplitude de l'onde du débit grâce à l'effet de compliance des vaisseaux [46, 47]. Deuxièmement, la Figure 6-1 révèle que pour une vitesse d'écoulement maximale  $v_f = 50$  cm/s, nous avons un débit maximal  $Q = 10$  ml/s pour un diamètre majoré à 5 mm où la relation suivante s'applique :

$$Q = v_f \cdot A \quad \text{Equation 6.1}$$

Or, les résultats présentés au chapitre 5 témoignent d'une robustesse au niveau de l'acheminement de la bille pour un facteur d'échelle de 10 en magnitude de l'onde de débit.



**Figure 6-1 : Tracé de l'onde de débit avec un facteur d'échelle de 10 et de l'onde de vitesse correspondante en fonction du temps en considérant un diamètre de vaisseau de 5 mm.**

Par la suite, les détails de l'implémentation du modèle et l'algorithme de contrôle (tous deux décrits au chapitre 3), avec le logiciel de simulation MATLAB/SIMULINK furent apportés. Une optimisation de l'implémentation en relation avec le contrôleur est suggérée faisant usage des fonctions de système, outils disponibles au sein du logiciel de simulation. Ces considérations d'ordre purement techniques devraient être pris en compte pour garantir la justesse de l'implémentation du contrôleur dans l'architecture de l'IRM clinique en vue de ménager le temps alloués pour les tests expérimentaux.

Pour finir, une étude de la stabilité et de la sensibilité du système fut rajoutée à ce mémoire. D'une analyse théorique de la stabilité à permis de délimiter un bassin d'attraction où le système opèrerait d'une façon stable. D'autre part, une étude qualitative portant sur la variation des paramètres physiques et physiologiques majeurs du système permet d'offrir une bonne introspection sur le comportement de la trajectoire de la bille. Pour remédier à l'impact de la variation de ces paramètres, une consigne exhibant un profil de vitesse continu fut proposée et a démontré la possibilité de pallier à la dérivée avec succès.

En conclusion, le contrôleur PID s'est avéré comme un candidat valable pour une application visant à asservir une bille ferromagnétique dans les vaisseaux sanguins où les paramètres du système varient sur une faible plage. Un contrôle adaptatif se présente comme une option adéquate et successive pour pallier au manque de robustesse du contrôleur PID.

## RÉFÉRENCES

- [1] J.-B. Mathieu, "Méthode de propulsion d'un corps ferromagnétique à l'aide d'un système d'imagerie par résonance magnétique." Mémoire de maîtrise: Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, 2004.
- [2] O. Felfoul, "Techniques de positionnement d'objet ferromagnétique en IRM." Mémoire de maîtrise: Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, 2005.
- [3] É. Aboussouan, "Positionnement dynamique d'un dispositif endovasculaire ferromagnétique dans un système d'imagerie par résonance magnétique." Mémoire de maîtrise: Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, 2006.
- [4] A. Chanu, "Conception d'une architecture logicielle pour l'Intégration des systèmes de positionnement, contrôle et propulsion d'un dispositif ferromagnétique endovasculaire autonome guidé par IRM." Mémoire de maîtrise: Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, 2006.
- [5] J. B. Mathieu and S. Martel, "Magnetic microparticle steering within the constraints of an MRI system: proof of concept of a novel targeting approach," *Biomedical Microdevices*, soumis en mai 2006.
- [6] J. B. Mathieu and S. Martel, "Magnetic steering of iron oxide microparticles using propulsion gradient coils in MRI," presented at 28th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 2006.
- [7] P. Poupponeau, "Biocompatibilité de matériaux magnétiques candidats pour la réalisation de micro/nano dispositifs thérapeutiques," Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal, soumis.
- [8] L. Given Imaging, "Given Imaging Home Page," [source électronique] consultée le 30-06-2006, <http://www.givenimaging.com>.
- [9] Y. S. Zhou, Y. X. Quan, K. Yoshinaka, and K. Ikeuchi, "A new medical microrobot for minimal invasive surgery," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, vol. 215, pp. 215-20, 2001.
- [10] K. B. Yesin, P. Exner, K. Vollmers, and B. J. Nelson, "Design and control of in-vivo magnetic microrobots," presented at 8th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2005.
- [11] K. B. Yesin, K. Vollmers, and B. J. Nelson, "Modeling and control of untethered biomicrobots in a fluidic environment using electromagnetic fields," *International Journal of Robotics Research*, vol. 25, pp. 527-536, 2006.
- [12] S. Guo, J. Sawamoto, and Q. Pan, "A novel type of microrobot for biomedical application," presented at 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005.
- [13] Stereotaxis, "Stereotaxis' Niobe® Magnetic Navigation System," [source électronique] consultée le 30-06-2006, <http://www.stereotaxis.com/>.

- [14] M. B. Khamesee, N. Kato, Y. Nomura, and T. Nakamura, "Design and control of a microrobotic system using magnetic levitation," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 7, pp. 1-14, 2002.
- [15] M. B. Khamesee, N. Kato, Y. Nomura, and T. Nakamura, "Performance improvement of a magnetically levitated microrobot using an adaptive control," presented at International Conference on MEMS, NANO and Smart Systems, 2003.
- [16] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle insertion modeling and simulation," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 19, pp. 864-875, 2003.
- [17] H. Macicior, "Contrôle de température de la chambre de refroidissement des nanowalkers." Mémoire de maîtrise: Département de génie électrique, École polytechnique de Montréal, 2004.
- [18] K. Ishiyama, M. Sendoh, and K. I. Arai, "Magnetic micromachines for medical applications," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 242-245, pp. 41-46, 2002.
- [19] R. G. McNeil, R. C. Ritter, B. Wang, M. A. Lawson, G. T. Gillies, K. G. Wika, E. G. Quate, M. A. Howard, III, and M. S. Grady, "Functional design features and initial performance characteristics of a magnetic-implant guidance system for stereotactic neurosurgery," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, pp. 793-801, 1995.
- [20] R. C. Ritter, M. S. Grady, M. A. Howard, III, and G. T. Gillies, "Magnetic stereotaxis: Computer-assisted, image-guided remote movement of implants in the brain," *Innovation et Technologie en Biologie et Medecine*, vol. 13, pp. 437-449, 1992.
- [21] W. Sabra, M. Khouzam, A. Chanu, and S. Martel, "Use of 3D Potential Field and an Enhanced Breadth-first Search Algorithms for the Path Planning of Microdevices Propelled in the Cardiovascular System," presented at 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, 2005.
- [22] S. Tamaz and S. Martel, "Impact of the MRI-based Navigation System Constraints on the Step Response Using a PID Controller," presented at 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, 2005.
- [23] S. Tamaz and S. Martel, "Bidimensional MRI-based navigation system using a PID controller," presented at 28th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 2006.
- [24] A. Chanu, E. Aboussouan, S. Tamaz, and S. Martel, "Sequence design and software environment for real-time navigation of a wireless ferromagnetic device using MRI system and single echo 3D tracking," presented at 28th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 2006.
- [25] A. Chanu, S. Martel, and G. Beaudoin, "Real-time Magnetic Resonance Gradient-based Propulsion of a Wireless Microdevice Using Pre-Acquired Roadmap and Dedicated Software Architecture," presented at 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, 2005.

- [26] A. G. Siemens, "Magnetom Avanto," vol. 2006/06/30, 2005.
- [27] J.-B. Mathieu, S. Martel, L. H. Yahia, G. Soulez, and G. Beaudoin, "Preliminary investigation of the feasibility of magnetic propulsion for future microdevices in blood vessels," *Bio-Medical Materials and Engineering*, vol. 15, pp. 367-374, 2005.
- [28] E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson, and R. Venkatesan, *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*: John Wiley & Sons Inc., 1999.
- [29] E. Aboussouan and S. Martel, "Convolutive tracking for high-precision absolute positioning of medical instruments in MRI," presented at 28th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 2006.
- [30] C. H. Cunningham, T. Arai, P. C. Yang, M. V. McConnell, J. M. Pauly, and S. M. Conolly, "Positive contrast magnetic resonance imaging of cells labeled with magnetic nanoparticles," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 53, pp. 999-1005, 2005.
- [31] O. Felfoul, J. B. Mathieu, and S. Martel, "MR-tracking based on magnetic signature selective excitation," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, accepté conditionnellement, re-soumis en Mai 2006.
- [32] F. Trochu and H. Yelle, *Transmission de puissance mécanique : cours MEC3330*: École Polytechnique of Montréal, 2000.
- [33] J. B. Mathieu, G. Beaudoin, and S. Martel, "Method of propulsion of a ferromagnetic core in the cardiovascular system through magnetic gradients generated by an MRI system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, pp. 292-299, 2006.
- [34] C. Salem Specialty Ball, "Chrome Steel ball," [source électronique] consultée le 30-06-2006, <http://www.salemball.com/chrome.htm>.
- [35] Shelley Medical Imaging Technologies, "CardioFlow 1000 MR Computer-controlled physiological flow system," [source électronique] consultée le 30-06-2006, <http://www.simutec.com/Media/pumps/Brochure%20-%20Shelley%20CardioFlow%201000%20MR.pdf>.
- [36] Automation Creations Inc, "Matweb Material Property Data," [source électronique] consultée le 30-06-2006, <http://www.matweb.com/>.
- [37] The MathWorks Inc, "MATLAB & Simulink," [source électronique] consultée le 30-06-2006, <http://www.mathworks.com/products/>.
- [38] Plastics Design Library Staff, "Fatigue and Tribological Properties of Plastics and Elastomers," William Andrew Publishing/Plastics Design Library, 1995.
- [39] R. P. Steijn, "Friction and Wear of Plastics," *Metals Engineering Quarterly*, vol. 7, pp. 9-21, 1967.
- [40] W. R. Milnor, *Hemodynamics*. Baltimore/London: Williams and Wilkins, 1982.
- [41] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Needle steering and motion planning in soft tissues," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, pp. 965-974, 2005.
- [42] R. M. De Santis, *Systèmes non linéaires : cours ELE6204*, 3 ed: École polytechnique de Montréal, 2004.

- [43] H. K. Khalil, *Nonlinear systems*, 3rd ed. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 2002.
- [44] R. Gourdeau, "Planification de trajectoires," *Robotique : cours ELE4203*: École polytechnique de Montréal, 2005.
- [45] A. Cyr, "Déploiement d'un simulateur de flux sanguin compatible IRM: Premiers essais, résultats et problématique." Rapport de Stage: Institut de génie biomédical, École Polytechnique de Montréal., 2005.
- [46] S. Martel, J. B. Mathieu, O. Felfoul, H. Macicior, G. Beaudoin, G. Soulez, and L. H. Yahia, "Adapting MRI Systems to Propel and Guide Microdevices in the Human Blood Circulatory System," presented at 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, 2004.
- [47] J. B. Mathieu, S. Martel, L. H. Yahia, G. Soulez, and G. Beaudoin, "MRI Systems as a Mean of Propulsion for a Microdevice in Blood Vessels," presented at 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, 2003.
- [48] P. Pouponneau, "Biocompatibilité de matériaux magnétiques candidats pour la réalisation de micro/nano dispositifs thérapeutiques," in *Institut de génie biomédical*: École Polytechnique de Montréal, pp. soumis.



## ANNEXES

### ANNEXE A : ARTICLE APPENDIX

```

void control_PID2D(double &erreux,double &erreurz,double,double
sampling_period, double* Tableau,bool PassageWaypoints)
{
double K1 = 2.0;
double K2 = 0.01;
double K3 = 0.5;
double KNP = 5.0;
double KND = 0.1;
double iMax = gbMax*0.5;

/* Calcul de la vitesse en x par derivation */
double x2 = (erreux_pre-erreux)/sampling_period;

/* Calcul de la vitesse en z par derivation */
double z2 = (erreurz_pre-erreurz)/sampling_period;

/* Calcul de l'amplitude du vecteur e_r (erreur quadratique) */
double r1 = sqrt(pow(erreux,2) + pow(erreurz,2));

// Calculation of the segment angle (gamma)

    if(PassageWaypoints==true)
    {
        angle_seg = atan2(consigne.ObtenirPositionZ()-
consigne_pre.ObtenirPositionZ() ,consigne.ObtenirPositionX()-
consigne_pre.ObtenirPositionX());
    }

// Calculation of the segment of vecteur e_r (theta)
double angler = atan2(erreurz,erreux);

// calcul de l'angle du vecteur v (alpha)
double anglev = atan2(z2,x2);

// Call to the function normal
double vrn[2];
double ern[2];
vrn[0] = 0;
vrn[1] = 0;
ern[0] = 0;
ern[1] = 0;
normal(angle_seg,angler,ern);
normal(angle_seg,anglev,vrn);

// Calculation of the transverse quadratic error
double r1t = r1 * fabs(sin(ern[0])) * cos(angle_seg-
angler)/fabs(cos(angle_seg-angler));

/* Speed of variation of the transverse error */
double r2 = (r1t-r1t_pre)/sampling_period;

```

```

/* Amplitude of the resultant speed */
double v = sqrt(pow(x2,2) + pow(z2,2));

// integral Component
elementIntegrateur += K3 * sampling_period * rlt;

// Anti-Windup de l'élément intégrateur
if (elementIntegrateur > iMax)
    elementIntegrateur = iMax;
else if (elementIntegrateur < -iMax)
    elementIntegrateur = -iMax;

// Calcul de la commande combinee selon e_r
double comr = K1 * rlt + K2 * r2 + elementIntegrateur;

// Commande calculation along x
double Commandex = comr * cos(angle_seg) + KNP * r1 *
cos(ern[0]) * cos(ern[1]) - KND * v * cos(vrn[0]) * cos(vrn[1]);
// Commande calculation along z
double Commandez = comr * sin(angle_seg) + KNP * r1 *
cos(ern[0]) * sin(ern[1]) - KND * v * cos(vrn[0]) * sin(vrn[1]);

// Command normalisation
if (fabs(Commandex) > gbMax && fabs(Commandex) >= fabs(Commandez))
{
    Commandez = Commandez * fabs(gbMax/Commandex);
    if (Commandex > gbMax)
        Commandex = gbMax;
    else if (Commandex < -gbMax)
        Commandex = -gbMax;
}
else if (fabs(Commandez) > gbMax && fabs(Commandez) >=
fabs(Commandex))
{
    Commandex = Commandex * fabs(gbMax/Commandez);
    if (Commandez > gbMax)
        Commandez = gbMax;
    else if (Commandez < -gbMax)
        Commandez = -gbMax;
}

// Updates for next interations
r1_pre = r1;
rlt_pre = rlt;
erreurx_pre=erreurx;
erreurz_pre=erreurz;

consigne_pre=consigne;

Tableau[0]=Commandex;
Tableau[2]=Commandez;
//Tableau[2]=Commandez; }

/*-----
Fonction :normal
Utilite: Angle's calculation

```

Input: double a1, double a2, double\* vrn

Output: void

```

-----*/

void MControleur::normal(double a1, double a2, double* vrn)
{
    if ((a1 >= -PI) && (a1 <= -PI/2)) // I
    {
        if (((a2 >= -PI) && (a2 <= a1)) || ((a2 >= -PI + a1) && (a2
<= PI)))
        {
            vrn[0] = 3*PI/2 + a1 - a2; // angle between the vector
and its normal projection
            vrn[1] = 3*PI/2 + a1; // angle between the x-axis
and the normal vector
        }
        else if ((a2 > a1) && (a2 < a1 - PI))
        {
            vrn[0] = PI/2 + a1 - a2;
            vrn[1] = PI/2 + a1;
        }
    }
    else if ((a1 > -PI/2) && (a1 < 0)) // II
    {
        if ((a2 >= a1) && (a2 <= PI + a1))
        {
            vrn[0] = PI/2 + a1 - a2;
            vrn[1] = PI/2 + a1;
        }
        else if (((a2 > PI + a1) && (a2 < PI)) || ((a2 > -PI) && (a2 <
a1)))
        {
            vrn[0] = -PI/2 + a1 - a2;
            vrn[1] = -PI/2 + a1;
        }
    }
    else if ((a1 >= 0) && (a1 <= PI/2)) // III
    {
        if (((a2 >= a1) && (a2 <= PI)) || ((a2 >= -PI) && (a2 <= a1-
PI)))
        {
            vrn[0] = PI/2 + a1 - a2;
            vrn[1] = PI/2 + a1;
        }
        else if ((a2 > a1 - PI) && (a2 < a1))
        {
            vrn[0] = -PI/2 + a1 - a2;
            vrn[1] = -PI/2 + a1;
        }
    }
    else if ((a1 > PI/2) && (a1 <= PI)) // IV
    {
        if ((a2 >= (a1 - PI)) && (a2 <= a1))
        {
            vrn[0] = -PI/2 + a1 - a2;
            vrn[1] = -PI/2 + a1;
        }
    }
}

```

```
else if (((a2 > a1) && (a1 < PI)) || ((a2 > -PI) && (a2 < (a1
- PI))))
{
    vrn[0] = -3*PI/2 + a1 - a2;
    vrn[1] = -3*PI/2 + a1;
}
}
```

## ANNEXE B : FONCTION MATLAB D'INITIALISATION

```

function
[dc,rb,Vb,Ab,rhob,mb,M,mus,mud,g,GB_max,DCC,pente_max,GB,t_r,end_time,
rhof,vf,mu,rhos,Vs,ms,rt,At,Vt,m,F,ffd] = exp_chr

%-----
% Notes :
% Toutes les valeurs des paramètres nécessaires pour décrire
% le déplacement d'une bille métallique a travers
% un fluide contenu dans un tube en plastique.
% Ces paramètres sont tous en unités SI.
%-----

%-----
% Initialisation
%-----

clear
% close
clc

global Ac Qml dc rb Vb Ab rhob mb M mus mud mudx g GB_max DCC
pente_max GB t_r end_time rhof vf mu rhos Vs ms rt At Vt m F ffd
%-----

% Parametres du conduit/tube
% Aorte : 2.5 cm environ

% % Rayon
%   rt = 0.0254/8;

% % Aire
%   At = pi*rt^2;

%-----

% diametre du tube [m]
%   dc = 9.82*1E-3;

% Aire de section [m^2]
%   Ac = pi*((dc^2)/4);

% inclinaison
%   teta = 0;

%-----

% Parametres de la partie ferromagnetique de la bille

% Matériau : 1010/1020 Chrome Steel (d=1/16"); pour conversion: *
25.4 mm/inch

% masse volumique : 0.284 lb/po^3 = 7861.06517404 kg/m^3
%-----

```

```

% Rayon [m]
  rb = (1.5e-3)/2; % Salem Ball

% Aire de section [m^2]
  Ab = pi*rb^2;

% Volume [m^3]
  Vb = 4*(pi*rb^3)/3;

% Masse [Kg]
  mb = (0.0320/35.27)/61;

% Masse volumique [Kg/m^3]
  rhob = mb/Vb; %7861.06517404;

% % Masse [Kg]
%   mb = Vb*rhob;

% Magnétisation [A/m] en relation avec (Induction: Bo saturation)
  M = 1.35e6; % % VSM de Ménard (Salem Ball)
  % M = 1202986; % VSM a McGill
%   M = 2.2e6 % Permendur - fer/cobalt [48]

% Acceleration due a la pesanteur [m/s^2] ('gravitational
acceleration')
  g = 9.81;

%-----
% Parametres de l'IRM
% Type: Avento
%-----

% Gradient maximal en x [T/m]
  GB_max = 40e-3;

  end_time = 5;

%-----
% Force de trainee
%-----

% masse volumique [Kg/m^3] ; densite du fluide: (eau) 1 [g/cm^3]
  rhof = 1*(1e-3)/(1e-6);

% viscosite du fluide: (eau) 0.01002 [P] (poise) = 0.001002
[Kg/(m.s)]
% 1 [P] = 0.1 [Pa.s]; 1 Pa = N/m^2
  muP = 0.01002;
  mu = muP * 0.1;

% masse volumique [Kg/m^3] ; densite du fluide: (40% glycerol a 27
degré celcius) 1.097 [g/cm^3]
  rhof = 1.097*(1e-3)/(1e-6);

% viscosite du fluide: (40% glycerol a 27 degrés celcius) 2.777
[cSt] (centi
% Stokes) [cf propriétés du sang et de son analogue]

```

```

% 1 [P] = 0.1 [Pa.s]; 1 Pa = N/m^2
% 1 [cP] = 1 [cSt]*[g/cc]
  muP = (2.777*1.097)/1e2;
  mu = muP * 0.1;

% % masse volumique [Kg/m^3] ; densite du fluide: (sang) 1.05
[g/cm^3] [mémoire J.B.]
%   rhof = 1.05*(1e-3)/(1e-6);

% % viscosite du fluide: (sang) 0.035 [P] = 0.0035 [Kg/(m.s)]
[mémoire J.B.]
% % 1 [P] = 0.1 [Pa.s]; 1 Pa = N/m^2
%   muP = 0.035;
%   mu = muP * 0.1;
%
% vitesse fluide [m/s]
  vf = -0.18

% débit: Q[m3/s] = vf [m/s] *A [m2]
Ac = pi*((dc^2)/4)
Q = abs(vf)*Ac;
Qml = Q * 1e6; % [ml/s]
% en mm2:
Ac*1e6

%-----
% Paramètres de la partie (substance) non-ferromagnetique de la
bille
% Matériau : Polystyrene Foam
% Density is 1 lb./cu. Ft
% 1 pound (lb ou livre) = 0.4536 kilogram
% 1 ft = 0.3048 m
% http://www.convert-me.com/en/convert/length
%-----

% Masse volumique [Kg/m^3]
  rhos = 0.4536/0.3048^3;

% Volume [m^3]
  Vs = (mb-Vb*rhos)/(rhof - rhos);

% Masse [Kg]
  ms = Vs*rhos;

%-----

% Parametres de la bille (parties: ferromagnetique + non-
ferromagnetique)

%-----

% Rayon [m]
  rt = rb; %

% Aire de section [m^2]
  At = pi*rt^2;

% Volume [m^3]

```

```

Vt = 4*(pi*rt^3)/3;

% Masse [Kg]
ms = 0; %
m = mb + ms;

%-----
% Poussee d'Archimede
%-----

% B = Volume immerge du corps en [m3] * masse volumique du fluide
en
% [kg/m3] * gravité en [N/kg]
% http://www.proftnj.com/archipri.htm
F = Vt*rhof*g;
% F=0;

%-----

% Coefficient de friction
% entre bille (en acier) et surface (en PMMA)
% 0,4 < f < 0,5
%-----

% static
mus = 0.5;

% coefficient de glissement dynamique
mudx = 0.05;
mud = 0.3;

% Coefficient de Poisson de la bille
V1 = 0.29;
% Coefficient de Poisson du tube
V2 = 0.33 ;

% Module de Young (ou d'élasticité) de la bille [Pa]
E1 = 2.05E+11;

% Module de Young (ou d'élasticité) (<=> tensile modulus d'apres
J.B.) du tube [Pa]
E2 = 3.1E+11;

% coefficient de roulement dynamique
fg = 0.45 ;
% force de frottement de roulement (dynamique)
Einv = (1-V1^2)/E1 + (1-V2^2)/E2;
a = (3*m*g*rb*Einv/4)^(1/3);
ffd = fg*a*m*g/rb;

```



## ANNEXE C : FONCTIONS MATLAB DE BASE

```

function C_D = coeff_tr(u_r)
%-----
% fonction appelée par SIMULINK
% calcul le coefficient de la force de traînée CD
%-----
global rhof rt mu

if u_r == 0
    C_D = 0;
else if u_r ~= 0
    Re = abs(u_r)*(rhof*(2*rt)/mu);
    if (Re < 0) || (Re > 2e+5)
        'Re'
    end
    C_D = sign(u_r)*(24/Re + 6/(1+sqrt(Re)) + 0.4);
end
end
%-----

function consg = flying_target(Position)
%-----
% fonction appelée par SIMULINK
% si la bille pénètre dans la zone de précision le contrôleur
% assigne le prochain point d'acheminement à atteindre
%-----
global consg wp_f seg_id frag_id dc rb X3D X1D mud m g F Vb M

rz = 2e-3; %dc/2 - rb; % zone de précision

if (sqrt((Position(1)-wp_f(seg_id).n(frag_id,1))^2 + (Position(2)-
wp_f(seg_id).n(frag_id,2))^2) - rz) <= 0
    % cas ou le centre de masse de la bille se trouve dans la zone de
    rayon rz

        if (frag_id < length(wp_f(seg_id).n))
            % cas ou la bille n'a pas encore parcouru tous les
            fragments du
            % segments
            frag_id = frag_id + 1; % passage au prochain fragment du
            meme segment
            consg(1) = wp_f(seg_id).n(frag_id,1); % x
            consg(2) = wp_f(seg_id).n(frag_id,2); % z
            % angle entre l'axe des x et le fragment
            consg(3) = atan2(wp_f(seg_id).n(end,2)-
wp_f(seg_id).n(1,2), wp_f(seg_id).n(end,1)-wp_f(seg_id).n(1,1)) %
            gamma

        elseif ( (frag_id >= length(wp_f(seg_id).n)) && (seg_id <
length(wp_f)) )
            % cas ou la bille a atteint un point de cheminement
            principal
            seg_id = seg_id + 1; % passage au prochain segment
            frag_id = 2; % passage au premier fragment
        end
    end
end

```

```
        consg(1) = wp_f(seg_id).n(frag_id,1);
        consg(2) = wp_f(seg_id).n(frag_id,2);
        consg(3) = atan2(wp_f(seg_id).n(end,2)-
wp_f(seg_id).n(1,2),wp_f(seg_id).n(end,1)-wp_f(seg_id).n(1,1))
    end
else
    consg(1) = consg(1);
    consg(2) = consg(2);
    consg(3) = consg(3);
end
```

## ANNEXE D : SCRIPT MATLAB PRINCIPAL

```

%-----

% fichier d'execution pour tout système 2-D
%

%On efface la mémoire et on ferme les figures
clear;
close all;
clc

%On initialise nos variables
global vmax amax drd consgr cclk tlr t1 t2r t2 t3r t3 t_offset Ac
KNP KND consg wp_f seg_id frag_id dc rb Vb Ab rhob mb M mus mud mudx
g GB_max DCC pente_max GB t_r end_time rhof vf mu rhos Vs ms rt At
Vt m F ffd X1D X3D
exp_chr;

% N = 10;

X1D = 0;
X3D = 0;

wp_s = [0 0;0.02 0.02;0.04 0.04;0.06 0.06;0.051 0.087]; %
coordonnée 2-D des points d'acheminement principaux délimitants un
segment

wp_f = []
figure(1)

% longueur du fragment
% l_f = sqrt(2)*2*1e-2;
% l_f = sqrt( (wp_s(2,1)-wp_s(1,1))^2 + (wp_s(2,2)-wp_s(1,2))^2
)
l_f = 1 % pour ne pas inclure de points d'acheminement
intermédiaires

for i = 2:length(wp_s) % nombres de points de cheminement
principaux
    % longueur du segment
    l_s(i-1) = sqrt( (wp_s(i,1)-wp_s(i-1,1))^2 + (wp_s(i,2)-
wp_s(i-1,2))^2 );

    % nombres de points de cheminement intermédiaires
    % no_wp_f = round(l_s(i-1) / l_f);
    no_wp_f = round(l_s(i-1)/ l_s(i-1)); % au cas ou on ne
spécifie pas des points de cheminement intermédiaires

    temp = zeros(no_wp_f+1,2);
    temp(1,1) = wp_s(i-1,1);
    temp(1,2) = wp_s(i-1,2);
    temp(end,1) = wp_s(i,1);
    temp(end,2) = wp_s(i,2);
    % tracé
    for j = 2:length(temp)-1 %%%%%%%%%%%

```

```

        temp(j,1) = temp(1,1) + (temp(end,1)-temp(1,1))*(j-
1)*l_f/l_s(i-1);
        temp(j,2) = temp(1,2) + (temp(end,2)-temp(1,2))*(j-
1)*l_f/l_s(i-1);
    end
    plot(temp(1,1)*1e2,temp(1,2)*1e2,'o',...
        'MarkerEdgeColor','k',...
        'MarkerFaceColor','r',...
        'MarkerSize',10)
    hold on
    for j = 2:length(temp)
        plot(temp(j,1)*1e2,temp(j,2)*1e2,'o',...
            'MarkerEdgeColor','k',...
            'MarkerFaceColor','g',...
            'MarkerSize',10)
    end
    hold on
end
wp_f(i-1).n = zeros(no_wp_f+1,2);
wp_f(i-1).n = temp;
end
rz = dc/2 - rb;

% % limites du tube
% betas = atan2(wp_s(2,2),wp_s(2,1));
% if (betas < 1.55) && (betas > 0.04)
%     yi = (rz*1e2)/cos(betas);
%     xi = (rz*1e2)/sin(betas);
%     line([0,wp_s(2,1)*1e2],[ yi, (wp_s(2,2)*1e2)+yi], 'Color',[1 0
0])
%     line([0,wp_s(2,1)*1e2],[-yi, (wp_s(2,2)*1e2)-yi], 'Color',[1 0
0])
% end
% line([0,wp_s(2,1)*1e2],[0, (wp_s(2,2)*1e2)], 'Color',[1 0 0])

%
eppsi = 0.02;
for i = 2:length(wp_s)
    betas = (atan2(wp_s(i,2)-wp_s(i-1,2),wp_s(i,1)-wp_s(i-1,1)));
    line([wp_s(i-1,1)*1e2,wp_s(i,1)*1e2],[wp_s(i-
1,2)*1e2,(wp_s(i,2)*1e2)], 'Color',[0 1 0])
    if ((betas < pi/2-eppsi) && (betas > eppsi))        %( 3 selon
atan2)
        yi = rz * cos(betas);
        xi = rz * sin(betas);
        xi = 0;
        yi = rz / cos(betas);
        line([(wp_s(i-1,1)+xi)*1e2,(wp_s(i,1)+xi)*1e2],[(wp_s(i-
1,2)-yi)*1e2,(wp_s(i,2)-yi)*1e2], 'Color',[1 0 0])
        line([(wp_s(i-1,1)-xi)*1e2,(wp_s(i,1)-xi)*1e2],[(wp_s(i-
1,2)+yi)*1e2,(wp_s(i,2)+yi)*1e2], 'Color',[1 0 1])
    elseif ((betas < -pi/2-eppsi) && (betas > -pi + eppsi)) %( 1
selon atan2)
        betas = betas + pi;
        yi = rz * cos(betas);
        xi = rz * sin(betas);
        xi = 0;
        yi = rz / cos(betas);

```

```

        line([(wp_s(i-1,1)+xi)*1e2, (wp_s(i,1)+xi)*1e2], [(wp_s(i-
1,2)-yi)*1e2, (wp_s(i,2)-yi)*1e2], 'Color', [1 0 0])
        line([(wp_s(i-1,1)-xi)*1e2, (wp_s(i,1)-xi)*1e2], [(wp_s(i-
1,2)+yi)*1e2, (wp_s(i,2)+yi)*1e2], 'Color', [1 0 1])
        elseif ((betas > pi/2+eppsi) && (betas < pi- eppsi))    %( 4
selon atan2)
            betas = pi - betas;
            yi = rz * cos(betas);
            xi = rz * sin(betas);
            xi = 0;
            yi = rz / cos(betas);
            line([(wp_s(i-1,1)+xi)*1e2, (wp_s(i,1)+xi)*1e2], [(wp_s(i-
1,2)+yi)*1e2, (wp_s(i,2)+yi)*1e2], 'Color', [1 0 0])
            line([(wp_s(i-1,1)-xi)*1e2, (wp_s(i,1)-xi)*1e2], [(wp_s(i-
1,2)-yi)*1e2, (wp_s(i,2)-yi)*1e2], 'Color', [1 0 1])
            elseif ((betas > -pi/2+eppsi) && (betas < - eppsi))    %( 2
selon atan2)
                betas = -betas;
                yi = rz * cos(betas);
                xi = rz * sin(betas);
                xi = 0;
                yi = rz / cos(betas);
                line([(wp_s(i-1,1)+xi)*1e2, (wp_s(i,1)+xi)*1e2], [(wp_s(i-
1,2)+yi)*1e2, (wp_s(i,2)+yi)*1e2], 'Color', [1 0 0])
                line([(wp_s(i-1,1)-xi)*1e2, (wp_s(i,1)-xi)*1e2], [(wp_s(i-
1,2)-yi)*1e2, (wp_s(i,2)-yi)*1e2], 'Color', [1 0 1])
                elseif ((betas <= eppsi) && (betas >= -eppsi))
                    line([(wp_s(i-1,1))*1e2, (wp_s(i,1))*1e2], [(wp_s(i-
1,2)+rz)*1e2, (wp_s(i,2)+rz)*1e2], 'Color', [1 0 0])
                    line([(wp_s(i-1,1))*1e2, (wp_s(i,1))*1e2], [(wp_s(i-1,2)-
rz)*1e2, (wp_s(i,2)-rz)*1e2], 'Color', [1 0 1])
                    elseif ((betas >= pi - eppsi) && (betas <= -pi+eppsi))
                        line([(wp_s(i-1,1)+rz)*1e2, (wp_s(i,1)+rz)*1e2], [(wp_s(i-
1,2))*1e2, (wp_s(i,2))*1e2], 'Color', [1 0 0])
                        line([(wp_s(i-1,1)-rz)*1e2, (wp_s(i,1)-rz)*1e2], [(wp_s(i-
1,2))*1e2, (wp_s(i,2))*1e2], 'Color', [1 0 1])
                    end
                end
            end

plot(wp_s(end,1)*1e2, wp_s(end,2)*1e2, 's', ...
     'MarkerEdgeColor', 'k', ...
     'MarkerFaceColor', 'r', ...
     'MarkerSize', 10)

grid on
% hold off
hold on

%-----
%-----

consg = [0.06 0.06]
frag_id = 1;
seg_id = 1;

U0 = [0e-3 0e-3];

stp = 0;
iMax = GB_max*.5;
grady = 30e-3;

```

```

K = [2 0.02 0.05]; KNP = 5; KND = 0.1; %%%%%%%%%%%

% temps durant lequel les gradients d'imagerie sont generes en
% vue de relever la position en 1D: t > 8 a 10 ms [Ouajdi]

tgpos = 6.508e-3;

tadc = 3.84e-3;
tdt = 1e-3; % estimation vague; cf Arnaud
ttf = 30e-3 % temps de feedback
tgpos = (32-16)*1e-3;
tgprop = ttf - tgpos;

% Periode d'echantillonnage :
% temps au bout duquel une nouvelle position le long d'un axe est
pris en compte
h = (tadc + ttf);
% délai:
d = h + tgpos + tadc;
% délai entre le temps d'acquisition des 2 commandes:
dzx = 24.5e-6;

%-----

% fraction du cycle durant lequel les gradients d'imagerie sont
generes en
% vue de relever la position
alphas = tgprop/h;

% fraction du cycle durant lequel les gradients de lecture sont
generes
alphan = ((640+300)*1e-6)/h;
alphap = ((1270+600)*1e-6)/h;

%-----%-----

maxss = 1.01e-3; %1.001e-3;
minss = 1e-3; %1e-3;
iniss = 1e-3; %1e-3;

%-----%-----

% onde pulsé
upt = 0.0227;
scale = 50*(1.000e-6);
wave_t = upt * [0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14
15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31
32 33 34 35 36 37 38 39 40 41];
wav_amp = -0.2857*scale*[0.000 0.010 0.233 0.548 0.750 0.907 1.000
0.940 0.767 0.569 0.335 0.102 0.000 -0.102 -0.260 -0.360 -0.402 -
0.392 -0.339 -0.257 -0.160 0.000 0.029 0.101 0.150 0.175 0.177 0.160
0.129 0.092 0.054 0.021 0.010 0.005 0.000 0.000 0.000 0.000 0.000
0.000 0.000 0.000];

% 0.2857* pour scale = 50
% 0.8332* pour scale = 60

X = zeros(2,end_time/iniss);

```

```

sim('...') % appel au fichier simulink

%% impression des courbes %%
%% [...] %%

%-----%-----
%-----%-----

% code permettant l'échantillonnage des données avec une période
d'échantillonnage h

sampnb = floor(end_time/h);
hmat = zeros(1,sampnb);
for i = 1:sampnb
    hmat(i) = i*h;
end
hmat'

i = 1;
gg = 0;
Xsamp = [];
hh = h;
while i <= length(X)
    if abs(X(i,1) - hh) < 1e-10 % (X(i,1) == hh)
        gg = gg + 1;
        Xsamp(gg,:) = X(i,1:end);
        hh = hh + h;
    end
    i = i + 1;
end
Xsamp(1:end,1)

correl = Xsamp(1:end,1) == hmat';
isempty(find(correl == 0))

%-----%-----

```

## ANNEXE E : FONCTION MATLAB POUR PROFIL DE VITESSE

```

function consgv = target_setup2D(clock)
% Cette fonction détermine les consignes en x et z permettant
d'obtenir un profil de vitesse continu le long du segment

global consg t1 t2 t3 vmax

t3 = 3;
ft1 = 1/4;
t1 = t3*ft1;
t2 = t3*(1-ft1);

drd = sqrt(consg(1)^2 + consg(2)^2); % amplitude du fragment
gamma = atan2(consg(2),consg(1)); % angle du fragment avec
l'axe des x
vmax = drd/t2;
amax = vmax/t1;

if (clock <= t1)
    % acceleration constante
    consgr = (amax/2)*clock^2;
elseif (clock > t1) && (clock <= t2)
    % cruise
    consgr = clock*amax*t1 - (amax/2)*t1^2;
elseif (clock > t2) && (clock <= t3)
    % deceleration constante
    consgr = clock*amax*t1 - (amax/2)*t1^2 - (amax/2)*(clock-
t2)^2;
else
    consgr = drd;
end
consgv(1) = consgr*cos(gamma);
consgv(2) = consgr*sin(gamma);

```



## ANNEXE F : FONCTION MATLAB S-FUNCTION

```

/* linJac2Dcpp.cpp */

#include "iostream.h"
#include <math.h>

class linJac2Dcpp
{
    // Commandes du controleur
    double Tableau[2];

    // Parametres constants du controleur
    double K[2];
    double gbMax;

    // Consignes
    double xD;
    double zD;

    // Derivee de la position = vitesse
    double x2;
    double z2;
    double r1;
    double r2;

    // Element derivateur de la position
    double erreurXPre;
    double erreurZPre;
    double t_pre;

    double angler;
    double comr;

public:
    // Constructeur
    linJac2Dcpp(double K_in[5], double gbMax_in, double xDin,
double zDin )
    {
        K[0] = K_in[0];
        K[1] = K_in[1];
        K[2] = K_in[2];
        K[3] = K_in[3];
        K[4] = K_in[4];
        gbMax = gbMax_in;

        xD = xDin;
        zD = zDin;

        reset();
    }

    // Mise a zero des variables dynamiques
    void reset()
    {

```

```

    erreurxPre = 0;
    erreurzPre = 0;
    t_pre = 0;

    x2 = 0;
    z2 = 0;
    r1 = 0;
    r2 = 0;

    Tableau[0] = 0;
    Tableau[1] = 0;

    angler = 0;
    comr = 0;
}

// Calcul de la commande
void output(double pos1, double pos2, double angle_seg, double
retPos[2], double t)
// void output(double pos1, double pos2, double retPos[2],
double t)
{
    double erreurx =0;
    double erreurz =0;

    double Commandex =0;
    double Commandez =0;

    // Calcul de l'erreur sur la position
    erreurx = xD - pos1;
    erreurz = zD - pos2;

    // Calcul de la vitesse par derivation
    if( (t-t_pre) > 0 )
    {
        x2 = (erreurxPre-erreurx)/(t-t_pre);
        z2 = (erreurzPre-erreurz)/(t-t_pre);
    }

    r1 = sqrt(pow(erreurx,2) + pow(erreurz,2));

    angler=atan2(erreurz,erreurx);

    // Calcul de la commande
    comr = K[0] * r1 + K[1] * r2;

    Commandex = comr * cos(angler);
    Commandez = comr * sin(angler);

    // Limiteur de la commande
    if (fabs(Commandex) > gbMax && fabs(Commandex) >=
fabs(Commandez))
    {
        Commandez = Commandez * fabs(gbMax/Commandex);
        if (Commandex > gbMax)
            Commandex = gbMax;
        else if (Commandex < -gbMax)
            Commandex = -gbMax;
    }
}

```

```

    }
    else if (fabs(Commandez) > gbMax && fabs(Commandez) >=
fabs(Commandex))
    {
        Commandex = Commandex * fabs(gbMax/Commandez);
        if (Commandez > gbMax)
            Commandez = gbMax;
        else if (Commandez < -gbMax)
            Commandez = -gbMax;
    }

    // Mémorisation de l'erreur
    erreurxPre = erreurx;
    erreurzPre = erreurz;
    t_pre = t;

    retPos[0]=Commandex;
    retPos[1]=Commandez;
}

double setX1Ref(double x1ref)
{
    xD = x1ref;
}

double setX2Ref(double x3ref)
{
    zD = x3ref;
}

double setK( double Kin[5] )
{
    K[0] = Kin[0];
    K[1] = Kin[1];
    K[2] = Kin[2];
    K[3] = Kin[3];
    K[4] = Kin[4];
}
};

#ifdef __cplusplus
extern "C" { // use the C fcn-call standard for all functions
#endif // defined within this scope

#define S_FUNCTION_LEVEL 2
#define S_FUNCTION_NAME  linJac2Dcpp

/*
 * Need to include simstruc.h for the definition of the SimStruct
and
 * its associated macro definitions.
 */
#include "simstruc.h"

/*=====
 * S-function methods *
 *=====*/

```

```

/*          Function:          mdlInitializeSizes
=====
* Abstract:
*   The sizes information is used by Simulink to determine the
S-function
*   block's characteristics (number of inputs, outputs, states,
etc.).
*/
static void mdlInitializeSizes(SimStruct *S)
{
    /* See sfuntmpl.doc for more details on the macros below */

    ssSetNumSFcnParams(S, 0); /* Number of expected parameters */
    ssSetNumContStates(S, 0); /* Not using the S structure for
state variables, using the
    ssSetNumDiscStates(S, 0);      dedicated linJac2Dcpp object to
store them */

    // Set size and number of input ports
    if (!ssSetNumInputPorts(S,1)) return;
    // ssSetInputPortWidth(S, 0, DYNAMICALLY_SIZED);
    ssSetInputPortWidth(S, 0, 3);
    ssSetInputPortDirectFeedThrough(S, 0, 1);

    // Set size and number of output ports
    if (!ssSetNumOutputPorts(S,1)) return;
    // ssSetOutputPortWidth(S, 0, DYNAMICALLY_SIZED);
    ssSetOutputPortWidth(S, 0, 2);

    ssSetNumSampleTimes(S, 1); // must be an integer value !
    ssSetNumRWork(S, 0);
    ssSetNumIWork(S, 0);
    ssSetNumPWork(S, 1); // reserve element in the pointers vector
to store a C++ object
    ssSetNumModes(S, 0);
    ssSetNumNonsampledZCs(S, 0);

    ssSetOptions(S, 0);
}

/*          Function:          mdlInitializeSampleTimes
=====
* Abstract:
*   This function is used to specify the sample time(s) for your
*   S-function. You must register the same number of sample
times as
*   specified in ssSetNumSampleTimes.
*/
static void mdlInitializeSampleTimes(SimStruct *S)
{
    ssSetSampleTime(S, 0, INHERITED_SAMPLE_TIME);
    ssSetOffsetTime(S, 0, 0.0);
}

#define MDL_START /* Change to #undef to remove function */
#if defined(MDL_START)

```

```

/*                               Function:                               mdlStart
=====
* Abstract:
*   This function is called once at start of model execution.
If you
*   have states that should be initialized once, this is the
place
*   to do it.
*/
static void mdlStart(SimStruct *S)
{
    double Kin[2];
    Kin[0] = 0.8;
    Kin[1] = 0.005;
    ssGetPWork(S)[0] = (void *) new linJac2Dcpp(Kin, 0.04, 0.06,
0.06); // store new C++ object in the

// pointers vector
}

#endif /* MDL_START */

/*                               Function:                               mdlOutputs
=====
* Abstract:
*   In this function, you compute the outputs of your S-function
*   block. Generally outputs are placed in the output vector,
ssGetY(S).
*/
static void mdlOutputs(SimStruct *S, int_T tid) /* warning tid =
task ID, not the sim. time */
{
    double com[2];

    // retrieve C++ object from the pointers vector and use
    linJac2Dcpp *c = (linJac2Dcpp *) ssGetPWork(S)[0];
    InputRealPtrsType uPtrs = ssGetInputPortRealSignalPtrs(S,0);

    //Calculate output values
    c->output(*uPtrs[0], *uPtrs[1], *uPtrs[2], com, ssGetT(S));

    //Output data on ports
    int_T i,j;
    int_T nOutputPorts = ssGetNumOutputPorts(S);
    //nOutputPorts = 2;
    for (i = 0; i < nOutputPorts; i++)
    {
        real_T *y = ssGetOutputPortRealSignal(S,i);
        int_T ny = ssGetOutputPortWidth(S,i);
        for (j = 0; j < ny; j++)
        {
            y[j] = com[j];
        }
    }
}

```

```

/*                               Function:                               mdlTerminate
=====
* Abstract:
*   In this function, you should perform any actions that are
necessary
*   at the termination of a simulation. For example, if memory
was
*   allocated in mdlStart, this is the place to free it.
*/
static void mdlTerminate(SimStruct *S)
{
    linJac2DcCpp *c = (linJac2DcCpp *) ssGetPWork(S)[0];    //
retrieve and destroy C++
    delete c;                                               // object in the
termination
}                                                            // function
/*=====*/
* See sfuntmpl.doc for the optional S-function methods *
*=====*/

/*=====*/
* Required S-function trailer *
*=====*/

#ifdef MATLAB_MEX_FILE    /* Is this file being compiled as a
MEX-file? */
#include "simulink.c"    /* MEX-file interface mechanism */
#else
#include "cg_sfund.h"    /* Code generation registration
function */
#endif

#ifdef __cplusplus
} // end of extern "C" scope
#endif

```