



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Scientifique
Université 20 Août 1955 - Skikda



D012124007D

Thèse présentée par :

Meziane Larbi

EN VUE D'OBTENIR LE DIPLÔME DE :
Docteur de l'université 20 août 1955 Skikda

Spécialité : **Automatique et informatique industrielle**

Thème

Commande des robots mobiles : Application sur des microrobots magnétiques

THESE dirigée par :

EL-Hadi Guechi Professeur Université 20 août 1955 Skikda

Karim Belharet Enseignant chercheur HDR Junia-HEI Campus de Châteauroux-France

Soutenue le 26/02/2024 devant le jury composé de :

Abderrazak Lachouri	Professeur	Université 20 août 1955 Skikda	Président
EL-Hadi Guechi	Professeur	Université 20 août 1955 Skikda	Rapporteur
Karim Belharet	Enseignant chercheur	Junia-HEI Campus de Châteauroux-France	Co-encadrant
H. A. Abbassi	Professeur	Université d'Annaba	Examineur
Sofiane. Gherbi	Professeur	Université d'Annaba	Examineur
Lamine Mehennaoui	MCA	Université 20 août 1955 Skikda	Examineur
Ahmed Maidi	Professeur	Université UMMTO de Tizi Ouzou	Invité

Remerciements

Ce travail a été effectué au sein du laboratoire PRISME dans les locaux de l'École d'ingénieurs JUNIA-HEI de Châteauroux dans le cadre de la coopération avec le laboratoire LAS de l'université de 20 août 1955 Skikda. J'adresse mes remerciements à Monsieur Aymeric GILLET-CHEVAIS, Directeur de l'École d'ingénieurs JUNIA-HEI de Châteauroux, pour m'avoir accueilli dans son établissement. Pour ne pas déroger à la règle, je souhaite dans un premier temps remercier EL-Hadi Guechi, Professeur à l'université de 20 août 1955 Skikda et Karim Belharet, Enseignant chercheur à l'École d'ingénieurs JUNIA-HEI de Châteauroux, pour m'avoir confié ce travail de recherche. Leur disponibilité, les moyens matériels qu'ils m'ont apportés ainsi que la confiance et la liberté qu'il m'ont accordées, m'ont permis de mener à bien ce travail et ce dans les meilleures conditions. Je remercie chaleureusement le jury de ma thèse en commençant par le Professeur Abderrzak Lachouri, pour avoir accepté de présider mon jury de thèse. Je remercie également le Professeur Hadj Abbassi Ahmed, le Professeur Lamine Mehennaoui et le Professeur Sofiane Gherbi, pour avoir accepté d'être les examinateurs de ce travail. Leurs commentaires sur le manuscrit ainsi que leurs questions et critiques au moment de la soutenance m'ont apporté de nouveaux points de vue très enrichissants. Au terme de ce travail, Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à Monsieur Karim BELHARET, pour m'avoir accueilli dans son équipe et veillé au bon déroulement de ma thèse. Je tiens à remercier également Monsieur Ahmed Maidi Professeur à l'université de Tizi Ouzou, pour son suivi et son encadrement durant toute la période de ma thèse. Avant de finir, un grand merci aux enseignants chercheurs de l'Université de Tizi Ouzou et de 20 août 1955 Skikda, notamment les enseignants du département d'automatique qui ont contribué à nous former. Voici maintenant venu le temps pour moi de remercier le personnel de laboratoire LAS de l'université de 20 août 1955 Skikda ainsi que le personnel de l'École d'ingénieurs JUNIA-HEI de Châteauroux. En vrac, je tiens donc à exprimer ma gratitude aux personnes suivantes : Saber KARED, Djamel OUNNAS, Nabil AMMARI, David DELOUCHE, Azeddine ZAROUK, Ahmed CHAH et Oussama CHOUL. Maintenant, je souhaite remercier chaleureusement tous les doctorants du laboratoire JUNIA-HEI et LAS, Hanna EL-FAKIR et Bilel BELALIT, Amar et Bilel Hermmouche pour leur aide à l'intégration et pour les bons moments. Je ne manquerai pas cette occasion pour exprimer mes sincères remerciements à mes parents que j'aime beaucoup, pour leurs encouragements. Je remercie aussi et je dédie ce travail à mes deux sœurs et mes frères, merci pour tout.

Meziane

Abréviations et Terminologies

DDL	Degrés De Liberté.
EMA	Actionnement Électro-Magnétique.
FMM	Fast Marching Method.
GPC	Generalized Predictive Controller.
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique.
IPM	Imagerie par Particules Magnétiques.
ISS	Input State Stability.
LAS	Laboratoire d'Automatique DE Skikda.
LMI	Inégalité Matricielle Linéaire.
LQ	Quadratique Linéaire.
MPC	Model Predictive Controller.
mT	milliTesla.
NESO	Observateur d'État Étendu Non linéaire.
PID	Proportionnel Intégral Dérivé.
TDE	Time Delay Estimation.
TS	Takagi-Sugeno.
VDVs	Virtual Desired Variables.

Table des matières

1	État de l'art	7
1.1	Introduction	8
1.1.1	Définition de la microrobotique	9
1.1.2	Microrobots magnétiques pour le biomédical	10
1.2	Stratégies de localisation des microrobots magnétiques	11
1.2.1	Techniques basées sur les champs magnétiques	12
1.2.1.1	Imagerie par particules magnétiques	13
1.2.1.2	Imagerie par résonance magnétique IRM	14
1.2.2	Techniques basées sur la vision	16
1.3	Systèmes à actionnement magnétique pour la microrobotique mobile	17
1.3.0.1	Système d'actionnement magnétique à base d'un IRM	18
1.3.0.2	Systèmes d'actionnement à base d'aimants permanents	19
1.3.0.3	Systèmes d'actionnement à base des bobines électro- magnétiques	20
1.4	Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétiques . .	24
1.4.1	Planification de trajectoire des microrobots magnétiques . . .	24
1.4.2	Contrôle des microrobots magnétiques	26
1.4.2.1	Contrôle en boucle ouverte	26
1.4.2.2	Contrôle en boucle fermée	28
1.5	Conclusion	32
2	Modélisation de microrobots magnétiques dans un fluide biolo- gique	33
2.1	Introduction	35
2.2	Modélisation du dispositif magnétique	35
2.2.1	Contexte théorique	36
2.2.2	Bobines électromagnétiques	37
2.2.2.1	Bobines de Helmholtz	38
2.2.2.2	Génération d'un champ magnétique avec des bobines de Maxwell	38
2.2.2.3	Bobines de Maxwell	39
2.2.2.4	Génération de champ magnétique	39
2.2.2.5	Génération du gradient de champ magnétique	39
2.2.3	Orientation et propulsion d'un microrobot	40

2.2.3.1	Génération d'un couple magnétique	40
2.2.3.2	Génération d'une force magnétique	41
2.3	Modélisation de l'écoulement sanguin	42
2.3.1	Système cardiovasculaire	42
2.3.2	Vaisseaux sanguins	43
2.3.3	Nature du fluide et modèle de la vitesse du sang	44
2.3.3.1	Fluide newtonien et non newtonien	44
2.3.3.2	Modèle de la vitesse du sang	45
2.4	Modélisation dynamique du microrobot magnétique	46
2.4.1	Bilan des forces	47
2.4.1.1	Force magnétique	47
2.4.1.2	La force hydrodynamique	48
2.4.1.3	Le poids apparent	51
2.4.1.4	Force de contact	52
2.4.1.5	Force électrostatique	52
2.4.1.6	Force de van der Waals	53
2.4.2	Équations dynamiques	54
2.5	Exploitation du modèle	54
2.5.1	Équations dynamiques en 1D	55
2.5.1.1	Cas linéaire	55
2.5.1.2	Cas non linéaire	55
2.5.2	Équations dynamiques en 2D	57
2.5.2.1	Cas linéaire	57
2.5.2.2	Cas non linéaire	58
2.5.3	Équations dynamiques en 3D	60
2.5.3.1	Cas linéaire	60
2.6	Conclusion	61
3	Plateforme de manipulation des microrobots magnétiques	63
3.1	Introduction	64
3.1.1	Description du problème	65
3.1.2	Dimensionnement du dispositif EMA	65
3.1.2.1	Caractérisation et simulation sous COMSOL du dis- positif EMA	67
3.2	Conception et réalisation de la plateforme de manipulation magnétique	69
3.2.1	Le microrobot magnétique	70
3.2.2	Le système de vision	71
3.2.3	Planification de trajectoire avec un joystick	72

3.2.4	Architecture matérielle et logicielle de la plateforme	74
3.3	Architecture de contrôle de la plateforme	75
3.3.1	Câblage et interface utilisateur	75
3.3.1.1	Calibration du dispositif EMA	77
3.3.2	Identification et validation de modèle du microrobot	79
3.4	Conclusion	81
4	Commande linéaire dans un fluide biologique d'un microrobot magnétique	83
4.1	Introduction	85
4.2	Commande basée observateur d'un microrobot endovasculaire en 3D	85
4.2.1	Représentation d'état	87
4.2.2	Stratégie de contrôle par retour d'état proposée	88
4.2.3	Approche de conception basée LMI	90
4.2.3.1	Conception de l'observateur	90
4.2.3.2	Conception de la commande par retour d'état	91
4.2.4	Analyse de la stabilité	94
4.3	Résultats de simulation	95
4.3.1	Étude comparative	95
4.3.2	Simulation avec Joystick	97
4.4	Commande prédictive basée observateur d'un microrobot endovasculaire en 2D	102
4.5	Stratégie de commande MPC proposée	103
4.5.1	Conception de la commande MPC	103
4.5.2	Réglage du contrôleur	105
4.5.3	Observateur non linéaire d'état étendu (NESO)	107
4.5.3.1	Conception et analyse de l'observateur proposé	107
4.5.3.2	Analyse de la stabilité	109
4.5.3.3	Entrées de commande de courant	111
4.6	Simulations et expériences réalisées	112
4.6.1	Résultats de simulations	114
4.7	Validation expérimentale	114
4.7.1	Validation en 2D	117
4.8	Conclusion	119
5	Commande non linéaire dans un fluide biologique d'un microrobot magnétique	121
5.1	Introduction	122

5.2	Modélisation basée sur le modèle TS	122
5.2.1	Modèle polytopique TS et l'approche des secteurs non linéaires	123
5.3	Synthèse de la loi de commande PDC et application sur un microrobot	124
5.3.1	Représentation d'état du microrobot	124
5.3.2	Modèle TS du microrobot	125
5.4	Stratégie de contrôle proposée	127
5.4.1	Conception du contrôleur d'état flou T-S	127
5.4.1.1	Conception du compensateur de rejet de perturbations	130
5.4.2	Conception de l'observateur flou T-S	131
5.4.3	Analyse de la stabilité	132
5.5	Simulations et résultats	133
5.6	Conclusion	139
	Conclusion générale et perspectives	141
	A	145
A.1	Calcul du modèle de prédiction	145
A.2	Résultats expérimentaux obtenus	146
	B Calcul des fonctions de pondérations	151
B.1	Calcul des fonctions de pondérations	151
	Bibliographie	153

Table des figures

1.1	Illustration schématique du contrôle automatique des microrobots avec ses techniques, d'actionnements, d'imagerie, de commandes et de planification de trajectoire [1].	9
1.2	Navigation de microrobots à commande magnétique dans les vaisseaux sanguins [2].	10
1.3	Tendances actuelles des applications de la microrobotique dans le biomédical [3].	11
1.4	Imagerie par particules magnétiques pour le suivi de microrobots. . .	14
1.5	Imagerie par résonance magnétique pour le suivi de microrobots. . .	15
1.6	Positionnements 2D [4] et 3D [5] du système de vision par rapport au système magnétique.	17
1.7	Les modalités les plus courantes de propulsion et de contrôle des microrobots [6].	17
1.8	Exemple de plateforme d'actionnement magnétique pour l'administration ciblée de médicaments [7, 8].	18
1.9	Différentes méthodes utilisées dans un système d'actionnement magnétique basée sur l'IRM [9].	20
1.10	Exemple de système d'actionnement magnétique avec aimants permanents mobiles [10].	21
1.11	Spécifications et étapes de conception d'un système d'actionnement magnétique [11].	22
1.12	Systèmes d'actionnement à base des bobines électromagnétiques proposés dans la littérature. (a) Système de Kummer et al. [12], (b) Système de Kratochvil et al. [13], (c) Système de Su et al. [14], et (d) Système de Zheng et al. [15].	23
1.13	Navigation ciblée de microrobots avec planification de trajectoire. (a) Algorithme A* de wang et al. [16], (b) Fast Marching Method [17]. . .	25
1.14	Bloc-diagramme de la commande en boucle ouverte de microrobots. . .	28
1.15	Structure générale avec/sans observateur d'une commande en boucle fermée d'un microrobot [18, 1].	29
2.1	Schéma et conventions pour le calcul du champ magnétique généré par une spire circulaire parcourue par un courant I	36
2.2	Configuration des bobines d'Helmholtz et Maxwell.	38

2.3	Champ et gradient magnétique axial induit par des bobines d'Helmholtz et de Maxwell. (a) : Bobines d'Helmholtz. (b) : Bobines de maxwell	40
2.4	Effet du couple et de la force magnétique sur un microrobot.	41
2.5	Physiologie du système cardiovasculaire.	43
2.6	Les sections et les vitesses dans les différents vaisseaux sanguins [19].	44
2.7	Illustration du flux sanguin dans un vaisseau sanguin.	45
2.8	Ensemble de forces appliquées sur un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin.	48
2.9	Microrobot magnétique de type sphérique propulsé par la force magnétique générée par des gradients magnétiques.	48
2.10	Modes d'écoulements.	50
2.11	Représentation de la force de contact entre le microrobot et les parois.	52
2.12	Représentation de la force électrostatique entre le microrobot et les parois.	53
2.13	Forces appliquées à un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin en 1D.	56
2.14	Forces appliquées à un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin en 2D.	60
2.15	Forces appliquées à un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin en 3D.	61
3.1	Transport ciblé d'agents thérapeutiques en utilisant un microrobot magnétique. (a) Système d'actionnement magnétique. (b) Principe de ciblage de médicaments.	64
3.2	Schéma général de la commande en boucle fermée d'un microrobot.	65
3.3	Dispositif d'actionnement électromagnétique (EMA) développé.	66
3.4	Distribution du champ magnétique par analyse numérique pour chaque paire de bobine d'Helmholtz.	67
3.5	Champ magnétique en 2D pour la configuration d'Helmholtz.	68
3.6	Distribution du champ magnétique par analyse numérique pour chaque paire de bobine de Maxwell.	68
3.7	Champ magnétique en 2D pour la configuration de Maxwell.	69
3.8	Plateforme de manipulation magnétique : (A) système d'actionnement électroMagnétique. (B) système de vision. (C) amplificateurs d'instrumentation de courant. (D) Joystick. (E) terminal de contrôle et interface utilisateur.	70

3.9	Constitution d'un microrobot magnétique et son mode d'actionnement. (a) : Couple. (b) : Force	71
3.10	Positionnement du système de vision par rapport au système magnétique.	72
3.11	Schéma de la procédure du traitement d'image.	72
3.12	Planification de la trajectoire en utilisant un joystick.	74
3.13	Architecture système des différents modules de la plateforme de navigation de microrobots magnétiques.	74
3.14	Structure générale de commande basé observateur pour le microrobot.	76
3.15	Schéma synoptique de la plateforme de guidage magnétique.	77
3.16	Champ magnétique axial induit par des bobines d'Helmholtz.	78
3.17	Champ magnétique axial induit par des bobines de Maxwell.	78
3.18	Propulsion et orientation du microrobot dans la direction souhaitée par les bobines de Maxwell et d'Helmholtz.	79
3.19	Position du microrobot actionné par le dispositif EMA en configuration de Maxwell.	80
3.20	La réponse du microrobot à un échelon de courant actionné par le dispositif EMA en configuration de Maxwell.	80
4.1	Stratégie de contrôle proposée pour la navigation 3D d'un microrobot dans un vaisseau sanguin.	95
4.2	Problème de poursuite de trajectoire.	97
4.3	Évolution de l'erreur de position.	97
4.4	Fantôme tridimensionnel de vaisseau sanguin avec ses différentes branches et inclinaisons.	98
4.5	Suivi de position en 3D.	100
4.6	Suivi de position en 2D.	100
4.7	Erreurs de position.	100
4.8	Erreurs de vitesse.	101
4.9	Erreur d'estimation de la position.	101
4.10	Erreur d'estimation de la vitesse.	101
4.11	Évolution de gradient de champ magnétique (contrôles).	102
4.12	Disque \mathcal{D} dans le plan complexe.	106
4.13	Stratégie de contrôle proposée pour la navigation 2D d'un microrobot magnétique.	112
4.14	Position réelle, position de référence et position estimée du microrobot le long de l'axe x	115
4.15	Vitesses réelles et estimées du microrobot le long de l'axe x	116

4.16	(a) : Perturbations totales réelles et estimées. (b) : erreur d'estimation des perturbations. (c) : Évolution des variables manipulées (contrôle).	116
4.17	Expérience 1 : Suivi 2D du microrobot de la stratégie de contrôle basé observateur proposée.	118
4.18	Expérience 2 : Suivi 2D du microrobot de la stratégie de contrôle basé observateur proposée.	118
4.19	Expérience 3 : Suivi 2D du microrobot de la stratégie de contrôle basé observateur proposée.	119
5.1	Stratégie de contrôle proposée.	128
5.2	Poursuite de trajectoire en 2D (les lignes noires représentent les parois du vaisseau sanguin). (a) : sans bruit. (b) : avec bruit	136
5.3	Les erreurs de suivi et d'estimation de la position. (a) : sans bruit. (b) : avec bruit.	137
5.4	Les erreurs de suivi et d'estimation de la vitesse. (a) : sans bruit. (b) : avec bruit..	137
5.5	Évolution des variables manipulées (contrôles). (a) : sans bruit. (b) : avec bruit.	138
5.6	Navigation endovasculaire du microrobot par l'approche proposée. (a) : image IRM 2D. (b) : erreurs de suivi et d'estimation.	138
A.1	Expérience 1 : Contrôle du suivi de trajectoire du microrobot avec le contrôleur optimal le long des axes \vec{i} et \vec{j} . (a) Erreurs d'estimation. (b) Erreurs de suivi. (c) Estimation de la vitesse. (d) Estimation de la totalité des perturbations. (e) Entrée de contrôle (courant).	147
A.2	Expérience 2 : Contrôle du suivi de trajectoire du microrobot avec le contrôleur optimal le long des axes \vec{i} et \vec{j} . (a) Erreurs d'estimation. (b) Erreurs de suivi. (c) Estimation de la vitesse. (d) Estimation de la totalité des perturbations. (e) Entrée de contrôle (courant).	148
A.3	Expérience 3 : Contrôle du suivi de trajectoire du microrobot avec le contrôleur optimal le long des axes \vec{i} et \vec{j} . (a) Erreurs d'estimation. (b) Erreurs de suivi. (c) Estimation de la vitesse. (d) Estimation de la totalité des perturbations. (e) Entrée de contrôle (courant).	149

Liste des tableaux

3.1	Caractéristiques des bobines utilisées	66
4.1	Microrobot et paramètres du vaisseau sanguin.	96
4.2	Conditions initiales du microrobot et de l'observateur.	98
4.3	Valeurs des paramètres du contrôleur et de l'observateur.	98
4.4	Microrobot et paramètres du vaisseau sanguin.	113
4.5	Valeurs des paramètres de l'observateur	113
5.1	Microrobot et paramètres du vaisseau sanguin.	134

Introduction générale

Contexte et objectifs de la thèse

Les travaux présentés dans cette thèse ont été réalisés au sein du laboratoire PRIMSE, dans les locaux de JUNIA-HEI campus de Châteauroux-France, avec un financement de type Projet PHC TASSILI. Ils se focalisent sur la commande de microrobots magnétiques mobiles. Ces travaux ont été en partie validés sur la plateforme de microrobots mobiles réalisée et mise en place au sien du campus Châteauroux-France dans le cadre de la coopération entre cet établissement et le laboratoire d'automatique (LAS) de l'université 20 août 1955 Skikda.

Ces dernières années, les microrobots médicaux ont fait l'objet d'une grande attention dans le domaine médical. Après des décennies de recherche, l'utilisation de ces microsystèmes a permis d'améliorer considérablement de nombreuses applications médicales [20, 21, 1, 3]. A titre d'exemples, nous pouvons citer l'administration ciblée de médicaments dans le corps humain [3, 22] et la thérapie mini-invasive [23]. Cependant, avec la miniaturisation à l'échelle micrométrique de la taille de ces robots, l'accès à d'autres emplacements dans le corps humain devient alors possible pour des interventions biomédicales non-invasives. Le développement de ces machines thérapeutiques est promettant non seulement pour réduire le traumatisme et le temps de récupération du patient, mais également pour améliorer et réaliser des thérapies innovantes difficilement envisageables auparavant.

L'actionnement magnétique est actuellement la technique privilégiée pour la manipulation sans contact à l'intérieur du corps humain (réseau artério-vasculaire, canal cochléaire, etc.) [1, 12]. Ces dispositifs magnétiques peuvent en effet intervenir dans différentes parties du corps humain pour réaliser diverses applications biomédicales contrôlées [14, 1]. L'utilisation de la stratégie de contrôle en boucle ouverte ne nécessite pas souvent des algorithmes de commande sophistiqués, néanmoins les

performances de la manipulation en boucle ouverte dépendent fortement de l'expérience et de la précision des opérateurs. Cependant, la manipulation d'un opérateur à l'échelle microscopique est souvent limitée et les performances sont souvent insatisfaisantes. Pour résoudre ce problème et surmonter cette difficulté, un système de contrôle en boucle fermée est d'une grande utilité pour achever une manipulation avec précision. En effet, les informations relatives à la navigation des microrobots peuvent être extraites aisément à partir des images capturées par un système de vision, en utilisant des techniques de traitement d'images [1, 24]. Par conséquent, la théorie de commande peut fournir des solutions prometteuses pour le contrôle de la navigation des microrobots. Ainsi, des stratégies de commande de planification de trajectoires peuvent être développées pour des applications pratiques telle que la navigation ciblée.

La navigation d'un microrobot dans un vaisseau sanguin en suivant une trajectoire de référence prédéfinie ou désirée constitue le défi majeur pour la communauté de l'automatique. Le problème consiste à concevoir une stratégie de commande permettant d'imposer au microrobot une trajectoire prédéfinie afin de réaliser le déplacement prescrit. La problématique abordée dans le cadre de la présente thèse, s'inscrit dans cette optique dont l'objectif est de proposer des stratégies de commande permettant de réaliser le suivi d'une trajectoire planifiée. Les contributions de la thèse portent essentiellement sur :

- *i*) le développement de lois de commandes pour le suivi de trajectoire d'un microrobot actionné par un système d'actionnement magnétique, à base de bobines, et navigant dans un vaisseau sanguin,
- *ii*) Le développement d'observateurs d'état pour reconstruire les états non mesurés, voire aussi les dynamiques non modélisées, du microrobot navigant dans un vaisseau sanguin.

Notons que dans cette thèse, nous nous intéressons aux microrobots magnétiques de type sphériques correspondant à ceux de notre application (matériaux ferromagnétiques en néodymium (NdFeB-35)). Ainsi, les modèles mathématiques utilisés, pour développer les lois de commandes, sont ceux d'un microrobot de type sphérique navigant dans un environnement vasculaire. Ces dernières années, plusieurs approches de commande ont été proposées dans la littérature pour la stabilisation autour d'une trajectoire ou pour le suivi de trajectoire d'un microrobot [25, 26, 27, 17, 28].

Dans cette thèse, nous avons proposé de nouvelles approches de commande basées sur des observateurs pour le suivi de trajectoire d'un microrobot magnétique

de type sphérique. Nous avons également validé expérimentalement les stratégies de navigation développées. A ce titre, une plateforme de manipulation a été conçue au sein du laboratoire PRISME, dans les locaux de JUNIA-HEI.

Organisation du manuscrit et contributions

La thèse est structurée de cinq chapitres, dont nous résumons les contenus et explicitons les contributions.

Le **chapitre 1** présente un état de l'art global sur le guidage de microrobots magnétiques. Dans un premier temps, les stratégies de localisation des microrobots magnétiques les plus fréquemment rencontrées sont exposées. Ensuite, nous présentons brièvement quelques systèmes d'actionnement magnétique, sans contact, les plus utilisés pour des microrobots magnétiques. Enfin, les différents types de stratégies de navigation et de contrôle automatique des microrobots magnétiques dédiées à la stabilisation et au suivi de trajectoire de microrobots magnétiques sont passées en revue à la fin du chapitre.

Le **chapitre 2** dans sa première partie présente la modélisation de l'actionneur magnétique à base de bobines électromagnétiques, et aussi la caractérisation de la force magnétique induite par la présence d'un champ magnétique généré par ce type d'actionneur. La deuxième partie du chapitre présente les caractéristiques du système cardiovasculaire dans lequel les microrobots naviguent, ainsi que la modélisation de la vitesse du sang. Enfin, un bilan de forces explicitant les différentes forces qui s'exercent sur un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin, à savoir la force magnétique, la force hydrodynamique, le poids apparent, la force de contacts, la force de van der Waals et la force électrostatiques sont présentées. Ces différentes forces sont utilisées, par la suite, pour établir les différents modèles dynamiques caractérisant la dynamique du microrobot magnétique dans un environnement fluide à une dimension (1D), à deux dimensions (2D) et à trois dimensions (3D).

Le **Chapitre 3** est dédié au développement d'une plateforme de manipulation magnétique pour contrôler le mouvement d'un microrobot magnétique dans un environnement fluide. La première partie du chapitre est consacrée à la simulation et à la conception de la plateforme respectivement sous COMSOL et SolidWorks. La plateforme est composée d'un dispositif magnétique pour la propulsion des microrobots magnétiques, d'un système de vision composé de deux caméras et d'une

Interface Homme-Machine (IHM). La fin du chapitre est réservée à l'architecture matérielles et logicielles de la plateforme.

Dans le **chapitre 4**, après avoir motivé le choix du modèle utilisé, nous nous intéressons aux problèmes de stabilisation et de suivi de trajectoire d'un microrobot magnétique en utilisant deux types de commandes. Le contenu du chapitre est divisé en deux parties. Dans la première partie, une commande par retour d'état mise en cascade avec un compensateur de rejet de perturbations est développée pour un microrobot endovasculaire en 3D. La deuxième partie du chapitre, est consacrée au développement d'une commande prédictive mise en cascade avec un compensateur de perturbations pour un microrobot endovasculaire en 2D. Cette dernière stratégie de commande proposée a été validée expérimentalement avec succès. Les résultats expérimentaux obtenus sont présentés à la fin du chapitre.

Le **chapitre 5** est consacré à la conception d'une loi de commande en utilisant un modèle flou du type Takagi-Sugeno (TS). L'objectif est de concevoir une stratégie de commande flou T-S basée sur un observateur flou T-S permettant d'achever le suivi de trajectoire pour un microrobot magnétique endovasculaire, tout en évitant l'échauffement de l'actionneur magnétique et compenser les effets des perturbations. Le réglage du contrôleur flou T-S est effectué en imposant une contrainte sur l'amplitude du gradient du champ magnétique manipulé. Le contrôleur flou T-S et l'observateur flou T-S sont réglés en résolvant un ensemble d'inégalités matricielles linéaires. La trajectoire à suivre par le microrobot est déterminée de manière optimale à partir d'une image IRM, à l'aide de la méthode de marche rapide (Fast Marching Method : FMM), en spécifiant à la fois le point d'injection et le point cible du microrobot. A la fin du chapitre, des simulations sont présentées pour démontrer l'efficacité de la stratégie de commande proposée.

La thèse se termine par une conclusion générale sur les différentes contributions, tout en précisant quelques perspectives de continuité des travaux (théoriques et pratiques) de recherche menés dans cette thèse.

Les principales contributions de la thèse ont fait l'objet de conférences et de journaux suivants :

Revue internationale

1. **Meziane LARBI**, El Hadi GUECHI, Ahmed MAIDI, Djamel OUNNAS, Karim BELHARET. "Observer-Based 2D Tracking Control for a Vascular Micro-

robot Based on the T-S Fuzzy Model."Int. J. Automation and Control, Vol. 17, No. 6, 2023.

2. **M. Larbi**, E.-H. Guechi, A. Maldi, and K. Belharet, "Observer-based control of a microrobot navigating within a 3d blood vessel along a trajectory delivered by a joystick device", *Machines*, vol. 11, no. 7, p. 738, 2023.

Revues nationales

1. **L. Meziane**, E.-H. Guechi, A. Maldi, Y. Zennir, and K. Belahret, "Model predictive controller for a microrobot navigating in a vascular channel by following a trajectory generated with a joystick device", *Algerian Journal of Signals and Systems*, vol. 7, no. 4, pp. 184 ?191, 2022.

Conférences internationales

1. **M. Larbi**, K. Belharet, and E.-H. Guechi, "Lqr feedback linearization method to control the motions of a spherical serial mechanism," in 2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). IEEE, 2020, pp. 12161221.
2. **M. Larbi**, E.-H. Guechi, A. Chah, A. Maldi, and K. Belharet, "Sliding mode observer of a two-agent microrobotic system," in 2022 5th International Conference on Advanced Systems and Emergent Technologies (ICASET). IEEE, 2022, pp. 268273.
3. Chah, Ahmed and Elfakir, Hanaâ and **Meziane, Larbi** and Belharet, Karim. "Strategy for haptic-based guidance of soft magnetic particles in the cochlea." In 2023 5th International Conference on Advanced Systems and Emergent Technologies 2023 IEEE/ASET.
4. Chah, Ahmed and Elfakir, Hanaâ and **Meziane, Larbi** and Belharet, Karim. "Soft ferromagnetic microrobot navigation in the cochlea using haptic assistance."2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) 2022.

État de l'art

Sommaire

1.1	Introduction	8
1.1.1	Définition de la microrobotique	9
1.1.2	Microrobots magnétiques pour le biomédical	10
1.2	Stratégies de localisation des microrobots magnétiques	11
1.2.1	Techniques basées sur les champs magnétiques	12
1.2.1.1	Imagerie par particules magnétiques	13
1.2.1.2	Imagerie par résonance magnétique IRM	14
1.2.2	Techniques basées sur la vision	16
1.3	Systèmes à actionnement magnétique pour la microrobotique mobile	17
1.3.0.1	Système d'actionnement magnétique à base d'un IRM	18
1.3.0.2	Systèmes d'actionnement à base d'aimants permanents	19
1.3.0.3	Systèmes d'actionnement à base des bobines électromagnétiques	20
1.4	Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétiques	24
1.4.1	Planification de trajectoire des microrobots magnétiques	24
1.4.2	Contrôle des microrobots magnétiques	26
1.4.2.1	Contrôle en boucle ouverte	26
1.4.2.2	Contrôle en boucle fermée	28
1.5	Conclusion	32

1.1 Introduction

Les microrobots mobiles magnétiquement guidés offrent d'énormes possibilités pour les applications biomédicales, notamment l'administration ciblée des médicaments [3], la micromanipulation [20, 21] et la thérapie mini-invasive [23]. Ayant la particularité d'être actionnés à distance et d'offrir une perception pour la micro-robotique mobile en environnement humain, les microrobots sont susceptibles de fournir des solutions innovantes et capables d'atteindre des régions plus étroites et plus éloignées du corps humain [1, 3].

Le développement de systèmes miniaturisés actionnés sans contact et de systèmes de vision de plus en plus précis a permis d'envisager la navigation dans le système vasculaire, et le ciblage des médicaments ce qui limite leur distribution systématique à l'ensemble du corps humain, et évite ainsi le recours à une chirurgie lourde [29, 23]. Afin de pouvoir exploiter pleinement ces nouvelles techniques d'administration ciblée de traitements médicaux, de nouvelles stratégies d'actionnements et de rétroactions pour les microrobots magnétiques sont développées. La commande en boucle ouverte réalisée souvent par des opérateurs, peut manquer de précision, et les opérations de longue durée peuvent devenir alors fastidieuses dans de nombreuses applications telles que l'administration des médicaments, la chirurgie mini-invasive, la détection et la désintoxication [30, 31, 32]. Par conséquent, la commande en boucle fermée des microrobots dont la théorie n'est plus à démontrer, peut améliorer d'avantage l'efficacité et la précision de ces micro-systèmes. Afin d'exploiter au maximum les possibilités offertes par les microrobots, l'utilisation des algorithmes d'apprentissage et des stratégies de commande avancées représentent des solutions prometteuses qui permettront aux microrobots de s'adapter dans des environnements statiques ou dynamiques, et de pouvoir réaliser des tâches médicales les plus complexes [1]. Il est nécessaire de bien appréhender l'application considérée. Néanmoins, pour réaliser ces micromanipulations avec précision, il est indispensable de développer une stratégie de commande appropriée et efficace.

La Figure 1.1 donne un aperçu sur les techniques de commande, utilisées ces dernières années, pour la navigation des microrobots. La figure précise aussi, les techniques d'actionnement, les technologies d'imagerie médicale, les algorithmes de planification de trajectoire et les algorithmes de commande utilisés.

Le présent chapitre a pour objectif de présenter un état de l'art synthétique de la microrobotique mobile notamment les domaines d'utilisations, les différents dispositifs d'actionnements magnétiques existants, ainsi que les différentes stratégies de commande développées, dans la littérature pour la navigation des microrobots

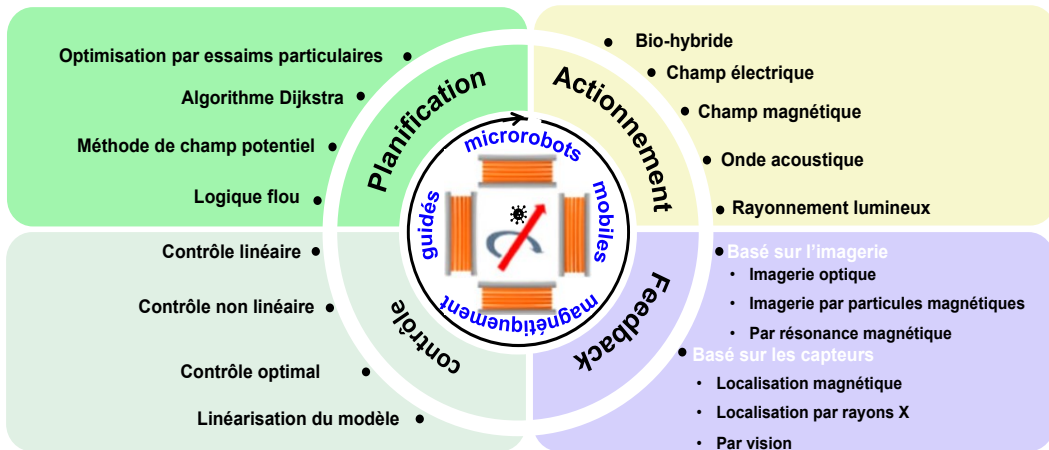


FIGURE 1.1 – Illustration schématique du contrôle automatique des microrobots avec ses techniques, d'actionnements, d'imagerie, de commandes et de planification de trajectoire [1].

magnétiques dans un environnement fluide. De plus, nous analysons cet état de l'art afin de positionner précisément notre travail par rapport aux tendances actuelles de la recherche, et ainsi mettre en exergue les pistes à explorer dans le cadre de notre étude.

1.1.1 Définition de la microrobotique

De plus en plus, les robots médicaux promettent d'améliorer davantage la médecine moderne et la qualité de vie [33]. La miniaturisation de ces machines thérapeutiques a donné lieu à de nombreuses applications qui tirent parti de la médecine de précision [34]. La microrobotique hérite des micro-systèmes ses caractéristiques dimensionnelles et hérite de la robotique les aspects contrôles des actions [33].

Tout d'abord, un microrobot magnétique, c'est quoi ?

Les microrobots magnétiques sont des machines artificielles locomotrices dont la taille se situe à l'échelle micrométrique (voir la Figure 1.2). Les microrobots sont rationnellement conçus pour exécuter des tâches bien spécifiques, et contrôler par un mécanisme de propulsion magnétique sans contact [34]. Pour mettre ces microrobots au service de l'ingénierie biomédicale, il est nécessaire de bien comprendre les défis et les enjeux liés aux dimensions considérées [35]. D'une manière classique, un système robotique doit contenir des éléments [33] :

- de perception : afin de voir et d'appréhender le (micro)-monde qui l'entoure.

- d'actionnement : pour pouvoir agir et interagir avec son environnement de navigation.
- de décision : pour déterminer à partir de la perception les actions à entreprendre afin de réaliser la tâche qui lui est assignée.

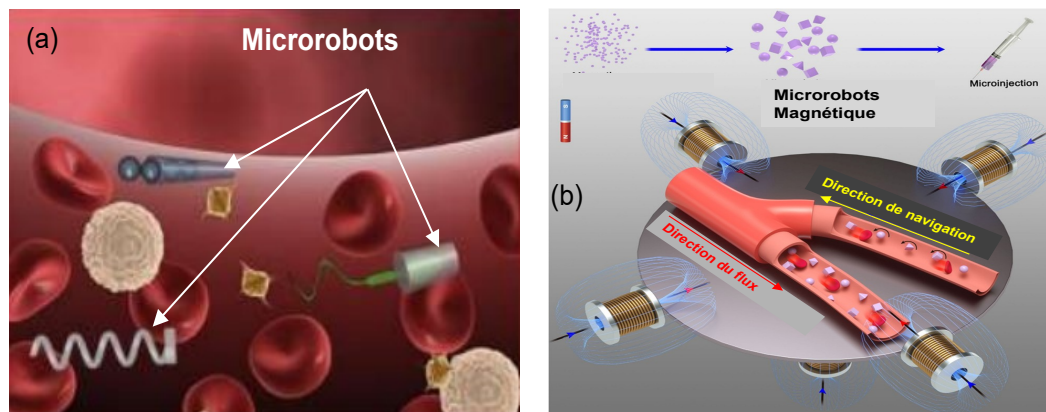


FIGURE 1.2 – Navigation de microrobots à commande magnétique dans les vaisseaux sanguins [2].

Les microrobots magnétiques pourraient être utilisés pour développer de nouvelles stratégies de traitements médicaux localisés, sur une région prédéfinie, afin d'améliorer significativement l'efficacité thérapeutique et la thérapie ciblée [36, 37, 2].

1.1.2 Microrobots magnétiques pour le biomédical

L'évolution de la médecine moderne conduit les praticiens à privilégier un regard "scientifique", voire "technique" sur la pathologie de leurs patients [38]. Jusqu'à présent, les microrobots médicaux ont permis d'améliorer d'une part les soins apportés aux patients et d'autre part, de renforcer leur accessibilité par les mêmes patients.

Motivés par l'apparition de capsules endoscopiques pour le système gastrique déjà disponibles en clinique [39], les chercheurs ont exploré un certain nombre de technologies pour étendre les capacités de ces dispositifs à l'ensemble du corps humain [40]. En effet, les dispositifs commercialisés ont des dimensions de l'ordre de quelques centimètres et seul le tube digestif leur est accessible. Cependant, si nous pouvons miniaturiser à l'échelle micrométrique la taille de ces robots, l'accès à d'autres emplacements dans le corps humain devient alors possible pour des interventions biomédicales non-invasives. La miniaturisation de ces dispositifs présente un avantage particulier dans le domaine médical, car elle permet de réaliser des opérations beaucoup moins invasives à la place de la chirurgie, des thérapies

chimiques et radiologiques ciblées [41]. Cela facilite grandement le diagnostic et la détection des maladies, réduit le risque d'infection, les complications chirurgicales, les effets secondaires et le temps de guérison des patients [42, 43]. Ils sont également largement utilisés pour d'autres applications biomédicales en laboratoire, telles que le génie génétique et tissulaire, l'imagerie et l'étude des propriétés des fluides biologiques [44]. En tant que dispositifs d'administration, l'une des fonctions les plus importantes des microrobots est la délivrance et l'administration de médicaments, en raison de leur mouvement actif précis et de leur vitesse relativement élevée vers les zones ciblées par rapport à la diffusion passive du médicament [45].

Les utilisations actuelles des microrobots sont résumées dans la Figure 1.3, qui offre un aperçu complet des développements, les plus récents, concernant l'application des microrobots dans le domaine médical. Les différentes applications peuvent être classées en deux grandes catégories : les applications sur des organismes vivants (*in-vivo*) et les applications biologiques en laboratoire dans des conditions artificielles (*in-vitro*) [3, 46].

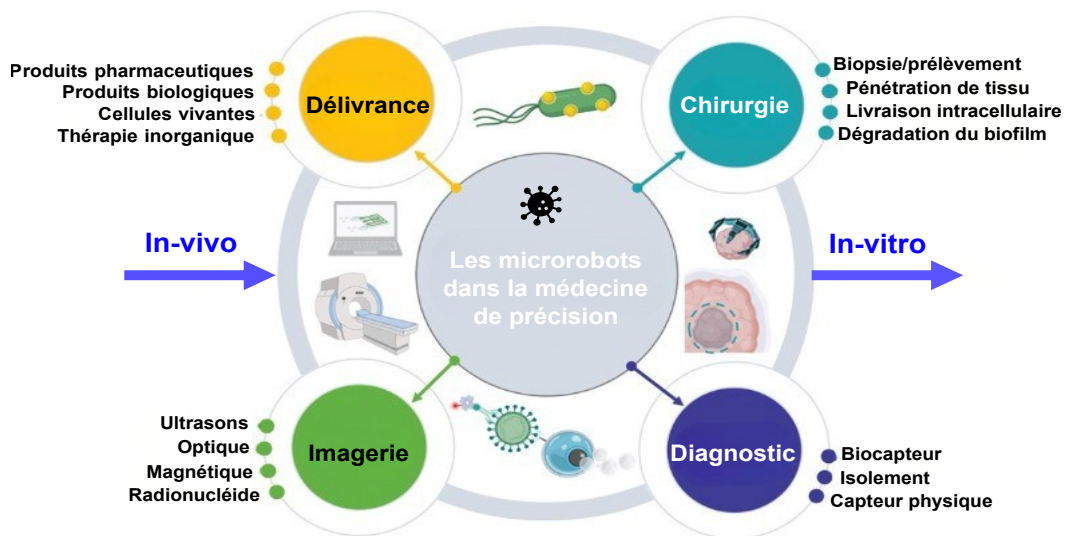


FIGURE 1.3 – Tendances actuelles des applications de la microrobotique dans le biomédical [3].

1.2 Stratégies de localisation des microrobots magnétiques

L'actionnement efficace et l'asservissement visuel des microrobots dans un corps vivant nécessitent une localisation en temps réel [47]. Cependant, la plupart des applications ont été réalisées dans des environnements *in-vitro* et sous microsco-

pie optique, ce qui est très différent de la pratique clinique. Ainsi, des techniques d'imagerie médicale sont nécessaires pour localiser et suivre ces machines thérapeutiques lorsqu'elles sont utilisées dans des applications médicales [48]. Jusqu'à aujourd'hui, plusieurs méthodes de localisation ont été proposées pour localiser et suivre un microrobot notamment les méthodes basées sur les champs magnétiques et les méthodes basées sur les capteurs [1].

La résolution spatiale est un facteur important dans la détermination de la position du microrobot dans un environnement 2D ou 3D. Cette résolution est révélatrice de l'erreur de position et/ou d'orientation du microrobot. Les stratégies de localisation robustes en termes de bruit et d'artefacts sont préférables. Par conséquent, la vitesse maximale à laquelle l'estimation de la position peut être mise à jour est également un facteur important pour le contrôle en temps réel [40]. À ce jour, diverses technologies d'imagerie ont été explorées pour la localisation des microrobots, notamment l'imagerie par ultrasons (US) [47], l'imagerie optique [48], l'imagerie par résonance magnétique (IRM) [49], etc. Néanmoins, les techniques de traitement d'image sont utilisées pour extraire des informations sur les microrobots à partir des images fournies par des systèmes d'imagerie, telles que la position et la vitesse de déplacement. Enfin, les informations fournies par ces systèmes d'imageries seront utilisées pour former des boucles de contrôle et établir des systèmes d'actionnements autonomes [1]. Dans cette section, nous discutons et résumons les progrès récents dans la localisation des microrobots en utilisant des techniques basées sur les champs magnétiques (application *in-vivo*), et les systèmes de vision basés sur des caméras (application *in-vitro*). Les défis actuels ainsi que les orientations futures de la recherche en matière de localisation des microrobots sont également discutés dans cette section.

1.2.1 Techniques basées sur les champs magnétiques

Les techniques basées sur les champs magnétiques sont bien établies et largement utilisées en imagerie biomédicale pour étudier l'anatomie et la physiologie du corps et pour détecter des pathologies telles que les tumeurs, les inflammations, les accidents vasculaires cérébraux ou les anomalies du cœur ou des vaisseaux sanguins [22, 50, 48]. Des champs magnétiques de l'ordre de quelques Teslas peuvent se propager dans les tissus profonds et interagir comme des ondes radio non destructives. Ces phénomènes d'interaction vont des échanges électrodynamiques à la génération de forces et de couples mécaniques et peuvent être traduits en signaux électriques détectables [48]. Les techniques basées sur les champs magnétiques permettent également l'imagerie fonctionnelle (en utilisant des traceurs magnétiques), et l'imagerie

anatomique (grâce au spin des atomes d'hydrogène abondants dans les tissus mous), comme dans le cas de l'IRM, mais permettent aussi la mesure de la distribution spatiale de matériaux spécifiques, comme dans le scénario de l'imagerie par particules magnétiques (IPM). Ces deux techniques (IRM et IPM) reposent généralement sur un équipement coûteux à base de bobines électromagnétiques, et nécessitent des sources d'alimentation et des systèmes de refroidissement dédiés qui augmentent considérablement la complexité de l'appareil d'imagerie. Deux caractéristiques essentielles des techniques magnétiques méritent d'être pointées. La première est liée à la grande profondeur de pénétration, notamment en IRM en raison de la faible atténuation des champs magnétiques dans les tissus. La deuxième caractéristique est liée à la possibilité de combiner l'imagerie et la manipulation des microrobots avec le même appareil [1, 48].

1.2.1.1 Imagerie par particules magnétiques

L'imagerie par particules magnétiques (IPM) a été proposée en 2001 par Bernhard Gleich et Jürgen Weizenecker [51]. Pour construire un scanner MPI, deux aimants permanents sont disposés dans une configuration de Maxwell (les aimants sont opposés l'un à l'autre avec des pôles identiques) de sorte que l'intensité du champ magnétique soit nulle dans la région centrale de la disposition, appelée le point sans champ (FFP) (Figure 1.4-(A)). Des bobines d'entraînement électromagnétiques produisent un champ magnétique variable dans le temps dans la zone d'imagerie et des bobines de détection dédiées, détectent les changements de magnétisation des matériaux paramagnétiques (Figure 1.4-(A)). De ce fait, l'IPM ne permet pas d'obtenir des images des tissus, mais elle peut évaluer la distribution en 3D des matériaux paramagnétiques (par exemple, les nanoparticules (NPs)). Par le biais des bobines d'entraînement, cela permet d'effectuer des balayages volumiques 3D à haute résolution temporelle dans des espaces de travail sphériques de 10 à 20 cm de diamètre. Plus précisément, l'IPM permet de couvrir un volume similaire à celui du cœur ou du cerveau entier avec plus de quarante acquisitions 3D par seconde [52]. La résolution spatiale de l'IPM augmente avec l'intensité du gradient de champ magnétique, elle est de l'ordre de un à quelques millimètres pour les scanners IPM actuellement développés [52, 53].

Au cours de la dernière décennie, les chercheurs ont rapporté des résultats prometteurs concernant l'utilisation de l'IPM pour la visualisation et la navigation de petits dispositifs magnétiques. Les gradients de champ magnétique de haute intensité générés dans l'espace de travail du scanner permettent de tirer et actionner des objets magnétiques (Figure 1.4-(B)). En 2016, Gleich et ses collègues ont démontré

le contrôle et l'imagerie en boucle fermée 1D et 2D d'un dispositif magnétique à l'échelle millimétrique à l'aide d'un prototype IPM [54]. En 2018, des chercheurs du même groupe ont développé un système à l'échelle clinique qui a été utilisé avec succès pour l'actionnement 3D d'une foreuse magnétique à l'échelle centimétrique d'abord dans un fantôme, puis dans des tissus *in vivo* [55]. Cette étude a mis en évidence comment la mise à l'échelle de l'espace de travail implique une réduction de la résolution spatiale disponible, en raison de gradients de champ magnétique plus petits.

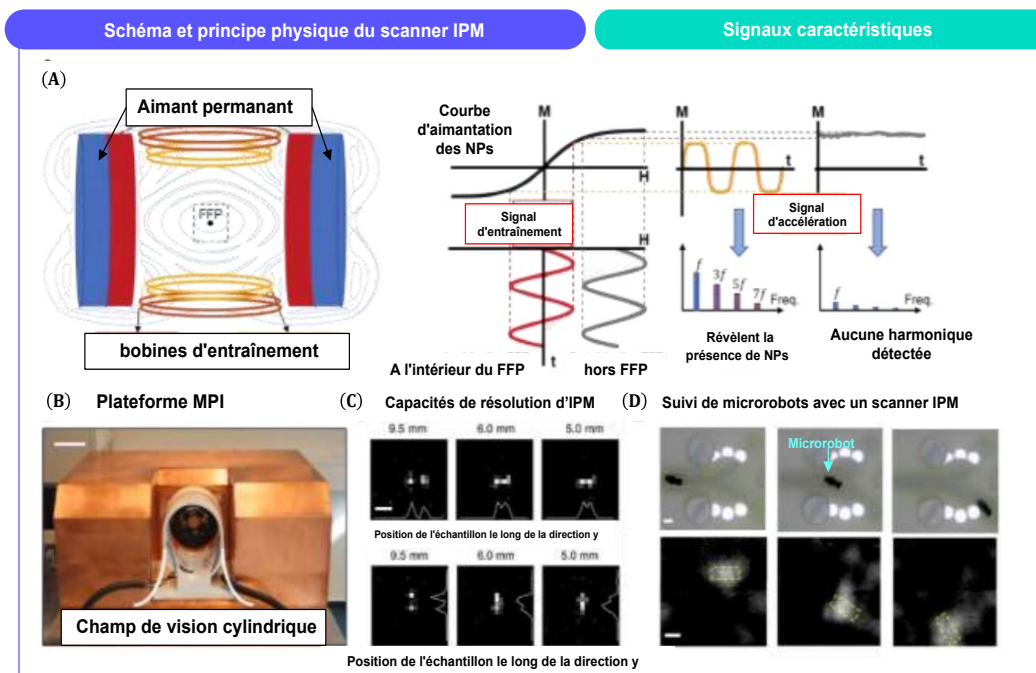


FIGURE 1.4 – Imagerie par particules magnétiques pour le suivi de microrobots.

1.2.1.2 Imagerie par résonance magnétique IRM

L'IRM est particulièrement adaptée à l'acquisition d'images anatomiques en 3D des tissus mous et est utilisée à cette fin dans la pratique clinique. Ces images peuvent être obtenues avec une haute résolution spatiale et temporelle. Les progrès de la recherche en IRM et les unités de contrôle de rétroaction ont considérablement avancé, faisant de l'IRM l'une des méthodes les plus attrayantes non seulement pour l'imagerie médicale, mais aussi pour les thérapies ciblées mini-invasives [56, 57].

L'idée de l'IRM est basée sur le principe de la relaxation du spin atomique, où le terme de relaxation est utilisé pour décrire le processus par lequel un spin nucléaire revient à l'équilibre thermique après avoir absorbé de l'énergie radio fréquence (RF)

[58]. Trois stimuli de champ magnétique sont combinés dans l'IRM, à savoir un champ magnétique statique, des signaux électromagnétiques (RF), et des gradients de champ magnétique pour la localisation (figure 1.5-A) [59]. En IRM, les spins nucléaires des atomes d'hydrogène, naturellement abondants dans les tissus et les matériaux biologiques, s'alignent sous l'effet de champs magnétiques statiques de haute intensité (généralement entre 1,5 et 3T). De ce fait, des impulsions d'ondes radio sont utilisées pour exciter la transition énergétique du spin nucléaire, qui à se réaligner avec le champ statique dans le processus de relaxation. Il existe deux composantes principales de relaxation, à savoir longitudinale et transversale, liées aux constantes de temps T_1 et T_2 , respectivement (voir la figure 1.5-B). Par conséquent, les gradients de champ magnétique permettent la localisation de ces signaux dans l'espace.

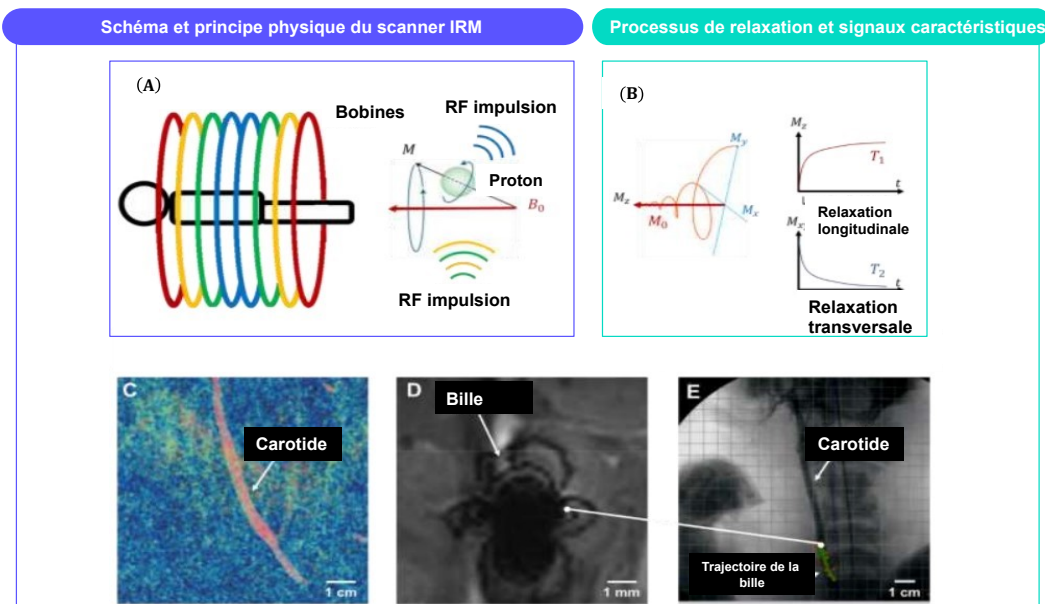


FIGURE 1.5 – Imagerie par résonance magnétique pour le suivi de microrobots.

Dans les premiers travaux du professeur Martel et de son équipe [60, 61], l'IRM était l'une des premières techniques d'imagerie clinique à être employée dans le scénario de navigation des micro/nanorobotiques. En effet, les scanners IRM produisent des champs et des gradients magnétiques puissants qui peuvent être exploités pour la navigation de microrobots magnétiques [62]. La même équipe de recherche a utilisé l'IRM pour visualiser et diriger des bactéries magnéto-tactiques, ainsi que des billes magnétiques *in vitro* et *in vivo* (par exemple chez le porc) dans le système vasculaire (figure 1.5 C-E) [44]. Des travaux intéressants de cette équipe ont porté sur des microrobots mous magnétiques thermosensibles à base d'hydrogel pour l'ad-

ministration ciblée de médicaments [63].

D'autres investigations dans la microrobotique ont été accomplies par le Professeur Fatikow et son équipe, ce groupe de chercheurs ont exploité les artefacts d'imagerie produits par un objet ferromagnétique, à l'échelle millimétrique, pour réaliser une commande en boucle fermée par l'IRM (suivi et navigation). Des algorithmes de planification de trajectoire, basés sur des données IRM, ont été intégrés dans un module de suivi fournissant un retour d'information sur la position de l'objet ferromagnétique [64]. D'autres travaux utilisant l'imagerie IRM pour le suivi des microrobots sont résumés dans [65, 66].

Remarque 1.1. Les dispositifs d'IRM et d'IPM clinique sont un choix naturel pour suivre la position 2D ou 3D des microrobots. S'ils sont combinés avec la fonction d'actionnement, l'IRM et l'IPM peuvent effectuer périodiquement un positionnement et un actionnement magnétique pour un contrôle quasi simultané du microrobot. Les images fournies par ces systèmes d'imageries présentent également l'avantage de visualiser la structure de l'ensemble de l'espace de travail [1].

1.2.2 Techniques basées sur la vision

La navigation des microrobots en temps réel dépend de la mesure des positions. Dans ce cas, la vision consiste à localiser et suivre le microrobot dans son environnement de navigation 2D ou 3D en utilisant une camera dans le cas 2D ou plusieurs caméras dans le cas 3D. L'élaboration d'une localisation 3D précise pour le microenvironnement reste un défi majeur jusqu'à aujourd'hui [12, 67]. Pour résoudre ce problème, deux caméras disposées orthogonalement (voir la Figure 1.6) sont utilisées pour proposer une approche de vision stéréo binoculaire [68]. Dans la plupart des cas, l'encombrement en arrière-plan est observé. Des algorithmes de traitement d'images peuvent être utilisés afin de localiser de manière exacte un microrobot à guidage magnétique[12].

En pratique, la vision nécessite un accès à l'espace de travail en visibilité directe, similaire à ce que l'œil humain le permet. En se basant sur cette technique de localisation par l'œil, l'équipe de recherche du professeur Bradley Nelson a pris en compte l'optique complexe de l'œil humain. L'équipe a proposé une méthode, basée sur le focus de la caméra, pour estimer la position du microrobot [69], et a développé un algorithme permettant de localiser les microrobots en fonction de leur structure 3D [70]. Jusqu'à présent, la plupart des techniques d'actionnement sans contact pour les microrobots proposées, utilisent un système de vision pour mesurer la position du microrobot. Khalil et al. [71] ont utilisé une caméra pour mesurer la position des microrobots dans un espace de travail 2D. De même, deux cameras ont été utilisées

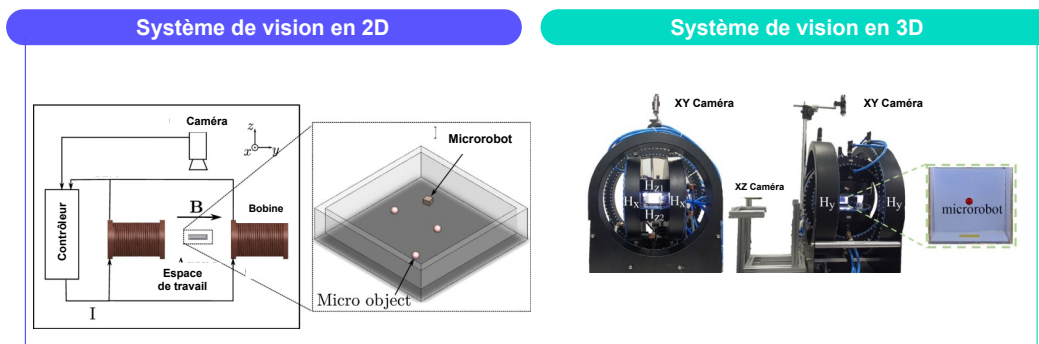


FIGURE 1.6 – Positionnements 2D [4] et 3D [5] du système de vision par rapport au système magnétique.

dans [70] pour récupérer la position 3D du micro-robot.

1.3 Systèmes à actionnement magnétique pour la microrobotique mobile

La manipulation et la navigation de microrobots dans un environnement fluide peuvent être réalisées par plusieurs techniques d'actionnement. Les modalités de propulsion et de contrôle des microrobots les plus courantes sont présentées dans la Figure 1.7 et brièvement discutées dans [6]. Une comparaison plus détaillée entre elles est fournie dans [72, 6, 73]. De nombreux chercheurs ont choisi les champs ma-

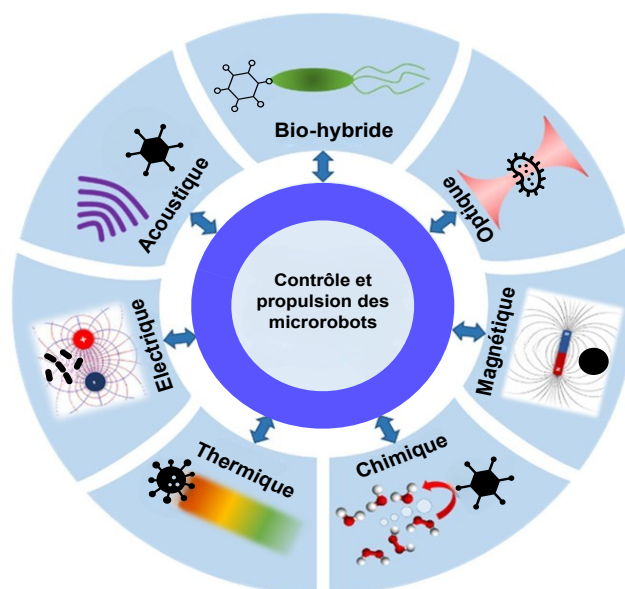


FIGURE 1.7 – Les modalités les plus courantes de propulsion et de contrôle des microrobots [6].

gnétiques, notamment en utilisant une bobine parcourue par un courant électrique ou un aimant permanent comme source d'actionnement externe, comme le montre la Figure 1.8-(a, b). Cette stratégie d'actionnement présente des caractéristiques avantageuses, telle que le contrôle à distance (pour plus de détails voir dans [74]). Un champ magnétique contrôlable est un moyen puissant et efficace pour l'actionnement à distance, permettant la locomotion des microrobots magnétiques dans des environnements complexes et confinés [34, 74]. Par conséquent, un microrobot magnétique peut être actionné efficacement par l'utilisation d'un champ magnétique et/ou de son gradient. Ce champ magnétique est généré à partir d'un système d'actionnement magnétique à base des bobines électromagnétiques (voir la Figure 1.8-(a)) ou des aimants permanents (voir la Figure 1.8-(b)). Le système actionnement doit être choisi en fonction de l'application biomédicale spécifiée.

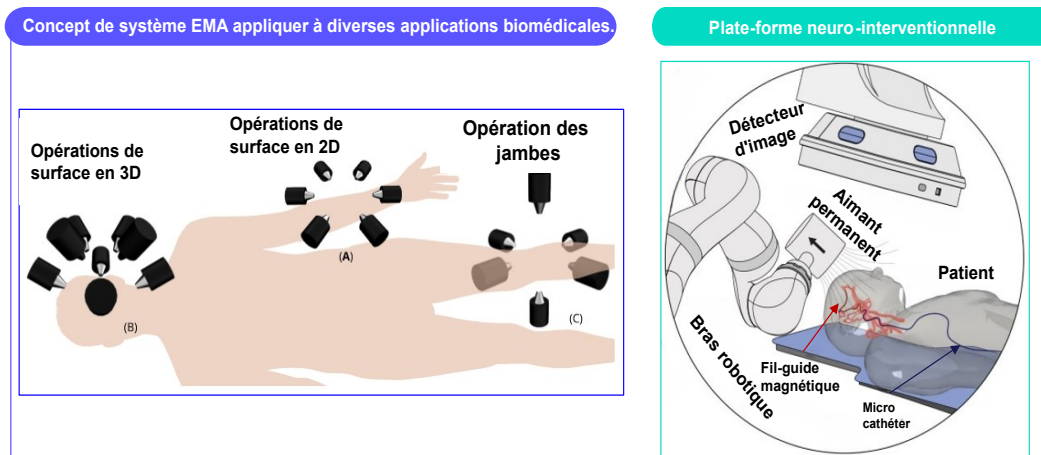


FIGURE 1.8 – Exemple de plateforme d'actionnement magnétique pour l'administration ciblée de médicaments [7, 8].

Dans ce qui suit, nous allons expliquer comment il est possible de réaliser un actionnement magnétique d'un microrobot. Nous allons présenter l'actionnement par IRM, par aimants permanents, et par bobines électromagnétique. Ce dernier est l'actionnement utilisé dans les travaux de la présente thèse. Pour chaque type d'actionnement, nous présentons quelques exemples de plateformes, tout en précisant les avantages et les inconvénients de chaque méthode d'actionnement.

1.3.0.1 Système d'actionnement magnétique à base d'un IRM

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technologie d'imagerie non-invasive qui fournit des images anatomiques détaillées en trois dimensions [40]. Elle est souvent utilisée pour la détection des maladies, le diagnostic et le suivi des traitements [75]. L'IRM repose sur une technologie sophistiquée qui excite et détecte

le changement de direction de l'axe de rotation des protons présents dans liquide qui compose les tissus vivants [76]. Le système microrobotique basé sur l'IRM a été largement utilisé dans la littérature à des fins diverses, notamment pour positionner avec précision des microrobots magnétiques en 3D [77, 78], contrôler la position de plusieurs capsules indépendamment [79] ou l'extrémité d'un cathéter [80], etc. Cependant, la microrobotique pilotée par l'IRM sera beaucoup plus facile à adopter pour une utilisation en clinique dans un avenir proche. Les propriétés indispensables des microrobots magnétiques pilotés par l'IRM comprennent la possibilité de les localiser, d'être actionnés par des dispositifs IRM et d'être équipés pour répondre aux exigences de la tâche médicale visée. Par conséquent, pour une fonctionnalité médicale et une conception optimale, les systèmes robotiques pilotés par IRM doivent chercher à combiner de manière optimale la méthode d'actionnement par IRM, la taille, la conception du mécanisme fonctionnel, ainsi que les méthodes de traçabilité et de localisation avec l'imagerie par résonance magnétique [40].

La Figure 1.9 illustre l'architecture globale du système IRM pour l'actionnement magnétique des microrobots, et la Figure 1.9-(a) montre le gradient de champ magnétique généré par une bobine d'IRM afin de créer une force d'attraction magnétique sur un objet magnétique. La Figure 1.9-(b) montre les objets magnétiques dans les dispositifs d'IRM qui peuvent créer des gradients magnétiques locaux autour d'eux. Ces champs locaux attirent ou repoussent d'autres objets magnétiques autour d'eux. Tandis que, la Figure 1.9-(c) montre un fil conducteur soumis à un champ magnétique constant et subissant une force de Lorentz. En conclusion, les dispositifs IRM peuvent être utilisés comme systèmes d'actionnement magnétique sans contact pour les robots médicaux, ce qui pourrait transformer les scanners IRM de diagnostic clinique actuellement disponibles en systèmes robotiques médicaux théranostiques [9].

1.3.0.2 Systèmes d'actionnement à base d'aimants permanents

Historiquement, c'est vers la fin des années 1970, que les premières démonstrations de ciblage magnétique par aimant permanent ont été publiées [81, 82, 83]. Le principe est le suivant : un aimant permanent est placé à proximité de la région à cibler, et des agents magnétiques sont injectés de manière systémique dans la circulation [84]. Il est ainsi possible de stopper localement ces agents magnétiques à proximité de l'aimant grâce à la force magnétique.

Les systèmes actuels se sont grandement modernisés, avec l'ajout de commandes motorisées, de systèmes haptiques et de modalités d'imagerie afin d'assurer le suivi

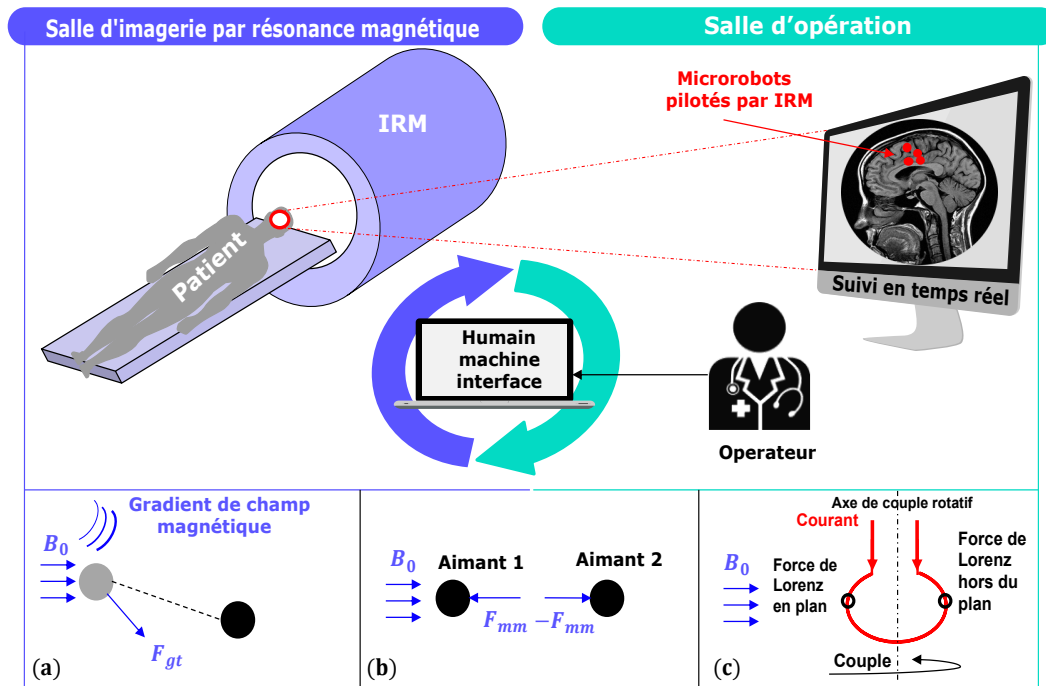


FIGURE 1.9 – Différentes méthodes utilisées dans un système d'actionnement magnétique basé sur l'IRM [9].

du microrobot. L'utilisation des aimants permanents présente des avantages d'actionnement de microrobots mobiles dans le cadre d'applications médicales. En effet, ces actionneurs magnétiques offrent de bonnes performances en terme de forces magnétiques et de précision pour la navigation des microrobots magnétiques. Un actionneur à aimant permanent permet d'appliquer des forces et des couples relativement importants à distance. Ce type d'actionneur permet également la pénétration dans la plupart des matériaux, y compris les matériaux biologiques, pour des applications potentielles dans les domaines de la micro fluidiques [85], des microfactories [86], de la bio-ingénierie [87], et des soins de santé [88].

La Figure 1.10 illustre un exemple de l'une des architectures des systèmes d'actionnements à base des aimants permanents.

1.3.0.3 Systèmes d'actionnement à base des bobines électromagnétiques

Les systèmes d'actionnement des microrobots par champ magnétique sont généralement classés selon le type du champ utilisé. En général, on distingue trois types : champ magnétique rotatif, champ magnétique oscillant et gradient de champ magnétique [89, 90]. Les méthodes d'actionnement par champs magnétiques rotatif et

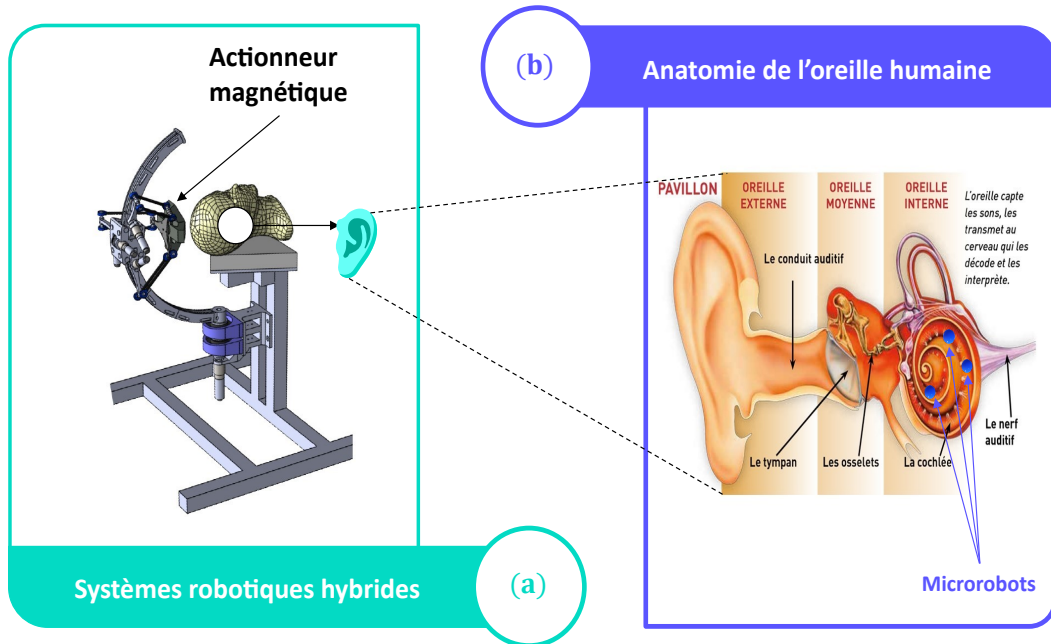


FIGURE 1.10 – Exemple de système d'actionnement magnétique avec aimants permanents mobiles [10].

oscillant exigent que les microrobots soient conçus dans une structure spécifique. Cependant, cela complique la conception structurelle des microrobots et réduit la précision du contrôle [91]. La méthode d'actionnement basée sur le gradient de champ magnétique peut directement fournir une force magnétique aux microrobots et les faire déplacer quelque soit leur structure géométrique [92]. Le gradient de champ magnétique est généré en utilisant, des aimants permanents ou des bobines électromagnétiques [93, 94]. Un aimant permanent peut effectuer des tâches de contrôle en ajustant les effecteurs du manipulateur qui lui est attaché [95]. Cette méthode est plus compliquée et nécessite un grand espace de travail. En revanche, différentes configurations de bobines électromagnétiques peuvent générer diverses distributions de champ magnétique [96].

La configuration du système d'actionnement magnétique doit être correctement définie par rapport à l'application biomédicale envisagée. Pour ce faire, les principales caractéristiques (voir la Figure 1.11) doivent être spécifiées, telles que l'environnement de l'espace de travail, le type du microrobot et les différentes tâches magnétiques [11].

Pour manipuler des microrobots magnétiques, le système d'actionnement à base des bobines électromagnétiques doit être conçu correctement pour fournir une propulsion suffisante par rapport aux objectifs de l'application. Cependant, une attention particulière doit être accordée au développement d'une configuration efficace,

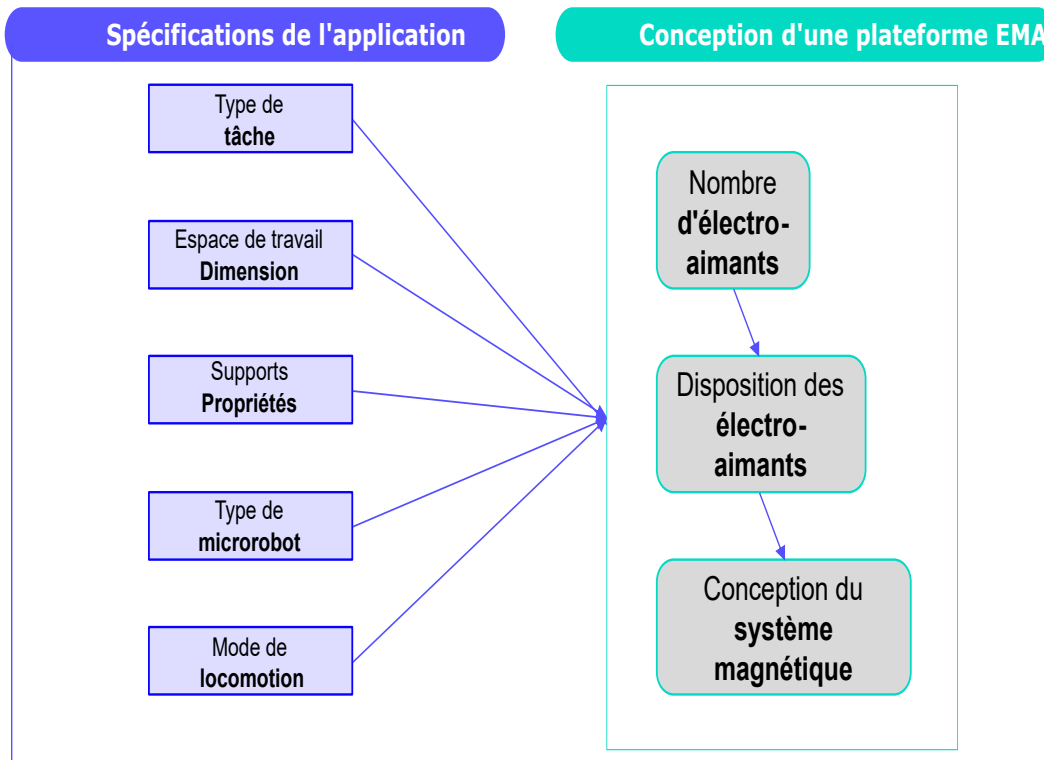


FIGURE 1.11 – Spécifications et étapes de conception d'un système d'actionnement magnétique [11].

avec suffisamment de degrés de liberté et sans singularités [11]. Ainsi, les systèmes microrobotiques magnétiques doivent faire l'objet d'une étude plus approfondie afin de comprendre pleinement leurs capacités et leurs limites. De plus, grâce à l'étude des caractéristiques de l'application, le système microrobotique approprié sera conçu en fonction de la tâche souhaitée avec un type de microrobot adéquat.

En 2010, Kummer et al. [12] ont proposé un système électromagnétique stationnaire appelé *OctoMag* pour la micro-manipulation sans fil à 5 degrés de liberté (5DDL) (Figure 1.12-(a)). Ce système est conçu pour être utilisé en chirurgie rétinienne. Le système *OctoMag* utilise une représentation linéaire de plusieurs champs magnétiques dans un champ magnétique complexe non uniforme pour effectuer un contrôle magnétique du microrobot à 5 degrés de liberté à savoir, une position à 3 degrés de liberté et une orientation à 2 degrés de liberté.

En 2014, Kratochvil et al. [13] ont proposé un système de direction magnétique hémisphérique pour le contrôle à 5-DDL, appelé *MiniMag*. Le système *MiniMag* est similaire au système *OctoMag*. Il se compose de huit bobines électromagnétiques stationnaires avec des noyaux magnétiques doux. La principale différence entre les deux systèmes d'actionnement réside dans le volume de l'espace de travail. Le sys-

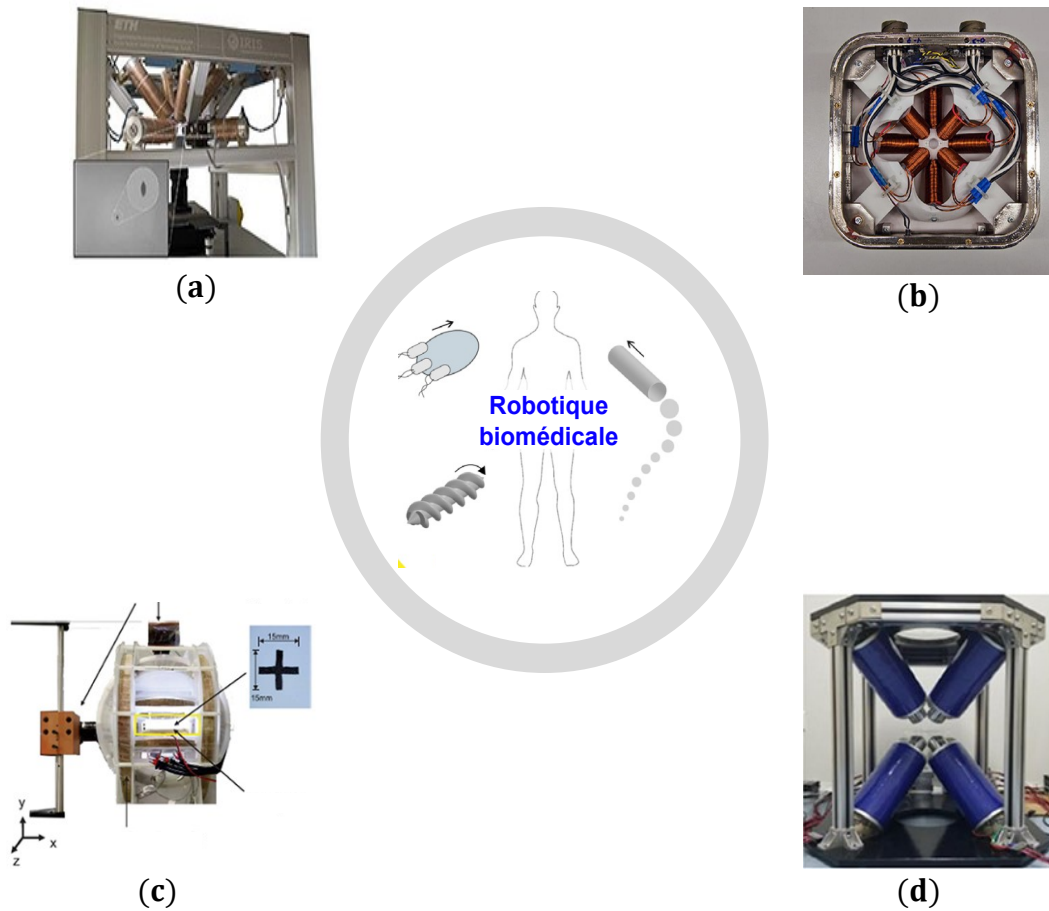


FIGURE 1.12 – Systèmes d’actionnement à base des bobines électromagnétiques proposés dans la littérature. (a) Système de Kummer et al. [12], (b) Système de Kratochvil et al. [13], (c) Système de Su et al. [14], et (d) Système de Zheng et al. [15].

Le système *OctoMag* est composé d’un espace de travail plus large que celui de *MiniMag*. Comme le montre la Figure 1.12-(b), Le système *MiniMag* peut être utilisé sous un microscope optique pour effectuer des manipulations de cellules sous une imagerie optique à haute résolution. Le système présente des avantages pour le contrôle de microrobots avec différents modes dans un espace de travail minuscule.

En 2020, Su et al. [14] ont proposé un microrobot souple cruciforme à couches minces, qui possède deux modes de mouvement : le mode méduse et le mode chariot élévateur. Comme le microrobot est souple, il réduira donc les dommages causés aux cellules et aux molécules pendant l’opération. Ce microrobot est magnétique, et contrôlé par un champ magnétique externe. Comme le montre la Figure 1.12-(c), ce système d’actionnement à commande magnétique est composé de bobines

de Helmholtz 3D. Par conséquent, la combinaison orthogonale de trois paires de bobines fournit un champ magnétique externe précis et contrôlable dans un espace de travail de $90 \times 90 \times 40$ mm. Ce système magnétique est équipé de deux caméras pour renvoyer les informations (positions du microrobot) en temps réel au contrôleur magnétique. Les expériences réalisées ont démontré que le microrobot est capable de transporter une charge égale à 10 fois son propre poids. De plus, le microrobot possède une capacité et le potentiel de délivrer des médicaments à des endroits ciblés.

En 2021, Zheng et al. [15] ont conçu des effecteurs micro-robotiques à morphologie ionique qui peuvent être utilisés pour le ciblage et la libération de médicaments. L'équipe du professeur Zheng a mené des expériences sur les nanorobots contrôlés par un champ magnétique externe afin d'atteindre une position cible. Comme le montre la Figure 1.12-(d), ce système est composé de 8 bobines électromagnétiques avec des noyaux *DT4* distribuées en diagonale. La même équipe de recherche a démontré qu'en utilisant ce système d'actionnement magnétique, les nanorobots peuvent se propulser et naviguer dans l'espace de travail. Les chercheurs pensent aussi que ces nanorobots ont un grand potentiel dans les applications médicales telles que la thérapie ciblée et le diagnostic précis des tissus.

1.4 Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétiques

Afin d'augmenter la capacité autonome des microrobots dans leur environnement de navigation (par exemple l'environnement vasculaire), la planification de trajectoire en temps réel est nécessaire pour améliorer les performances de contrôle. De plus, il est recommandé d'optimiser la trajectoire entre deux points afin d'éviter l'utilisation prolongée de l'actionneur magnétique. En effet, l'actionneur magnétique à base des bobines peut s'échauffer et provoquer la dégradation de ce dernier. Par conséquent, une exposition prolongée des patients aux champs magnétiques peut s'avérer dangereuse. Cette section présente brièvement quelques algorithmes de planification et d'extraction de chemin des microrobots, et les tendances actuelles en matière de contrôle automatique.

1.4.1 Planification de trajectoire des microrobots magnétiques

Les opérations conventionnelles de planification de trajectoire des robots ont utilisé plusieurs algorithmes différents, tels que l'algorithme de Dijkstra [97], l'algorithme RRT [98], l'algorithme génétique [99], l'algorithme du champ de potentiel

1.4. Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétiques 25

artificiel [100] et l'algorithme A* [16], etc. L'algorithme A* est l'un des algorithmes les plus simples et efficaces, qui présente une adaptation et une grande précision [17]. Cependant, dans certaines situations, l'algorithme A* (Figure 1.13-(A)) conventionnel [101] présente plusieurs inconvénients, tels qu'une faible efficacité de recherche et une multiplicité de points de retournement du chemin. Dans [102], une amélioration de la fonction heuristique de l'algorithme A* a été proposée, en combinant une courbe polynomiale avec une courbe à fonction polynomiale segmentée pour lisser le chemin. Dans [103], une méthode d'ajustement dynamique a été proposée. Ces principaux travaux étaient principalement axés sur l'optimisation et le lissage du chemin. Néanmoins, dans un environnement vasculaire complexe, le microrobot peut entrer en collision ou développer un frottement avec la paroi vasculaire en raison de la déviation du mouvement pendant le déplacement. De plus, la trajectoire du microrobot peut également être influencée par des perturbations environnementales. Par conséquent, une amélioration de la planification de la trajectoire à base de l'algorithme A* afin de garantir une trajectoire optimale et lisse pour le mouvement des microrobots dans les vaisseaux sanguins est proposée dans [104].

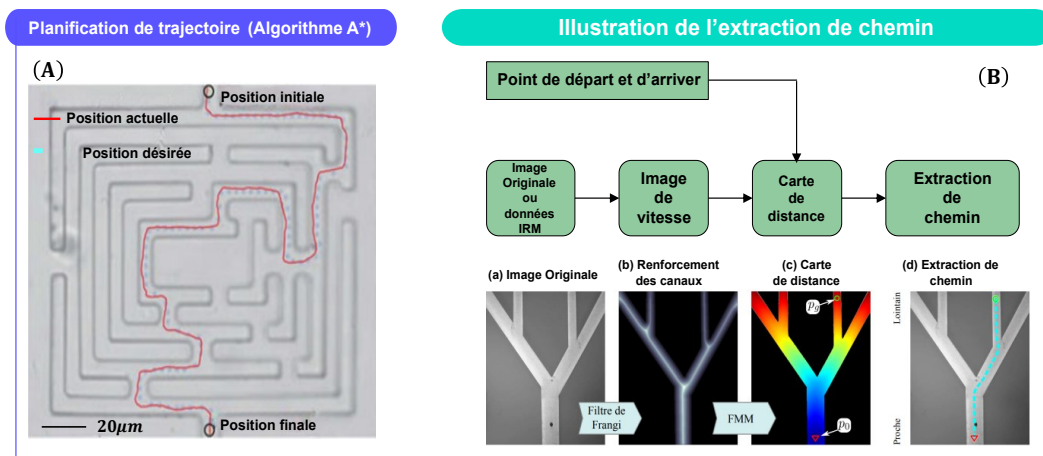


FIGURE 1.13 – Navigation ciblée de microrobots avec planification de trajectoire. (a) Algorithme A* de wang et al. [16], (b) Fast Marching Method [17].

Souvent, la planification de la trajectoire de référence pour les microrobots médicaux exige une connaissance préalable de l'environnement de navigation, notamment de la zone accessible et de la répartition des obstacles. Pour les scénarios d'applications biomédicales, des méthodes d'imagerie médicale peuvent être adoptées pour obtenir l'environnement interne des patients. Z. Yang et al. [105], ont réalisé la navigation ciblée d'un fil-guide dans un fantôme vasculaire. Ils ont effectué un balayage global du fantôme à l'aide d'imagerie par ultrasons (US), et la ligne centrale du fantôme a été reconstruite en fonction du résultat du balayage. K. Belharet et al. [17],

ont utilisé l'imagerie par résonance magnétique (IRM) pour obtenir la distribution des vaisseaux du patient, puis la trajectoire de référence est générée à partir de la méthode dite Fast Marching Method (FMM) de l'image IRM (voir la Figure 1.13-(B)). Dans ce même travail, la stratégie de contrôle proposée est conçue pour résoudre un problème de navigation en 2D, donc ils ont restreint la procédure d'extraction de trajectoire à une application en 2D

1.4.2 Contrôle des microrobots magnétiques

Le contrôle des microrobots magnétiques est un sujet de recherche émergent dans le domaine des applications médicales. Dans cette section, les méthodes de contrôle des microrobots à actionnement magnétique seront discutées. Globalement, les stratégies de contrôle d'un microrobot peuvent être classées en deux catégories : commandes boucle ouverte et boucle fermée. En raison du manque d'informations sur l'état du microrobot et des effets des perturbations, la commande en boucle ouverte offre des performances médiocres et perd sa précision en terme de suivi. La commande en boucle fermée à base d'un retour d'état est une approche prometteuse, et a été largement étudiée ces dernières années [26, 25, 106]. Néanmoins, la conception d'un retour d'état efficace pour un microrobot reste un problème crucial dû essentiellement à : i) l'indisponibilité de l'état complet du microrobot puisque la mesure de la vitesse du microrobot est une tâche très difficile voire impossible [107], ii) la propulsion du microrobot dans le vaisseau est accomplie par un système électromagnétique qui génère un champ magnétique afin d'actionner le microrobot. Cependant, en pratique, les bobines qui constituent le système d'actionnement sont souvent surchauffées, par conséquent l'augmentation de la température dans l'environnement du microrobot perturbe la viscosité du sang, et détériore les fils des bobines, c'est-à-dire le système d'actionnement. iii) La vitesse du sang n'est pas accessible à la mesure, et l'utilisation de capteurs à ultrasons ou son estimation par la discrétisation des équations de Navier-Stokes ne sont pas des solutions pratiques pour une mise en œuvre du contrôleur [26].

Dans cette section, nous allons passer en revue les développements récents liés à la commande des microrobots. L'examen de la littérature dédiée à la commande de microrobots révèle que la majorité des travaux se sont focalisés sur des stratégies de commande qui combinent un retour d'état et un observateur.

1.4.2.1 Contrôle en boucle ouverte

Afin de réaliser un contrôle en boucle ouverte pré-programmé, certaines informations de contrôle doivent être estimées au préalable. Notamment, pour qu'un

1.4. Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétique27

microrobot elliptique soit tiré par un gradient de champ magnétique, Yesin et al. [108] estiment le gradient de champ nécessaire pour résister à la force de traînée qui s'oppose aux mouvements de ce microrobot elliptique pour que ce dernier, soit actionné et dirigé dans le plan horizontal par un champ magnétique uniforme. Quant aux microrobots nageurs hélicoïdaux actionnés par un champ magnétique rotatif, les chercheurs estiment la direction de rotation du champ. Par exemple, un champ magnétique rotatif avec un axe de rotation fixe est proposé dans [109] pour actionner un nageur hélicoïdal afin qu'il suive une ligne droite. D'autres méthodes de contrôle en boucle ouverte utilisant un contrôleur préprogrammé pour actionner des microrobots hélicoïdaux et les faire suivre des trajectoires bien définies sont proposées par Ghosh et al. [110] et Jeong et al. [111]. L'équipe du professeur Diller et al. [112] ont propulsé une plaque flexible dont l'aimantation varie le long de sa longueur avec un champ magnétique rotatif en formant des déformations ondulatoires continues pour conduire ce microrobot flexible le long d'une trajectoire prédéfinie. Nam et al. [113] ont développé un microrobot rampant, qui peut se déplacer dans un canal en utilisant la force de frottement asymétrique causée par un champ magnétique externe oscillant. Par conséquent, le microrobot rampant peut prendre une direction prédéfinie dans un tube bifurqué.

La commande préprogrammée des microrobots, utilisée dans la littérature, est résumée par un schéma fonctionnel de la Figure 1.14. En absence de rétroaction dans le système de contrôle, les microrobots peuvent dévier de la trajectoire de référence ou du chemin de référence, en raison de la présence des perturbations environnementales. Notons que parfois, les erreurs de poursuite des microrobots peuvent être auto-corrigées dans un tube bifurqué par la présence de la paroi du tube, et non par des méthodes de contrôle. Autrement dit, si les microrobots sont actionnés dans un espace libre, ils ne peuvent pas retourner à la trajectoire de référence une fois qu'ils l'ont perdue [28].

Les microrobots contrôlés à l'aide de la téléopération classique en boucle ouverte, sont capables de se naviguer en 3D, comme cela a été démontré par Tottori et al., [32]. Une téléopération en boucle ouverte signifie que les utilisateurs ne transmettent que des commandes de mouvement [114]. Le retour d'information visuel peut être renvoyé à l'opérateur humain sans aucun suivi ni calcul de la position du microrobot. Le schéma fonctionnel de la commande par téléopération en boucle ouverte est illustré sur la Figure 1.14. Avec cette méthode de contrôle, les microrobots peuvent corriger les déviations de trajectoires, mais pas de manière automatisée.

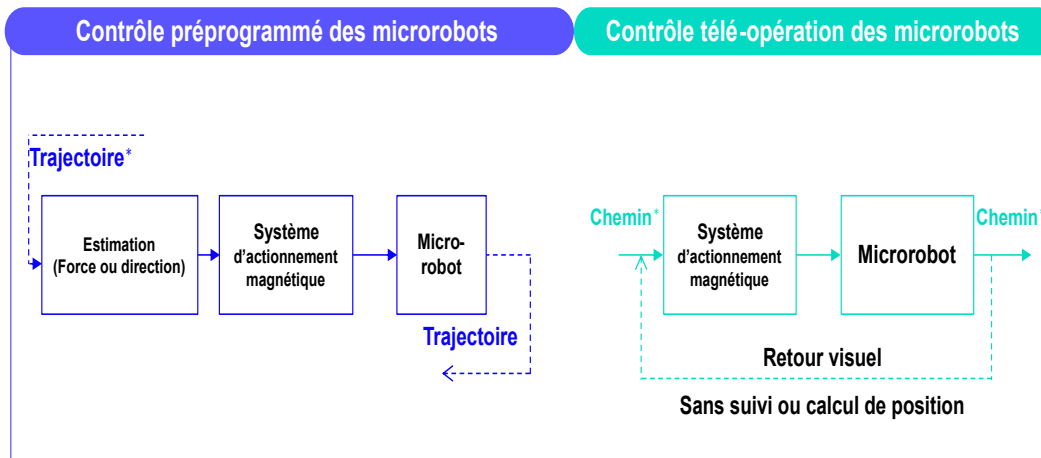


FIGURE 1.14 – Bloc-diagramme de la commande en boucle ouverte de microrobots.

1.4.2.2 Contrôle en boucle fermée

L'atteinte de la précision et de l'efficacité des microrobots dans leur environnement de navigation constitue le point central de la recherche dans ce domaine [1]. Généralement, les microrobots sont soumis à diverses perturbations dans un environnement complexe, comme le système vasculaire humain [28]. Ces perturbations affectent le contrôle des mouvements des microrobots, ce qui rend difficile l'exécution efficace des tâches de micromanipulation. Par conséquent, un contrôle en boucle fermée est nécessaire pour réaliser un mouvement avec précision en présence de perturbations causées par le bruit thermique, par la sensibilité des microsystèmes aux variables environnementales et par des vitesses élevées à l'échelle microscopique, etc [1]. En effet, un système de contrôle robuste et efficace est nécessaire pour la navigation des microrobots. Cependant, les capteurs embarqués sont difficiles à réaliser en raison de la contrainte liée à la petite échelle. Une méthode de localisation est également nécessaire pour localiser les microrobots, comme la vision dans le cas *in-vitro*. Dans cette sous-section, nous donnons une revue de techniques de contrôle linéaire et non linéaire des microrobots. La Figure 1.15 illustre le schéma général d'une commande en boucle fermée avec et sans un observateur d'un microrobot avec planification de la trajectoire. Les points de référence sont fournis par l'algorithme de planification de trajectoire, puis en fonction des états estimés, les entrées de commande calculées sont transmises au système d'actionnement, et le microrobot accomplira une tâche bien définie.

1.4. Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétique 29

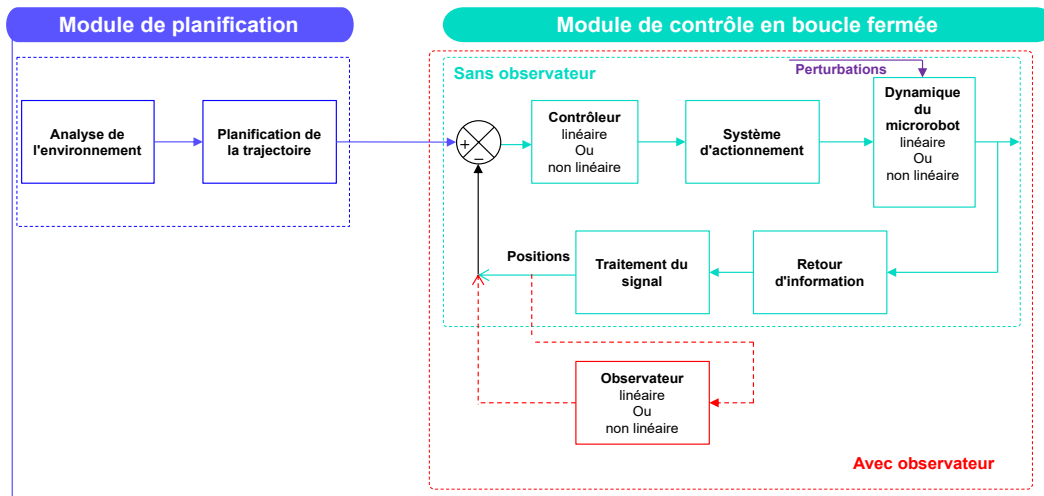


FIGURE 1.15 – Structure générale avec/sans observateur d'une commande en boucle fermée d'un microrobot [18, 1].

a) Contrôle linéaire

Dans certaines régions du corps humain, par exemple la cochée, le flux sanguin est statique ce qui signifie que la vitesse du sang est égale à zéro [24]. Par conséquent, la dynamique du microrobot est linéaire.

En utilisant l'actionnement par champ magnétique, une structure de contrôle combinant un contrôleur et un contrôleur flou a été proposée par [115]. Ce dernier peut ajuster d'une façon automatique la déformation, l'orientation et la position d'un microrobots magnétiques. Une méthode de contrôle adaptatif du microrobot à lévitation magnétique basée sur l'erreur augmentée a été développée dans [116]. La simulation et l'expérience montrent que l'algorithme de contrôle adaptatif peut améliorer les performances du système. Dans [117], une méthode de contrôle de mouvement pour la navigation intravasculaire du microrobot basée sur un contrôleur prédictif à base du modèle a été conçue. Les résultats de la simulation montrent l'efficacité de l'algorithme proposé. Dans [118], une approche de planification de trajectoire est proposée pour un microrobot magnétique basé sur une vision par ordinateur, et pour réaliser le suivi de trajectoire avec évitement d'obstacles, une stratégie de contrôle qui combine un contrôleur PID avec un filtre de Kalman est proposée.

Il est judicieux de mentionner que les méthodes de contrôle citées dans cette partie, ont été conçues dans des conditions idéales. En effet, les incertitudes sur les paramètres du système, et les perturbations environnementales externes n'ont pas été entièrement prises en compte, ce qui aura un impact sur le contrôle du mouvement du microrobot, qu'il ne sera pas possible d'obtenir un effet de suivi

satisfaisant. Il est donc nécessaire de concevoir une méthode de contrôle robuste pour parvenir à un contrôle précis des microrobots. En effet, Les algorithmes de contrôle basés sur l'optimisation sont capables de garantir la poursuite de la trajectoire de référence avec un minimum d'efforts d'entrée. En présence de perturbations et d'incertitudes, les stratégies basées sur l'optimisation peuvent également assurer la manipulation en boucle fermée des microrobots avec une grande précision [1]. Les entrées de commande calculées en se basant sur les techniques de la commande optimale sont générées en minimisant une fonction coût. Par exemple, un contrôle quadratique linéaire (LQ) d'une microbille magnétique est étudié et mis en ouvre expérimentalement par [119]. Nous pouvons aussi mentionner l'approche de contrôle robuste par rétroaction 3D pour une microparticule actionnée par un système de bobine électromagnétique basé sur le concept de stabilité (ISS) présenté dans [18]. Dans [120], un contrôleur 2D automatisé basé sur la vision qui intègre le concept de stabilité entrée-état (ISS) dans une technique tolérante aux défauts est développé. Après avoir proposé une modélisation dynamique pour le microrobot, les auteurs dans [18] ont utilisé un système de manipulation électromagnétique afin de contrôler les mouvements 2D d'un microrobot dans une structure vasculaire simulée à l'aide d'un algorithme de super-torsion. Un contrôleur de navigation avec rejet de perturbations qui combine le mode glissant et le backstepping est proposé dans [121]. Ghanbari et al., [122, 123] ont proposé un contrôleur d'estimation de délai (Time Delay Estimation (TDE)) pour compenser les incertitudes et les dynamiques non modélisées, afin de contrôler le mouvement de translation 3D d'un microrobot magnétique.

La plupart de ces travaux ont, d'une part, démontré l'efficacité du contrôle des microrobots dans un environnement fluide et, d'autre part, ont largement négligé le problème de la surchauffe des actionneurs magnétiques. En effet, la minimisation de l'énergie est un point très important pour garantir la navigation des microrobots magnétiques en toute sécurité dans le cadre d'une application biomédicale. Techniquement, cela permettra de réduire la taille du dispositif d'actionnement magnétique externe ainsi que son échauffement. Cependant, un algorithme de contrôle en boucle fermée minimisant l'énergie magnétique est nécessaire dans ce type d'application.

b) Contrôle non linéaire

Dans la pratique, un microrobot est un système complexe avec une forte non-linéarité et une grande incertitude sur les paramètres. La dynamique non modélisée [1], la force du fluide [124] et les défauts du système d'actionnement [125] peuvent tous influencer la contrôlabilité des microrobots, tout en rendant les contrôleurs

1.4. Navigation et contrôle automatique des microrobots magnétiques 31

linéaires classiques tels que le PID inadéquats pour certaines tâches de contrôle de ses machines thérapeutiques. Par conséquent, des stratégies de contrôle non linéaire plus avancées doivent donc être proposées. Dans les scénarios *in-vivo*, plusieurs types de perturbations, notamment la force de traînée, la flottabilité et le flux sanguin, peuvent détruire le contrôle stable des microrobots [1]. Le contrôle adaptatif convient aux systèmes sans modèles mathématiques précis, les chercheurs ont appliqué le contrôle adaptatif pour la manipulation des microparticules [106] et le contrôle du suivi des cellules contre les perturbations externes et les dynamiques inconnues [126]. Lorsqu'un système présente de grandes perturbations et incertitudes au niveau des paramètres, un contrôleur robuste bien conçu peut garantir une performance souhaitable. Dans le domaine de la microrobotique, la commande robuste a été appliquée sur la base de la théorie de la stabilité entrée-état (ISS) [125], de la commande en mode glissant et de la commande H_∞ [127] pour faire face aux perturbations (par exemple, la force de traînée hydrodynamique, la force de contact, le poids apparent et la force de Van der Waals) et aux incertitudes. Les chercheurs ont également proposé d'autres contrôleurs non linéaires pour la manipulation précise des microrobots. Par exemple, un contrôleur de backstepping basé sur le théorème de la valeur moyenne (MVT) a été présenté pour faire naviguer un microrobot dans un vaisseau cylindrique [25]. Le microrobot pouvait se déplacer le long de la trajectoire de référence sous l'effet de perturbations externes, en particulier de la force de traînée hydrodynamique. La convergence vers zéro de l'erreur de suivi est démontrée à l'aide d'une fonction de Lyapounov spécifique. En supposant que la dynamique de l'erreur d'estimation est soumise à une perturbation externe, des stratégies de contrôle basées sur un observateur sont développées dans [121] et [106] en utilisant les observateurs à gain élevé et à état étendu, respectivement. Dans [128], un contrôleur prédictif généralisé (GPC) basé sur les données de l'IRM est proposé pour un microrobot ferromagnétique qui navigue le long d'une trajectoire tridimensionnelle (3D), soumis à la perturbation du flux pulsatile. Dans [129], les performances de suivi d'un contrôleur adaptatif sont comparées à celles d'un contrôleur PID dans le cas d'un microrobot. Il est démontré que le premier contrôleur est performant et qu'il s'adapte aux incertitudes et aux variations de la masse de la charge utile.

L'examen de la littérature révèle que peu de stratégies de contrôle basées sur un observateur ont été proposées pour les microrobots naviguant dans les vaisseaux sanguins. De plus, la plupart des contributions rapportées ont largement négligé les contraintes d'échauffements des actionneurs magnétiques ainsi que l'impact du bruit de mesures sur l'estimation de l'état global.

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art de la microrobotique mobile à savoir, les domaines d'utilisations et les avantages qu'ils peuvent apporter dans le domaine des applications médicales, en particulier au ciblage de médicament. Nous avons présenté également, les méthodes d'actionnements, dont nous avons détaillé plus particulièrement les systèmes d'actionnements à aimants permanents et électromagnétiques à base des bobines. Après avoir introduit les principes de localisation des microrobots dans les applications *in-vivo* et *in-vitro*, nous avons passé en revue les méthodes de planification de la trajectoire ainsi que les méthodes de contrôle en boucle ouverte et fermée et les tendances actuelles de contrôles automatiques pour la navigation des microrobots magnétiques. L'analyse de cet état de l'art nous a permis de placer le contexte du travail de cette thèse. Nous allons présenter dans le chapitre qui suit, les différents modèles à savoir, le modèle de l'actionneur magnétique, de la vitesse du sang et les modèles dynamiques du microrobot dans un fluide biologique dans différents environnements de navigation afin d'observer et de contrôler le comportement du microrobot.

Modélisation de microrobots magnétiques dans un fluide biologique

Sommaire

2.1	Introduction	35
2.2	Modélisation du dispositif magnétique	35
2.2.1	Contexte théorique	36
2.2.2	Bobines électromagnétiques	37
2.2.2.1	Bobines de Helmholtz	38
2.2.2.2	Génération d'un champ magnétique avec des bobines de Maxwell	38
2.2.2.3	Bobines de Maxwell	39
2.2.2.4	Génération de champ magnétique	39
2.2.2.5	Génération du gradient de champ magnétique	39
2.2.3	Orientation et propulsion d'un microrobot	40
2.2.3.1	Génération d'un couple magnétique	40
2.2.3.2	Génération d'une force magnétique	41
2.3	Modélisation de l'écoulement sanguin	42
2.3.1	Système cardiovasculaire	42
2.3.2	Vaisseaux sanguins	43
2.3.3	Nature du fluide et modèle de la vitesse du sang	44
2.3.3.1	Fluide newtonien et non newtonien	44
2.3.3.2	Modèle de la vitesse du sang	45
2.4	Modélisation dynamique du microrobot magnétique	46
2.4.1	Bilan des forces	47
2.4.1.1	Force magnétique	47
2.4.1.2	La force hydrodynamique	48
2.4.1.3	Le poids apparent	51

2.4.1.4	Force de contact	52
2.4.1.5	Force électrostatique	52
2.4.1.6	Force de van der Waals	53
2.4.2	Équations dynamiques	54
2.5	Exploitation du modèle	54
2.5.1	Équations dynamiques en 1D	55
2.5.1.1	Cas linéaire	55
2.5.1.2	Cas non linéaire	55
2.5.2	Équations dynamiques en 2D	57
2.5.2.1	Cas linéaire	57
2.5.2.2	Cas non linéaire	58
2.5.3	Équations dynamiques en 3D	60
2.5.3.1	Cas linéaire	60
2.6	Conclusion	61

2.1 Introduction

La navigation de microrobots magnétiques dans un milieu fluide à savoir, l'intérieur du corps humain pour des applications biomédicales est un domaine en plein développement [130]. Ce chapitre présente le cadre théorique de la modélisation dynamique du comportement des microrobots dans un environnement fluide. Pour cela, dans un premier temps l'actionnement magnétique sans contact à base des bobines électromagnétiques en configurations de Maxwell et d'Helmholtz pour la propulsion et l'orientation des microrobots initiée par l'équipe du professeur Sylvain Martel [62, 44] seront présentés. Un aperçu de la mécanique des fluides présentera la dérivation des équations de Navier-Stokes dans un écoulement de Stokes ainsi que le flux sanguin en fonction du nombre de Reynolds seront donnés dans un second temps. Ensuite, un bilan présentant les différentes forces exercées sur un microrobot magnétique naviguant dans le système sanguin et leurs expressions analytiques sont élaborés. Enfin, nous utiliserons les différentes forces modélisées, pour élaborer les modèles dynamiques en 1D, 2D et 3D afin de valider les stratégies de commande basée observateur proposées dans les chapitres 4, 5 et 3.

2.2 Modélisation du dispositif magnétique

La locomotion des microrobots magnétiques est obtenue par le contrôle des forces et des couples magnétiques générés par des systèmes composés d'aimants ou d'électroaimants [131, 132]. À cet égard, l'actionnement magnétique sans contact à base des bobines, facilite grandement le contrôle de la position des microrobots magnétiques, avec une manipulation directe du champ et du gradient magnétiques par le biais des courants circulants dans les bobines [108]. En contrôlant le courant à l'intérieur de ces bobines, il est possible de contrôler la trajectoire de ces microrobots magnétiques. En raison de leurs faible consommation d'énergie, leurs facilité de fabrication et de contrôle, les systèmes de bobines d'Helmholtz et de Maxwell sont utilisés pour générer le couple et la force nécessaire à la rotation et à la propulsion des microrobots magnétiques respectivement [133, 111]. Dans cette section, nous donnerons dans un premier temps, les différents concepts du magnétisme utilisés qui pourront être une source d'actionnement (propulsion et orientation) du microrobot en utilisant des bobines électromagnétiques. Ensuite, le calcul du champ magnétique et de son gradient par la loi de Biot-Savart ainsi que la génération de la force et du couple magnétique créés par une paire de bobines en configuration d'Helmholtz et de Maxwell, sont exposés. Enfin, nous finirons par une analyse du comportement du microrobot dans son environnement de navigation.

2.2.1 Contexte théorique

En général, lorsqu'un courant électrique circule dans un fil, un champ magnétique est généré selon la loi de Biot-Savart [134]. Soit un fil conducteur décrivant une courbe $\mathcal{C}(o, r_b)$ (voir la Figure 2.1). Ce fil est parcouru par un courant d'intensité I . On considère en un point P une portion élémentaire de fil \vec{dl} orientée. Si on note r_p le vecteur position et le courant circule dans une spire circulaire, le champ magnétique élémentaire créé en P est alors donné par l'équation suivante [134] :

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \oint \frac{\vec{dl} \wedge \vec{r}_p}{r_p^2} \quad (2.1)$$

où \vec{dl} , μ_0 , I et \vec{r}_p sont le vecteur tangent au contour $\mathcal{C}(o, r_b)$, la perméabilité magnétique du vide, l'intensité du courant et le vecteur unitaire normal à \vec{dl} , respectivement.

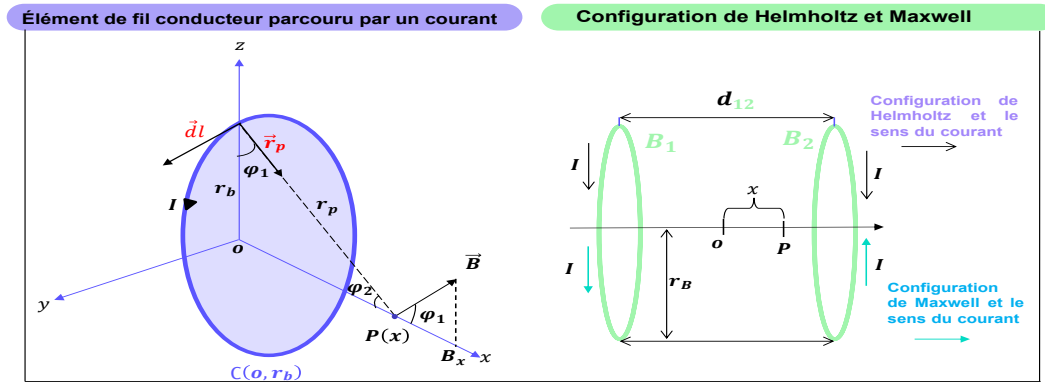


FIGURE 2.1 – Schéma et conventions pour le calcul du champ magnétique généré par une spire circulaire parcourue par un courant I .

On considère le point d'observation P et la distance r_p qui représente la distance entre le point P et le point d'observation (voir la Figure 2.1), soit :

$$\|\vec{dl} \wedge \vec{r}_p\| = dl \text{ et } B_x = \|\vec{B} \cos(\varphi_1)\|$$

Le résultat de l'intégral de \vec{B} le long de $\mathcal{C}(o, r_b)$ est obtenu comme dans l'équation suivante :

$$B = \frac{\mu_0 I}{2} \frac{r_b^2}{r_p^2} \cos(\varphi_1) \quad (2.2)$$

A partir de la Figure 2.1, les relations suivantes sont considérées :

$$\cos(\varphi_1) = \sin(\varphi_2), \quad r_p = \frac{r_b}{\sin(\varphi_2)}, \quad r_p = \sqrt{x^2 + r_b^2} \quad (2.3)$$

En utilisant les relations de l'équation (2.3) dans l'équation (2.2), on obtient l'expression du champ magnétique B obtenu en tout point le long de l'axe $\vec{o}x$:

$$B = \frac{\mu_0 I}{2} \frac{r_b^2}{(x^2 + r_b^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (2.4)$$

Maintenant, si nous souhaitons générer un champ magnétique homogène d'une paire de spire B_1 et B_2 combinées comme illustré sur la Figure 2.1, en se basant sur la linéarité des équations de Maxwell qui permet d'utiliser le théorème de superposition, c-à-d $B(x) = B_1(x) + B_2(x)$, on obtient :

$$B = \frac{\mu_0 I r_b^2}{2} \left[\frac{1}{(x^2 - r_b^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(x^2 + r_b^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (2.5)$$

Notons qu'il s'agit d'une expression précise pour le calcul du champ sur l'axe et qu'elle ne couvre pas le champ hors de l'axe. A partir de la Figure 2.1, dans un repère orthonormé du centre o situé au centre de la paire de spires, et par un simple changement de variable pour chaque bobine, l'équation 2.5 devient :

$$B = \frac{\mu_0 I r_b^2}{2} \left[\frac{1}{\left(r_b^2 + \left(x - \frac{d_{12}}{2} \right)^2 \right)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{\left(r_b^2 + \left(x + \frac{d_{12}}{2} \right)^2 \right)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (2.6)$$

2.2.2 Bobines électromagnétiques

Ces dernières années, plusieurs systèmes d'actionnement électromagnétique composés de différents types de configurations de paires de bobines ont été proposés au [74, 96]. En effet, il est considéré que la paire de bobines d'Helmholtz conventionnelle génère un champ magnétique et que la paire de bobines de Maxwell génère un gradient de champ magnétique dans leur voisinages qui ont la particularité d'être relativement uniforme au centre de ces dispositifs dans un volume plus petit que les bobines elles-mêmes. La magnitude et la direction des flux magnétiques générés par ces deux configurations sont régies par la loi de Biot-Savart [134]. Cependant, pour une bobine composée de N spires circulaires (voir la Figure 2.2) de rayon r_b parcourue par un courant I , le calcul du champ magnétique sur l'axe, se fait par la généralisation de la loi de Biot-Savart utilisée pour le calcul du champ d'une spire parcourue par un courant I comme expliqué précédemment.

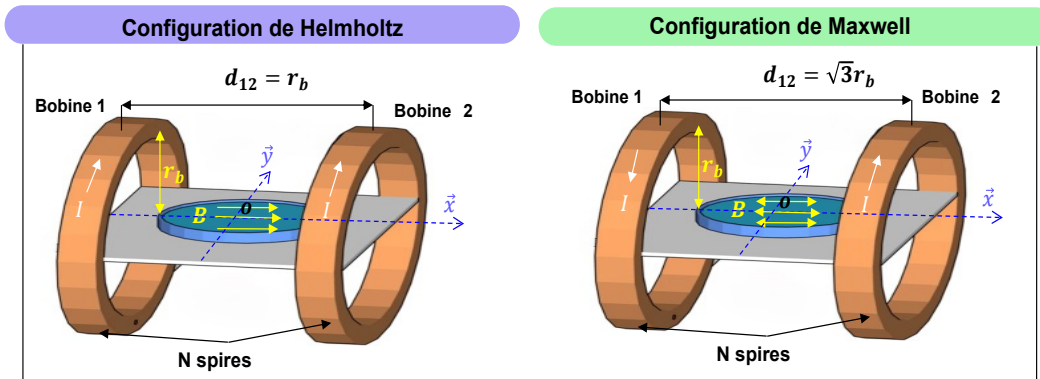


FIGURE 2.2 – Configuration des bobines d’Helmholtz et Maxwell.

2.2.2.1 Bobines de Helmholtz

La configuration d’Helmholtz est un dispositif constitué d’une paire parallèle de bobines circulaires identiques espacées d’un rayon r_b et enroulées de manière à ce que le courant circule dans les deux bobines dans le même sens [87, 135]. Cet enroulement donne lieu à un champ magnétique uniforme entre les bobines. Par conséquent, si deux paires de bobines d’Helmholtz sont placées perpendiculairement l’une par rapport à l’autre, elles peuvent générer un flux magnétique uniforme le long d’une direction souhaitée dans un plan 2D et peuvent aligner le microrobot dans cette direction [135]. La génération du champ magnétique d’Helmholtz peut être statique, variable dans le temps, en courant continu ou alternatif, selon l’application envisagée. En effet, cette configuration est largement utilisée dans le cadre des applications d’orientation magnétique, puisqu’elle génère des champs magnétiques afin de produire un couple magnétique ce qui permet l’orientation du microrobot [136, 133].

2.2.2.2 Génération d’un champ magnétique avec des bobines de Maxwell

Pour générer un champ magnétique uniforme dans l’espace de travail des bobines d’Helmholtz, comme le montre la Figure 2.2, le rayon r_b des bobines d’Helmholtz est égal à la distance d_{12} . Le champ magnétique d’une paire de bobine d’Helmholtz comprenant une densité de N spires le long de l’axe x peut être donné comme suit

[133] :

$$B_h = \frac{\mu_0 I r_b^2 N}{2} \left[\frac{1}{\left(r_b^2 + \left(\frac{d_{12}}{2} - x\right)^2\right)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{\left(r_b^2 + \left(\frac{d_{12}}{2} + x\right)^2\right)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (2.7)$$

2.2.2.3 Bobines de Maxwell

La configuration de Maxwell rassemble au dispositif d'Helmholtz mise à part que la distance entre les bobines est différente et que le courant circule dans chaque bobine suivant une direction opposée l'une de l'autre. Les deux bobines sont espacées d'une distance égale à $d_{12} = \sqrt{3} r_b$. Cette configuration est largement utilisée dans le cadre des applications de propulsion magnétique, puisqu'elle génère des gradients magnétiques constants pour produire une force de propulsion [136, 133].

2.2.2.4 Génération de champ magnétique

De même, comme le montre la Figure 2.2, une paire de bobines de Maxwell a une structure unique pour représenter les caractéristiques d'un champ magnétique à gradient uniforme. Par conséquent, le champ magnétique généré par une paire de bobines de Maxwell le long de l'axe x peut être donné comme suit [133] :

$$B_m = \frac{\mu_0 I r_b^2 N}{2} \left[\frac{1}{\left(r_b^2 + \left(\frac{d_{12}}{2} - x\right)^2\right)^{\frac{3}{2}}} - \frac{1}{\left(r_b^2 + \left(\frac{d_{12}}{2} + x\right)^2\right)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (2.8)$$

2.2.2.5 Génération du gradient de champ magnétique

La gradient de champ magnétique généré par les bobines de Maxwell le long de l'axe x est directement proportionnel à l'intensité du courant. En revanche, ce gradient de champ magnétique est linéaire comme le montre la Figure 2.3-(b). Par conséquent, le gradient de champ magnétique généré par les bobines de Maxwell est dérivé de l'équation (2.8) comme suit :

$$\frac{\partial B_m(x)}{\partial x} = \frac{3 \mu_0 I r_b^2 N}{2} \left[\frac{\left(\frac{d_{12}}{2} - x\right)}{\left(r_b^2 + \left(x - \frac{d_{12}}{2}\right)^2\right)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\left(\frac{d_{12}}{2} + x\right)}{\left(r_b^2 + \left(x + \frac{d_{12}}{2}\right)^2\right)^{\frac{5}{2}}} \right] \quad (2.9)$$

La figure 2.3 illustre les tracés des champs et des gradients magnétiques des bobines d’Helmholtz et de Maxwell. Sur la figure 2.3-(b) nous remarquons, qu’on obtient un gradient du champ magnétique suivant l’axe des bobines quasiment constant. Cette particularité a rendu possible en considération du courant I circulant dans les bobines en direction opposé l’une par rapport a l’autre. Grâce aux caractéristiques de cette configuration, il est possible d’atteindre l’homogénéité du gradient de champ magnétique qui permet donc d’obtenir une force magnétique motrice constante dans l’intervalle ou le champ magnétique est linéaire. En conclusion, la configuration de Maxwell est donc utilisée pour contrôler la force de propulsion du microrobot.

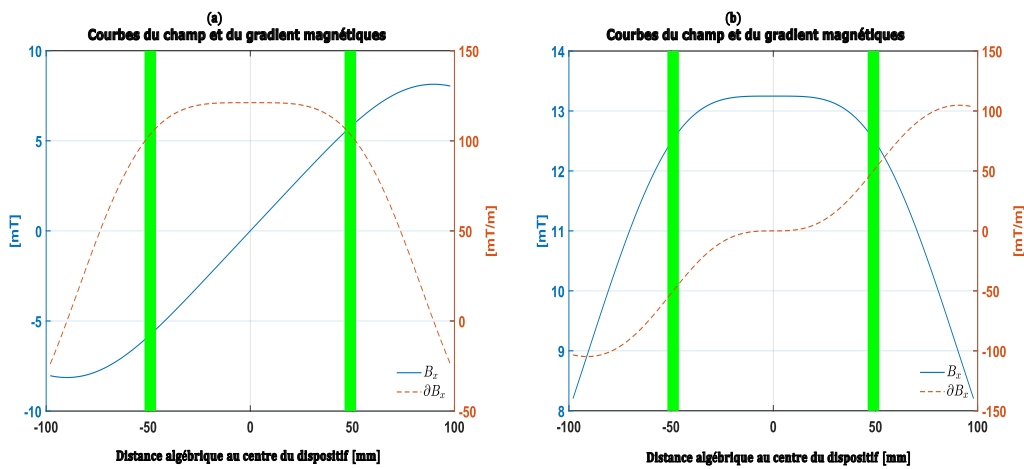


FIGURE 2.3 – Champ et gradient magnétique axial induit par des bobines d’Helmholtz et de Maxwell. (a) : Bobines d’Helmholtz. (b) : Bobines de maxwell

2.2.3 Orientation et propulsion d’un microrobot

Dans cette partie, après l’utilisation de l’équation (2.2) sur chaque axe x , y et z , à titre d’exemple, les principes des systèmes d’actionnement à base des bobines électromagnétiques d’Helmholtz et de Maxwell sont utilisés pour illustrer le comportement du microrobot magnétique dans le plan 2D. La Figure 2.4 illustre les prototypes et les configurations dans le plan 2D des dispositifs de Maxwell et d’Helmholtz ainsi que le comportement du microrobot dans son espace de travail qui doit être aligné et propulsé selon la configuration utilisée.

2.2.3.1 Génération d’un couple magnétique

Habituellement, une paire de bobines d’Helmholtz produit un champ magnétique uniforme. Par conséquent, deux paires de bobines d’Helmholtz peuvent être utilisées pour créer un champ magnétique uniforme dans la direction souhaitée. Lorsqu’un

microrobot ferromagnétique n'est pas aligné dans la direction souhaitée, le champ magnétique uniforme peut générer le couple suivant :

$$\vec{\tau} = VM \times \vec{B} \quad (2.10)$$

où V et M sont le volume et le vecteur magnétisation des bobines et $B = [B_x \ B_y]^T$. Par conséquent, le microrobot peut être aligné dans la direction souhaitée avec un angle θ (voir la Figure 2.4) comme suit :

$$\frac{B_y}{B_x} = \tan(\theta) \quad (2.11)$$

2.2.3.2 Génération d'une force magnétique

En outre, une paire de bobines de Maxwell génère un champ magnétique à gradient uniforme constant et deux paires de bobines de Maxwell peuvent créer un champ magnétique à gradient uniforme dans n'importe quelle direction. Par conséquent, une force de propulsion peut être générée (voir la Figure 2.4) comme suit :

$$\vec{F} = V(M\nabla)\vec{B} \quad (2.12)$$

où ∇ est le symbole du gradient.

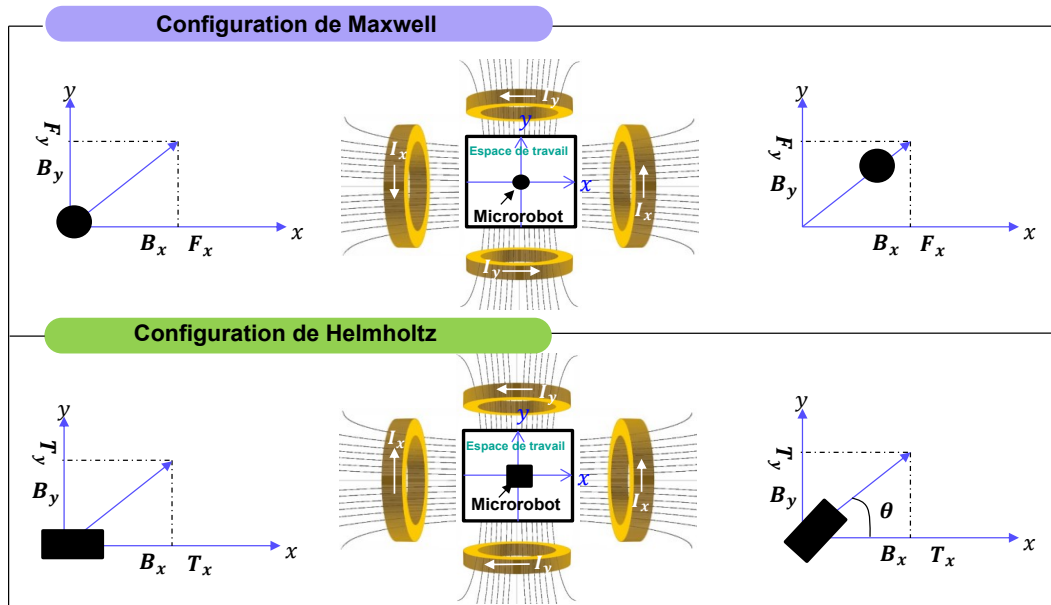


FIGURE 2.4 – Effet du couple et de la force magnétique sur un microrobot.

2.3 Modélisation de l'écoulement sanguin

Cette partie, est consacrée aux développements récents en matière de modélisation de l'écoulement sanguin, c'est à dire de la vitesse du sang qui apparaît dans l'équation de la force de traînée (voir la Section 2.4). Tout d'abord, nous commençons par une présentation de la physiologie du système cardiovasculaire et ses propriétés. Ensuite, nous présenterons quelques méthodes de modélisation de l'écoulement sanguin à savoir, les méthodes cliniques comme la méthode sonde à ultrasons et la méthode optiques ainsi que les méthodes analytiques comme l'écoulement de Hagen-Poiseuille et l'écoulement de Womersley. Nous nous intéressons dans notre travail a la méthode analytique en utilisant la méthode d'écoulement de Womersley. Comme démontré dans [137], la méthode de l'écoulement de Womersley est plus adaptée à l'étude du flux sanguin. Par conséquent, la dernière partie de cette section traite le modèle de Womersley de la circulation sanguine et l'idée principale de cette approche.

2.3.1 Système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire se compose du cœur, des vaisseaux sanguins et du sang. Conceptuellement, sa fonction première est d'assurer l'alimentation vers et depuis toutes les parties du corps. Le système cardiovasculaire appelé aussi système circulatoire est composé de deux types de circulations à savoir, la circulation pulmonaire et la circulation systémique dont le cœur est le point commun entre ces deux circulations. Ce dernier, met le sang sous pression et fournit la force motrice nécessaire à la circulation du sang dans les vaisseaux sanguins. En revanche, le sang est propulsé loin du cœur dans les artères et retourné au cœur dans les veines. Les principales parties du système circulatoire sont données dans la Figure 2.5. Les substances transportées dans le système cardiovasculaire peuvent être classées comme suit : i) matières entrant dans l'organisme à partir de l'environnement extérieur (par exemple, O_2 et nutriments), ii) matières se déplaçant entre les cellules à l'intérieur de l'organisme (par exemple, hormones et anticorps). iii) déchets provenant des cellules et devant être éliminés (par exemple, chaleur et CO_2). L'échange de matières entre le sang et le liquide interstitiel se produit à travers les capillaires dans la micro-circulation.

L'ensemble du système circulatoire forme un circuit à sens unique où le sang est propulsé par les contractions du cœur. Les capillaires sanguins, les artérioles, les artères, les veinules et les veines sont les différents types de vaisseaux sanguins. Leur structure y compris, leurs diamètre et fonction dans le système circulatoire sont présentés dans le paragraphe suivant (voir la Figure 2.6).

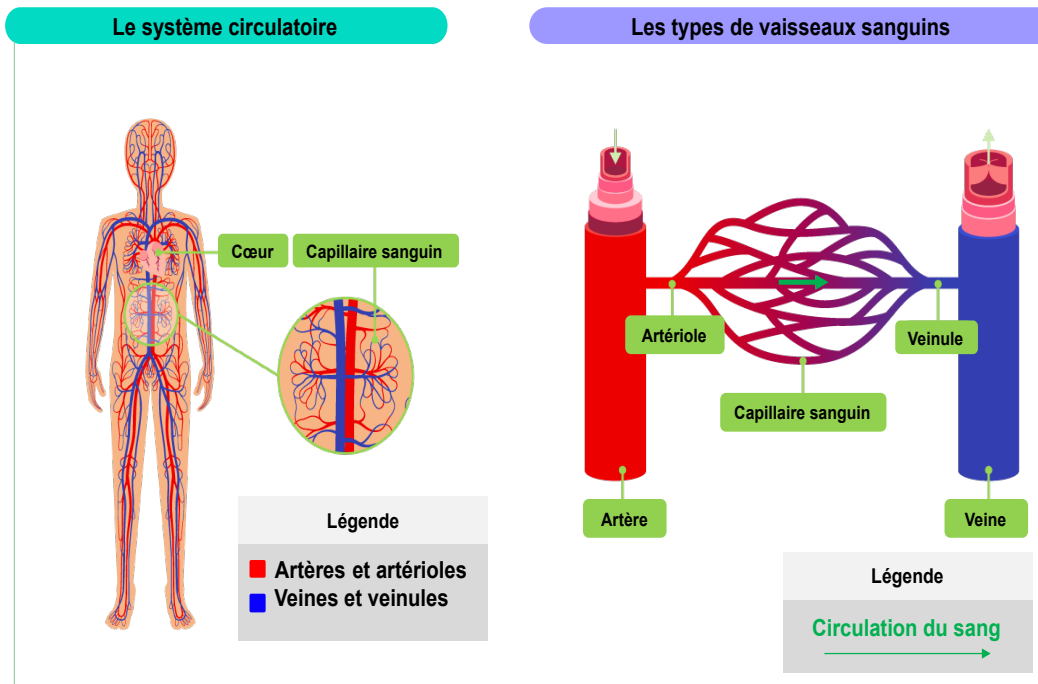


FIGURE 2.5 – Physiologie du système cardiovasculaire.

2.3.2 Vaisseaux sanguins

Comme introduit précédemment, les vaisseaux du système cardiovasculaire sont les artères, les capillaires et les veines. Il s'agit donc d'un système de transport dans lequel le sang est propulsé par le cœur dans un circuit fermé à travers les vaisseaux (voir la Figure 2.5). L'ensemble du corps humain contient environ 60 000 kilomètres de vaisseaux sanguins. Notamment, le réseau circulatoire est subdivisé en trois types de vaisseaux sanguins, à savoir :

- **Les artères** transportent le sang vers le cœur,
- **Les veines** renvoient le sang vers le cœur,
- **Les capillaires**, les plus petits vaisseaux sanguins, relient les artères et les veines.

La Figure 2.6 montre les différents types de vaisseaux sanguins et les vitesses moyennes de l'écoulement sanguin dans les différents vaisseaux mentionnés précédemment.

En conclusion, l'analyse du réseau vasculaire est donc nécessaire pour la modélisation de la dynamique de cet environnement en fonction de l'évolution du micro-robot dans le réseau cardiovasculaire.

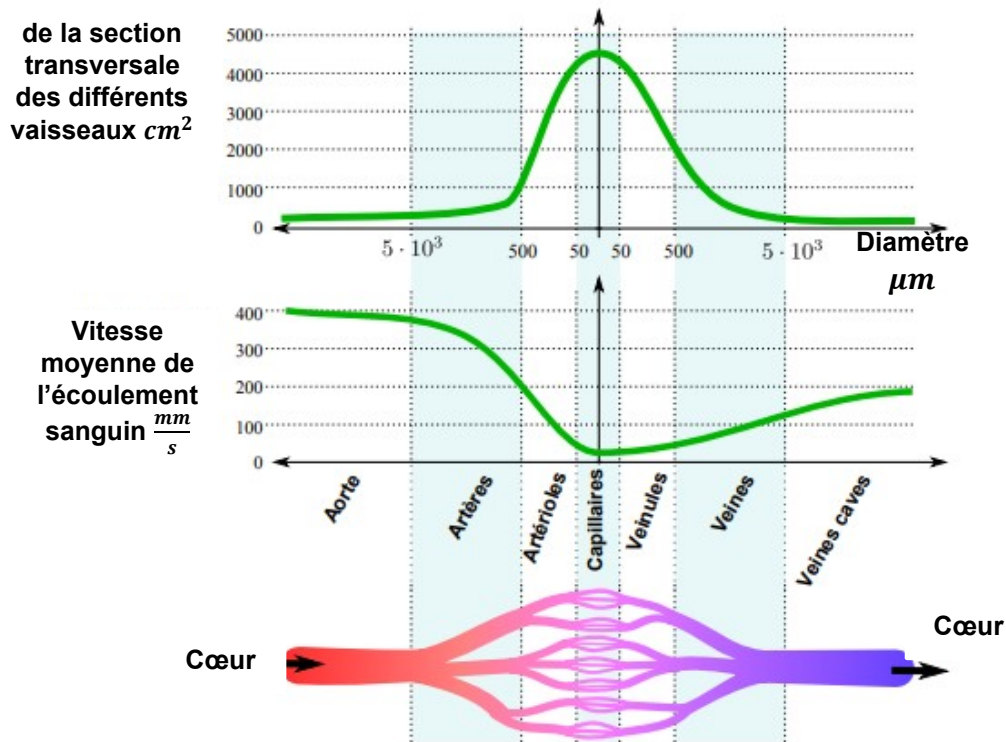


FIGURE 2.6 – Les sections et les vitesses dans les différents vaisseaux sanguins [19].

2.3.3 Nature du fluide et modèle de la vitesse du sang

2.3.3.1 Fluide newtonien et non newtonien

Les fluides peuvent être classés selon deux grandes classes en hydrodynamique, qui sont : les fluides newtoniens et non-newtoniens. Lorsque la viscosité du fluide est non constante et dépend essentiellement de paramètres tels que les caractéristiques du milieu dans lequel il circule et le taux de cisaillement, le fluide est non-newtonien. Généralement, les fluides newtoniens tels que l'eau ne changent pas de viscosité lorsqu'une force est appliquée tandis que, les fluides non newtoniens tels que le ketchup changent de viscosité lorsqu'une force est appliquée. La viscosité d'un fluide newtonien reste constante, quelle que soit la quantité de cisaillement appliquée, à température constante. Ces fluides présentent une relation linéaire entre la viscosité et la contrainte de cisaillement. Par exemple, le sang peut se comporter comme un fluide newtonien ou non newtonien en fonction du vaisseau sanguin dans lequel il circule [138].

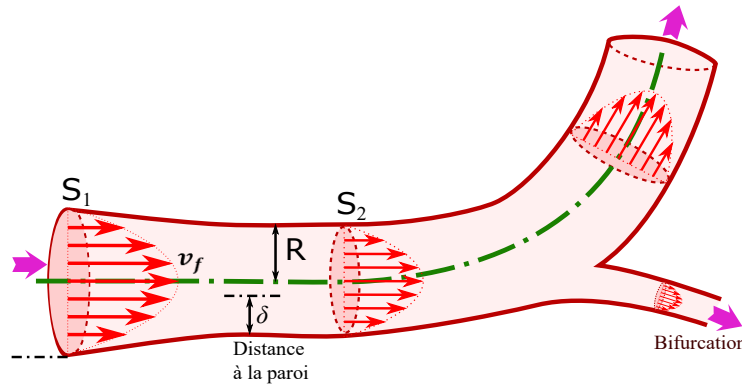


FIGURE 2.7 – Illustration du flux sanguin dans un vaisseau sanguin.

2.3.3.2 Modèle de la vitesse du sang

Dans la pratique, l'utilisation des instruments médicaux comme ceux à ultrasons, permettent d'obtenir des informations sur un certain nombre de grandeurs liées à la circulation sanguine, en particulier la vitesse du sang [139]. Ces informations peuvent être obtenues de manière non invasive à l'aide d'une sonde appliquée à la surface de la peau [140, 139]. Les informations sur le débit peuvent également être obtenues à l'aide d'une sonde à ultrasons installée à l'extrémité de fils-guides qui sont ensuite insérés par voie intra-artérielle. Il s'agit d'une technique invasive qui n'est donc applicable qu'à certains groupes de patients. Pour plus de détails sur les mesures qui peuvent être effectuées à l'aide de ces dispositifs voir dans [140]. De ce fait, les dispositifs à ultrasons utilisant une sonde permettent d'obtenir une information spatiale et temporelle sur la vitesse du sang [137]. D'autres dispositifs comme les systèmes optiques peuvent être utilisés, mais leurs utilisations sont limitées à une profondeur de l'ordre de quelques millimètres [137]. La mesure de ces dispositifs est généralement obtenue en exploitant l'effet Doppler. Dans [141], les auteurs réussissent à mesurer des vitesses de l'ordre du $mm s^{-1}$ en utilisant un appareil à ultrasons avec peu d'informations spatiales et avec une bonne résolution temporelle (20ms). Une autre méthode est proposée dans [142], basée sur un IRM afin de mesurer la vitesse du sang en utilisant l'effet Doppler. L'approche utilisée dans notre travail est entièrement différente du fait qu'elle vise à modéliser la vitesse du sang comme une perturbation comme expliqué dans [143].

Maintenant, nous nous intéressons à la méthode analytique pour calculer la vitesse du sang $\vec{v}_f(x, t)$, illustrée sur la figure 2.7. Dans [25], les auteurs ont montré que cette vitesse est difficilement accessible à la mesure et l'intérêt de modéliser son comportement sous certaines hypothèses simplificatrices.

Comme introduit au début de cette partie, en utilisant des capteurs ultrasons,

optiques et IRM, on peut opter à des mesures de la vitesse du sang, ou aussi par un calcul après la discrétisation de l'équation de Navier Stokes, ces solutions sont pas exploitables pour des fins de commande en considération de problème du temps réel [137]. L'une des solutions à ce problème est donc d'utiliser le modèle de Womersley. De ce fait, la vitesse du sang s'écrit comme suit :

$$v_f(\delta, t) = v_s(\delta) v_t(t) \quad (2.13)$$

où v_s est la forme parabolique spatiale développée du modèle de Womersley donné dans [137], et v_t est la vitesse d'écoulement périodique du fluide variant dans le temps donnée comme suit :

$$v_t(t) = A_0 + A_1 \cos(\omega t + \phi) \quad (2.14)$$

avec A_1 et A_0 sont l'amplitude et la valeur moyenne de la vitesse v_t respectivement. ω et ϕ sont la pulsation cardiaque et le déphasage respectivement.

Pour un fluide visqueux newtonien, Poiseuille a proposé une fonction parabolique pour caractériser la forme parabolique spatiale dans un canal cylindrique. Dans le cas d'une artère (vaisseau sanguin), on a [137] :

$$v_s(\delta) = 1 - 4 \left(\frac{\delta}{R} \right)^2 \quad (2.15)$$

En conclusion, la vitesse du sang dépend génériquement du temps et de l'espace. Par conséquent, la force de traînée est une fonction non linéaire et dépend de façon générique de la vitesse du flux sanguin. Cependant, il existe d'autres facteurs à prendre en compte lors de la modélisation de cette vitesse, tels que le rythme cardiaque, le rayon des vaisseaux et la viscosité du sang [19].

2.4 Modélisation dynamique du microrobot magnétique

La modélisation de microrobots magnétiques non attachés et de leurs interactions complexes avec le flux sanguin et les parois des vaisseaux sanguins est un sujet en plein développement, mais également difficile [18, 144, 25]. La navigation de microrobots dans le corp humain à des fins de la médecine de précision est non seulement un processus multiphysique impliquant divers domaines physiques (par exemple, les champs magnétiques et la dynamique des fluides...etc), mais c'est aussi un processus multi-échelle, allant de la taille millimétrique de certains vaisseaux sanguins à la taille nanométrique ou micrométrique selon les microrobots considérés.

En raison de cette complexité, il n'existe pas de cadre de modélisation complet pour simuler l'ensemble du processus, car cela nécessiterait l'intégration de la simulation multiparticulaire, de la simulation moléculaire, des modèles basés sur le continuum, des méthodes stochastiques et de la nanomécanique [137]. Un certain nombre d'approches de modélisation dynamique déterministe pour le ciblage magnétique ont été développées [144]. Cependant, les paramètres physiques critiques de la navigation endovasculaire peuvent être déterminés dans des modèles simplifiés où le microrobot magnétique est soumis aux forces décrites dans la section suivante.

2.4.1 Bilan des forces

Dans cette section, nous allons présenter les différentes forces exercées sur un microrobot ferromagnétique de type sphérique, de rayon r et d'une masse m naviguant dans un vaisseau sanguin en 1D, 2D, et 3D. L'objectif principal de cette modélisation par la suite, c'est de synthétiser des lois de commande et d'observation pour la navigation efficaces des microrobots dans des vaisseaux sanguins. En effet, Il est indispensable d'analyser les différentes interactions entre l'environnement endovasculaire et le microrobot. Dans notre travail, l'environnement endovasculaire est simplement modélisé par un cylindre d'une section constante tandis que, le microrobot est modélisé par une microsphère ferromagnétique et soumis à plusieurs forces à savoir, la force magnétique (F_m) délivrée par le système d'actionnement magnétique (voir la Section 2.2), la force de traînée (F_d) en présence d'un flux statique ou dynamique (voir la Section 2.3), les forces d'interactions F_{el} , F_c et F_{vdw} avec la paroi supérieure ou inférieure du vaisseau sanguin ainsi que, le poids apparent F_g , qui est la résultante de la poussée d'Archimède et de la pesanteur. Pour analyser et comprendre le comportement du microrobot dans son environnement de navigation qui est fluide, il est nécessaire de modéliser chacune de ces forces et de caractériser leurs influences. Ces différentes forces sont illustrées sur la Figure 2.8.

2.4.1.1 Force magnétique

Comme expliqué précédemment dans la Section 2.2, la propulsion des microrobots magnétiques de type sphériques est assurée par la stratégie appelée *bead pulling* (voir la Figure 2.9). Celle-ci permet à un microrobot ferromagnétique de type sphérique d'être actionné et propulsé par une force magnétique générée à l'aide d'un gradient de champ magnétique. Ce dernier est proportionnel à la force magnétique, qui assure le déplacement du microrobot magnétique le long de sa trajectoire comme

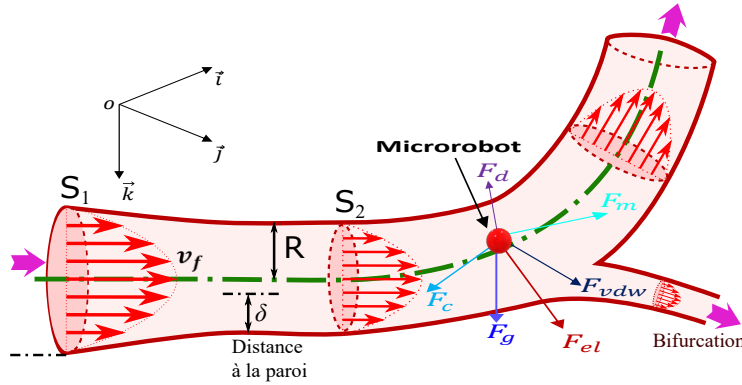


FIGURE 2.8 – Ensemble de forces appliquées sur un microrobot magnétique navigant dans un vaisseau sanguin.

illustré sur la Figure 2.9. Rappelons l'équation 2.12 donnée dans la section 2.2 :

$$\vec{F} = V(\mathcal{M} \nabla) \vec{B} \quad (2.16)$$

avec : \mathcal{M} : magnétisation du microrobot, $V = \frac{4}{3} \pi r^3$ volume du microrobot et ∇B gradient de champ magnétique. La navigation magnétique des microrobots consiste à générer des forces et des couples appropriés [145]. Ces actions sont généralement produites par des électro-aimants dans presque tous les systèmes de navigation magnétique qui ont été proposés jusqu'à présent dans la littérature [108, 62, 145]

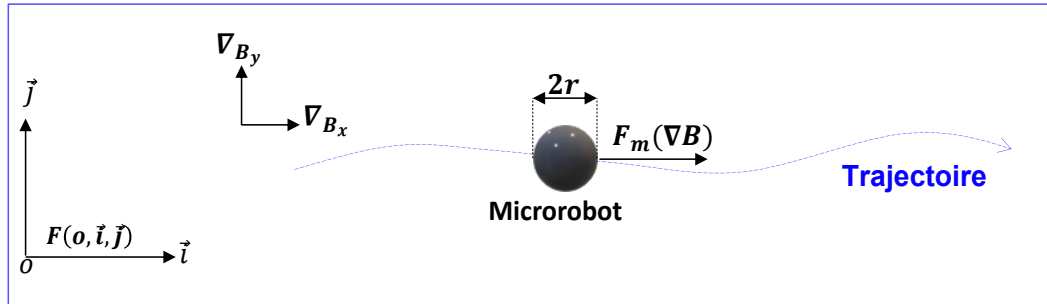


FIGURE 2.9 – Microrobot magnétique de type sphérique propulsé par la force magnétique générée par des gradients magnétiques.

2.4.1.2 La force hydrodynamique

Un microrobot injecté dans un vaisseau sanguin, il est soumis à une force dite hydrodynamique [26]. Cette force est due au mouvement du fluide ou au fluide au repos (hydrostatique). En effet, en mécanique des fluides, les frottements du micro-robot en déplacement avec le fluide entraînent une force qui s'oppose au mouvement

du microrobot appelée force de traînée [25]. Cette dernière, est directement liée aux conditions d'écoulements du fluide ainsi qu'aux dimensions du microrobot. Rappelons que le coefficient de traînée, est une valeur qui caractérise la capacité d'un objet à pénétrer dans un fluide en mouvement ou au repos et dépend de son état de surface et de sa géométrie. Par conséquent, le coefficient de traînée, noté C_d , du microrobot qui se déplace dans un fluide est donné pour chaque cas de navigation du microrobot dans le paragraphe suivant. Dans cette partie, nous donnerons brièvement l'équation de Navier Stokes (2.17) qui régit la dynamique des fluides, soit :

$$\rho_f \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \rho_f (\vec{v} \cdot \vec{\nabla} \vec{v}) = - \vec{\nabla}_p + \rho_f \vec{\mathcal{F}} + \eta \nabla^2 \vec{v} \quad \Lambda \in \Omega, t > 0 \quad (2.17)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{v} = 0 \quad \Lambda \in \Omega, t > 0 \quad (2.18)$$

où η et ρ_f sont la viscosité dynamique du fluide et la masse volumique respectivement et, la vitesse du fluide est défini comme suit :

$$\vec{v}(\Lambda, t) = (v_x(\Lambda, t), v_y(\Lambda, t), v_z(\Lambda, t)) \quad (2.19)$$

avec $\Lambda = (x, y, z)$ un point $\Lambda \in \Omega$ et $\vec{\mathcal{F}}$ est la force volumique par unité de masse. Les opérateurs ∇^2 et $\vec{\nabla}$ sont respectivement le laplacien et le gradient définis comme dans les équations suivantes :

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \quad (2.20)$$

$$\vec{\nabla} = \left(\frac{\partial}{\partial x} \quad \frac{\partial}{\partial y} \quad \frac{\partial}{\partial z} \right) \quad (2.21)$$

Physiquement, les termes de l'équation (2.17) sont définis comme suit [137] :

- $\rho_f \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$: est l'accélération d'une particule de fluide,
- $\rho_f (\vec{v} \cdot \vec{\nabla} \vec{v})$: est un terme non linéaire qui représente l'advection de la quantité de mouvement d'une particule du fluide,
- $\rho_f \vec{\mathcal{F}}$: est l'ensemble des forces volumiques appliquées au fluide,
- $-\vec{\nabla}_p$: est la force de pression associée aux contraintes normales,
- $\eta \nabla^2 \vec{v}$: dans le cas d'un fluide compressible, ce terme est la force de viscosité due à la déformation des éléments de fluide,

L'équation (2.17) est valable sous l'hypothèse d'un milieu continu. Si cette dernière est mise en défaut, alors l'équation de Navier Stokes est régie par des modèles de mécanique statistiques, comme les mouvements browniens [137]

Maintenant, nous rappelons la notion de nombre de Reynolds R_e (Equation (2.22)) qui caractérise l'écoulement d'un fluide dont, le rapport entre les forces visqueuses et d'inerties des termes de l'équation de Navier stokes (Equation (2.17)) donne le nombre de Reynolds, soit :

$$R_e = \frac{\|\rho_f (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v}\|}{\eta \nabla^2 \vec{v}} \Rightarrow R_e = \rho_f \frac{\|\vec{v}_{r_\infty}\| L}{\eta} \quad (2.22)$$

où \vec{v}_{r_∞} est la vitesse relative du corps (microrobot) par rapport au fluide loin des parois, et L représente une dimension caractéristique.

En revanche, il existe deux modes d'écoulements : l'écoulement laminaire (voir la figure 2.10) correspond à un mouvement de fluide uniforme avec une vitesse v_f du fluide identique dans tout point de l'espace. Tandis que, l'écoulement turbulent qui est un écoulement dominé par des remous, et un aspect aléatoire apparent (voir la figure 2.10).

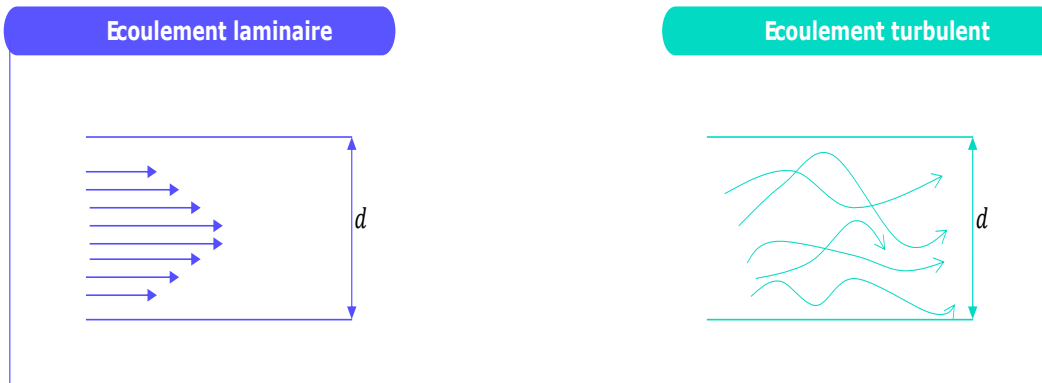


FIGURE 2.10 – Modes d'écoulements.

L'étude du Nombre de Reynolds R_e permet de déterminer le caractère turbulent ou laminaire d'un écoulement comme dans [137]. En effet, selon la région où le microrobot se navigue, à savoir les régions éloignées du cœur, ce qui signifie que le microrobot se navigue dans des conditions à faible valeur de nombre de Reynolds (comme dans les veinules ou capillaires), par conséquent, selon Martel et al., [146], la vitesse du sang est faible (voir la Figure 2.6). En outre, dans les régions proches du cœur, le microrobot se navigue dans des conditions à fortes valeurs de nombre de Reynolds (comme dans les artères), ce qui signifie que la vitesse du sang est importante (voir la Figure 2.6). Dans cette thèse, la navigation du microrobot est considéré dans les deux cas. En effet, considérant le premier cas, on peut donc considérer un écoulement de Stokes, car $R_e \ll 1$. Par conséquent, le coefficient de

traînée est donné par :

$$C_d = \frac{24}{Re} \quad (2.23)$$

La force de traînée exercée dans ce cas par un fluide ayant une viscosité η constante, appliquée sur un microrobot sphérique de rayon r , est donnée par la loi de Stokes suivante :

$$\vec{F}_d = -6 \pi \eta r (\vec{v} - \vec{v}_f) \quad (2.24)$$

avec $(v - v_f)$ la vitesse relative du microrobot par rapport au fluide.

Néanmoins, dans les vaisseaux sanguins du système vasculaire, le nombre Re varie de 0.001 dans les capillaires jusqu'à 3000 au niveau de la veine cave et de l'aorte [147]. Dans le cas général, la force de traînée exercée sur le microrobot sphérique de rayon r , est donnée par :

$$\vec{F}_d = -\frac{1}{2} \rho_f \pi r^2 C_d \vec{v}_r^2 \quad (2.25)$$

avec v_r la vitesse relative du microrobot par rapport au fluide.

Dans ce cas, le coefficient de traînée est donné par l'approximation proposé par White [148], soit :

$$C_d = \frac{24}{Re} + \frac{6}{1 + \sqrt{Re}} + 0.4 \quad (2.26)$$

D'autres formules de nombre de Reynolds avec des plages plus larges pour le coefficient de traînée d'un corps sphérique sont données dans [149].

2.4.1.3 Le poids apparent

En plus des forces magnétique et de traînée, le poids apparent (action combinée de la poussée d'Archimède et du poids) agit sur le microrobot sphérique de la manière suivante [27, 25] :

$$\vec{W}_a = V (\rho - \rho_f) \vec{g} \quad (2.27)$$

où ρ_f et ρ sont les masses volumique du fluide et du microrobot respectivement et g est la constante de gravitation universelle.

Le poids apparent du microrobot peut être négligé dans les petits vaisseaux sanguins car, ces paramètres (par exemple le volume du microrobot) sont petits plus le poids devient négligeable. Cela ne reste pas vrai pour les volumes du microrobot plus grands car les effets de la flottabilité et du poids deviennent comparables à ceux de la force de traînée.

2.4.1.4 Force de contact

Lorsqu'un microrobot rentre en collision avec la paroi inférieure ou supérieure du vaisseau sanguin, une force dite de contact, notée F_c (voir la Figure 2.11) sera apparue. Le modèle de cette force et son analyse dans la littérature sont basés sur la théorie Hertzienne développée par deux méthodes à savoir, le modèle de Voigt et le modèle de Hertz [150]. La différence entre ces deux méthodes, les forces d'interactions du modèle de Voigt agissent d'une manière continue tandis que, le modèle de Hertz sa durée de collision entre la paroi supérieure ou inférieure et le microrobot est faible. Dans ce manuscrit, nous choisissons le modèle de Hertz par rapport à la lenteur de sa durée de collision. Dans ce cas, la force de contact est définie par [25] :

$$\vec{F}_c = m f \left(|\sigma_2|^{\frac{3}{2}} H(-\sigma_2) - |\sigma_1|^{\frac{3}{2}} H(-\sigma_1) \right) \vec{j} \tag{2.28}$$

avec le paramètre $f = \frac{3k}{4\pi r^3 \rho}$, ρ et k sont la densité du microrobot et la rigidité, respectivement.

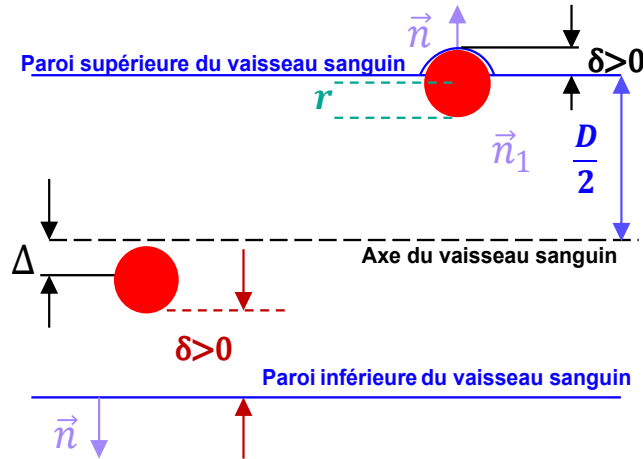


FIGURE 2.11 – Représentation de la force de contact entre le microrobot et les parois.

2.4.1.5 Force électrostatique

La force électrostatique entre le microrobot et la paroi inférieure ou supérieure du vaisseau sanguin en considérant les distances algébriques δ_1 et δ_2 respectivement (voir Figure 2.12), considérée comme une surface non chargée, attire le microrobot vers la paroi et l'interaction électrostatique résultante est donnée par l'équation

suivante [151] :

$$\vec{F}_{el} = \frac{q^2}{4\pi\epsilon_p\epsilon_0} \left(\frac{1}{(r+|\delta_1|)^2} H(-\delta_1) \vec{n}_1 + \frac{1}{(r+|\delta_2|)^2} H(-\delta_2) \vec{n}_2 \right) \quad (2.29)$$

où, H est la fonction de Heaviside, q représente la charge du microrobot, ϵ_p et ϵ_0 sont, la permittivité diélectrique relative du milieu et la permittivité du vide respectivement, et \vec{n} le vecteur normal à la paroi du vaisseau sanguin. La fonction $H(\delta)$ est défini par :

$$H(\delta) = \begin{cases} 1 & \text{if } \delta > 0 \\ 0.5 & \text{if } \delta = 0 \\ 1 & \text{if } \delta < 0 \end{cases}$$

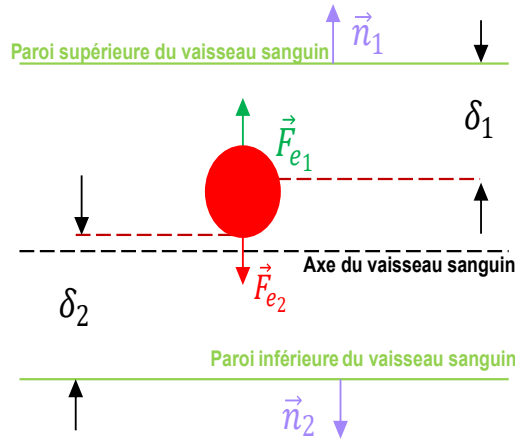


FIGURE 2.12 – Représentation de la force électrostatique entre le microrobot et les parois.

2.4.1.6 Force de van der Waals

L'interaction avec la paroi des vaisseaux sanguins peut également faire apparaître d'autres forces comme par exemple la force de Van der Waals. Cette force, dans la plupart des cas c'est une force d'interaction électrique attractive entre molécules ou atomes. Par conséquent, cette force d'interaction est de faible intensité. En se basant sur l'approche de Hamaker, le potentiel de la force de Van der Waals entre un plan et une sphère (microrobot), peut s'écrire de la manière suivante [152, 27] :

$$\vec{V}_{vdw} = -\frac{A_h}{6} \left(\frac{r}{|\delta|} + \frac{r}{2r+|\delta|} + \ln \frac{|\delta|}{2r+|\delta|} \right) \vec{n} \quad (2.30)$$

avec δ représente la distance à la paroi du vaisseau et A_h la constante d'Hamaker. La force de van der Waals F_{vdw} correspondante est alors obtenue en calculant le gradient de l'équation (2.30), d'où :

$$\vec{F}_{vdw} = -(\nabla \vec{V}_{vdw}) H(-\delta) = \frac{A_h r}{6} \left(\frac{1}{|\delta|^2} + \frac{r}{2r + |\delta|^2} - \frac{2}{|\delta|(2r + |\delta|)} \right) \vec{n} H(-\delta) \quad (2.31)$$

En effet, si le microrobot navigue dans les capillaires à proximité de la paroi, la force électrostatique et la force de Van der Waals ne pourra être négligée [27]. Ces deux forces dont l'influence peut être négligée dans le cas de navigation artérielle (Voir plus de détails dans [144]).

2.4.2 Équations dynamiques

Après avoir déterminé les forces agissantes sur la dynamique du microrobot magnétique, les équations dynamiques du microrobot peuvent être exprimées de différentes manières et dépendent principalement du système de coordonnées utilisé. Le vecteur de position $p = (x, y, z)$ détermine la position du microrobot par rapport au système de coordonnées de référence local $F = (O, \vec{i}, \vec{j}, \vec{k})$. En utilisant la loi fondamentale de la dynamique, nous pouvons exprimer toutes les forces d'interactions ainsi que, le modèle dynamique global peut être donné comme suit :

$$m \frac{d\vec{v}}{dt} = \vec{F}_m + \vec{F}_d + \vec{F}_c + \vec{F}_{el} + \vec{F}_{vdw} + \vec{W}_a \quad (2.32)$$

où $m = \frac{4}{3} \pi r^3 \rho_r$ est la masse du microrobot.

2.5 Exploitation du modèle

L'objectif à présent de cette section, c'est d'exploiter le modèle dynamique de l'Equation (2.32) afin, dans un premier temps d'élaborer des systèmes dynamiques en 1D, 2D et 3D du microrobot selon l'application envisagé. Cette étape nous permet d'appréhender les grandeurs significatifs influençant la navigation du microrobot le long de chaque axe. Puis, dans un second temps nous exploitons ces modèles pour la synthèse de lois de commandes et d'observations dans le but de résoudre le problème de stabilisation ou de poursuite de trajectoires bien définies par la tâche assigné au microrobot.

2.5.1 Équations dynamiques en 1D

Dans cette partie, nous élaborerons le modèle dynamique d'un microrobot navigant en 1D le long de l'axe \vec{i} selon les expressions de la force de trainée présentée dans la Section 2.4.1.2. Nous distinguons selon le vitesse du flux, deux cas pour le mouvement d'un microrobot magnétique (voir la Figure 2.13) :

2.5.1.1 Cas linéaire

Dans ce cas, en prenant la force de trainée linéaire et nous considérons le mouvement unidimensionnel (1D) d'un microrobot sphérique de rayon r qui se déplace dans un canal vasculaire. Le microrobot est soumis aux forces décrites sur la Figure 2.13 à savoir, la force hydrodynamique F_d et la force magnétique F_m . La navigation considérée également dans ce cas est à très faibles Reynolds $Re = \frac{2\rho_f v_r r}{\eta} < 1$ (c'est-à-dire à très faibles vitesses). Par conséquent, la force de trainée peut donc être modélisée par la loi de Stokes (voir l'Equation (2.24)). On obtient alors un système linéaire comme dans l'équation suivante :

$$m \ddot{x} = F_m + F_d \quad (2.33)$$

Notons que la vitesse relative donnée dans l'équation (2.24) lorsque le fluide est statique peut être simplifiée comme étant la vitesse du microrobot. En utilisant (2.24) et (2.16) le modèle du microrobot (2.33) prend la forme suivante :

$$\ddot{x} = b_1 \dot{x} + c_1 u_x \quad (2.34)$$

avec :

$$b_1 = \frac{-6\pi\eta r}{m}, c_1 = \frac{M}{\rho}.$$

et, u_x est le gradient de champ magnétique le long de l'axe \vec{i} , qui représente la variable manipulée, c'est-à-dire la commande.

2.5.1.2 Cas non linéaire

Contrairement au cas précédent, dans ce cas nous avons choisi un nombre de Reynolds plus important. De ce fait, la modèle de la force de trainée pris est non linéaire comme donné par l'Equation (2.25). Les mouvements du microrobot sont étudiés le long de l'axe \vec{i} (voir Figure (2.13)). En effet, avec un modèle non linéaire de la force de trainée, le modèle dynamique obtenu dans ce cas est non linéaire comme

le montre l'équation suivante :

$$m \ddot{x} = F_m + F_d \quad (2.35)$$

En utilisant le paramètre β donné dans [137], l'expression de ce dernier caractérise l'effet de bord ou l'effet des parois. Par conséquent, la force de traînée le long de l'axe \vec{i} est alors donnée par :

$$\vec{F}_d = -m \left[a |\dot{x} - v_f| + b (\dot{x} - v_f)^2 + c \frac{(\dot{x} - v_f)^2}{1 + d \sqrt{|\dot{x} - v_f|}} \right] \text{sign}(\dot{x} - v_f) \vec{i} \quad (2.36)$$

avec :

$$a = \frac{9\eta}{2\beta\rho r^2}, b = \frac{3\rho_f}{20r\beta 2\rho}, c = \frac{9\rho_f}{4r\beta 2\rho}, d = \sqrt{\frac{2r\rho_f}{\beta\eta}}$$

Maintenant, en utilisant (2.25) et (2.16) le modèle du microrobot (2.33) prend la forme suivante :

$$\ddot{x} = -m \left[a |\dot{x} - v_f| + b (\dot{x} - v_f)^2 + c \frac{(\dot{x} - v_f)^2}{1 + d \sqrt{|\dot{x} - v_f|}} \right] \text{sign}(\dot{x} - v_f) + e u_x \quad (2.37)$$

avec : $e = \frac{M}{\rho}$ et, v_f (voir l'Equation 2.13) est la vitesse du flux sanguin à la position x et à l'instant t .

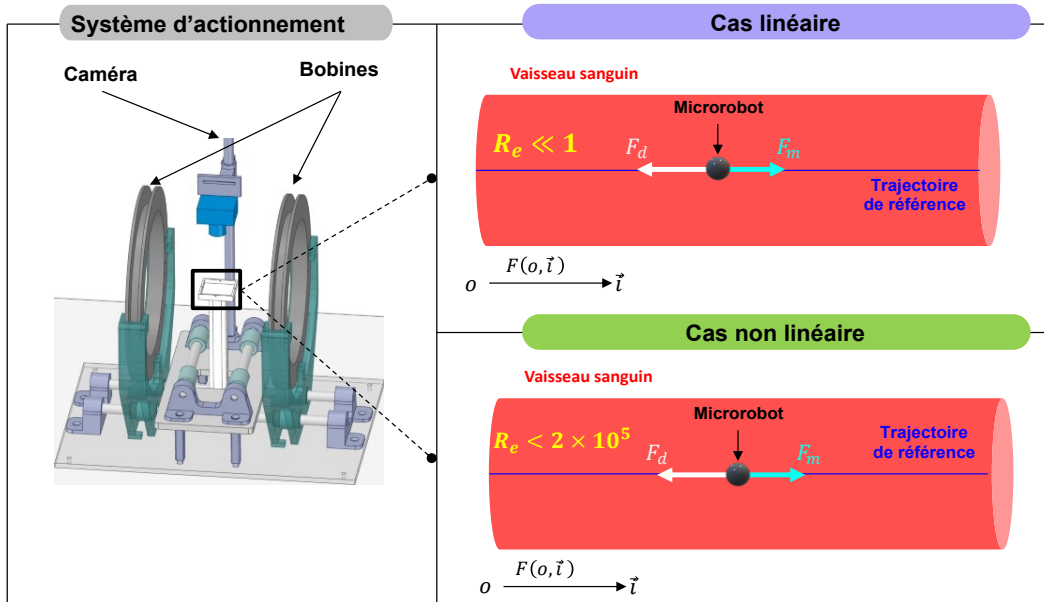


FIGURE 2.13 – Forces appliquées à un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin en 1D.

2.5.2 Équations dynamiques en 2D

Dans cette partie, nous élaborerons le modèle dynamique d'un microrobot navigant en 2D le long des directions \vec{i} et \vec{j} dans le cas où, la force de traînée est linéaire tandis que, le cas dont la force de traînée est non linéaire le mouvement du microrobot magnétique (voir la Figure 2.14) est considéré le long des directions \vec{i} et \vec{k} . En effet, le microrobot dans ce cas sera soumis à son poids apparent F_g donné dans l'équation (2.27).

2.5.2.1 Cas linéaire

Considérons le mouvement bidimensionnel (2D) d'un microrobot sphérique de rayon r qui se déplace dans un canal vasculaire (Figure 2.14). Le microrobot est soumis aux forces décrites sur la même figure à savoir, la force électrostatique F_{el} , la force de contact F_c et la forces de Van der Waals F_{vdw} , la force hydrodynamique F_d et la force magnétique F_m (pour plus de détails, voir [27]).

Dans [143], les auteurs considèrent qu'à proximité de la trajectoire optimale, qui est la ligne centrale du canal, les micro-forces électrostatique F_{el} , de contact F_c et de van der waals F_{vdw} sont négligeables par rapport aux autres forces pertinentes (F_d, F_g). Dans non travaux de recherche, la trajectoire de référence à suivre par le microrobot est générée à l'aide d'un Joystick. Par conséquent, l'hypothèse selon laquelle le microrobot navigue près de la trajectoire optimale, qui est la ligne centrale du canal, est une hypothèse non validée dans ce cas. Dans ce qui suit, les forces F_{el} , F_c et F_{vdw} et W_a sont supposées être des perturbations tandis que F_d et F_m sont les forces pertinentes. Cependant, la navigation du microrobot également dans ce cas est à très faibles Reynolds R_e . Par conséquent, la force de traînée peut donc être modélisée par la loi de Stokes (voir l'Equation (2.24)), soit :

$$\begin{cases} F_{dx} = b_1 (\dot{x} - v_{fx}) \\ F_{dy} = b_2 (\dot{y} - v_{fy}) \end{cases} \quad (2.38)$$

Notons que la vitesse relative le long des axes \vec{i} et \vec{j} donnée dans l'équation (2.24) en considérant la navigation à faible nombre de Reynolds peut être simplifiée comme étant la vitesse du microrobot. En utilisant (2.24) et (2.16) le modèle du microrobot (2.32) le long des axes \vec{i} et \vec{j} prend la forme suivante :

$$\begin{cases} \ddot{x} = b_1 \dot{x} + \frac{1}{m} (F_{vdw_x} + F_{el_x} + F_{c_x}) + c_1 u_x \\ \ddot{y} = b_2 \dot{y} + \frac{1}{m} (F_{vdw_y} + F_{el_y} + F_{c_y}) + c_2 u_y \end{cases} \quad (2.39)$$

avec :

$$b_1 = b_2 = \frac{-6 \pi \eta r}{m}, c_1 = c_2 \frac{M}{\rho}.$$

et, $u = [u_x \ u_y]^T$ est le gradient de champ magnétique le long des axes \vec{i} et \vec{j} , qui représente la variable manipulée, c'est-à-dire la commande.

2.5.2.2 Cas non linéaire

Considérons le mouvement bidimensionnel (2D) d'un microrobot sphérique le long des directions \vec{i} et \vec{k} , de masse m et de rayon r , dans un vaisseau sanguin cylindrique (voir la Figure 2.14). Le microrobot qui se déplace dans un flux pulsatile est soumis aux différentes forces représentées sur la la même figure, à savoir la force électrostatique F_{el} , la force de contact F_c , la force de Van der Walls F_{vdw} , la force hydrodynamique F_d , le poids apparent F_g et la force magnétique F_m . Δ_1 et Δ_2 représentent les distances entre la surface du microrobot et la trajectoire de référence \mathcal{C} . Dans cette partie, on suppose que le microrobot se déplace très près de la trajectoire de référence souhaitée \mathcal{C} , c'est-à-dire au milieu du vaisseau sanguin ($\Delta_1 \approx \Delta_2 \approx 0$). Sous cette hypothèse, les forces F_{el} , F_c et F_{vdw} sont négligeables par rapport aux forces pertinentes F_d et F_g [124].

De même, le modèle dynamique du microrobot est déterminé à l'aide de la loi fondamentale de Newton. Comme nous l'avons introduit précédemment, les forces pertinentes qui agissent sur le microrobot à l'intérieur du vaisseau sanguin dans ce cas sont, la force magnétique donnée dans l'Equation (2.16) et nous avons choisi d'utiliser l'expression de la force de traînée qui est donnée par la formule suivante [25] :

$$F_d = -\frac{1}{2} \rho_f \left(\frac{\|v_r\|^2}{\tau_0} \right) \frac{v_r}{\|v_r\|} S C_d \quad (2.40)$$

où ρ_f est la densité du fluide, S est la surface frontale du microrobot, C_d est le coefficient de traînée du fluide (voir l'Equation (2.26)), τ_0 est une constante sans dimension liée à l'occlusion partielle du vaisseau par le microrobot et v_r est la vitesse relative du microrobot par rapport au fluide donnée comme suit :

$$v_r = v - v_f(z, t) \quad (2.41)$$

où v et z sont respectivement la vitesse et la position le long de l'axe k du microrobot. v_f est la vitesse pulsatile du fluide exprimée comme suit :

$$v_f(z, t) = v_s(z) v_t(t) \quad (2.42)$$

où v_s est la forme parabolique spatiale donnée dans l'Equation (2.15) et v_t (voir l'Equation (2.14)) est la vitesse d'écoulement périodique du fluide variant dans le temps, qui est supposée être une perturbation connue.

La force de traînée, exercée par le fluide en mouvement qui s'oppose au mouvement du microrobot, peut être exprimée en fonction de l'angle θ , formé par v_r et l'axe i (voir Figure 2.14), en utilisant la loi de Stokes la force de traînée est exprimée comme suite [25] :

$$F_d = m \left(\bar{F}_d \cos(\theta) \vec{i} + \bar{F}_d \sin(\theta) \vec{j} \right) \quad (2.43)$$

avec

$$\bar{F}_d = - \left(a_1 v_r + a_2 v_r^2 + \frac{a_3 v_r^2}{1 + \alpha \sqrt{v_r}} \right) \quad (2.44)$$

et

$$a_1 = \frac{4.5 \eta}{2 \tau_0 \rho r^2}, \quad a_2 = \frac{0.15 \rho_f}{2 \tau_0^2 \rho r}, \quad a_3 = \frac{2.25 \rho_f}{2 \tau_0^2 \rho r}, \quad \alpha = \sqrt{\frac{2 \rho_f r}{\tau_0 \eta}} \quad (2.45)$$

A partir de la Figure (2.14), on obtient :

$$\cos(\theta) = \frac{\dot{x} - v_f}{v_r} \quad (2.46)$$

$$\sin(\theta) = \frac{\dot{z}}{v_r} \quad (2.47)$$

où \dot{x} et \dot{z} sont les projections de la vitesse du microrobot v sur les axes de coordonnées du plan (\vec{i}, \vec{k}) .

En combinant (2.46) et (2.47), on obtient l'expression suivante de v_r .

$$v_r = \sqrt{[\dot{x} - v_f]^2 + \dot{z}^2} \quad (2.48)$$

Par conséquent, l'application de la loi fondamentale de la dynamique de Newton conduit à l'équation différentielle suivante qui décrit le mouvement du microrobot :

$$m \frac{dv}{dt} = F_d + F_m + W_a \quad (2.49)$$

et la projection de l'équation (2.49), sur le plan (\vec{i}, \vec{k}) , donne les équations différentielles suivantes :

$$m \ddot{x} = F_{d_x} + F_{m_x} \quad (2.50)$$

$$m \ddot{z} = F_{d_z} + F_{m_z} + W_a \quad (2.51)$$

où (x, z) , (F_{d_x}, F_{d_z}) et (F_{m_x}, F_{m_z}) sont les projections orthogonales (sur les axes i et k) de la position du microrobot, de la force de traînée F_d et de la force magnétique

F_m , respectivement.

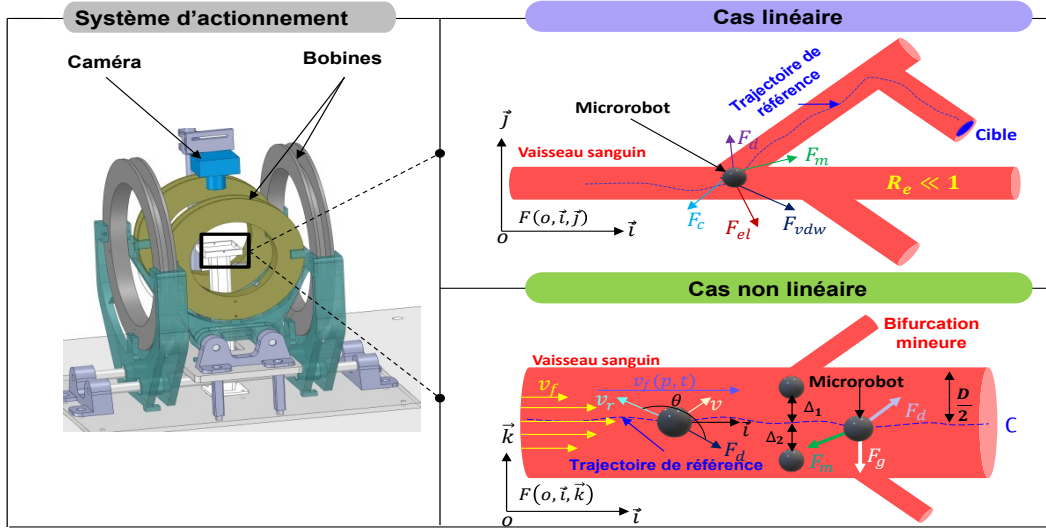


FIGURE 2.14 – Forces appliquées à un microrobot magnétique navigant dans un vaisseau sanguin en 2D.

2.5.3 Équations dynamiques en 3D

2.5.3.1 Cas linéaire

Considérons le mouvement tridimensionnel (3D) d'un microrobot sphérique de rayon r qui se déplace dans un canal vasculaire (Figure 2.15). Le microrobot est soumis également dans ce cas les mêmes forces décrites dans le cas 2D (voir la Section 2.5.2). En outre, le long de l'axe \vec{j} nous considérons la force de gravité donné par l'Equation (2.27). La trajectoire de référence à suivre par le microrobot est également générée à l'aide d'un Joystick dans ce cas. Par conséquent, les forces F_{el} , F_c et F_{vdw} et W_a sont supposées être des perturbations. Cependant, la navigation du microrobot est à très faibles nombre de Reynolds R_e . Par conséquent, la force de traînée peut donc être modélisée par la loi de Stokes le long des axes \vec{i} , \vec{k} et \vec{j} (voir l'Equation (2.24)), soit :

$$\begin{cases} F_{d_x} = b_1 (\dot{x} - v_{f_x}) \\ F_{d_y} = b_2 (\dot{y} - v_{f_y}) \\ F_{d_z} = b_3 (\dot{z} - v_{f_z}) \end{cases} \quad (2.52)$$

Notons que la vitesse relative le long des axes \vec{i} , \vec{k} et \vec{j} donnée dans l'équation (2.24) en considérant la navigation à faible nombre de Reynolds peut être simplifiée comme étant la vitesse du microrobot. En utilisant (2.24) et (2.16) le modèle du

microrobot (2.32) le long des axes \vec{i} , \vec{k} et \vec{j} prend la forme suivante :

$$\begin{cases} \ddot{x} = b_1 \dot{x} + \frac{1}{m} (F_{vdw_x} + F_{el_x} + F_{c_x}) + c_1 u_x \\ \ddot{y} = b_2 \dot{y} + \frac{1}{m} (F_{vdw_y} + F_{el_y} + F_{c_y}) + c_2 u_y \\ \ddot{z} = b_3 \dot{z} + \frac{1}{m} (F_{vdw_z} + F_{el_z} + F_{c_z}) + F_g + c_3 u_z \end{cases} \quad (2.53)$$

avec :

$$b_1 = b_2 = b_3 = \frac{-6 \pi \eta r}{m}, c_1 = c_2 = c_3 = \frac{M}{\rho}.$$

et, $u = [u_x \ u_y \ u_z]^T = [\nabla B_x \ \nabla B_y \ \nabla B_z]^T$ est le gradient de champ magnétique le long des axes \vec{i} , \vec{k} et \vec{j} , qui représente la variable manipulée, c'est-à-dire la commande.

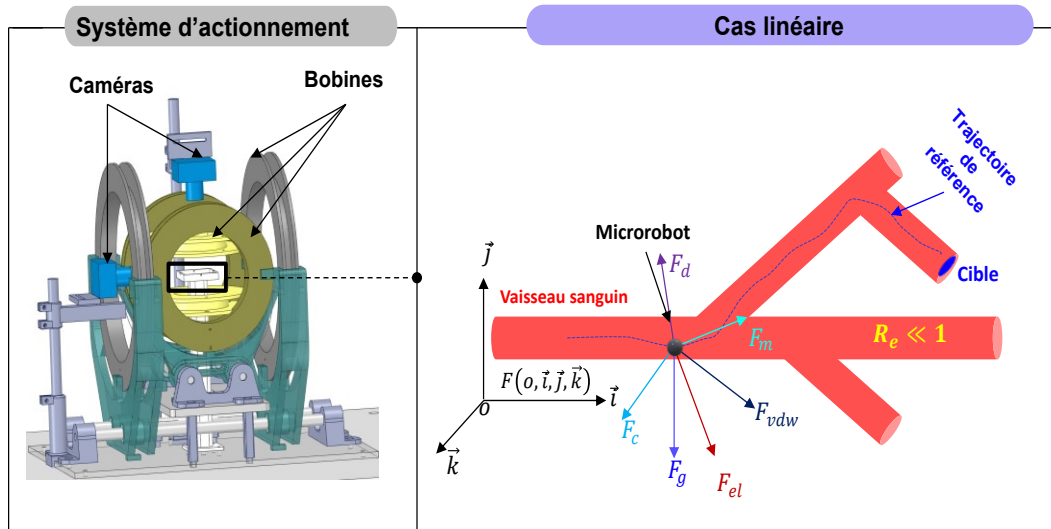


FIGURE 2.15 – Forces appliquées à un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin en 3D.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une synthèse des travaux proposés sur la modélisation dynamique des microrobots à savoir, les expressions analytiques du champ magnétique et de son gradient afin de générer une force magnétique qui permet de piloter un microrobot magnétique ainsi que, les différentes forces qui agissent sur un microrobot évoluant dans les vaisseaux sanguins.

Le contexte théorique et les bases du magnétisme présentés dans ce chapitre ont montré comment il est possible de créer un champ ou un gradient de champ magnétique à partir de systèmes magnétiques dans le but de propulser ou d'orienter

un microrobot dans son environnement de navigation. Ces phénomènes physiques sont exploités dans les chapitres qui suivent comme moyen de propulsion d'un microrobot magnétique de type sphérique à des fins de commandes et d'observations. Nous avons également constaté que la force de traînée appliquée sur un microrobot dépend fortement de la vitesse du sang et, le profil de cette vitesse dans un vaisseau sanguin modélisé par un tube, est de forme parabolique.

Les chapitres suivants exploitent les expressions données dans ce chapitre et les différents modèles dynamiques pour chaque cas de navigation du microrobot afin de synthétiser des lois de commandes et d'observateurs, ce qui est l'objectif de cette thèse.

Plateforme de manipulation des microrobots magnétiques

Sommaire

3.1	Introduction	64
3.1.1	Description du problème	65
3.1.2	Dimensionnement du dispositif EMA	65
3.1.2.1	Caractérisation et simulation sous COMSOL du dispositif EMA	67
3.2	Conception et réalisation de la plateforme de manipulation magnétique	69
3.2.1	Le microrobot magnétique	70
3.2.2	Le système de vision	71
3.2.3	Planification de trajectoire avec un joystick	72
3.2.4	Architecture matérielle et logicielle de la plateforme	74
3.3	Architecture de contrôle de la plateforme	75
3.3.1	Câblage et interface utilisateur	75
3.3.1.1	Calibration du dispositif EMA	77
3.3.2	Identification et validation de modèle du microrobot	79
3.4	Conclusion	81

3.1 Introduction

Afin de pouvoir contrôler des microrobots magnétiques dans le système cardiovasculaire pour le ciblage de médicaments, nous avons opté dans cette thèse pour la navigation de microrobots à actionnement sans contact en utilisant un système d'actionnement électromagnétique (voir la Figure 3.1). Pour ce faire, un dispositif expérimental appelé EMA est conçu et mis en place, dont le but est le guidage magnétique dans un environnement fluide 1D, 2D et 3D d'un microrobot magnétique à partir de son point d'injection jusqu'à son point cible. Pour ces expériences, le dispositif EMA, consiste en trois paires orthogonales de bobines placées dans une configuration de Maxwell ou d'Helmholtz. À cette fin, des simulations COMSOL Multiphysics de ce dispositif ont été développées pour cartographier précisément son champ magnétique selon la configuration choisie. Dans un premier temps, ces simulations permettent de visualiser l'intensité et l'orientation du champ magnétique induit à l'intérieur de l'espace de travail. Ensuite, en utilisant deux microrobots magnétiques de type cylindrique et sphérique, nous sommes donc en mesure de prédire le mouvement des ces microrobots magnétiques soumis au champ magnétique généré par le dispositif EMA en configuration d'Helmholtz et de Maxwell respectivement. Pour atteindre l'un ou l'autre de ses objectifs, le présent chapitre est organisé comme suit : Une plateforme de manipulation magnétique composé de trois paires de bobines et d'un système de vision développés au sein du laboratoire HEI-JUNIA de Châteauroux-France est mise en place, dont les détails de fabrication et l'architecture globale (logicielle et matérielle) de cette plateforme seront donnés dans la Section 3.2. Des validations expérimentales en terme de champs magnétiques et le comportement de deux microrobots (cylindrique et sphériques) face à un champ magnétique selon la configuration choisie sont également présentées.

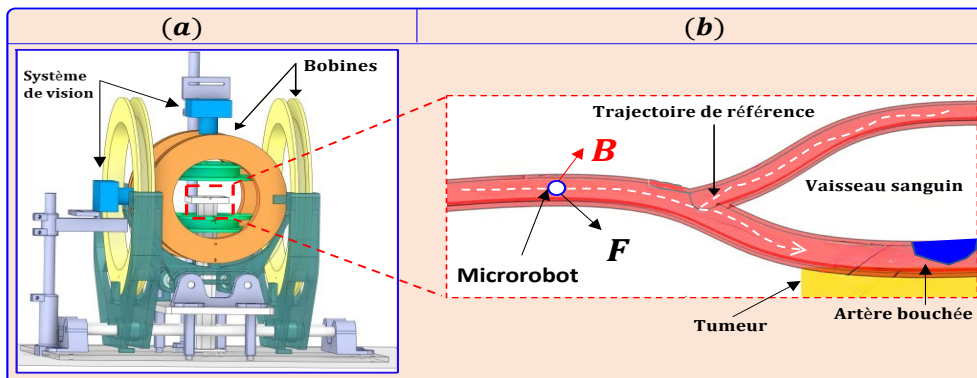


FIGURE 3.1 – Transport ciblé d'agents thérapeutiques en utilisant un microrobot magnétique. (a) Système d'actionnement magnétique. (b) Principe de ciblage de médicaments.

3.1.1 Description du problème

Ces dernières années, les microrobots magnétiques permettent d'administrer et de traiter de manière ciblée des médicaments dans le corp humain. En combinant des systèmes d'actionnement et des outils d'imagerie, des progrès significatifs *in-vitro* ont été réalisés dans le développement de microrobots fonctionnels [1]. Ces microrobots peuvent être actionnés sans contact par des champs magnétiques tout en disposant d'un retour de suivi en temps réel. La Figure 3.2 montre le schéma général de la commande en boucle fermée d'un microrobot avec planification de la trajectoire utilisé dans la littérature [153, 18, 121]. Dans ce type d'application, la force magnétique motrice F_m donnée par l'équation (2.16) permet la propulsion du microrobot le long d'une trajectoire de référence. Nous avons donc choisi d'équiper la plateforme, de trois paires de bobines de Maxwell, fixées perpendiculairement afin de propulser le microrobot dans un espace de travail 1D, 2D et voire 3D. Les points de référence de la trajectoire du microrobot sont fournis par un Joystick, en fonction des états de ce dernier et des informations de retour visuel, les entrées de commande calculées sont transmises au dispositif d'actionnement magnétique, et le microrobot accomplit la tâche qui lui est associée.

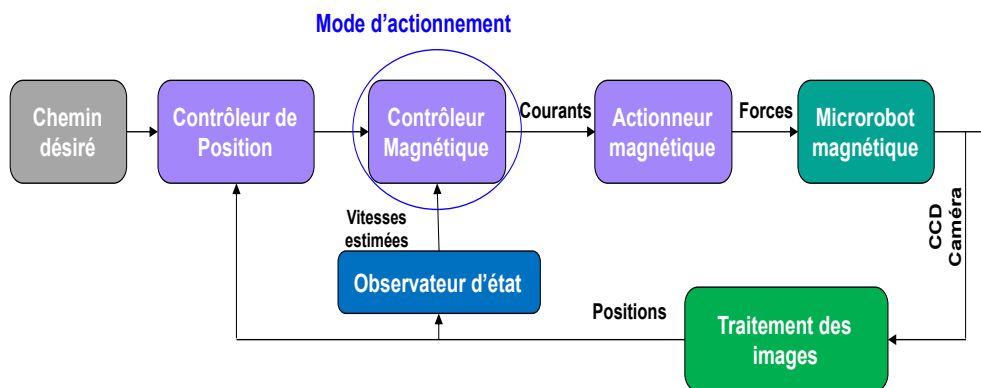


FIGURE 3.2 – Schéma général de la commande en boucle fermée d'un microrobot.

3.1.2 Dimensionnement du dispositif EMA

Le dispositif d'actionnement EMA est sans doute la partie principale d'une plateforme de guidage magnétique. Ce dispositif est constitué d'un ensemble de sources magnétiques à savoir des bobines et/ou des aimants permanents. En comparaison avec les bobines, les aimants permanents génèrent un champ magnétique plus important, mais qui ne peut être modulé que par le déplacement de cette source par un autre système, par exemple un bras manipulateur. Pour cette raison et à des fins médicaux, l'annulation des effets d'une telle source est impossible, ce qui peut

causer des problèmes de sécurité.

Cette section est consacrée donc au dimensionnement du dispositif d'actionnement magnétique EMA (à base des bobines) exploité comme source d'énergie magnétique pour le guidage des microrobot. Comme nous l'avons indiqué dans la section 2.2, la configuration de Maxwell est la plus utilisée pour la propulsion des microrobots magnétiques de type sphérique. Un dispositif d'actionnement magnétique basé sur le concept de Maxwell permet de produire un gradient de champ magnétique uniforme, dans un volume (espace de travail) situé au centre du dispositif EMA comme le montre la Figure 3.3. La construction des bobines est un processus très

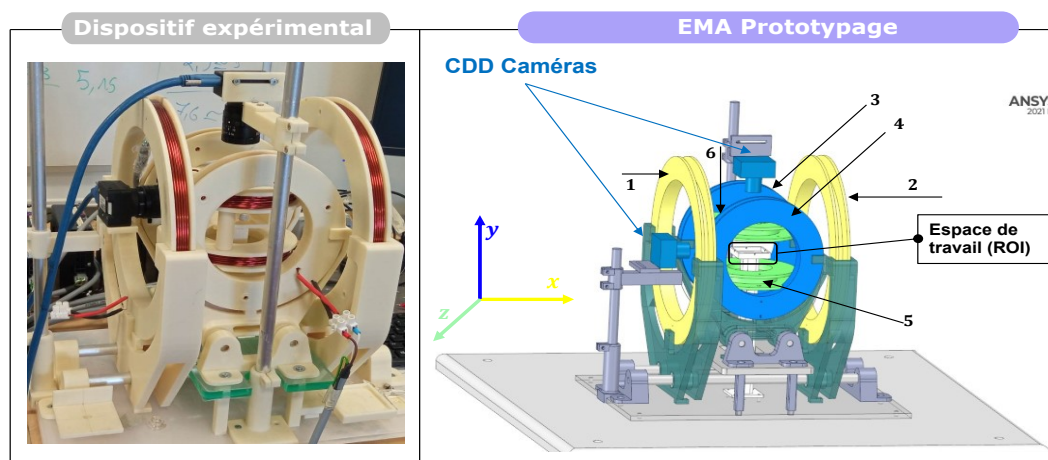


FIGURE 3.3 – Dispositif d'actionnement électromagnétique (EMA) développé.

difficile, à savoir l'enroulement des bobines qui a été conçu et fabriqué de A à Z. Afin d'évaluer et de comparer expérimentalement les différents champs magnétiques dont les caractéristiques de chaque paire de bobine sont regroupées dans le tableau 3.1, nous proposons dans la section suivante la simulation du champ magnétique

TABLE 3.1 – Caractéristiques des bobines utilisées

Paire de bobines	Rayon(mm)	Nombre de spires
$B_x(1, 2)$	100	72
$B_y(3, 4)$	59	72
$B_z(5, 6)$	38	60

généralisé par chaque paire de bobines sous le logiciel COMSOL ainsi que le processus de calibration des bobines du dispositif EMA.

Remarque 3.1. Dans ce qui suit, la plateforme de manipulation électromagnétique illustrée sur la Figure 3.8, utilise un microrobot ferromagnétique émergé dans un fluide, les simulations et les expérimentations sont en 2D.

3.1.2.1 Caractérisation et simulation sous COMSOL du dispositif EMA

Par définition, les champs magnétiques sont des forces créées par des charges électriques en mouvement et peuvent être établis lorsqu'une charge se déplace dans l'espace ou tourne sur elle-même. Lorsqu'un champ magnétique n'est pas uniforme, les objets (microrobots magnétiques) subissent des forces différentes en fonction de leurs positions. Toutefois, grâce à la disposition particulière de deux bobines identiques, appelée bobine de Maxwell ou d'Helmholtz, il est possible d'obtenir des champs magnétiques uniformes. Avant d'illustrer le comportement du microrobot dans l'espace 2D en utilisant ces deux configurations, nous allons tout d'abord vérifier les caractéristiques du dispositif EMA fabriqué en simulant chaque paire de bobine afin de conclure sur l'intensité du champ magnétique globale en 2D. Les Figures 3.7 et 3.5 montrent la distribution du champ magnétique en 2D obtenu en utilisant le logiciel Multiphysique COMSOL 5.1 dans le cas de la distribution de Maxwell est d'Helmholtz respectivement.

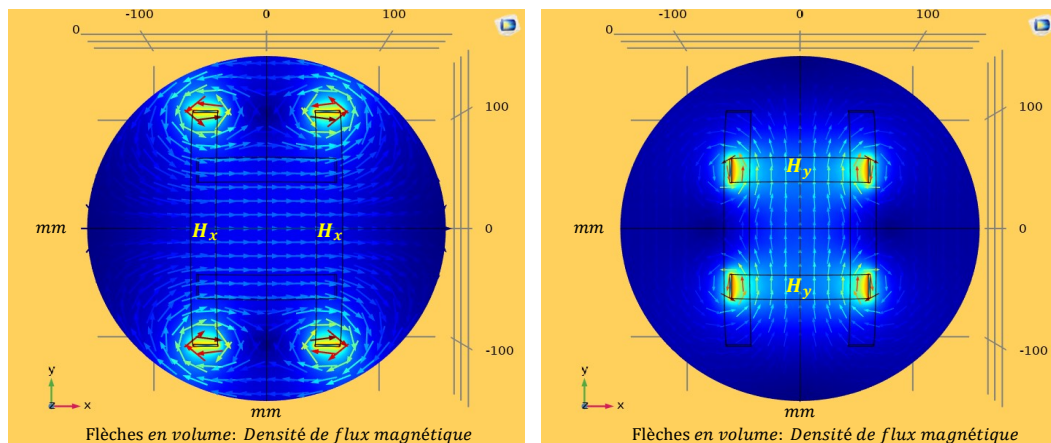


FIGURE 3.4 – Distribution du champ magnétique par analyse numérique pour chaque paire de bobine d'Helmholtz.

En général, les bobines d'Helmholtz génèrent un champ magnétique uniforme, et lorsque le microrobot magnétique est situé dans la zone où le gradient de champ magnétique est constant (espace de travail) et que le microrobot n'est pas aligné avec la direction du champ magnétique, le couple donné dans l'Equation (2.10) est généré afin de forcer le microrobot à s'aligner. Autrement dit, les bobines d'Helmholtz génèrent une intensité de flux magnétique uniforme le long de chaque axe (voir La Figure 3.4). Pour obtenir le flux magnétique dans l'espace 2D, nous allons appliquer la somme vectorielle des flux magnétiques générés par chaque paire de bobines d'Helmholtz. Contrairement, les bobines de Maxwell génèrent également un champ magnétique uniforme, et lorsque le microrobot magnétique est situé dans la zone

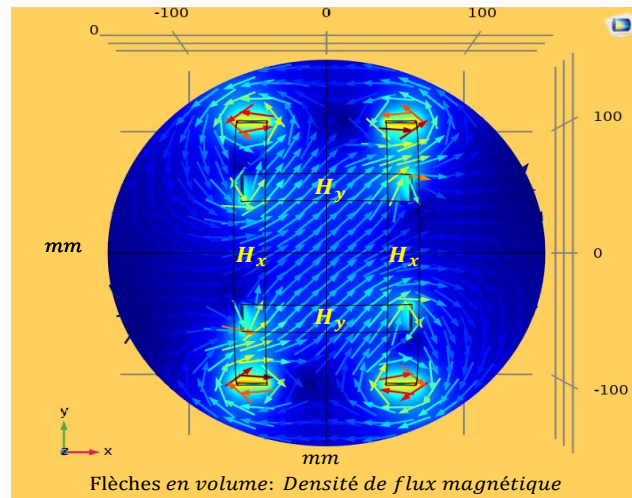


FIGURE 3.5 – Champ magnétique en 2D pour la configuration d’Helmholtz.

ou le gradient de champ magnétique est linéaire (espace de travail), la force donnée dans l’équation (2.16) est générée afin de propulser le microrobot. Autrement dit, les bobines de Maxwell génèrent une intensité de flux magnétique uniforme le long de chaque axe (voir La Figure 3.6). Pour obtenir le flux magnétique dans l’espace 2D, nous allons également appliqué la somme vectorielle des flux magnétiques générés par chaque paire de bobines de Maxwell.

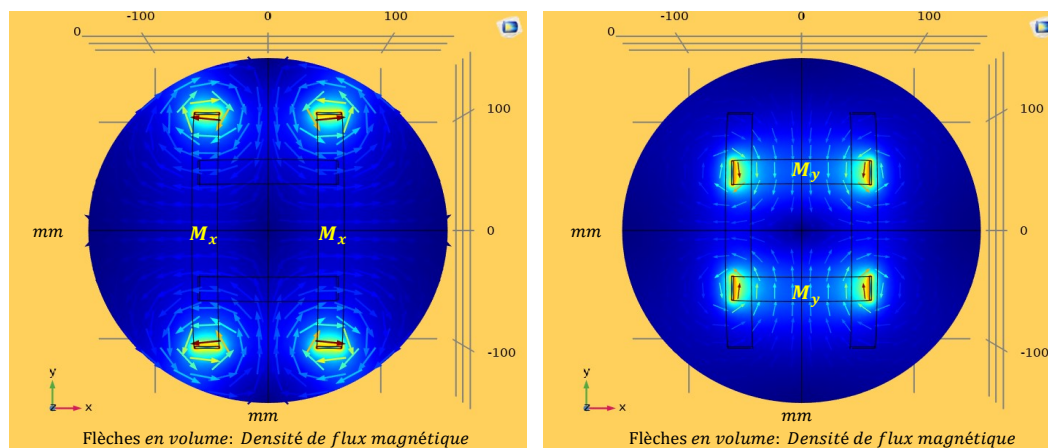


FIGURE 3.6 – Distribution du champ magnétique par analyse numérique pour chaque paire de bobine de Maxwell.

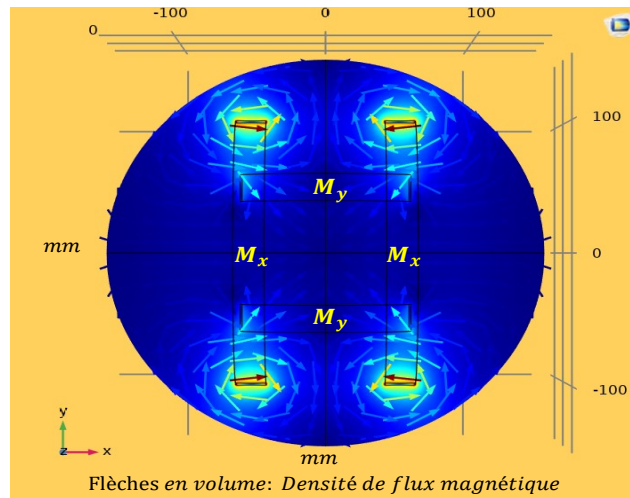


FIGURE 3.7 – Champ magnétique en 2D pour la configuration de Maxwell.

3.2 Conception et réalisation de la plateforme de manipulation magnétique

Afin de tester et valider la stratégie de commande basée observateur proposée dans le cadre de nos travaux de thèse, plus particulièrement celle que nous avons proposée dans le chapitre 4, notre premier ambition était la réalisation d'une plateforme d'actionnement électromagnétique pour étudier sa locomotion 1D et en 2D. Cette plateforme est principalement composée :

- d'un système d'actionnement magnétique à base des bobines,
- d'un système de localisation par vision afin de suivre en temps réel la trajectoire du microrobot,
- d'un Joystick permettant à l'opérateur de générer une trajectoire de référence d'une manière intuitive à l'aide d'un opérateur,
- d'une interface logicielle permettant à l'utilisateur d'interagir avec le système de navigation.

La figure 3.8 montre la vue d'ensemble de la plateforme.

En effet, l'élément principal de cette plateforme réside dans le dispositif magnétique (voir la Figure 3.8-(A)), c'est-à-dire du dispositif EMA. Entre autres, dans le cadre de cette expérimentation, nous avons utilisé des microrobots de type sphérique tout en considérant son mouvement bidimensionnel. Dans cette partie, la configuration des paires de bobines du dispositif EMA qui permettraient le contrôle et la

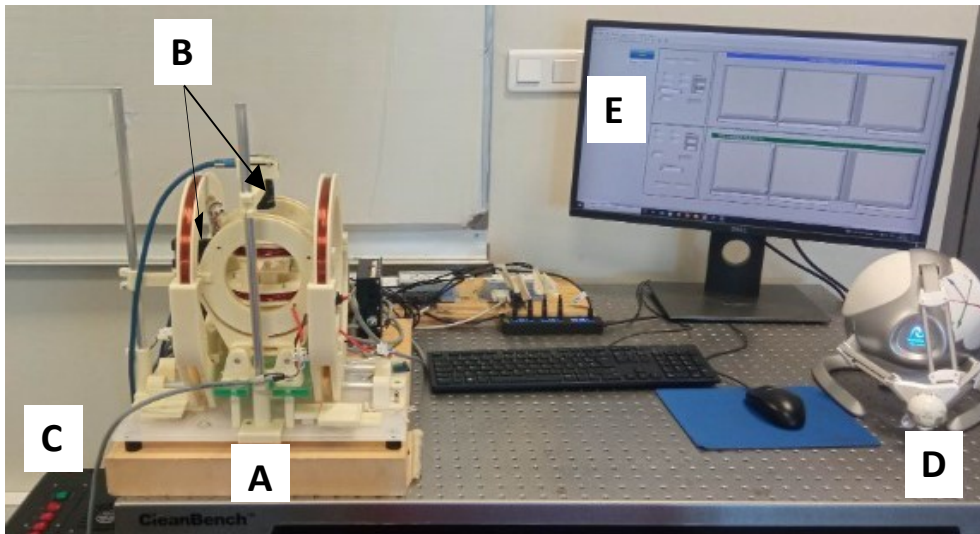


FIGURE 3.8 – Plateforme de manipulation magnétique : (A) système d'actionnement électroMagnétique. (B) système de vision. (C) amplificateurs d'instrumentation de courant. (D) Joystick. (E) terminal de contrôle et interface utilisateur.

propulsion de microrobots en 1D et en 2D a été conçue, en utilisant la configuration dite de maxwell. La force magnétique motrice dans ce type de configuration est générée par un gradient de champ magnétique dont l'expression est donnée par l'équation (2.16) (voir le Chapitre 2). Pour cela, la plateforme de manipulation magnétique illustrée sur la figure (3.8) doit reproduire au mieux le contexte de navigation endovasculaire au moyen d'un dispositif d'actionnement magnétique à base des bobines. Dans la section suivante nous allons présenter le dimensionnement du dispositif EMA et la description des différentes parties de la plateforme proposée dans cette thèse.

3.2.1 Le microrobot magnétique

Pour fabriquer un micro/nanorobot à actionnement magnétique, un composant magnétique doit être intégré à la structure des micro/nanorobots. Ainsi, comme le résume les auteurs dans [45], les technologies de fabrication les plus adoptées pour les microrobots magnétiques passent souvent par deux étapes : La première étape consiste à établir la structure de base des microrobots, ce qui peut être réalisé grâce à plusieurs techniques de nano-lithographie. Pour permettre la manipulation magnétique, la deuxième étape nécessite l'incorporation de composants magnétiques dans les micro/nanorobots. Rappelons qu'au cours des expérimentations menées dans cette thèse, le microrobot utilisé est une microsphère d'un rayon $r = 500\mu\text{m}$ contenant un matériau ferromagnétique composée de néodymium $NdFeB-35$, comme

l'illustre la Figure 3.9-(b). En effet, la connaissance des paramètres ainsi que les caractéristiques du microrobot ont un impact perceptible pour la force motrice F_m donnée par l'équation (2.16). Notamment, une erreur sur le rayon r du microrobot modifie significativement l'évaluation de la force magnétique. En outre, la sensibilité aux paramètres des microrobots magnétiques, montre qu'une erreur de +50 % de la magnétisation \mathcal{M} du microrobot entraîne également une erreur sur l'évaluation de la force magnétique de l'ordre de $2 \mu m$ [19].

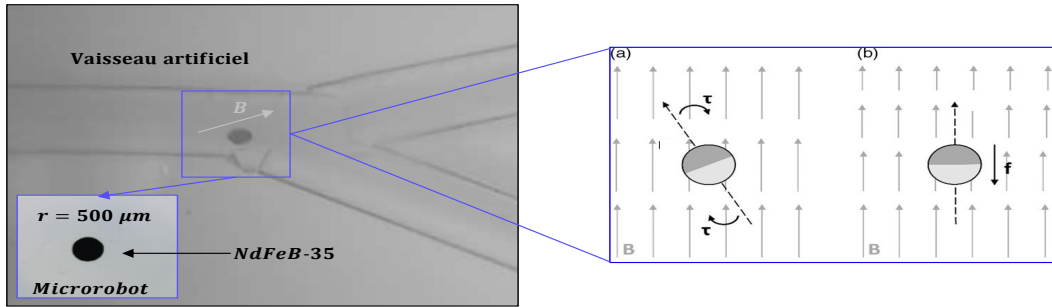


FIGURE 3.9 – Constitution d'un microrobot magnétique et son mode d'actionnement. (a) : Couple. (b) : Force

3.2.2 Le système de vision

Au niveau du dispositif d'actionnement électromagnétique fabriqué dans le cadre de cette thèse, une Caméra (CCD Chameieon3 CM3-U3-31S4C) a été utilisée dans le cas de navigation du microrobot en 1D et 2D. Deux Caméras sont utilisées dans le cas de navigation en 3D comme le montre la Figure 3.10. Afin de pouvoir fournir un retour visuel de l'espace de travail, le système de vision mis en place comprend également une procédure de traitement d'images en temps réel utilisant une librairie de suivi d'objets visuels LabVIEW de chez NI Instrument.

Le système de coordonnées de référence $\mathcal{F}(O, x, y, z)$ illustré sur la Figure 3.10 utilisé dans les expérimentation, est déterminé dans les direction x, y, z par la direction de champ magnétique délivré par chaque paire de bobine de Maxwell associé à chaque axe. Autrement dit, chaque paire de bobines délivre un champ magnétique suivant son axe dans le repère global \mathcal{F} . Dans cette expérimentation, nous avons utilisé un microrobot sphérique magnétisé dont la dimension est de $500 \mu m$. Le schéma de la procédure du traitement d'image mis en œuvre est illustré sur la Figure 3.11.

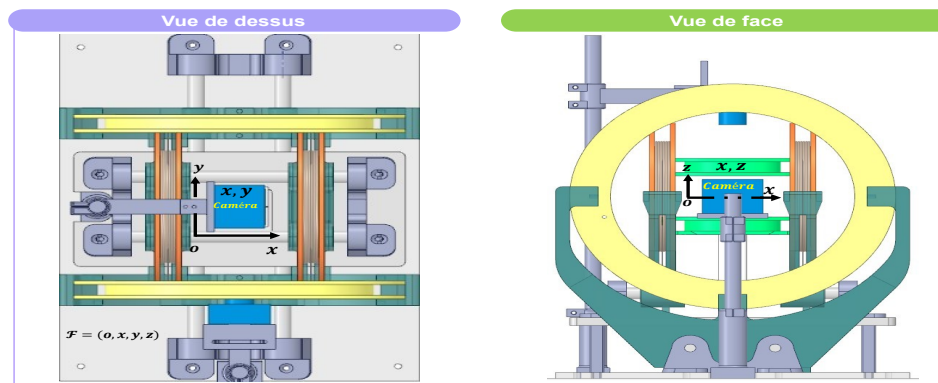


FIGURE 3.10 – Positionnement du système de vision par rapport au système magnétique.

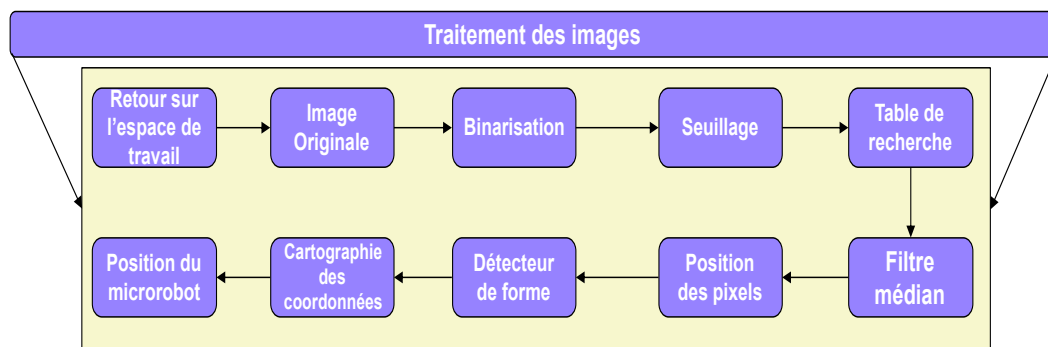


FIGURE 3.11 – Schéma de la procédure du traitement d'image.

3.2.3 Planification de trajectoire avec un joystick

La planification de la trajectoire est un élément crucial pour la navigation des microrobots dans le corps humain. Bien que de nombreux travaux ont été publiés sur le contrôle automatique des microrobots, la planification de la trajectoire reste un défi majeur à relever aujourd'hui [154]. Dans ce contexte, nous pouvons nous référer à une solution de planification de trajectoire pour un microrobot navigant dans un vaisseau sanguin proposée par [154], dont laquelle les auteurs utilisent une trajectoire optimale basée sur le concept d'équilibre des forces en utilisant une courbe B -spline de classe C^2 . Dans [117], les auteurs proposent une planification de trajectoire prédéfinie. Cette dernière est basée sur la détection de la position du microrobot dans le vaisseau sanguin extrait par le filtrage de Frangi à partir des images préopératoires (imagerie IRM). La planification globale de la trajectoire du microrobot à l'aide de l'algorithme BFS est l'une des solutions préférées par recherche des chemins multiples à plusieurs endroits autour de la cible. Pour mettre en œuvre cet algorithme, la ligne centrale du vaisseau est extraite, comme décrit dans [121]. Diverses solu-

tions adoptées pour les tâches de planification de la trajectoire des microrobots ont été présentées dans [1]. Cependant, la navigation d'un microrobot dans un environnement complexe, notamment dans le système vasculaire, est confrontée souvent à des difficultés. En particulier, l'environnement autour de la bifurcation est complexe et la prédiction du mouvement de la direction du microrobot est difficile par les algorithmes de planification classiques [121]. Dans ce contexte, il est nécessaire de concevoir un générateur de trajectoire locale autour de cette bifurcation.

Le Joystick Falcon développé par Novint (voir la Figure. 3.12) est un contrôleur à retour d'effort tridimensionnel déjà exploité dans plusieurs applications scientifiques [155]. Les interfaces haptiques qui utilisent ce dispositif ont été utilisées dans différents modes dans le cadre des concepts de téléopération et de contrôle des robots [156], [157], à savoir :

- Schéma force-position,
- Schéma force-force,
- Schéma à quatre canaux.

Dans cette partie, nous proposons un autre mode d'utilisation de ce dispositif en robotique qui est le mode position-position pour fournir de manière intuitive avec l'assistance d'un opérateur, la trajectoire de navigation 1D, 2D et 3D d'un microrobot. Pour que ce dispositif soit utile en mode position, la position donnée par la main de l'opérateur et donc de l'effecteur du dispositif doit être connue dans l'espace. Pour ce faire, il est nécessaire de mesurer l'angle des arbres moteurs à l'aide d'encodeurs et d'effectuer une cinématique directe pour faire correspondre les angles des moteurs à la position dans l'espace cartésien, cette dernière étant d'environ 10.16 cm pour chaque axe. En effet, la position calculée et exploitée dans notre application est donnée comme suit :

$$\begin{cases} x_d = \cos \theta_a (L_b \sin \theta_b + L_c \cos(\theta_b + \theta_c)) \\ y_d = \sin \theta_a (L_b \sin \theta_b + L_c \cos(\theta_b + \theta_c)) \\ z_d = L_b \cos \theta_b - L_c \sin(\theta_b + \theta_c) \end{cases} \quad (3.1)$$

où $L_{a,b,c}$ sont la longueur de chaque corps et $\theta_{a,b,c}$ sont les angles des corps donnés par l'opérateur (pour plus de détails, voir [158]). L'interface du joystick dans notre validation expérimentale est développée sous le logiciel LABView. La Figure 3.12 résume la configuration expérimentale du joystick Novint Falcon et son interaction avec l'opérateur.

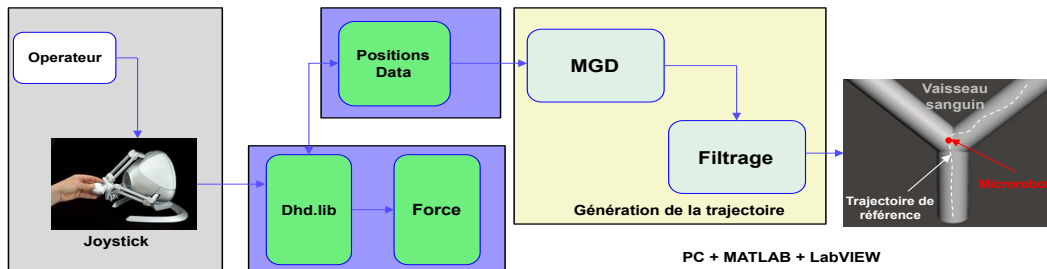


FIGURE 3.12 – Planification de la trajectoire en utilisant un joystick.

3.2.4 Architecture matérielle et logicielle de la plateforme

Afin de traiter le problème de ciblage de médicaments au moyen de la microrobotique mobile, à savoir les microrobots magnétiques, dans cette thèse, nous avons choisi de considérer des microrobots magnétiques de type sphérique. De fait, comme nous l'avons introduit dans le Chapitre 1, l'utilisation de champs magnétiques pour ce type d'application semble prometteuse. Plus précisément, nous avons choisi d'utiliser des microrobots propulsés par un gradient de champ magnétique. Ce choix permet d'avoir d'une part un design sphérique de corps du microrobot. À cette fin, nous avons développé au laboratoire HEI-JUNIA Campus de Châteauroux une plateforme qui nous permet de valider les solutions de commande à base d'observateur proposée dans le cadre de nos travaux, avant de les intégrer sur un dispositif d'IRM clinique.

La figure 3.13 montre l'ensemble des parties de la plateforme donnée dans la Figure 3.8. Le dispositif EMA interagit avec le reste des matériels de la plateforme à travers les Cartes de contrôle *MAXON IPOS4* et d'un système de vision qui utilise une *camera CCD* et l'ensemble, connecté à une interface via le logiciel LABView de National Instruments (NI).

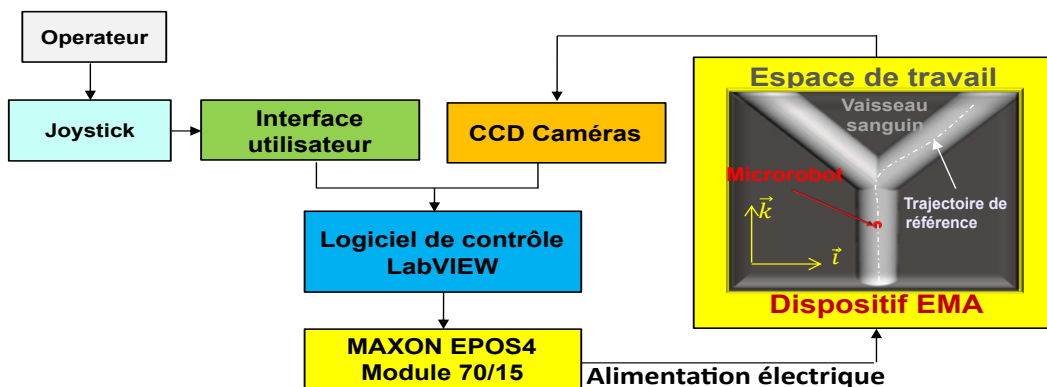


FIGURE 3.13 – Architecture système des différents modules de la plateforme de navigation de microrobots magnétiques.

3.3 Architecture de contrôle de la plateforme

Cette partie décrit la méthode générale de contrôle en boucle fermée basé observateur pour les microrobots à actionnement magnétique suivi dans cette thèse. La Figure 3.14, montre les échanges de signaux de référence entre l'opérateur (par l'intermédiaire du Joystick) et le contrôleur dans le cadre d'une application d'administration de médicaments à long terme. Cependant, le processus de suivi de trajectoire du microrobot est le suivant : une trajectoire de référence fournie à l'aide d'un Joystick, le point d'injection et point cible sont pré-définies dans une structure vasculaire, et le microrobot est placé près du point d'injection. Pendant le mouvement, la position du microrobot est détectée par un algorithme de traitement d'image. Grâce au retour d'information sur la position en temps réel, un observateur est mis en place pour estimer la vitesse du microrobot. Ensuite, les courants des bobines sont générés sur la base de l'algorithme de contrôle proposé. Enfin, Une force magnétique correspondante est générée dans l'espace de travail du microrobot pour que ce dernier soit piloter pour suivre la trajectoire de référence désirée et se déplacer vers la position cible.

3.3.1 Câblage et interface utilisateur

Pour manipuler des microrobots magnétiques, le dispositif EMA doit être conçu correctement afin de fournir une propulsion suffisante par rapport aux objectifs de l'application. De nombreux dispositif EMA proposés peuvent être améliorés de manière significative en termes de performances, notamment en ce qui concerne le champ magnétique et l'intensité de son gradient, la taille de l'espace de travail, la singularité de la commande magnétique et la consommation d'énergie.

Cette section présente les différents connexions des parties fonctionnelles du système microrobotique à actionnement magnétique qui a été conçu dans cette thèse. Le schéma synoptique de la plateforme de guidage magnétique est illustrée sur la Figure 3.15. En effet, le dispositif d'entraînement électromagnétique dans nos expérimentations est composé de quatre bobines électromagnétiques orthogonales le long des axes x et y avec les mêmes paramètres donnés dans le tableau 3.1 et la taille de son espace de travail est de $16mm \times 16mm$. Les bobines électromagnétiques sont alimentées par une alimentation à courant continu programmable. Lorsque le courant de sortie maximal est de $10A$, il peut produire une densité de flux magnétique de $15,93mT$ et un gradient de $8,68 T/m$ au centre de l'espace de travail. Dans les expériences, un microrobot magnétique sphérique d'un diamètre de $500 \mu m$ est choisi comme objet de manipulation. Ainsi qu'une caméra CCD est utilisée pour obtenir la position en temps réel du microrobot et réaliser un retour visuel.

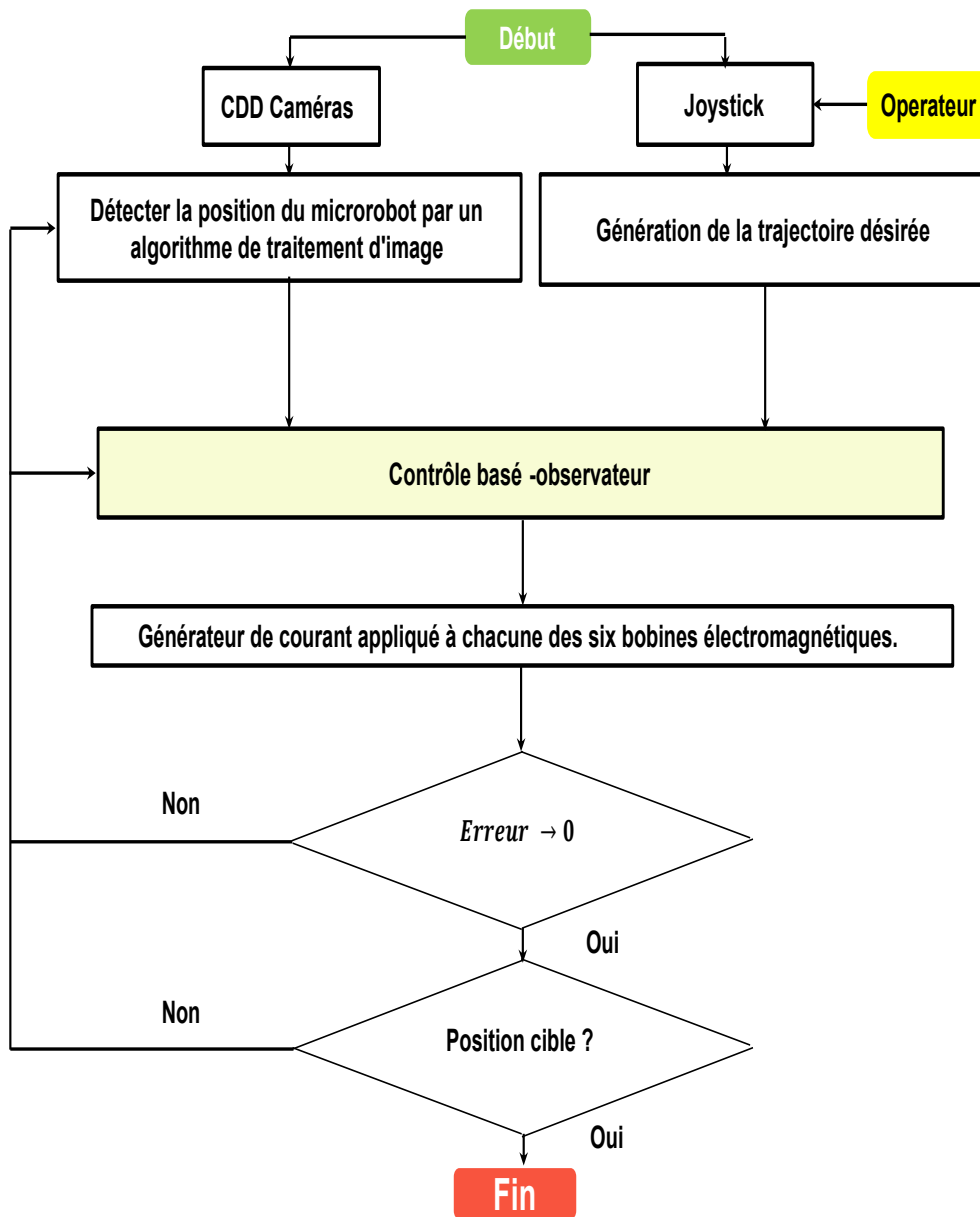


FIGURE 3.14 – Structure générale de commande basé observateur pour le microrobot.

L'algorithme de contrôle est écrit en langage MATLAB+LabVIEW, et l'ordinateur communique avec l'alimentation à courant continu par le biais des cartes EPOS4.

Afin de vérifier l'efficacité de la stratégie de contrôle proposée dans le cadre de nos travaux de thèse, des expérimentations de contrôle de suivi de trajectoire du microrobot magnétique sont réalisées qui font l'objet de la dernière partie du chapitre 4.

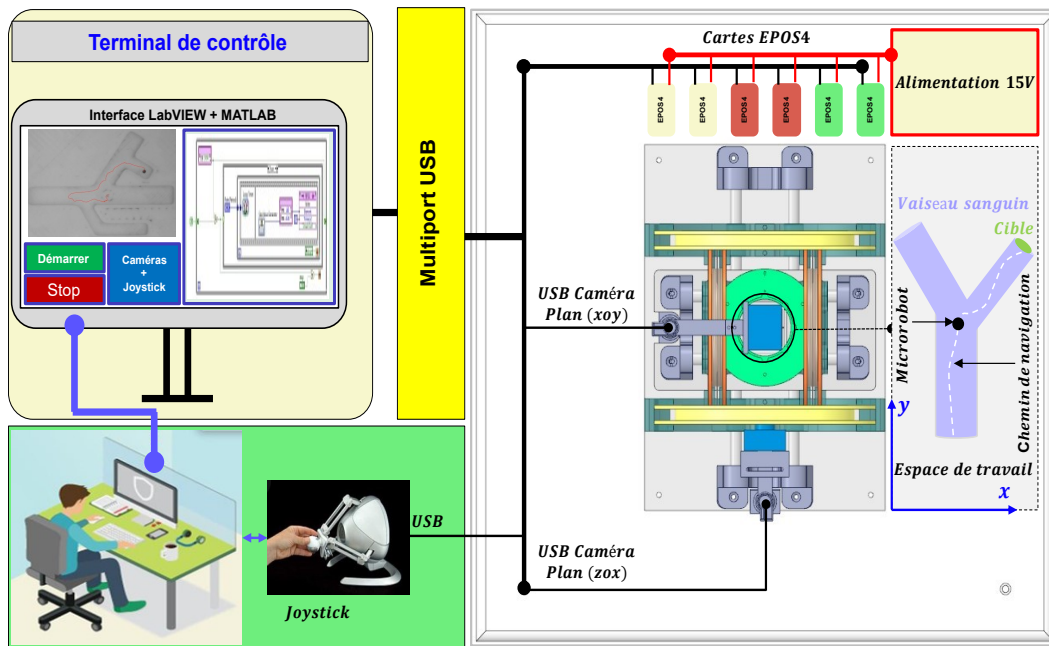


FIGURE 3.15 – Schéma synoptique de la plateforme de guidage magnétique.

3.3.1.1 Calibration du dispositif EMA

Pour évaluer les performances de notre dispositif EMA, des tests préliminaires de l'intensité du champ et de validations de concepts des bobines de Maxwell et d'Helmholtz ont été effectués. Pour ce faire, dans un premier temps, les simulations sous COMSOL et MATLAB ainsi que les mesures du champ magnétique du système EMA sont réalisées. Cependant, le flux magnétique a été mesuré à l'aide d'un Teslamètre sonde à effet hall (SYPRIS, MODÈLE 6010) le long de la ligne centrale de chaque paire de bobines. En outre, les valeurs théoriques sont calculées à partir des Équations (2.7) et (2.8) à l'aide de MATLAB.

Les Figures 3.16 et 3.17 montrent les résultats des mesures et de simulation du champ magnétique pour chaque paire de bobine du dispositif EMA en configuration de Maxwell et d'Helmholtz. Les mêmes Figures confirment pour les deux configurations, que chaque paire de bobines génère une densité de flux magnétique uniforme, linéaire dans le cas des bobines de Maxwell et constant dans le cas des bobines d'Helmholtz. De plus, il est possible de calibrer les champs magnétiques générés par le dispositif EMA en appliquant un courant pour chaque paire de bobines. Cependant, des mesures du champ magnétique, au centre de l'espace de travail des bobines, sont réalisées, avec les bobines de Maxwell en mode d'Helmholtz (voir le sens du courant sur la Figure 2.2). Cette validation permet d'induire un champ ma-

gnétique uniforme au centre du dispositif EMA. Par conséquent, comme le montre les Figures 3.16 et 3.17, le modèle du gradient de champ magnétique du dispositif EMA est globalement vérifié.

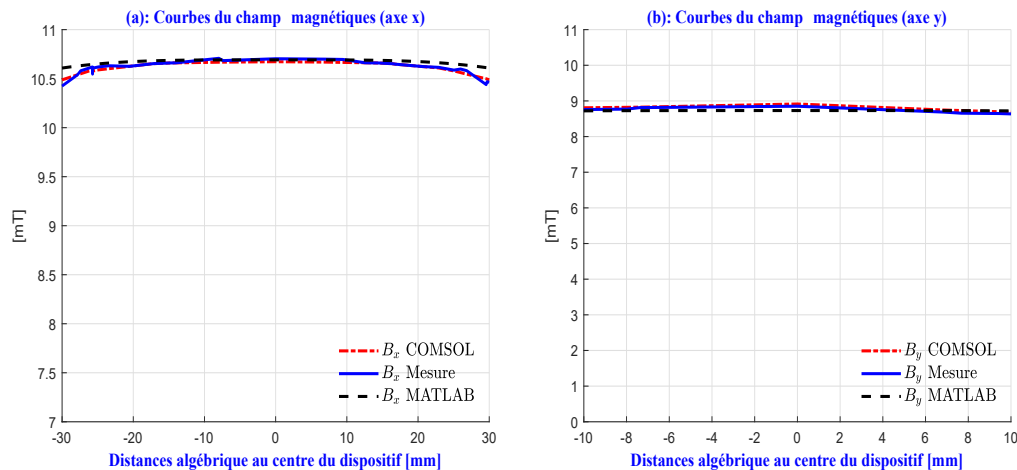


FIGURE 3.16 – Champ magnétique axial induit par des bobines d’Helmholtz.

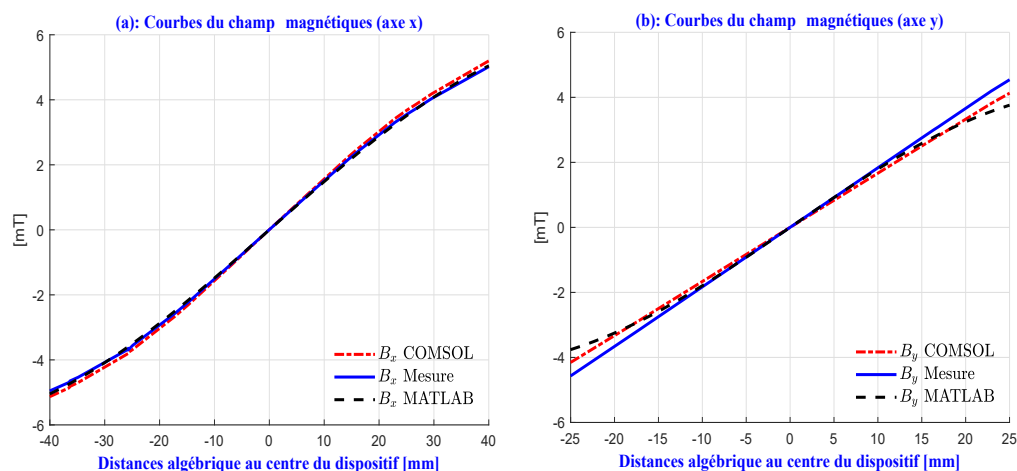


FIGURE 3.17 – Champ magnétique axial induit par des bobines de Maxwell.

Ensuite, nous prenons deux type de microrobots, à savoir un microrobot sphérique et cylindrique (voir la Figure 3.18). Nous plaçons ces derniers au centre du plan (xOy) dont l’espace de travail a été rempli par un liquide spécifique. Des images fixes de la locomotion du microrobot ont été enregistrées à partir de la caméras CCD. Les courants des bobines ont été fournis par des cartes EPOS4 connectées via un port USB au librairie EPOS du logiciel LabVIEW. La Figure 3.18 montre les tests de locomotion. Dans ces expériences, le microrobot cylindrique dans le cas de la

configuration d'Helmholtz (voir la Figure 3.18-(b, d)) a été orienté dans la direction souhaitée entre 0° et 45° par les deux paires de bobines d'Helmholtz. Tandis que le microrobot sphérique et a été déplacé le long d'une trajectoire linéaire dans la direction souhaitée par les deux paires de bobines de Maxwell (voir la Figure 3.18-(a, c)). Sur la base de ces résultats expérimentaux, les mouvements du microrobot contrôlé en boucle fermée le long d'une trajectoire prédéfinie, seront testés dans le Chapitre 4.

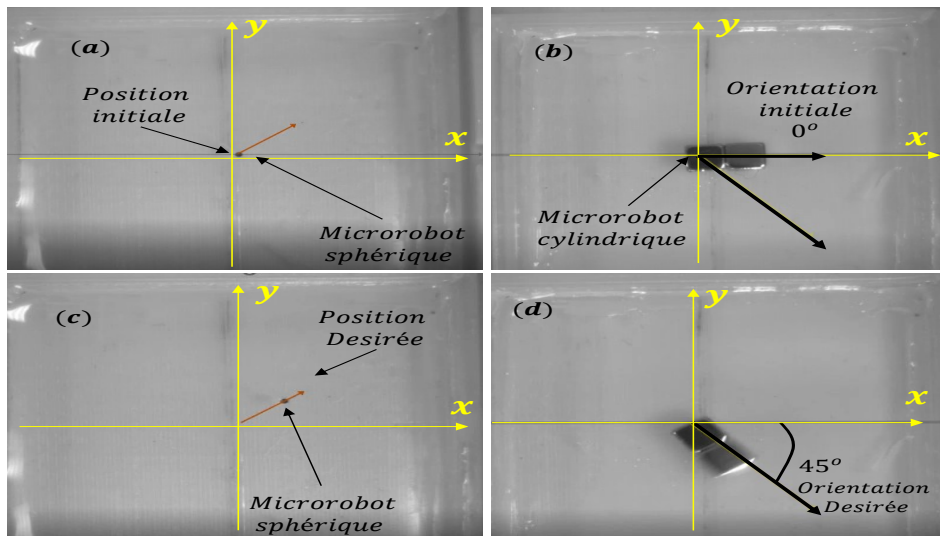


FIGURE 3.18 – Propulsion et orientation du microrobot dans la direction souhaitée par les bobines de Maxwell et d'Helmholtz.

3.3.2 Identification et validation de modèle du microrobot

Nous présentons dans cette partie les expérimentations effectuées en utilisant le dispositif EMA en 2D suivant les axes x et y comme source d'actionnement (voir la Figure 3.19). Le microrobot est initialement placé au centre de l'espace de travail. Les entrées de contrôles en boucle ouverte du microrobot dans cette expérience ont été assurées par un courant le long des deux axes x et y d'intensité $I_x = 1$ A et $I_y = 0.4$ A. De plus, l'espace de travail 2D remplie d'un mélange de glycérine et de l'eau avec une viscosité élevée qui permet d'avoir un faible nombre de Reynolds. Les résultats de cette expérimentation et ceux de la simulation sont présentés sur la Figure 3.20.

Avant de valider et évaluer les performances de l'approche proposée, l'objectif de cette expérimentation c'est d'identifier et comparer les données récoltés par

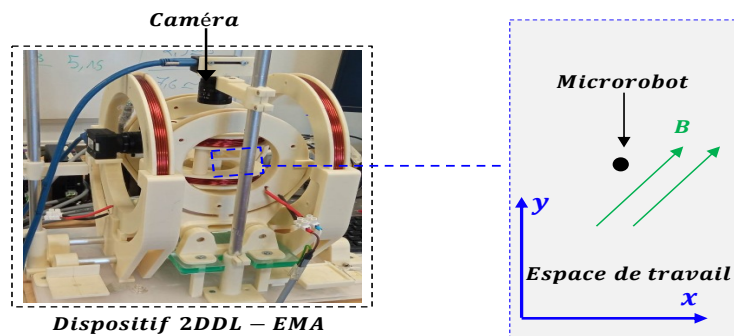


FIGURE 3.19 – Position du microrobot actionné par le dispositif EMA en configuration de Maxwell.

la caméra avec la sortie des modèles obtenus dans le Chapitre 2 (voir le système d'Equation (2.39)). En effet, la Figure 3.20 compare les sorties x et y mesurés et modélisés par 2.39. Les courbes des sorties mesurées par la caméra le long de l'axe x et y se superposent avec les courbes des sorties du modèle.

De ce fait, a partir des résultats obtenus dans ce chapitre, nous pouvons conclure que le modèle du champ magnétique (2.8) et de son gradient (2.9) du dispositif EMA utilisé pour estimer le champ magnétique sont valides. Par conséquent, le dispositif EMA nous permettra donc de générer les champs et les gradients nécessaires à des fins de contrôle du microrobot en boucle fermée.

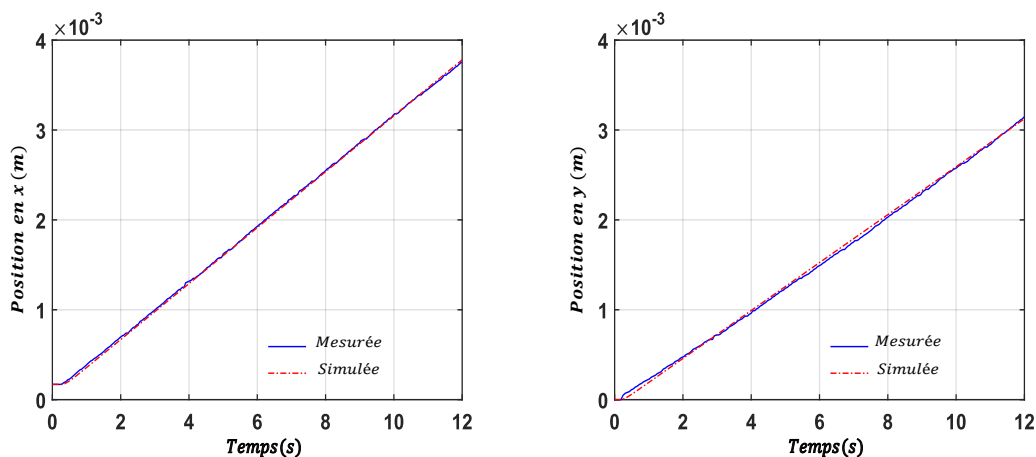


FIGURE 3.20 – La réponse du microrobot à un échelon de courant actionné par le dispositif EMA en configuration de Maxwell.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté la conception, la réalisation et le développement d'une plateforme de pilotage automatique pour les microrobots magnétiques, conçue dans le cadre de cette thèse et mise en œuvre au sein du laboratoire HEI-JUNIA Campus de Châteauroux-France. Les objectifs de cette plateforme sont divers. D'une part, cette plateforme doit simuler les conditions physiques et physiologiques d'un environnement vasculaire. Par ailleurs, reproduire plus ou moins le contexte d'un IRM à plus petite échelle. Notre objectif en utilisant cette plateforme, c'est de pouvoir générer des gradients de champ magnétique afin de contrôler un microrobot magnétique le long des directions $x - y - z$ dans un espace de travail de quelques cm^3 . À cet effet, nous allons exploiter cette plateforme à des fins de commandes et d'observations, en particulier nous allons mettre en place la stratégie de navigation optimale basée sur un observateur d'état entendu non linéaire dont la position de référence du microrobot en 2D est générée par un Joystick. Différentes solutions de viscosité et de glycérine seront utilisées pour valider tout d'abord l'efficacité de l'observateur à estimer les variables du vecteur d'état et la totalité des variables non modélisées, puis de les utiliser dans la boucle de contrôle afin de forcer le microrobot à suivre une trajectoire de référence.

Commande linéaire dans un fluide biologique d'un microrobot magnétique

Sommaire

4.1	Introduction	85
4.2	Commande basée observateur d'un microrobot endovasculaire en 3D	85
4.2.1	Représentation d'état	87
4.2.2	Stratégie de contrôle par retour d'état proposée	88
4.2.3	Approche de conception basée LMI	90
4.2.3.1	Conception de l'observateur	90
4.2.3.2	Conception de la commande par retour d'état	91
4.2.4	Analyse de la stabilité	94
4.3	Résultats de simulation	95
4.3.1	Étude comparative	95
4.3.2	Simulation avec Joystick	97
4.4	Commande prédictive basée observateur d'un microrobot endovasculaire en 2D	102
4.5	Stratégie de commande MPC proposée	103
4.5.1	Conception de la commande MPC	103
4.5.2	Réglage du contrôleur	105
4.5.3	Observateur non linéaire d'état étendu (NESO)	107
4.5.3.1	Conception et analyse de l'observateur proposé	107
4.5.3.2	Analyse de la stabilité	109
4.5.3.3	Entrées de commande de courant	111
4.6	Simulations et expériences réalisées	112
4.6.1	Résultats de simulations	114
4.7	Validation expérimentale	114

84	Chapitre 4. Commande linéaire dans un fluide biologique d'un microrobot magnétique
	<hr/>
	4.7.1 Validation en 2D 117
	4.8 Conclusion 119
	<hr/>

4.1 Introduction

Pendant de nombreuses années, la théorie du contrôle linéaire a progressé rapidement et est désormais devenue un outil puissant et hautement pratique pour la résolution des problèmes de contrôle linéaire, particulièrement par le biais le retour d'état [159]. Les principales caractéristiques de la théorie du contrôle linéaire sont l'utilisation du modèle d'état des systèmes, l'optimisation de critères de performance, le rejet de perturbation et l'incorporation de la théorie de reconstruction de l'état (observation). Ce chapitre est consacré à deux techniques de contrôle linéaire par retour d'état pour la navigation endovasculaire d'un microrobot magnétique. L'une des préoccupations majeures également du présent chapitre est de présenter des méthodes de conception, utilisant des techniques modernes, pour obtenir des systèmes de navigation d'un microrobot qui répondent aux exigences qui ont été si bien développées dans les exposés classiques de la théorie du contrôle. Rappelons que les objectifs de la théorie de la commande peuvent varier selon un cahier des charges fixé pour le système en boucle fermée, comme par exemple garantir la stabilité, assurer un suivi de trajectoire et rejeter les perturbations.

La navigation endovasculaire des microrobots est souvent soumise aux perturbations environnementales et aux incertitudes paramétriques inhérentes au micro-monde. En outre, la minimisation de l'énergie est un point très important pour garantir la navigation des microrobots magnétiques en toute sécurité dans le cadre d'une application biomédicale. Techniquement, cela permettra de réduire la taille du dispositif d'actionnement magnétique ainsi que son échauffement. Dans ce chapitre, deux stratégies de contrôle linéaire basé observateur sont développées afin d'obtenir un contrôle automatique pour le suivi de trajectoire d'un microrobot magnétique actionné par la force magnétique avec un minimum d'énergie tout en rejetant les perturbations. Ainsi, le présent chapitre est divisé en deux parties et organisé comme suit : dans la première partie, nous développons une commande basée sur un observateur d'un microrobot navigant dans un vaisseau sanguin en 3D, tandis que la deuxième partie traite le développement d'une commande prédictive basée sur un observateur d'état étendu non linéaire d'un microrobot endovasculaire en 2D.

4.2 Commande basée observateur d'un microrobot endovasculaire en 3D

Dans cette première partie, un schéma de contrôle par retour d'état basé sur un observateur est proposé. Comme a été mentionné dans la sous-section 2.5.3.1, en tenant compte de l'effet des différentes forces non modélisées (perturbations) et

en rajoutant les incertitudes paramétriques, l'équation (2.32) peut être réécrite sous forme d'une équation différentielle ordinaire qui décrit le comportement dynamique du microrobot, naviguant dans un vaisseau sanguin, soumis à des perturbations et sujet à des incertitudes, comme suit [27, 121] :

$$m \dot{v} = F_m + F_d + F_c + F_{el} + F_{vdw} + F_g + \Delta \quad (4.1)$$

où Δ représente le vecteur des incertitudes le long des axes \vec{i} , \vec{j} et \vec{k} . De ce fait, le modèle dynamique donné par l'équation (2.53) ou encore par l'équation (4.1) est simplifié comme suit :

$$m \ddot{p} = F_m + F_d + w \quad (4.2)$$

avec

$$w = F_c + F_{el} + F_{vdw} + F_g + \Delta \quad (4.3)$$

Remarque 4.1. la force gravitationnelle F_g est nulle le long des axes i et j .

hypothèse 1. *Les perturbations externes w sont bornées.*

hypothèse 2. *Le microrobot navigue dans les régions éloignées du cœur.*

L'hypothèse 2 signifie que le microrobot navigue dans le fluide dont le nombre de Reynolds est faible, par conséquent la vitesse du sang est négligeable [146].

Rappelons que la force d'actionnement magnétique F_m donnée par l'équation (2.16), s'écrit comme suit :

$$F_m = V_m \mathcal{M} u \quad (4.4)$$

où \mathcal{M} et V_m sont respectivement la magnétisation et le volume magnétique du microrobot. La variable manipulée u est le vecteur des champs de gradient magnétique, le long des axes \vec{i} , \vec{j} et \vec{k} , qui représentent les variables manipulées ou les commandes, c'est-à-dire,

$$u = \nabla \mathbf{B} \quad (4.5)$$

où \mathbf{B} est le vecteur de champ magnétique.

Sous l'hypothèse 2, la force de traînée donnée par l'équation (2.24) est définie approximativement par la loi de Stokes suivante [143] :

$$F_d \approx -6 \pi \eta r v \quad (4.6)$$

En tenant compte des équations (4.4) et (4.6), le modèle dynamique du microrobot (4.2) prend la forme suivante :

$$\begin{cases} \ddot{x} = b_1 \dot{x} + c_1 u_x + w_x \\ \ddot{y} = b_2 \dot{y} + c_2 u_y + w_y \\ \ddot{z} = b_3 \dot{z} + c_3 u_z + w_z \end{cases} \quad (4.7)$$

Remarque 4.2. Le modèle dynamique du microrobot (4.7) peut être considéré comme étant trois sous-systèmes découplés. Chaque sous-système décrit le comportement dynamique le long d'un axe donné. Ces sous-systèmes ont la même forme, sauf le long de l'axe j , le microrobot est soumis à la force de gravité F_g . Ainsi, pour la conception du contrôleur et de l'observateur, nous allons considérer le sous-système dynamique le long de l'axe \vec{i} . Les résultats le long des axes \vec{j} et \vec{k} s'obtiennent en suivant le même développement.

4.2.1 Représentation d'état

Considérons la navigation du microrobot le long de l'axe \vec{i} . Dans ce cas, la dynamique du microrobot est décrite par l'équation suivante (première équation du système d'équation (4.7)) :

$$\ddot{x} = b_1 \dot{x} + c_1 u_x + w_x \quad (4.8)$$

En introduisant le vecteur d'état $X = [x_1 \ x_2]^T = [x \ \dot{x}]^T$, le modèle (4.8) peut être écrit sous la représentation d'état suivante :

$$\begin{cases} \dot{X} = A_x X + B_x u_x + E_x w_x \\ Y_x = C_x X \end{cases} \quad (4.9)$$

avec

$$A_x = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & a \end{bmatrix}, B_x = \begin{bmatrix} 0 \\ b \end{bmatrix}, E_x = \begin{bmatrix} 0 \\ c \end{bmatrix}, C_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

Notons que la position réelle x du microrobot le long de l'axe i est mesurée par un système de vision. Considérons les erreurs dynamiques suivantes :

$$e_x = x_1 - x_1^d \quad (4.11)$$

$$\dot{e}_x = \dot{x}_1 - \dot{x}_1^d \quad (4.12)$$

où x_1^d et \dot{x}_1^d sont respectivement la position et la vitesse désirées le long de l'axe i . L'objectif dans cette première partie du chapitre est de concevoir un contrôleur qui force le microrobot à suivre une trajectoire désirée $X_d = [x_1^d \ \dot{x}_1^d]^T$ et de rejeter l'effet des perturbations externes et les incertitudes paramétriques regroupées dans le vecteur w_x . Pour ce faire, en prenant $\bar{x}_1 = e_x$ et $\bar{x}_2 = \dot{e}_x$, le modèle dynamique en terme d'erreurs de poursuite est donné comme suit :

$$\begin{cases} \dot{\bar{x}}_1 = \bar{x}_2 \\ \dot{\bar{x}}_2 = a \bar{x}_2 + \bar{u}_x + w_x \\ Y = \bar{x}_1 \end{cases} \quad (4.13)$$

avec \bar{u}_x est la commande auxiliaire, et le gradient de champ magnétique réel à appliquer au microrobot est donné comme suit :

$$u_x = \frac{1}{b} (\bar{u}_x - a \dot{x}_1^d + \ddot{x}_1^d) \quad (4.14)$$

En utilisant la notation vectorielle et matricielle, le modèle (4.13) prend la forme suivante :

$$\begin{cases} \dot{\bar{X}} = A_{\bar{x}} \bar{X} + B_{\bar{x}} \bar{u}_x + E_{\bar{x}} w_x \\ \bar{Y} = C_{\bar{x}} \bar{X} \end{cases} \quad (4.15)$$

avec

$$\bar{X} = \begin{bmatrix} \bar{x}_1 \\ \bar{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_x \\ \dot{e}_x \end{bmatrix}, A_{\bar{x}} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & a \end{bmatrix}, B_{\bar{x}} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}, E_{\bar{x}} = \begin{bmatrix} 0 \\ c \end{bmatrix}, C_{\bar{x}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix}$$

4.2.2 Stratégie de contrôle par retour d'état proposée

Dans cette section, une stratégie de contrôle par retour d'état qui combine un contrôleur à rétroaction en cascade avec compensateur de rejet de perturbations, modélisées par le signal w , est proposée. La trajectoire de référence x_1^d à suivre par le microrobot, et ses dérivées première et seconde sont générées à l'aide d'un joystick.

En pratique, pour mettre en œuvre la loi de commande (4.14), nous devons estimer tout d'abord la vitesse du microrobot \dot{x} . Pour ce faire, un observateur de Luenberger est utilisé pour reconstruire le vecteur d'états \bar{X} . L'objectif de l'observateur consiste à forcer l'état estimé $\hat{\bar{X}}$ de suivre l'état réel \bar{X} du microrobot, c'est-à-dire :

$$\bar{X} - \hat{\bar{X}} \rightarrow 0 \text{ when } t \rightarrow \infty \quad (4.16)$$

Pour réaliser cet objectif, on utilise l'observateur de la forme :

$$\dot{\hat{X}} = A_{\bar{x}} \hat{X} + B_{\bar{x}} \bar{u}_x + E_{\bar{x}} w_x + L_x (\bar{Y} - \hat{Y}) \quad (4.17)$$

$$\hat{Y} = C_{\bar{x}} \hat{X} \quad (4.18)$$

avec $\hat{X} = [\hat{x}_1 \ \hat{x}_2]^T = [\hat{e}_x \ \dot{\hat{e}}_x]^T$ représente le vecteur d'état estimé.

En combinant (4.15), (4.17) et (4.18), on obtient le modèle dynamique de l'erreur d'estimation suivant ($\bar{e} = \bar{X} - \hat{X}$) :

$$\dot{\bar{e}} = (A_{\bar{x}} - L_x C_{\bar{x}}) \bar{e} \quad (4.19)$$

Rappelons que notre objectif était de concevoir la commande auxiliaire \bar{u}_x de manière à ce que l'erreur de suivi \bar{X} tende vers zéro, c'est-à-dire,

$$X - X_d \rightarrow 0 \text{ when } t \rightarrow \infty \quad (4.20)$$

En effet, le problème de stabilisation du modèle des erreurs de poursuite (4.15) peut être achever en utilisant le retour d'état :

$$\bar{u}_x = -K_x \hat{X} \quad (4.21)$$

En substituant (4.21) dans (4.15), on obtient le système en boucle fermée suivant :

$$\dot{\hat{X}} = (A_{\bar{x}} - B_{\bar{x}} K_x) \bar{X} + B_{\bar{x}} K_x \bar{e} + E_{\bar{x}} w \quad (4.22)$$

où K_x est la matrice de gain de rétroaction d'état à concevoir pour que le système en boucle fermée résultant soit stable. Le modèle dynamique de l'erreur d'estimation (4.19) ainsi que le modèle dynamique de l'erreur de poursuite (4.22) peuvent être combinés dans le modèle dynamique augmenté suivant :

$$\begin{bmatrix} \dot{\hat{X}} \\ \dot{\bar{e}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (A_{\bar{x}} - B_{\bar{x}} K_x) & B_{\bar{x}} K_x \\ 0 & (A_{\bar{x}} - L_x C_{\bar{x}}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \bar{X} \\ \bar{e} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_{\bar{x}} \\ 0 \end{bmatrix} w_x \quad (4.23)$$

Par conséquent, en utilisant le principe de séparation [160], les gains de la commande par retour d'état K_x et les gains de l'observateur L_x peuvent être conçus séparément en utilisant des LMIs [161].

4.2.3 Approche de conception basée LMI

4.2.3.1 Conception de l'observateur

Les gains L_x de l'observateur d'état (4.17)-(4.18) sont déterminés en utilisant le résultat du Théorème 1.

Théorème 1. *L'erreur d'estimation (4.19) est asymptotiquement stable, avec un taux de décroissance $\mu_x > 0$, s'il existe des matrices M_o et $P_o > 0$, telles que la LMI (4.24) est vérifiée :*

$$A_{\bar{x}}^T P_o + P_o A_{\bar{x}} - C_{\bar{x}}^T M_o^T - M_o C_{\bar{x}} + \mu_x P_o < 0 \quad (4.24)$$

où $\mu_x > 0$ est le taux de décroissance de l'erreur d'estimation de l'état \bar{X} , et :

$$M_o = P_o L_x \quad (4.25)$$

Pour analyser la convergence de l'erreur d'estimation \bar{e} , la théorie de stabilité de Lyapunov est utilisée.

Démonstration du théorème 1. Considérons la fonction de Lyapunov suivante :

$$V_o(\bar{e}) = \bar{e}^T P_o \bar{e} \quad (4.26)$$

où P_o est une matrice symétrique définie positive. La dérivée de la fonction (4.26) par rapport à t est :

$$\dot{V}_o(\bar{e}) = \dot{\bar{e}}^T P_o \bar{e} + \bar{e}^T P_o \dot{\bar{e}} \quad (4.27)$$

Le point d'équilibre ($\bar{e} = 0$) du modèle d'erreur d'estimation d'état (4.19) est asymptotiquement stable si la dérivée de la fonction de Lyapunov (4.27) le long des trajectoires de l'erreur d'estimation (4.19) est strictement négative, c'est-à-dire :

$$\dot{V}_o(\bar{e}) < 0 \quad (4.28)$$

Maintenant, pour assurer une convergence suffisamment rapide vers zéro, un taux de décroissance exponentiel peut être imposé en remplaçant la condition de stabilité (4.28) par la condition suivante :

$$\dot{V}_e(\bar{e}) + \mu_x V_e(\bar{e}) \leq 0 \quad (4.29)$$

En combinant les équations (4.27) et (4.29), on obtient la LMI suivante [162] :

$$\left[(A_{\bar{x}} - L_x C_{\bar{x}})^T P_o + P_o (A_{\bar{x}} - L_x C_{\bar{x}}) + \mu_x P_o \right] < 0 \quad (4.30)$$

Par conséquent, s'il existe des matrices P_o et M_o pour lesquelles la LMI (4.30) est vérifiée, alors le point d'équilibre $\bar{e} = 0$ du système (4.19) est asymptotiquement stable avec un taux de décroissance μ_x , et le gain de l'observateur (4.17)–(4.18) est donné par :

$$L_x = P_o^{-1} M_o \quad (4.31)$$

□

4.2.3.2 Conception de la commande par retour d'état

Pour stabiliser le système (4.15) et rejeter la perturbation externe w_x , nous proposons de modifier la rétroaction d'état (4.21) en ajoutant une action intégrale [163]. Ainsi, la loi de contrôle \bar{u}_x prend la forme suivante :

$$\bar{u}_x = -\bar{K}_x \tilde{X} \quad (4.32)$$

avec $\bar{K}_x = -\begin{bmatrix} K_x & K_{x_I} \end{bmatrix}$ et $\tilde{X} = \begin{bmatrix} \bar{X} & \bar{X}_I \end{bmatrix}^T$ étant respectivement la nouvelle matrice de gain du retour d'état et le nouvel vecteur d'état avec $\dot{\bar{X}}_I = e_x$. Ainsi, le modèle de l'erreur de suivi (4.15) peut être écrit en fonction de \tilde{X} , comme suit :

$$\dot{\tilde{X}} = A_{\tilde{x}} \tilde{X} + B_{\tilde{x}} \bar{u}_x + E_{\tilde{x}} w_x(t) \quad (4.33)$$

$$\tilde{Y} = C_{\tilde{x}} \tilde{X} \quad (4.34)$$

avec

$$A_{\tilde{x}} = \begin{bmatrix} A_{\tilde{x}} & 0 \\ C_{\tilde{x}} & 0 \end{bmatrix}, B_{\tilde{x}} = \begin{bmatrix} B_{\tilde{x}} \\ 0 \end{bmatrix}, E_{\tilde{x}} = \begin{bmatrix} E_{\tilde{x}} \\ 0 \end{bmatrix}, C_{\tilde{x}} = \begin{bmatrix} C_{\tilde{x}} & 0 \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

En raison des effets de ces perturbations externes w_x , les performances du système en boucle fermée se détériorent. Par conséquent, il est crucial d'éliminer les effets des perturbations afin d'améliorer les performances de la commande en boucle fermée. Pour éliminer efficacement l'effet de w_x , nous avons considéré le critère de performance associé à l'erreur de poursuite augmentée (4.33) et (4.34) [164] suivant :

$$\int_0^\infty \tilde{X}^T \tilde{X} dt \leq \lambda_{\tilde{X}}^2 \int_0^\infty w_x^T(t) w_x(t) dt \quad (4.36)$$

où $\lambda_{\tilde{X}}$ est un paramètre qui fixe le niveau d'atténuation désiré [165]. Le théorème suivant fournit les conditions dans lesquelles la rétroaction d'état proposée (4.32)

peut atteindre l'objectif de contrôle, même en présence des perturbations externes w_x . L'analyse de convergence de l'erreur de poursuite \tilde{X} est effectuée à l'aide de la théorie de stabilité de Lyapunov.

Théorème 2. *Considérons le modèle (4.33) et (4.34), pour lequel l'hypothèse 1 est vérifiée. Si, pour une valeur donnée de $\lambda_{\tilde{X}}$, il existe une matrice symétrique définie positive X_c et une matrice de gain M_c solution de la LMI (4.37) :*

$$\begin{bmatrix} A_{\tilde{x}} X_c + X_c A_{\tilde{x}}^T - B_{\tilde{x}} M_c - M_c^T B_{\tilde{x}}^T & E_{\tilde{x}} & X_c \\ (*) & -\lambda_{\tilde{X}}^2 I & 0 \\ (*) & 0 & -I \end{bmatrix} < 0, \quad (4.37)$$

alors, le retour d'état (4.32) assure la stabilisation de l'erreur de poursuite, tout en rejetant les perturbations externes.

Démonstration du théorème 2. Considérons la fonction de Lyapunov suivante :

$$V_c(\tilde{X}) = \tilde{X}^T P_c \tilde{X} \quad (4.38)$$

avec $P_c = P_c^T > 0$. Le calcul de la dérivée temporelle de V_c donne :

$$\dot{V}_c(\tilde{X}) = \dot{\tilde{X}}^T P_c \tilde{X} + \tilde{X}^T P_c \dot{\tilde{X}} \quad (4.39)$$

La stabilité asymptotique est assurée si la condition suivante :

$$\dot{V}_c(\tilde{X}) < 0 \quad (4.40)$$

est vérifiée.

Ainsi, en combinant (4.36) et (4.40), on obtient la condition de stabilité asymptotique suivante :

$$\dot{V}_c(\tilde{X}) + \tilde{X}^T \tilde{X} - \lambda_{\tilde{X}}^2 w_x^T w_x < 0 \quad (4.41)$$

ou encore

$$\dot{\tilde{X}}^T P_c \tilde{X} + \tilde{X}^T P_c \dot{\tilde{X}} + \tilde{X}^T \tilde{X} - \lambda_{\tilde{X}}^2 w_x^T w_x < 0 \quad (4.42)$$

En substituant (4.33) dans (4.41), nous obtenons la LMI (4.43) :

$$\tilde{X}^T \bar{N}^T P_c + P_c \bar{N} \tilde{X} + w_x^T E_{\tilde{x}} P_c \tilde{X} + \tilde{X}^T P_c E_{\tilde{x}} w_x + \tilde{X}^T \tilde{X} - \lambda_{\tilde{X}}^2 w_x^T w_x < 0 \quad (4.43)$$

avec $\bar{N} = (A_{\tilde{x}} - B_{\tilde{x}} \bar{K}_x)$.

L'équation (4.43) peut être réécrite sous la forme matricielle suivante :

$$\begin{bmatrix} \tilde{X}^T & w_x^T \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} (\bar{N}^T P_c + P_c \bar{N}) & P_c E_{\tilde{x}} \\ (*) & -\lambda_{\tilde{X}}^2 I \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} I & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} \tilde{X} \\ w_x \end{bmatrix} < 0 \quad (4.44)$$

qu'on réécrit sous la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} \tilde{X}^T & w_x^T \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} (\bar{N}^T P_c + P_c \bar{N}) & P_c E_{\tilde{x}} \\ (*) & -\lambda_{\tilde{X}}^2 I \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} I \\ 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I & 0 \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} \tilde{X} \\ w_x \end{bmatrix} < 0 \quad (4.45)$$

ce qui implique

$$\begin{bmatrix} (\bar{N}^T P_c + P_c \bar{N}) & P_c E_{\tilde{x}} \\ (*) & -\lambda_{\tilde{X}}^2 I \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} I \\ 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I & 0 \end{bmatrix} < 0 \quad (4.46)$$

En utilisant le complément de Shur [166], l'équation (4.45) se réduit à

$$\begin{bmatrix} (\bar{N}^T P_c + P_c \bar{N}) & P_c E_{\tilde{x}} & I \\ (*) & -\lambda_{\tilde{X}}^2 I & 0 \\ (*) & 0 & -I \end{bmatrix} < 0 \quad (4.47)$$

En multipliant les deux côtés de la matrice dans (4.47) par $\text{diag}(P_c^{-1}, I, I)$ donne :

$$\begin{bmatrix} P_c^{-1} (\bar{N}^T P_c + P_c \bar{N}) P_c^{-1} & P_c^{-1} P_c E_{\tilde{x}} & P_c^{-1} \\ (*) & -\lambda_{\tilde{X}}^2 I & 0 \\ (*) & 0 & -I \end{bmatrix} < 0 \quad (4.48)$$

et la condition (4.37) découle de l'équation (4.48) en prenant $X_c = P_c^{-1}$ et $M_c = \bar{K}_x X_c$. \square

Comme mentionné dans l'introduction, la manipulation du champ magnétique entraîne une surchauffe de la bobine. Ainsi, pour atténuer son impact, il est recommandé de limiter l'énergie magnétique dépensée en imposant, sur la variable manipulée, la contrainte suivante :

$$\|\bar{u}_x\| \leq \bar{u}_{x_{\max}} \quad (4.49)$$

où $\bar{u}_{x_{\max}}$ est l'amplitude maximale de la variable de contrôle \bar{u}_x .

Au point d'injection, le microrobot est au repos, c'est-à-dire sa vitesse est nulle. Par conséquent, à $t = 0$, la condition initiale $\tilde{X}_x(0)$ est connue. Dans ce cas, la

contrainte sur la variable manipulée (4.49) peut être appliquée s'il existe des matrices M_c et $X_c > 0$ telles que les LMI suivantes sont satisfaites [[162], Lemma 2] :

$$\begin{bmatrix} 1 & \tilde{X}^T(0) \\ \tilde{X}(0) & X_c \end{bmatrix} \geq 0 \quad (4.50)$$

$$\begin{bmatrix} X_c & M_c^T \\ M_c & \bar{u}_{\max} I \end{bmatrix} \geq 0 \quad (4.51)$$

Par conséquent, s'il existe des matrices X_c et M_c vérifiant les conditions (4.48), (4.50) et (4.51), le point d'équilibre ($\tilde{X} = 0$) du système (4.33) est asymptotiquement stable et garantit le rejet des perturbations environnementales. Le gain de rétroaction de l'état est donné par :

$$\bar{K}_x = M_c X_c^{-1} \quad (4.52)$$

4.2.4 Analyse de la stabilité

Dans cette partie, nous étudions la stabilité en boucle fermée du contrôleur basé sur l'observateur proposé. Comme nous l'avons indiqué dans la section 4.2.2, le principe de séparation s'applique dans notre cas. En effet, d'après l'équation (4.23), il est clair que le réglage de l'observateur (4.17), (4.18) et du contrôleur (4.32), c'est-à-dire la détermination des matrices (4.31) et (4.52) peuvent s'effectuer séparément. Maintenant, à partir de l'équation (4.23), nous obtenons en boucle fermée le modèle de poursuite suivant :

$$\dot{\tilde{X}} = (A_{\bar{x}} - B_{\bar{x}} \bar{K}_{\bar{x}}) \bar{X} - B_{\bar{x}} \bar{K}_{\bar{x}} \bar{e} \quad (4.53)$$

Selon le théorème 1, l'erreur d'estimation \bar{e} est asymptotiquement stable. La convergence de l'observateur est donc assurée, et l'erreur d'estimation $\bar{e} \rightarrow 0$ quand $t \rightarrow +\infty$. Par conséquent, d'après (4.53), la matrice $A_{\bar{x}} - B_{\bar{x}} \bar{K}_{\bar{x}}$ est stable, et $\bar{X} \rightarrow 0$ quand $t \rightarrow +\infty$, c'est-à-dire que, d'après (4.21), nous avons $X \rightarrow X_d$ quand $t \rightarrow +\infty$.

Notons que le retour d'état (4.32) fournit la commande auxiliaire \bar{u}_x , le long de l'axe \vec{i} . En suivant le même raisonnement le long des axes \vec{j} et \vec{k} , nous obtenons les commandes auxiliaires \bar{u}_y et \bar{u}_z . D'un point de vue pratique, la commande réelle à appliquer au microrobot est le gradient de champ magnétique. Par conséquent, la commande magnétique du microrobot naviguant dans un vaisseau sanguin, basée sur l'observateur, prend la forme suivante :

$$u_x = \frac{1}{b} (\bar{u}_x - a \dot{x}_d + \ddot{x}_d) \quad (4.54)$$

$$u_y = \frac{1}{b} (\bar{u}_y - a \dot{y}_d + \ddot{y}_d) \quad (4.55)$$

$$u_z = \frac{1}{b} (\bar{u}_z - a \dot{z}_d + \ddot{z}_d) \quad (4.56)$$

La Figure 4.1 résume la stratégie de commande proposée pour la navigation automatique d'un microrobot dans un vaisseau sanguin en 3D.

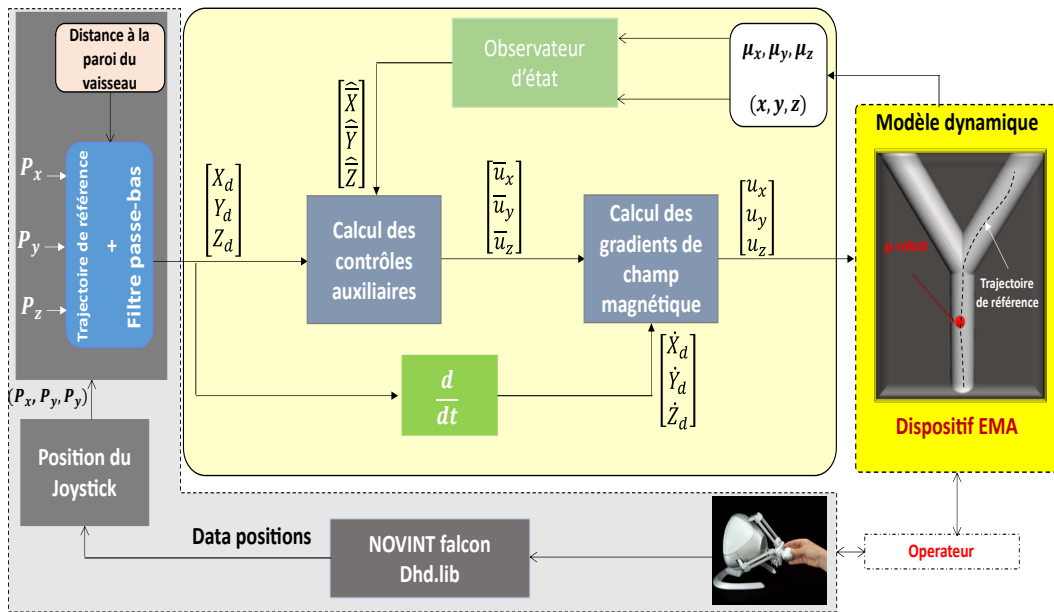


FIGURE 4.1 – Stratégie de contrôle proposée pour la navigation 3D d'un microrobot dans un vaisseau sanguin.

4.3 Résultats de simulation

Dans cette section, les performances de la stratégie de commande proposée sont évaluées à l'aide de simulations numériques. Les paramètres du microrobot magnétique sont donnés par le Tableau 4.1.

4.3.1 Étude comparative

Le but de la première simulation était de comparer la stratégie de contrôle proposée avec le contrôleur prédictif généralisé proposé dans [17]. Pour les besoins de la comparaison, nous avons considéré un microrobot naviguant dans un vaisseau

TABLE 4.1 – Microrobot et paramètres du vaisseau sanguin.

Symbole	Désignation	Valeur
η	Viscosité du fluide	16×10^{-3} [Pa \times s]
ρ	Densité du fluide	8 [g \times cm ³]
ρ_f	Densité du Robot	6.7 [g/cm ³]
m	Masse du microrobot	4.9087×10^{-7} [Kg]
r	Rayon du microrobot	2.5×10^{-4} [m]
R	Diamètre du vaisseau	15×10^{-4} [m]
\mathcal{M}	Magnétisation du microrobot	1.950×10^6 A/m

sanguin en 1D, et les mesures ont été bruitées par un bruit blanc gaussien comme dans [17]. Pour les deux stratégies de contrôle, la trajectoire de référence est une trajectoire prédéfinie. Les paramètres des deux stratégies de contrôle ont été réglés de manière à ce que la force magnétique maximale F_m ne dépasse pas la valeur 10^{-5} N. Dans le cas de la stratégie de commande proposée, la contrainte sur F_m est vérifiée pour $\lambda_{\tilde{x}} = 1,0354$. La matrice de gain de la rétroaction d'état (4.32), le long de l'axe \vec{i} , est $\bar{K}_x = [30.1626 \ 0.3218 \ 4.0671]$.

Les résultats obtenus sont donnés par la Figure 4.2. On peut observer que les deux stratégies de contrôle ont forcé le microrobot à suivre la trajectoire 1D désirée, tout en rejetant efficacement les perturbations. Cependant, on remarque que la stratégie de contrôle proposée a donné de meilleures performances par rapport au contrôleur prédictif généralisé, ceci est démontré par les erreurs de position (Figure 4.3). De plus, dans le cas de la stratégie de contrôle proposée, la convergence vers la trajectoire de référence est rapide et sans dépassement, contrairement au contrôleur prédictif généralisé qui est caractérisé par une convergence lente avec des dépassements significatifs.

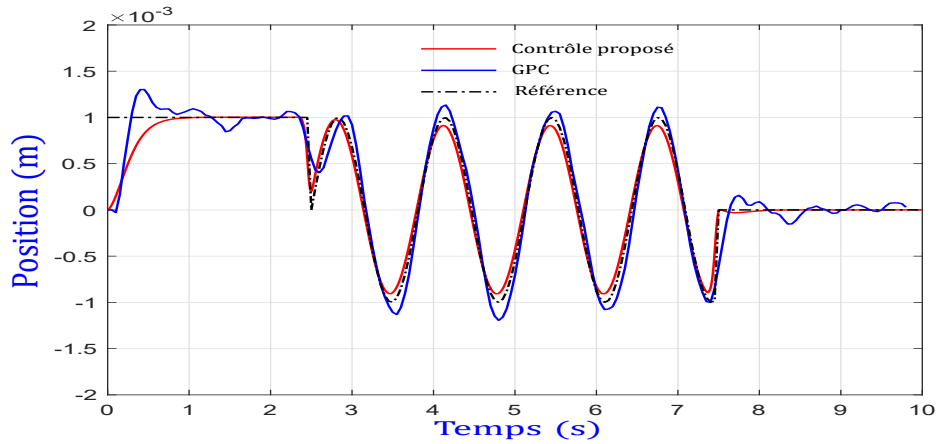


FIGURE 4.2 – Problème de poursuite de trajectoire.

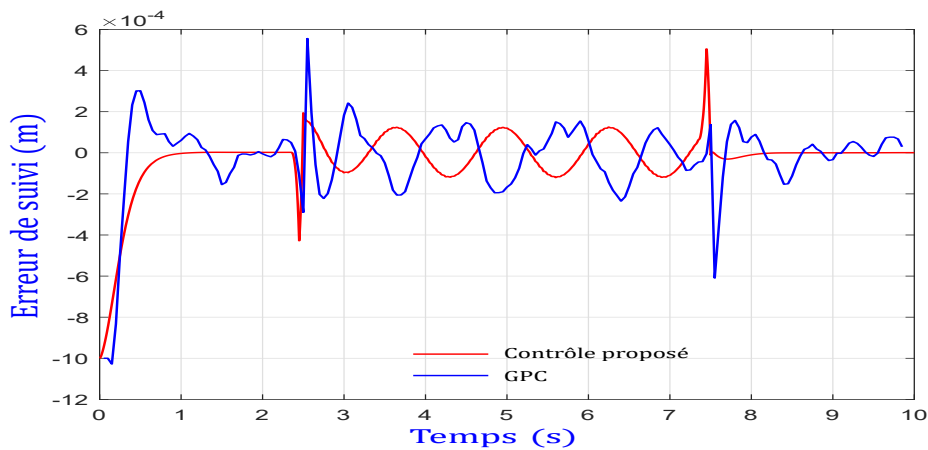


FIGURE 4.3 – Évolution de l'erreur de position.

4.3.2 Simulation avec Joystick

Le deuxième test de simulation consiste à évaluer la stratégie de contrôle proposée dans le cas d'un vaisseau sanguin 3D décrit dans la Figure 4.4. La géométrie du vaisseau considéré dans cette simulation consistait en de multiples combinaisons de bifurcations en forme de Y. Le phantom était donc un modèle miniaturisé et les diamètres internes étaient d'environ 0.5 – 1.8 mm. Dans cette simulation, la trajectoire désirée a été générée par le joystick, ce qui permet une interaction entre l'opérateur et le contrôleur via le joystick. Les conditions initiales du microrobot et de l'observateur sont indiquées dans le Tableau 4.2.

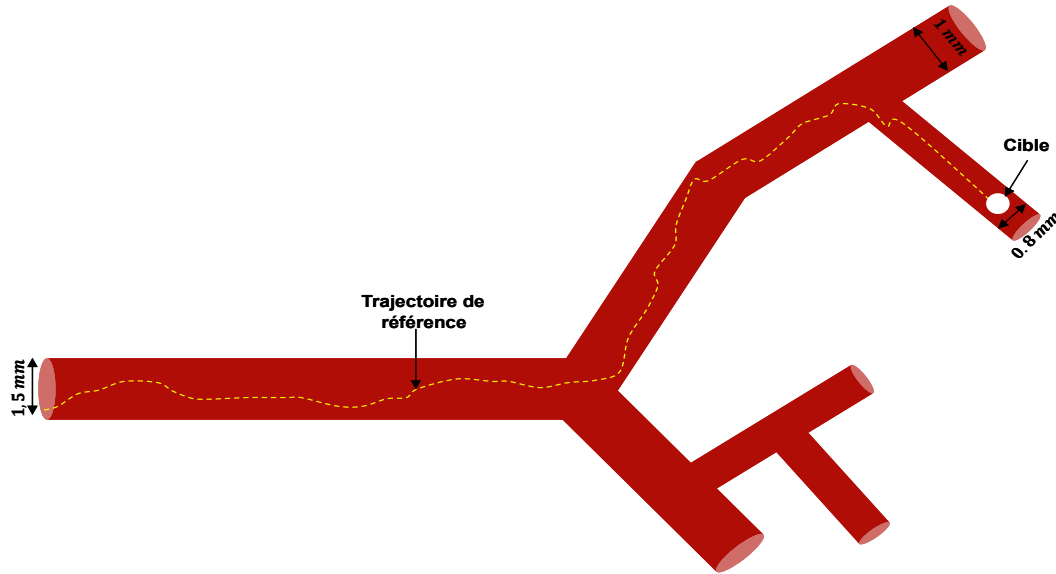


FIGURE 4.4 – Fantôme tridimensionnel de vaisseau sanguin avec ses différentes branches et inclinaisons.

Les paramètres de simulation sont résumés dans le Tableau 4.2.

TABLE 4.2 – Conditions initiales du microrobot et de l'observateur.

Désignation	Symbole	Valeur
$(X(0), Y(0), Z(0))$	(x, v_x, y, v_y, z, v_z)	$(1, 0, -1, 0, -2.5, 0).10^{-3}$
$(\hat{X}(0), \hat{Y}(0), \hat{Z}(0))$	$(\hat{x}, \hat{v}_x, \hat{y}, \hat{v}_y, \hat{z}, \hat{v}_z)$	$(-1, 0, 1, 0, -2, 0).10^{-3}$

TABLE 4.3 – Valeurs des paramètres du contrôleur et de l'observateur.

Désignation	Symbole	Valeur
Taux de décroissance	(μ_x, μ_y, μ_z)	$(1.10511.10511.500)$
Paramètre d'atténuation	$(\lambda_{\hat{X}}, \lambda_{\hat{Y}}, \lambda_{\hat{Z}})$	$(0.96510.96511.325)$

La matrice de gain du retour d'état (4.52) et la matrice de gain de l'observateur (4.31) sont déterminées en résolvant, à l'aide du solveur YALMIP [167], l'ensemble de LMI donné respectivement par (4.37) et (4.24), ce qui donne les matrices de gain suivantes :

$$\bar{K}_x = \bar{K}_y = [30.1626 \quad 0.3218 \quad 4.0671], \bar{K}_z = [37.1224 \quad 2.2214 \quad 9.0273] \quad (4.57)$$

$$L_x = L_y = L_z = \begin{bmatrix} 10.0088 \\ 82.7766 \end{bmatrix} \quad (4.58)$$

$$X_c = \begin{bmatrix} 0.0232 & -1.6026 & -0.0205 \\ -1.6026 & 150.1215 & 0.0177 \\ -0.0205 & 0.0177 & 0.1877 \end{bmatrix}, \quad X_o = \begin{bmatrix} 1.0015 & 0.0059 \\ 0.0059 & 0.0061 \end{bmatrix} \quad (4.59)$$

Dans cette simulation également, les perturbations environnementales ont été définies comme suit :

$$w_x = 9 \sin(0.5 t) + \Delta_x \quad [\mu\text{m}] \quad (4.60)$$

$$w_y = 8 \sin(0.6 t) + \Delta_y \quad [\mu\text{m}] \quad (4.61)$$

$$w_z = 4 \cos(0.7 t) + 9.81 + \Delta_z \quad [\mu\text{m}] \quad (4.62)$$

où Δ_x , Δ_y et Δ_z sont respectivement les incertitudes le long des axes i , j et k . Des variables aléatoires ont été utilisées pour simuler ces incertitudes.

Les résultats de simulation obtenus sont donnés par les Figures 4.5 et 4.6, qui montrent que la stratégie de contrôle proposée est caractérisée par une convergence rapide et sans dépassement. On peut remarquer que la stratégie de contrôle proposée a forcé le microrobot à suivre la trajectoire 3D désirée malgré les perturbations environnementales. Ceci est confirmé par les erreurs de position et de vitesse (voir les Figures 4.7 et 4.8).

Les résultats obtenus démontrent également l'efficacité de l'observateur dans la reconstitution de l'état du microrobot (voir les Figures 4.9 et 4.10) avec le taux de décroissance imposé. La Figure 4.11 représente les gradients de champ magnétique délivrés le long des axes \vec{i} , \vec{j} et \vec{k} .

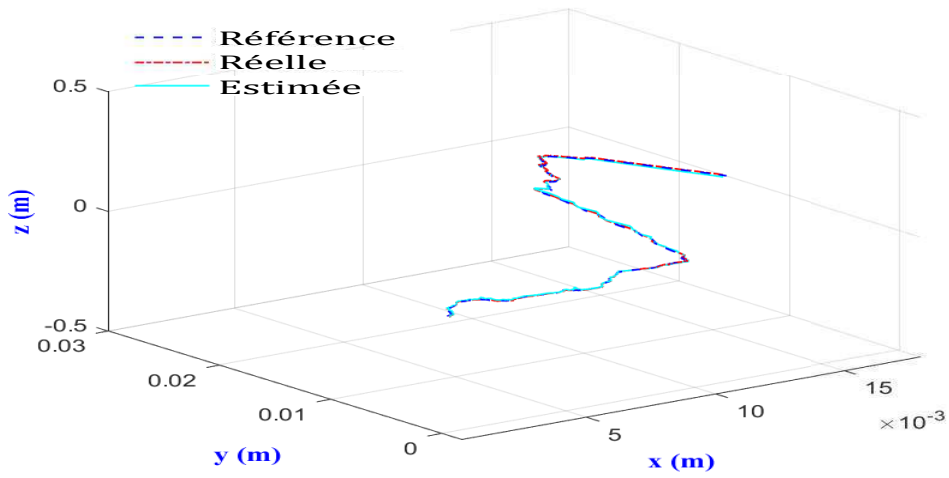


FIGURE 4.5 – Suivi de position en 3D.

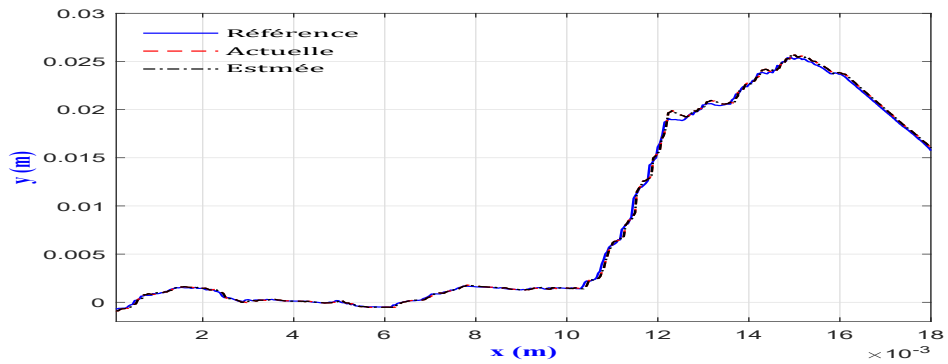


FIGURE 4.6 – Suivi de position en 2D.

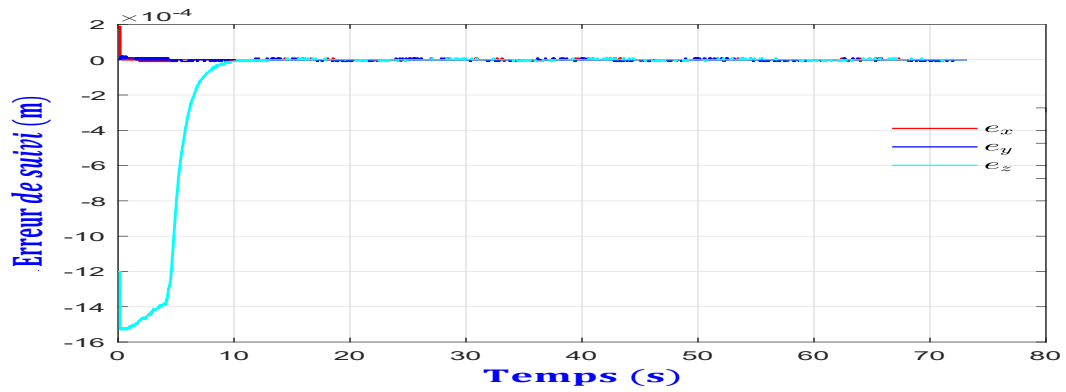


FIGURE 4.7 – Erreurs de position.

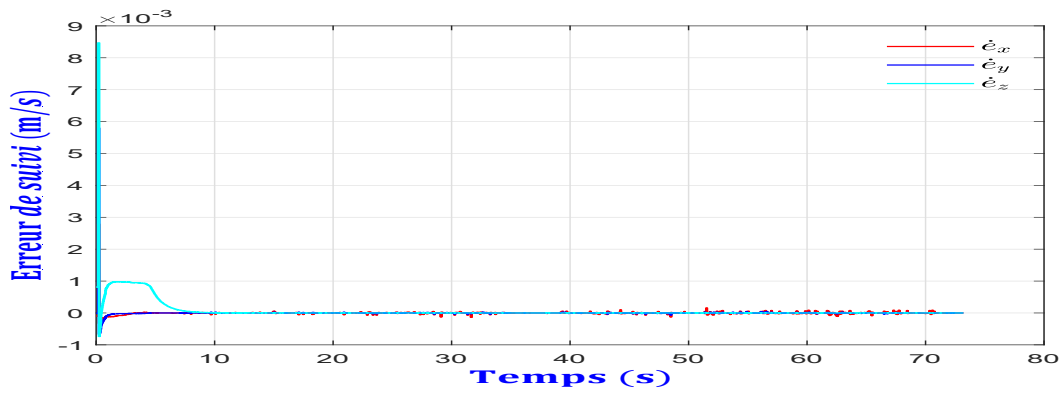


FIGURE 4.8 – Erreurs de vitesse.

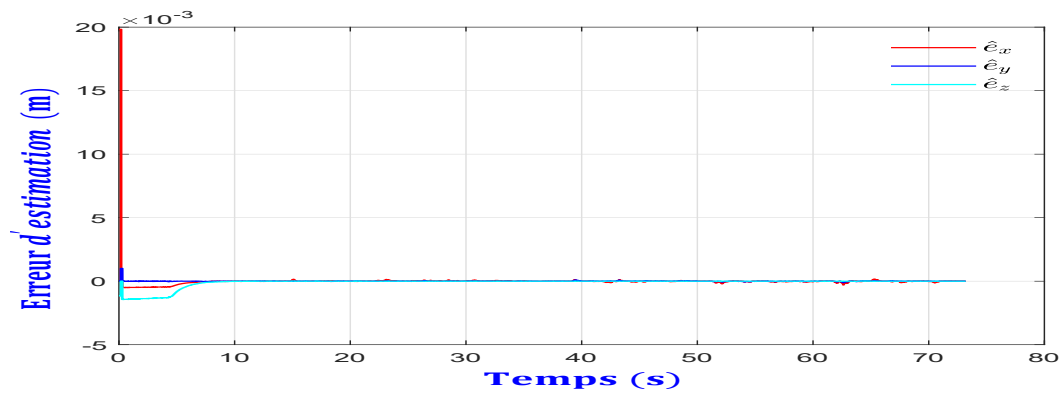


FIGURE 4.9 – Erreur d'estimation de la position.

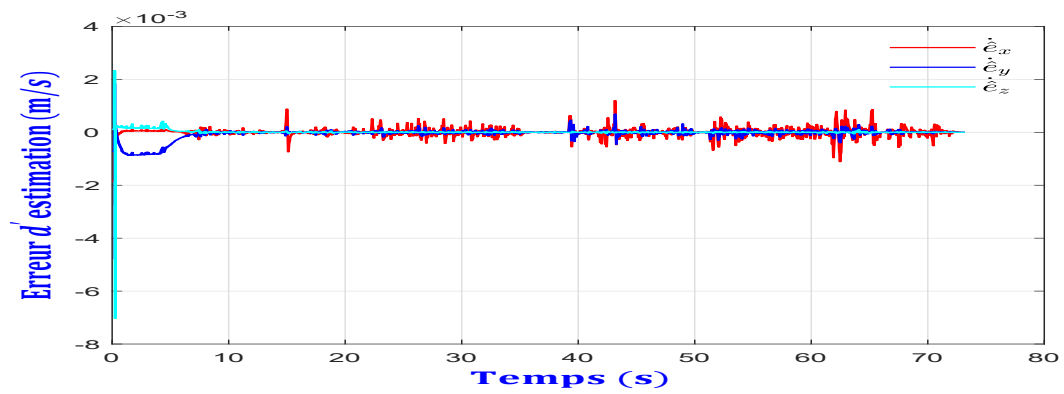


FIGURE 4.10 – Erreur d'estimation de la vitesse.

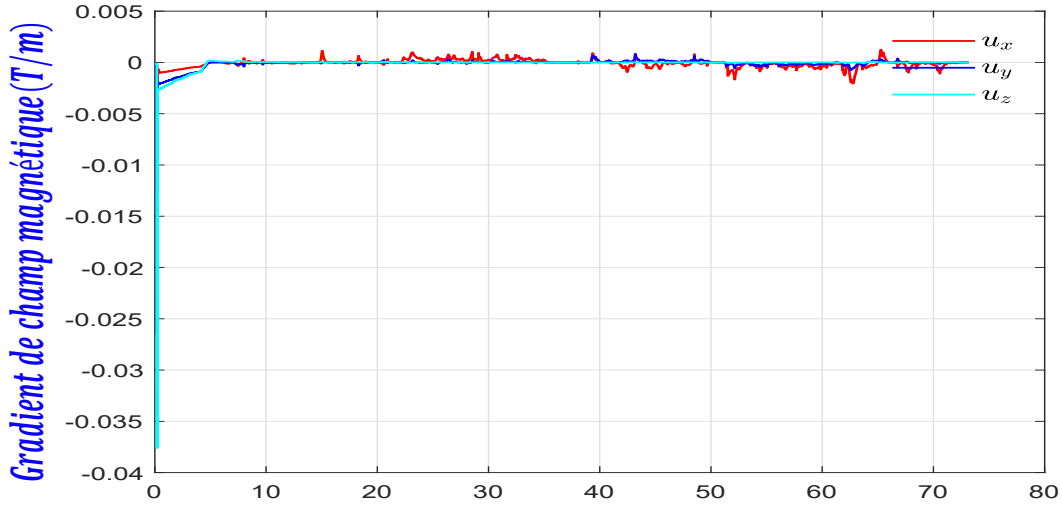


FIGURE 4.11 – Évolution de gradient de champ magnétique (contrôles).

Sur la base des résultats obtenus, la solution proposée, c'est-à-dire l'interaction entre le joystick et le contrôleur basé sur observateur, on peut conclure positivement sur la faisabilité pratique de cette solution dans les structures vasculaires complexes.

4.4 Commande prédictive basée observateur d'un microrobot endovasculaire en 2D

Comme nous l'avons préalablement introduit dans la première partie de ce chapitre, l'hypothèse que les forces F_{el} , F_c et F_{vdw} sont négligés du fait que le microrobot reste près de la trajectoire optimale n'est pas valable dans notre étude. Cependant, l'ensemble des forces exercées sur du microrobot sont données par l'équation (2.32). Dans cette partie également, nous considérons les forces F_{el} , F_c et F_{vdw} comme étant des perturbations inconnues, et F_d , F_m sont les forces pertinentes. Dans ce qui suit, nous désignons respectivement par $p = (p_x, p_y)$ et $\dot{p} = (v_x, v_y)$ les vecteurs de position et de vitesse du microrobot par rapport au système de coordonnées de référence local $F = (0, \vec{i}, \vec{j})$. En effet, l'équation différentielle ordinaire qui décrit le comportement dynamique du microrobot est donnée par l'équation (2.39). Il convient de noter que le modèle du microrobot (2.39) peut être considéré comme deux sous-systèmes découplés. Chaque sous-système décrit le comportement dynamique le long d'un axe donné. Ces sous-systèmes ont la même forme. Ainsi, pour la conception du contrôleur et de l'observateur, nous considérons le sous-système dynamique le long de l'axe \vec{i} , et les résultats le long de l'axe \vec{j} suivent de la même manière.

La première équation du sous-système (2.39) peut être réécrite sous la forme d'état suivante :

$$\dot{x}(t) = A_x x(t) + B_x u_x(t) + E_x \Delta_x(t) \quad (4.63)$$

où $x = [x_1 \ x_2]^T = [p_x \ v_x]^T$, et

$$A_x = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & \alpha \end{bmatrix}, B_x = \begin{bmatrix} 0 \\ \beta \end{bmatrix}, E_x = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.64)$$

hypothèse 3. Les perturbations externes Δ_x sont bornées.

La solution du sous-système (4.63) sans perturbations est obtenue à l'aide de la formule suivante :

$$x(t) = e^{A_x(t-t_0)} x(t_0) + \int_{t_0}^t e^{A_x(t-\tau)} B_x u_x(\tau) d\tau \quad (4.65)$$

4.5 Stratégie de commande MPC proposée

Dans cette partie, l'objectif consiste à forcer le microrobot à suivre une trajectoire désirée, avec un minimum d'énergie malgré la présence des perturbations (forces non modélisées et perturbations externes). Pour ce faire, une commande MPC est développée dans le cadre d'un problème de contrôle optimal couplé avec un compensateur de perturbations. Ensuite, pour une mise en œuvre pratique, un observateur d'état étendu non linéaire (NESO) est proposé pour estimer à la fois l'état complet du microrobot et la totalité des perturbations externes.

4.5.1 Conception de la commande MPC

Pour concevoir la commande MPC qui permet au microrobot de suivre une trajectoire de référence avec un minimum d'énergie magnétique, nous proposons de minimiser le critère de performance (4.66), sur un horizon de temps fini $[t, t+h]$, donné comme suit [168] :

$$J_x(u_x(t)) = e_x^2(t+h) + \gamma_x \int_t^{t+h} u_x^2(t) dt \quad (4.66)$$

où $e_x(t+h)$ est l'erreur de suivi prédite défini comme suit :

$$e_x(t+h) = x_r(t+h) - x_1(t+h) \quad (4.67)$$

et γ_x est un paramètre de pondération positif.

hypothèse 4. *La trajectoire de référence est une fonction constante par morceaux, ce qui signifie que dans l'intervalle de temps $[t, t + h]$, $x_r(t) = x_r^t$ (x_r^t étant une constante).*

L'approximation du terme intégral dans (4.66), à l'aide de la méthode d'approximation des rectangles, permet d'obtenir le critère de performance suivant

$$\bar{J}_x(u_x(t)) = e_x^2(t+h) + h \gamma_x u_x^2(t) \quad (4.68)$$

Par conséquent, à chaque temps d'échantillonnage t , la commande MPC à résoudre est donné comme suit :

$$\min_{u_x(t)} \bar{J}_x(u_x(t)) = e_x^2(t+h) + h \gamma_x u_x^2(t) \quad (4.69)$$

sujet à :

$$\dot{x}(t) = A_x x + B_x u_x \quad (4.70)$$

Le problème de commande MPC (4.69)–(4.70) peut être résolu analytiquement. Ainsi, en utilisant l'équation (4.65), la sortie prédite $x_1(t+h)$ peut être obtenue en fixant $t_0 = t$ et $t = t+h$, ce qui donne (voir l'Annexe A) :

$$x_1(t+h) = a_{22} u_x(t) + a_{11} x_2(t) + x_1(t) \quad (4.71)$$

avec

$$a_{11} = \frac{e^{\alpha h} - 1}{\alpha}, \quad a_{22} = \frac{\beta (e^{\alpha h} - 1 - \alpha h)}{\alpha^2}$$

L'erreur de suivi (4.67) prend donc la forme suivante :

$$\begin{aligned} e_x(t+h) &= x_r(t+h) - x_1(t+h) \\ &= x_r^{t+h} - a_{22} u_x(t) - a_{11} x_2(t) - x_1(t) \end{aligned} \quad (4.72)$$

Par conséquent, en substituant la sortie prédite $x_1(t+h)$ dans (4.68), nous obtenons :

$$J_x(u_x(t)) = \left(x_r^{t+h} - a_{22} u_x(t) - a_{11} x_2(t) - x_1(t) \right)^2 + h \gamma_x u_x^2(t) \quad (4.73)$$

la commande MPC $u_x(t)$ qui minimise le critère de performance (4.66) est obtenue en mettant,

$$\frac{\partial \bar{J}_x(u_x(t))}{\partial u_x(t)} = 0 \quad (4.74)$$

et en résolvant l'équation algébrique résultante par rapport à $u_x(t)$, on obtient le retour d'état suivant :

$$u_x(t) = K_x x(t) + k_{x_1} x_r^{t+h} \quad (4.75)$$

avec

$$K_x = \begin{bmatrix} -\frac{a_{22}}{a_{22}^2 + \gamma_x h} & -\frac{a_{11} a_{22}}{a_{22}^2 + \gamma_x h} \end{bmatrix} \quad (4.76)$$

La matrice d'état \bar{A}_x du système en boucle fermée, c'est-à-dire le système (4.63) avec la rétroaction d'état (4.75) est donnée comme suit :

$$\bar{A}_x = A_x + B_x K_x \quad (4.77)$$

$$= \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{\beta a_{22}}{a_{22}^2 + h \gamma_x} & \frac{\beta^2 a_{11} a_{22}}{a_{22}^2 + h \gamma_x} - \alpha \end{bmatrix} \quad (4.78)$$

Par conséquent, les paramètres h et γ_x peuvent être utilisés comme paramètres de réglage du contrôleur (4.75) pour répondre aux exigences spécifiques du comportement dynamique souhaité en boucle fermée.

4.5.2 Réglage du contrôleur

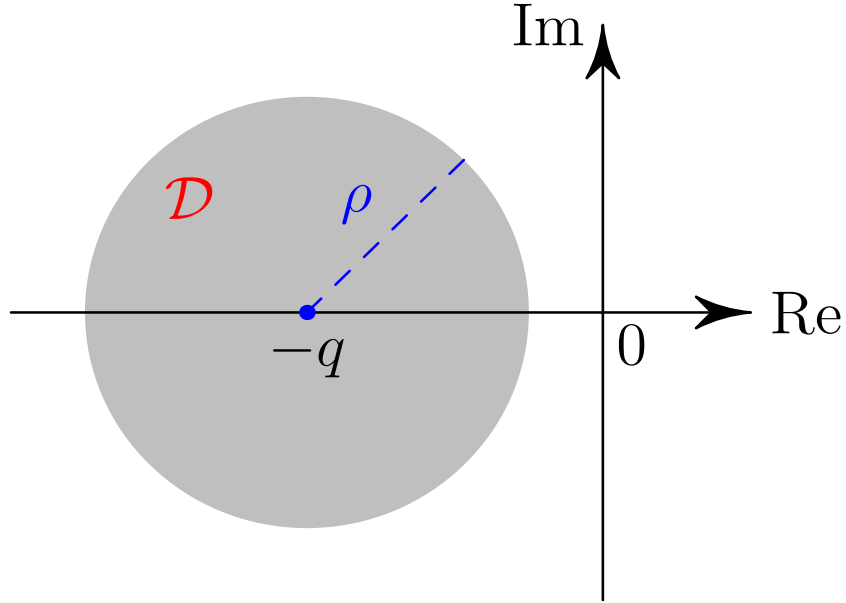
Les paramètres de réglage du contrôleur (4.75), à savoir l'horizon de prédiction h et le paramètre de pondération γ_x , sont réglés pour assurer la stabilité de la boucle fermée. Pour ce faire, la technique de placement des pôles dite \mathcal{D} -stabilité [169] est utilisée pour régler la rétroaction d'état (4.75). En effet, cette technique garantit que toutes les valeurs propres de la matrice \bar{A}_x restent dans la région \mathcal{D} malgré les incertitudes des paramètres du microrobot à savoir, la viscosité du fluide et la magnétisation du microrobot.

Selon [169, Theorem 1], les valeurs propres de la matrice d'état \bar{A}_x se situent dans le disque \mathcal{D} , de centre $(q, 0)$ et de rayon ρ (voir la Figure 4.12), si et seulement s'il existe une matrice définie positive X_p solution de l'équation matricielle suivante :

$$-q \bar{A}_x^T X_p - q X_p \bar{A}_x + \bar{A}_x^T X_p \bar{A}_x + (q^2 - \rho^2) X_p = -Q \quad (4.79)$$

où Q est une matrice définie positive. Par conséquent, en choisissant une matrice définie positive X_p et Q , d'équation matricielle (4.79) peut être résolue en fonction des paramètres de réglage h et γ_x .

Par exemple, pour les matrices suivantes

FIGURE 4.12 – Disque \mathcal{D} dans le plan complexe.

$$X_p = \begin{bmatrix} n_1 & n_2 \\ n_2 & n_3 \end{bmatrix}, \quad Q = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.80)$$

les paramètres du réglage sont calculés comme suit :

$$h = \frac{\log \left(\frac{(-l_2 + \sqrt{\Delta_1} - 2\beta n_3) \beta + 2n_2 q + \sqrt{\Delta_2}}{2n_2 q + \sqrt{\Delta_2}} \right)}{\beta} \quad (4.81)$$

$$\gamma_x = \frac{a_{22}^2 (2n_2 q + \sqrt{\Delta_2}) - 2\alpha a_{22} n_3}{h (2n_2 q + \sqrt{\Delta_2}) a_{22}^2} \quad (4.82)$$

avec

$$l_1 = 1 + n_1 (q^2 - \rho^2), \quad l_2 = 2(n_2 - n_3 q), \quad l_3 = n_1 + n_3 (q^2 - \rho^2) - 2n_2 q + 1 \quad (4.83)$$

et

$$\Delta_1 = l_2^2 - 4n_3 l_3, \quad \Delta_2 = 4(n_2^2 q^2 - n_3 l_1) \quad (4.84)$$

Comme le signal est délivré par le joystick, nous prenons $h = T_e = 0.0013 \text{ s}$. Par conséquent, la matrice X_p et les paramètres q et ρ doivent être choisis de telle

sorte que h soit égal à la période d'échantillonnage du joystick, notée T_e , c'est-à-dire $h = T_e$.

4.5.3 Observateur non linéaire d'état étendu (NESO)

Pour la mise en œuvre pratique de la loi de commande (4.75), nous devons estimer tout d'abord la vitesse x_2 du microrobot, qui n'est pas directement mesurable, en utilisant un observateur. Cependant, un observateur non linéaire d'état étendu (NESO) est proposé dans cette sous-section pour récupérer le vecteur d'état complet du microrobot x et les forces non modélisées en utilisant un minimum d'information, qui est la position mesurée par un système de vision. L'utilisation d'un NESO est justifiée par sa capacité d'estimer l'état du microrobot, les incertitudes et les perturbations des systèmes linéaires et non linéaires [170, 171]

4.5.3.1 Conception et analyse de l'observateur proposé

La position du microrobot dans le plan de coordonnées $F = (0, \vec{i}, \vec{j})$ est fournie par un système de vision. Ainsi, en introduisant la nouvelle variable d'état $x_3 = \Delta_x$, le système linéaire perturbé (4.63) peut être écrit sous la forme étendue suivante :

$$\begin{aligned}\dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= b_1 x_2 + c_1 u_x + x_3 \\ \dot{x}_3 &= \bar{\Delta}_x\end{aligned}\tag{4.85}$$

avec $\bar{\Delta}_x = \dot{\Delta}_x$

hypothèse 5. *On suppose que $\bar{\Delta}_x$ est dérivable par rapport à t et que $\bar{\Delta}_x$ est borné.*

hypothèse 6. *Les fonctions $\bar{\Delta}_x$ et Δ_x sont toutes les deux localement Lipschitziennes en x .*

si les hypothèses 5 et 6 sont vérifiées, et considérons $|\frac{\partial \Delta_x}{\partial x_1}| < L_1$ et $|\frac{\partial \Delta_x}{\partial x_2}| < L_2$, alors :

$$\lim_{t \rightarrow +\infty} \bar{\Delta}_x = 0\tag{4.86}$$

Pour le sous-système (4.63), le NESO proposé est donnée comme suit :

$$\begin{aligned}
 \dot{\hat{x}}_1 &= \hat{x}_2 - \gamma_{x_1} e_x \\
 \dot{\hat{x}}_2 &= \hat{x}_3 + b_1 \hat{x}_2 + c_1 u_x - \gamma_{x_2} F(e_x, \alpha_x, \xi_x) \\
 \dot{\hat{x}}_3 &= -\gamma_{x_3} F(e_x, \alpha_x, \xi_x) \\
 e_x &= \hat{x}_1 - x_1
 \end{aligned} \tag{4.87}$$

La fonction non linéaire $F(e_x, \alpha_x, \xi_x)$ est utilisée dans la littérature pour améliorer la capacité d'estimation de l'observateur [172, 173, 170, 171]. Cette fonction est définie comme suit :

$$F(e, \alpha, \xi) = \begin{cases} \frac{e}{\xi^{(1-\alpha)}} & |e| \leq \xi \\ |e|^\alpha \operatorname{sgn}(e) & |e| > \xi \end{cases} \tag{4.88}$$

où e est l'erreur de suivi de la sortie et α, ξ sont les paramètres de l'observateur NESO.

Dans ce cas, la fonction signe utilise les stratégies de commutation et de mode glissant pour faire face aux effets dus aux incertitudes du système. Le phénomène de chattering à haute fréquence résultant de la technique du mode glissant peut se produire dans l'observateur et les signaux de commande. En utilisant le NESO avec la fonction (4.88) pour estimer le vecteur d'état étendu $\tilde{x} = [x_1 \ x_2 \ x_3]^T$, nous avons observé au niveau des états estimés, des oscillations et le NESO devient instable au bout de quelques instants.

Pour remédier à ce problème, nous avons proposé d'utiliser la fonction suivante :

$$F(e_x, \alpha_x, \xi_x) = \begin{cases} \frac{e_x}{\xi_x^{(1-\alpha_x)}} & |e_x| \leq \xi_x \\ |e_x|^{\alpha_x} \operatorname{atan}(e_x) & |e_x| > \xi_x \end{cases} \tag{4.89}$$

où $\xi_x > 0$ et $0 < \alpha_x < 1$. Ainsi, cette fonction permet un gain élevé avec de petites erreurs e_x (ce qui se traduit par une dynamique plus rapide) et un gain faible avec de grandes erreurs e_x . Le paramètre ξ_x est un petit nombre qui limite le gain à proximité de l'origine de l'erreur d'observation.

Soit $\hat{\tilde{x}} = [\hat{x}_1 \ \hat{x}_2 \ \hat{x}_3]^T$ le vecteur d'état estimé, l'objectif est donc de concevoir une NESO telle qu'en présence de forces non modélisées Δ_x , nous ayons :

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \|e\| = 0 \tag{4.90}$$

où $e = \hat{\tilde{x}} - \tilde{x}$ est le vecteur d'erreur d'estimation. La condition (4.90) peut être satisfaite en choisissant judicieusement les paramètres $e_x, \alpha_x, \xi_x, \gamma_{x_1}, \gamma_{x_2}$ et γ_{x_3} .

Maintenant, en différenciant l'erreur d'estimation e par rapport au temps, on obtient :

$$\dot{e} = \dot{\hat{x}} - \dot{\tilde{x}} \quad (4.91)$$

et en substituant (4.85) dans (4.87), on obtient :

$$\begin{aligned} \dot{e}_1 &= e_2 - \gamma_{x_1} e_x \\ \dot{e}_2 &= e_3 + b_1 e_2 - \gamma_{x_2} F(e_x, \alpha_x, \xi_x) \\ \dot{e}_3 &= -\bar{\Delta}_x - \gamma_{x_3} F(e_x, \alpha_x, \xi_x) \end{aligned} \quad (4.92)$$

4.5.3.2 Analyse de la stabilité

Le théorème suivant démontre qu'avec l'observateur proposé (4.87), la commande (4.75), qui ne dépend pas de la mesure directe de la vitesse, peut atteindre l'objectif de contrôle sous l'effet des incertitudes et des perturbations environnementales. Pour analyser la convergence du système d'erreur d'estimation (4.92), la théorie de la stabilité de Lyapunov est utilisée.

Théorème 3. *si les hypothèses 3, 5 et 6 sont vérifiées et s'il existe $0 < \alpha_x < 1$ et $\xi_x > 0$, l'erreur d'estimation (4.92) converge asymptotiquement vers zéros, si les gains suivants ($\gamma_{x_1} = 3\sigma_x$, $\gamma_{x_2} = 3\sigma_x^2$ et $\gamma_{x_3} = \sigma_x^3$) existent.*

Démonstration. La convergence de l'observateur d'état étendu donné par (4.87) est obtenue à partir de l'erreur d'estimation (4.92) de la manière suivante : Soit $\bar{F}(e_x) = \frac{F(e_x)}{e_x}$, alors :

$$F(e_x) = \bar{F}(e_x) e_x \quad (4.93)$$

où $F(e_x)$ peut être considéré comme une fonction linéaire e_x à gain variable. Pour que les états du système convergent rapidement pendant le régime transitoire et minimiser l'effet de la perturbation, l'erreur en régime permanent doit se situer dans la région non linéaire de la fonction F , c'est-à-dire $\xi_x < e_x$. En remplaçant (4.93) dans (4.92), l'erreur d'estimation (4.92) peut être exprimé comme suit :

$$\dot{e} = A_e(e) e + B_e \bar{\Delta}_x \quad (4.94)$$

avec :

$$A_e = \begin{bmatrix} -\gamma_{x_1} & 1 & 0 \\ -\gamma_{x_2} \bar{F} & b_1 & 1 \\ -\gamma_{x_3} \bar{F} & 0 & 0 \end{bmatrix}, B_e = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix}$$

D'après (4.89) et (4.93), il apparaît que $\bar{F} > 0$ et bornée. En choisissant des paramètres appropriés, on peut faire en sorte que $A_{\bar{F}}$ soit une matrice de Hurwitz.

Considérons maintenant la fonction de Lyapunov quadratique suivante :

$$V(t) = e^T X_L e \quad (4.95)$$

Nous supposons que l'Equation (4.95) est différentiable, ainsi, nous calculons la dérivée de la fonction par rapport à t :

$$\dot{V}(t) \leq -\|e\| (\lambda_{\min} \|e\| - 2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\|) \quad (4.96)$$

à partir de l'Equation (4.96), nous avons les trois cas suivants :

- si $\lambda_{\min} \|e\| - 2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\| > 0$, alors $\dot{V}(t) < 0$, conduisant à la stabilité asymptotique, c'est-à-dire, $\lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = 0$.
- si $\lambda_{\min} \|e\| - 2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\| = 0$, alors $\dot{V}(t) = 0$, indiquant une stabilité avec $\lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \frac{2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\|}{\lambda_{\min}}$.
- si $\lambda_{\min} \|e\| - 2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\| < 0$, alors $\dot{V}(t) > 0$, signifiant que $V(t)$ est une fonction croissante. Cela implique, selon (4.95), que $e(t)$ augmente jusqu'à ce que le $\lambda_{\min} \|e\| - 2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\| = 0$, ce qui a pour effet $\lim_{t \rightarrow \infty} e(t) = \frac{2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\|}{\lambda_{\min}}$.

Compte tenu de l'analyse ci-dessus, nous concluons que :

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \|e\| \leq \frac{2 L_2 \|X_L B_{\bar{F}}\|}{\lambda_{\min}} \quad (4.97)$$

et, on constate que l'erreur de suivi peut être réduite en augmentant les paramètres de réglage λ_{\min} ou diminuant $\|X_L B_{\bar{F}}\|$. \square

Dans ce cas, pour déterminer les paramètres de l'observateur afin d'estimer le vecteur d'état et la totalité des perturbations, les auteurs dans [174, 175], proposent une méthode pour synthétiser les paramètres de l'observateur en prenant en compte l'influence de la variation de \bar{F} , c'est-à-dire :

- Si $e_x \rightarrow 0$, alors $\bar{F} = 1$. Il en résulte que :

$$\gamma_{x_1} = 3 \sigma_x, \gamma_{x_2} = 3 \sigma_x^2, \gamma_{x_3} = \sigma_x^3 \quad (4.98)$$

- Si non, $\bar{F}(e_x) = \frac{F(e_x)}{e_x}$. et, les gains optimaux qui produiront de bonnes performances sont donnés comme suit :

$$\gamma_{x_1} = 3\sigma_x, \gamma_{x_2} = \frac{3\sigma_x^2}{\bar{F}}, \gamma_{x_3} = \frac{\sigma_x^2}{\bar{F}} \quad (4.99)$$

Pour le second sous-système de (2.39), en notant $x_4 = p_y$ et $x_5 = v_y$, le même développement que celui donné ci-dessus conduit à la loi de commande MPC suivante :

$$u_y(t) = K_y y(t) + k_{x_3} y_r^{t+h} \quad (4.100)$$

avec

$$K_y = K_x = \begin{bmatrix} -\frac{a_{22}}{a_{22}^2 + \gamma_x h} & -\frac{a_{11} a_{22}}{a_{22}^2 + \gamma_x h} \end{bmatrix} \quad (4.101)$$

et $y = [x_3 \ x_4]^T = [p_y \ v_y]^T$. En résumé, la commande MPC basé-observateur NESO en cascade avec un compensateur de rejet des perturbations est donné par :

$$\begin{aligned} \dot{\hat{x}}_1 &= \hat{x}_2 - \gamma_{x_1} e_x \\ \dot{\hat{x}}_2 &= \hat{x}_3 + b_1 \hat{x}_2 + c_1 u_x - \gamma_{x_2} F(e_x, \alpha_x, \xi_x) \end{aligned} \quad (4.102)$$

$$\begin{aligned} \dot{\hat{x}}_3 &= -\gamma_{x_3} F(e_x, \alpha_x, \xi_x) \\ \dot{\hat{x}}_4 &= \hat{x}_5 - \gamma_{y_1} e_y \\ \dot{\hat{x}}_5 &= \hat{x}_6 + b_2 \hat{x}_5 + c_2 u_y - \gamma_{y_2} F(e_y, \alpha_y, \xi_y) \end{aligned} \quad (4.103)$$

$$\dot{\hat{x}}_6 = -\gamma_{y_3} F(e_y, \alpha_y, \xi_y) \quad (4.104)$$

$$u_x = k_{x_1} (x_r - \hat{x}_1) - k_{x_2} \hat{x}_2 - \hat{x}_3 \quad (4.104)$$

$$u_y = k_{y_1} (y_r - \hat{x}_4) - k_{y_2} \hat{x}_5 - \hat{x}_6 \quad (4.105)$$

où x_1 et x_4 sont les positions fournies par la caméra.

D'après les équations (4.104)-(4.105) et l'indice de performance (4.66) qui consiste à minimiser à la fois l'erreur de suivi et l'effort de contrôle, il est clair qu'en choisissant λ_x, λ_y , on peut éviter la surchauffe des bobines tout en minimisant l'erreur de suivi.

4.5.3.3 Entrées de commande de courant

Le gradient de champ magnétique résultant (4.104)-(4.105) est synthétisé pour fournir la force magnétique nécessaire à la propulsion du microrobot. Selon les lois d'Ampère et de Biot-Savart, le courant résultant le long des axes \vec{i} et \vec{j} peut être défini comme suit [133] :

$$\begin{bmatrix} I_x \\ I_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{2H(x)}{3\mu_0 n_x r_x^2} & 0 \\ 0 & \frac{2H(y)}{3\mu_0 n_y r_y^2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \end{bmatrix} \quad (4.106)$$

avec

$$H(\cdot) = \frac{\left(\frac{d(\cdot)}{2} - (\cdot)\right)}{\left(r(\cdot)^2 + \left((\cdot) - \frac{r(\cdot)}{2}\right)^2\right)^{5/2}} - \frac{\left(\frac{d(\cdot)}{2} + (\cdot)\right)}{\left(r(\cdot)^2 + \left((\cdot) + \frac{d(\cdot)}{2}\right)^2\right)^{5/2}} \quad (4.107)$$

où $(\cdot) = x, y$ et $u = \begin{bmatrix} u_x & u_y \end{bmatrix}^T$ est le gradient de champ magnétique fourni par le système EMA le long des axes \vec{i} et \vec{j} , $n(\cdot)$, $d(\cdot)$ et $r(\cdot)$ représentent respectivement le nombre de spires de la bobine, la distance entre une paire de bobine et le rayon de la bobine. La figure 4.13 résume la stratégie de commande basée sur l'observateur NESO où la trajectoire de référence est générée par un joystick.

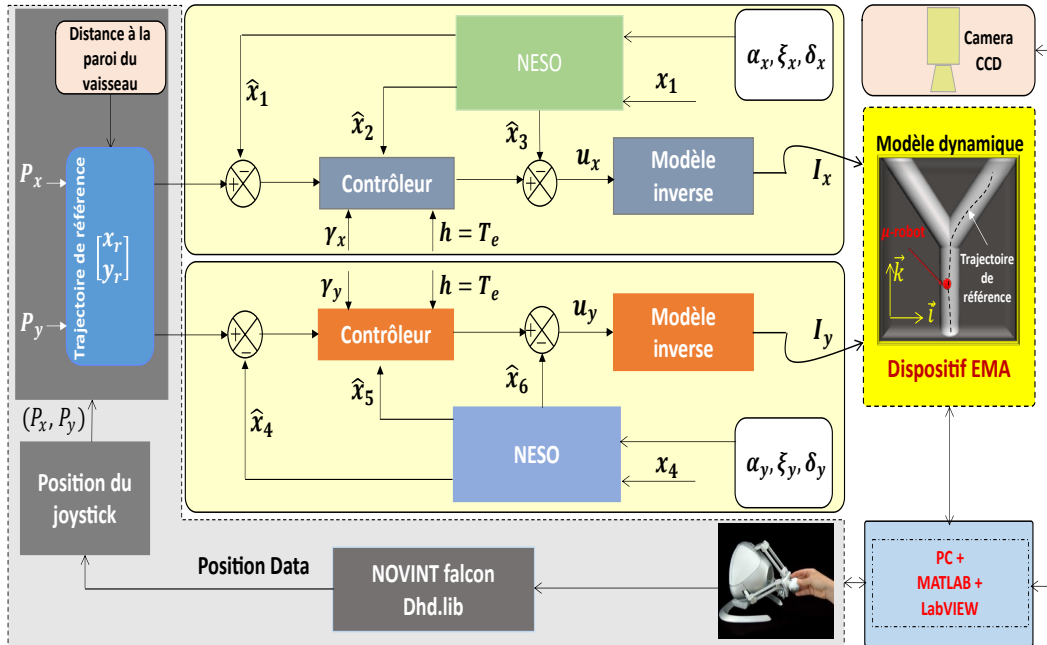


FIGURE 4.13 – Stratégie de contrôle proposée pour la navigation 2D d'un microrobot magnétique.

4.6 Simulations et expériences réalisées

Afin d'illustrer l'efficacité de la commande MPC proposée, les paramètres du microrobot et de l'observateur sont donnés respectivement dans les Tableaux 4.4 et 4.5. Les conditions initiales du modèle de microrobot et de l'observateur sont choisies comme suit :

$x_0 = 10^{-4} \cdot [1, -28, -1, -0]$, $\hat{x}_0 = 10^{-3} \cdot [0, -27, -0, -0]$. Pour les tests de simulations réalisés dans cette partie, les perturbations sont appliquées aux horizons

TABLE 4.4 – Microrobot et paramètres du vaisseau sanguin.

Symbole	Désignation	Valeur
η	Viscosité du fluide	16×10^{-3} [Pa \times s]
ρ	Densité du fluide	8 [g \times cm ³]
ρ_f	Densité du Robot	6.7 [g/cm ³]
m	Masse du microrobot	4.9087×10^{-7} [Kg]
r	Rayon du microrobot	2.5×10^{-4} [m]
R	Diamètre du vaisseau	15×10^{-4} [m]
\mathcal{M}	Magnétisation du microrobot	1.950×10^6 A/m

temporels suivants :

$$\Delta_x = \begin{cases} -0.52 & t \in [0, 13] \\ 0.01 & t \in [13, 37] \\ 0.56 & t \in [37, 55] \\ -0.01 & t \in [55, 60] \end{cases} \quad (4.108)$$

TABLE 4.5 – Valeurs des paramètres de l'observateur

Désignation	Symbole	Valeur
gain	σ_x	10
/	α_x	0.10
/	ξ_x	0.051

Les éléments n_i ($i = 1, 3$) de la matrice X_{pol} , le centre q et le rayon ρ sont choisis comme suit :

$$n_1 = 5.1168, n_2 = -1.5995, n_3 = 2, q = -9; \rho = 1$$

ce qui donne les paramètres de réglage suivants :

$$h = 0.0013 \text{ s}, \lambda_x = 2.1406 \cdot 10^{-7}$$

Les gains (4.75) et (4.100) de la commande MPC sont déterminés en remplaçant les valeurs de h et γ_x , c'est-à-dire $k_{x_1} = k_{y_1} =$ et $k_{x_2} = k_{y_2} =$. Dans ce qui suit, les simulations sont réalisées sur un seul axe alors que les tests expérimentaux sont réalisés en 2D afin de résoudre le problème de suivi de trajectoire en 2D.

4.6.1 Résultats de simulations

Les résultats de simulation obtenus sont donnés par les Figures 4.14-(a), 4.15-(a) et 4.16-(a). Il est clair que la stratégie de commande proposée force le microrobot à suivre la trajectoire 1D souhaitée générée par le joystick. Ce constat est confirmé par les erreurs de suivi de la position et de la vitesse (Fig. 4.14-(b)-(c), 4.15-(b) et 4.16-(b)). Ces résultats démontrent également l'efficacité de l'observateur d'état étendu non linéaire dans la reconstruction de l'état du microrobot même en présence de perturbations. Les performances de la commande sont appuyées aussi par les Figures 4.14-(b)-(c), 4.15-(b) et 4.16-(b)). On remarque clairement que les erreurs de position et de vitesse convergent vers zéro en 5 secondes environ.

La figure 4.16-(c) représente les gradients de champ magnétique fournis le long de l'axe \vec{i} . On peut observer que les commandes appliquées ne dépassent pas l'amplitude de $0.05T/m$, ce qui permet d'éviter la surchauffe des bobines.

Les résultats de la simulation présentés ont démontré avec succès que la commande MPC proposée, utilisant le concept de \mathcal{D} -stabilité, couplé à un observateur NESO, qui estime la somme des perturbations du modèle et de l'environnement permet au microrobot de suivre avec précision la trajectoire de référence le long de l'axe \vec{i} .

4.7 Validation expérimentale

Dans cette section, après avoir établi un modèle dynamique perturbé du second ordre du microrobot le long de chaque axe (voir la Section 2.4), naviguant dans un environnement fluide, un contrôleur à base d'un observateur, qui incorpore le concept de la commande optimale, est mis en œuvre.

Cette validation porte sur la minimisation de l'énergie magnétique et la précision du suivi de trajectoire d'un microrobot magnétique à l'aide d'un système d'actionnement électromagnétique. Ce contrôleur permet au microrobot de suivre une trajectoire souhaitée générée par un Joystick en prenant en compte les incertitudes du modèle et les perturbations environnementales. La contrainte sur la force magnétique délivrée par le dispositif EMA en raison de sa capacité est également prise en compte dans la conception du contrôleur. Nous présenterons également dans cette section les expérimentations réalisées sur la plateforme décrite dans le Chapitre 3, et le contexte dans lequel les expérimentations ont été réalisées. Des résultats expérimentaux en 2D sont présentés pour démontrer l'efficacité de l'approche proposée.

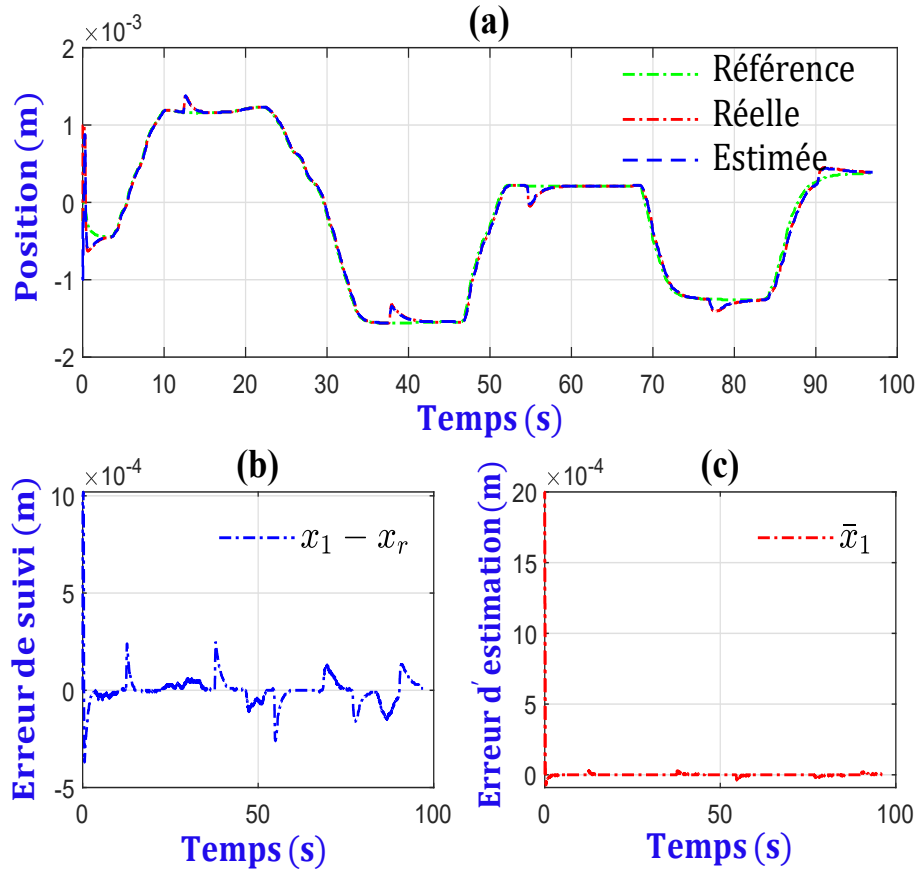


FIGURE 4.14 – Position réelle, position de référence et position estimée du micro-robot le long de l'axe x .

Dans ce qui suit, le microrobot a été contraint à suivre une trajectoire de référence générée à l'aide d'un Joystick avec l'assistance de l'opérateur. Les paramètres du microrobot et de l'observateur sont donnés respectivement par les Tableaux 4.4 et 4.5. Les conditions initiales du microrobot et de l'observateur sont différentes d'une expérience à une autre selon le point d'injection du microrobot.

Pour le bon déroulement de chaque expérience et une utilisation optimale de la plateforme, le protocole expérimental suivant est mis en place pour chaque expérience :

- Avant l'expérimentation :
 1. Introduire le fluide (eau/glycérine) dans l'espace de travail avec une seringue,
 2. Introduire le microrobot dans la zone de travail,

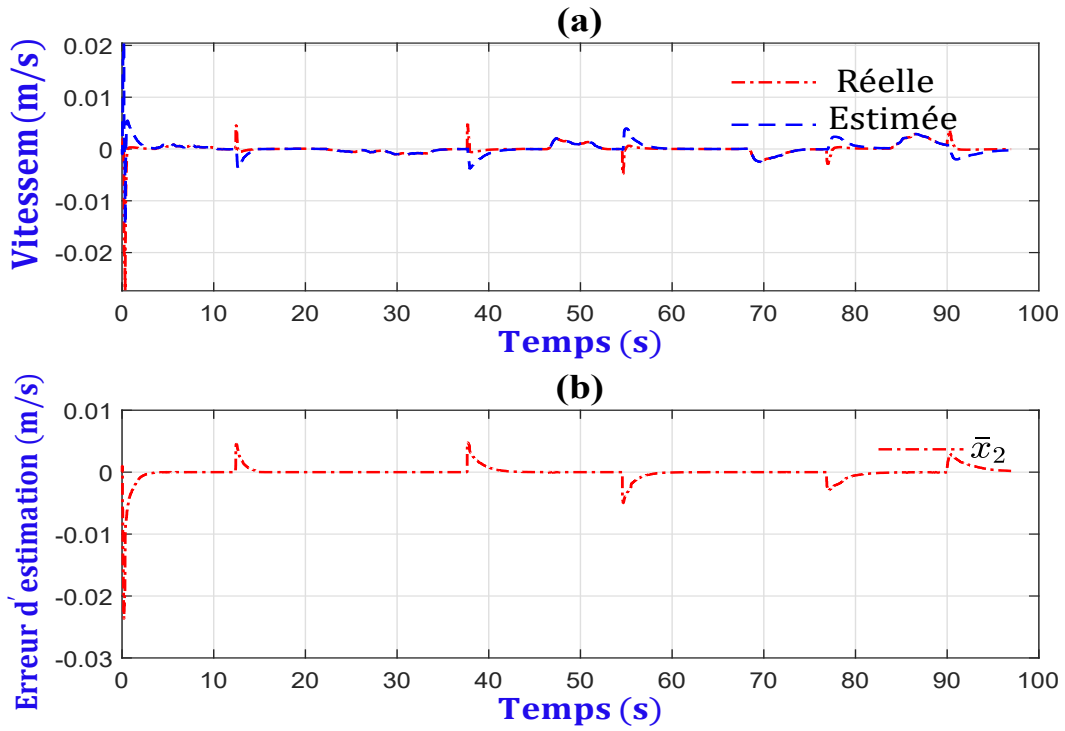


FIGURE 4.15 – Vitesses réelles et estimées du microrobot le long de l'axe x .

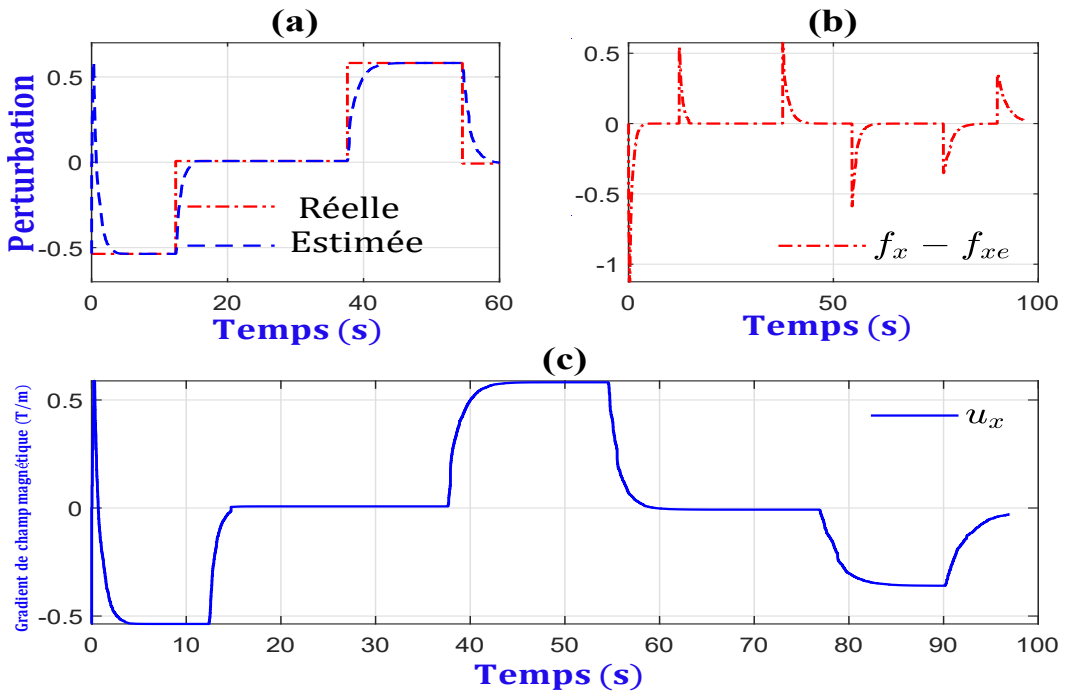


FIGURE 4.16 – (a) : Perturbations totales réelles et estimées. (b) : erreur d'estimation des perturbations. (c) : Évolution des variables manipulées (contrôle).

- Pendant l'expérimentation :
 1. Démarrer l'interface logicielle/matérielle,
 2. Activer le module de commande
 3. Alimenter les bobines du système d'actionnement magnétique,
 4. Mesurer la position du microrobot à l'aide du système de vision,
 5. Contrôler les courants envoyés pour chaque paire de bobine.

- En fin d'expérimentation :
 1. Mettre hors-tension les cartes EPOS4,
 2. Récupérer le microrobot,
 3. Récupérer les données de la camera (Data et vidéo),
 4. Analyser les données collectées.

4.7.1 Validation en 2D

Afin de valider le contrôleur basé sur l'observateur proposé donné par la Figure 4.13, des expériences en 2D ont été réalisées également en mettant en œuvre l'algorithme de contrôle sur le microrobot sphérique dont la trajectoire de référence le long des axes \vec{i} et \vec{j} est générée par le Joystick. Dans cette expérience, le microrobot a été soumis à de nombreuses perturbations, à savoir les dynamiques non modélisées et d'autres perturbations inconnues.

Les Figures 4.17, 4.18, et 4.19 donnent les résultats expérimentaux obtenus dans le cas de trois expériences en 2D.

Cette stratégie de commande montre clairement que le microrobot est capable de suivre avec succès la trajectoire de référence en dépit de la présence des perturbations. Cela est confirmé par les erreurs de position (voir les Figures A.1-(b), A.3-(b) et A.2-(b)). De plus, ces résultats démontrent clairement l'efficacité de l'observateur NESO dans l'estimation de l'état du microrobot (voir les Figures A.1-(a), A.3-(a) et A.2-(a)).

Les Figures (voir L'Annexe A.1-(d), A.3-(d) et A.2-(d)) montrent que l'observateur NESO proposé peut également estimer la totalité des perturbations. Les Figures A.1-(e), A.3-(e) et A.2-(e) représentent la commande en terme des courants fournis le long des axes \vec{i} et \vec{j} . Au cours des expériences réalisées, nous avons observé que la surchauffe des bobines est évitée puisque les commandes appliquées ne dépassent pas 1A.

En résumé, la commande MPC basée sur l'observateur NESO proposée dans cette partie permet de réaliser avec succès le contrôle du suivi de trajectoire du

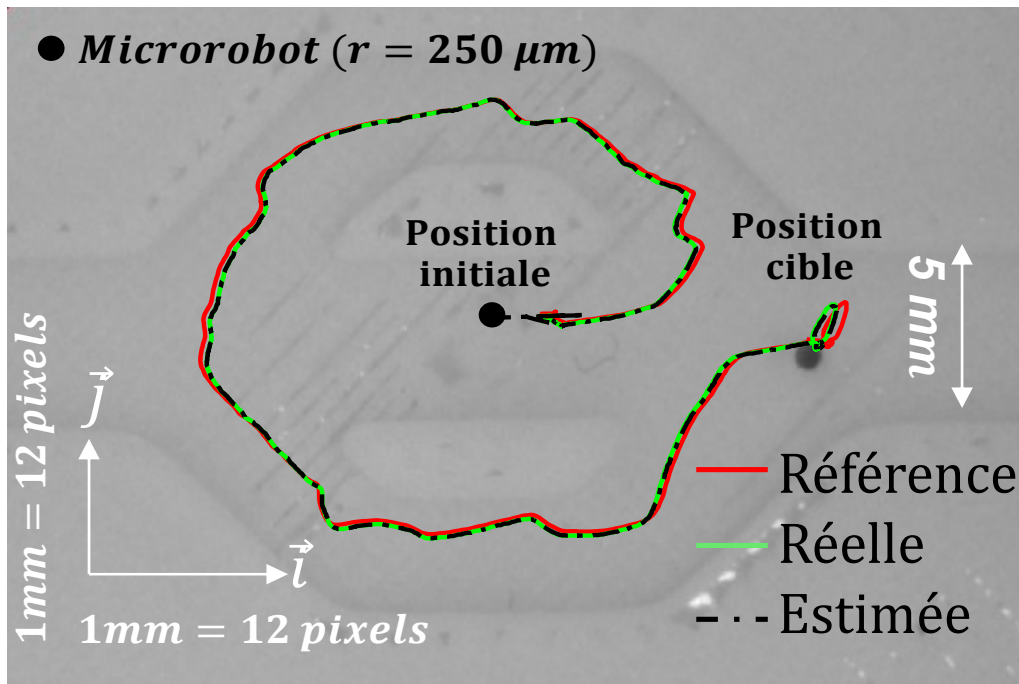


FIGURE 4.17 – Expérience 1 : Suivi 2D du microrobot de la stratégie de contrôle basé observateur proposée.

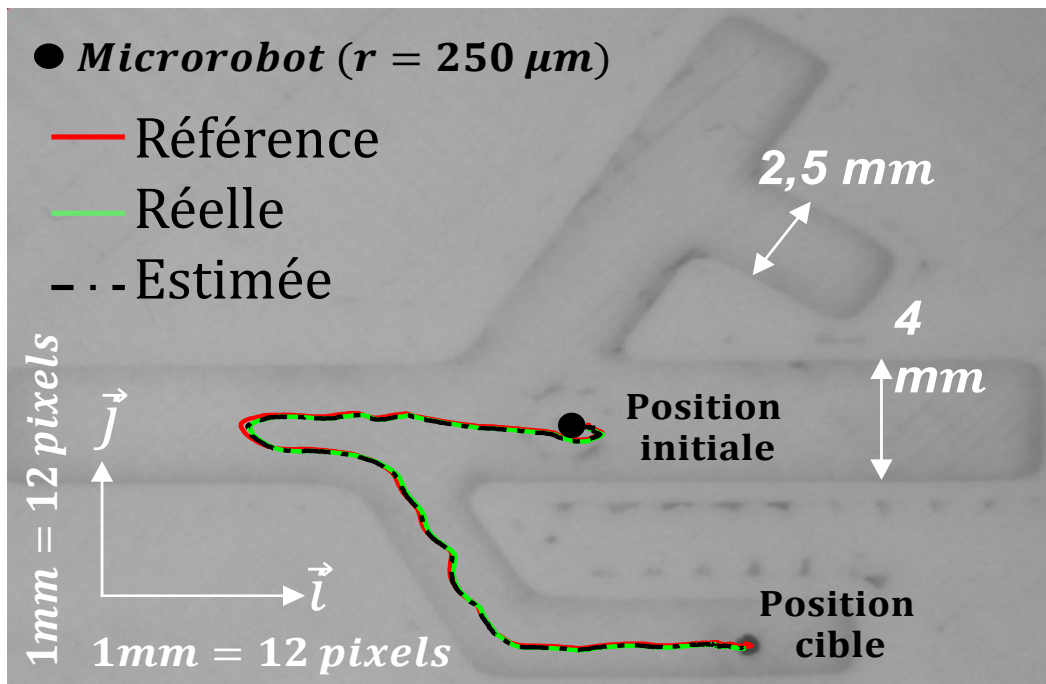


FIGURE 4.18 – Expérience 2 : Suivi 2D du microrobot de la stratégie de contrôle basé observateur proposée.

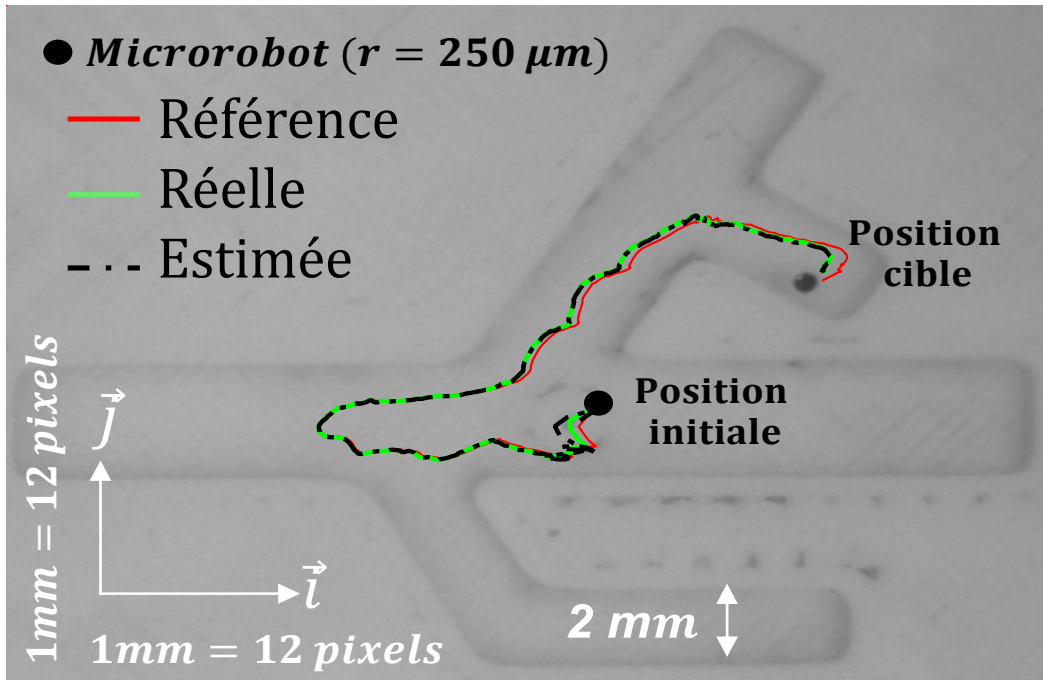


FIGURE 4.19 – Expérience 3 : Suivi 2D du microrobot de la stratégie de contrôle basé observateur proposée.

microrobot dans un environnement complexe. En outre, l'interaction entre l'opérateur et la commande au moyen d'un Joystick, est clairement concevable dans les structures vasculaires complexes.

4.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé deux approches pour le suivi de trajectoire d'un microrobot navigant dans un vaisseau sanguin. La première partie a introduit une stratégie de contrôle basée sur un observateur d'état, visant à guider le microrobot de sa position initiale à une position cible en suivant une trajectoire de référence générée par un joystick. Cette approche a montré son efficacité en termes de suivi de trajectoire et de rejet des perturbations, que ce soit dans des vaisseaux sanguins 1D ou 3D. De plus, elle s'est révélée plus performante que le contrôle prédictif généralisé dans le cas d'un vaisseau sanguin 1D.

La deuxième partie a présenté une approche, reposant sur une commande MPC basée sur un observateur d'état étendu non linéaire. Cette stratégie a été développée pour estimer et imposer une trajectoire de référence générée par un joystick dans un environnement fluide 2D. Les résultats des expériences et des simulations ont confirmé l'efficacité de cette approche en matière de suivi de trajectoire, et de rejet

de perturbations.

En conclusion, ces deux approches offrent des solutions prometteuses pour le suivi de trajectoire de microrobots dans des vaisseaux sanguins. Elles ont chacune leurs avantages et peuvent être adaptées ou combinées en fonction des besoins spécifiques de l'application. Ces résultats constituent une base solide pour le développement de nouveaux systèmes de commande avancés pour la navigation de microrobots même dans des environnements biomédicaux plus complexes.

Commande non linéaire dans un fluide biologique d'un microrobot magnétique

Sommaire

5.1	Introduction	122
5.2	Modélisation basée sur le modèle TS	122
5.2.1	Modèle polytopique TS et l'approche des secteurs non linéaires	123
5.3	Synthèse de la loi de commande PDC et application sur un microrobot	124
5.3.1	Représentation d'état du microrobot	124
5.3.2	Modèle TS du microrobot	125
5.4	Stratégie de contrôle proposée	127
5.4.1	Conception du contrôleur d'état flou T-S	127
5.4.1.1	Conception du compensateur de rejet de perturbations	130
5.4.2	Conception de l'observateur flou T-S	131
5.4.3	Analyse de la stabilité	132
5.5	Simulations et résultats	133
5.6	Conclusion	139

5.1 Introduction

L'ingénierie en terme de contrôle doit constamment faire face à de nouveaux défis technologiques afin d'améliorer les performances et la fiabilité des systèmes ainsi que la sécurité des utilisateurs. Le contrôle automatique basé sur des modèles est souvent utilisé pour atteindre ces objectifs. D'une part, un modèle doit représenter avec précision le comportement réel du système et d'autre part, il doit être exploitable pour la conception de commandes. En général, la complexité du modèle mathématique augmente avec la complexité des phénomènes physiques, ce qui rend difficile son utilisation. Les systèmes linéaires disposent d'une multiplicité d'outils d'analyse et de synthèse au détriment de la précision de représentation, par contre, les systèmes non linéaires sont plus complexes certes mais plus précis.

Afin d'exploiter les avantages des modèles linéaires et au même temps la qualité de représentation des modèles non linéaires, plusieurs modèles dotés de structures mathématiques différentes sont proposés pour simplifier la modélisation de systèmes non linéaires complexes. Parmi les modèles alternatifs proposés, nous pouvons citer le modèle de Takagi-Sugeno (TS) [176]. Ce dernier est largement utilisé en raison de sa propriété d'approximation universelle des modèles non linéaires. Le contrôle et l'observation basés sur le modèle T-S sont devenus une question clé dans la théorie du contrôle, donnant lieu à de nombreuses applications fructueuses (voir [177, 178] et les références qui s'y rapportent). Un modèle flou T-S se compose d'un ensemble de modèles linéaires, et chaque modèle linéaire décrit le comportement du système non linéaire autour d'un point de fonctionnement [176, 178]. Le comportement dynamique global du système non linéaire est ensuite représenté en utilisant des fonctions de pondération non linéaires qui caractérisent la contribution de chaque modèle linéaire.

Dans ce chapitre, nous présenterons dans un premier temps, les différentes techniques d'obtention d'un modèle T-S. Ensuite, dans un second temps une loi de commande classiquement développée pour cette famille de modèle nommée PDC (Parallel Distributed Compensation) est mise en place pour concevoir un contrôleur non linéaire pour le modèle du microrobot présenté dans le Chapitre 2. A la fin de ce chapitre, nous présentons les résultats de simulation obtenus.

5.2 Modélisation basée sur le modèle TS

Les modèles non linéaires décrivant les systèmes physiques peuvent être obtenus à partir de lois physiques ou à partir d'une identification basée sur des données

mesurées. Dans le premier cas, en utilisant une approche "boîte noire", le modèle obtenu est souvent non linéaire et complexe pour qu'il soit utilisé dans la conception de contrôleurs ou d'observateurs. Dans le second cas, en utilisant une approche "boîte blanche", l'identification des systèmes non linéaires reste un défi majeur pour la communauté [179, 180]. L'approche de modélisation par des modèles polytopiques TS consiste à remplacer le modèle non linéaire par une interpolation convexe variable dans le temps d'un ensemble de sous-modèles linéaires. En choisissant de manière appropriée le nombre de sous-modèles et des fonctions dite de pondération, une grande classe de modèles non linéaires peuvent être représentées par un modèle polytopique (MP). De ce fait, le modèle MP peut être obtenu à partir d'une procédure d'identification (modélisation expérimentale ou boîte blanche) ou de transformations d'un modèle non linéaire (modélisation boîte blanche). Lorsqu'un modèle mathématique non linéaire du système est disponible, il est possible de suivre une procédure de modélisation en boîte blanche pour obtenir un modèle TS. Une façon simple d'obtenir une forme de MP est basée sur des linéarisations multiples du modèle non linéaire autour de différents points de fonctionnement et, par conséquent, le MP obtenu est une approximation du modèle non linéaire. En outre, si les non-linéarités du modèle sont limitées au moins dans un ensemble compact, il est possible de réécrire un modèle non linéaire sous une forme MP [181]. De cette manière, le MP obtenu est une réécriture exacte du modèle non linéaire, ce qui signifie que les trajectoires d'état des deux modèles sont les mêmes. Dans cette section, cette dernière approche appelée aussi approche par secteur non linéaire est utilisée.

5.2.1 Modèle polytopique TS et l'approche des secteurs non linéaires

L'approche des secteurs non linéaires présentée dans cette sous-section, également connue sous le nom de transformation polytopique convexe, n'est certainement pas une approximation du système non linéaire original, mais une réécriture équivalente, et donc exacte, du modèle non linéaire original dans un compact de l'espace considéré [182]. Cependant, les variables de décision (prémises) mises en jeu pour la réécriture équivalente du modèle non linéaire sont dans la plupart des études de transformation polytopique convexe, des variables de décision mesurables (VDM) [183]. Néanmoins, l'utilisation de l'état comme variable de décision permet la description d'une classe plus large de systèmes non linéaires en utilisant des variables de décision non mesurables (VDNM) [184] qui dépendent de l'entrée et/ou de l'état du système.

Dans le cadre de la navigation du microrobot, la modélisation TS est utilisée dans ce chapitre pour réduire la complexité du modèle du microrobot liée à son comportement fortement non linéaire, et d'éviter ainsi le recours à une représentation linéaire [?].

5.3 Synthèse de la loi de commande PDC et application sur un microrobot

Dans cette section, l'approche du modèle polytopique est employée pour proposer une architecture de contrôle basée sur observateur d'un microrobot magnétique endovasculaire. La conception de la lois de commande proposée est basée sur les lois de commande couramment développées pour cette famille de modèles nommées PDC (Parallel Distributed Compensation). On peut souligner que la structure de la loi de commande PDC utilisée dans ce chapitre vise à contrôler l'erreur de suivi de trajectoire du microrobot naviguant dans un vassaux sanguin. La trajectoire désirée est déterminée de manière optimale à partir d'une image IRM, à l'aide de la méthode de marche rapide, en spécifiant à la fois le point d'injection et le point cible du microrobot. L'objectif consiste à développer une stratégie de contrôle, basée sur un contrôleur d'état flou T-S et un observateur, pour achever le suivi de trajectoire en combinaison avec un compensateur des effets de perturbations. L'observateur flou T-S est utilisé pour récupérer l'état complet à partir de la position mesurée du microrobot. Pour surmonter le problème de surchauffe des bobines et rejeter les perturbations, le réglage du contrôleur flou T-S est effectué en imposant une contrainte sur l'amplitude de gradient du champ magnétique manipulé. La structure de commande et la stabilité de la boucle fermée globale est assurée en utilisant le principe de séparation. Par conséquent, le réglage du contrôleur et de l'observateur est réalisé par la résolution d'un ensemble d'inégalités matricielles linéaires.

5.3.1 Représentation d'état du microrobot

Nous avons vu dans le Chapitre 2 que le modèle dynamique du microrobot est déterminé à l'aide de la loi fondamentale de la dynamique (voir le cas non linéaire de la Sous-section 2.5.2). Prenons le vecteur d'état $\mathcal{X} = [x_1, x_2, x_3, x_4]^T = [x, z, \dot{x}, \dot{z}]^T$, et en considérant les expressions des forces (2.43), (2.16) et (2.27), la représentation d'état du microrobot prend la forme suivante :

$$\dot{x}_1 = x_3 \quad (5.1)$$

$$\dot{x}_2 = x_4 \quad (5.2)$$

$$\dot{x}_3 = -f(v_r) x_3 + \beta u_x + f(v_r) v_s(x_2) v_t \quad (5.3)$$

$$\dot{x}_4 = -f(v_r) x_4 + \beta u_y + F_g \quad (5.4)$$

avec

$$f(v_r) = a_1 + a_2 v_r + \frac{a_3 v_r}{1 + \alpha \sqrt{v_r}} \quad (5.5)$$

et v_r est donné par l'équation (2.48).

5.3.2 Modèle TS du microrobot

Le comportement dynamique d'un système non linéaire peut être décrit avec précision par un modèle flou de Takagi-Sugeno (T-S) [176, 185]. En raison de sa capacité d'approximation, le modèle flou T-S a été utilisé avec succès comme une solution alternative attrayante pour la modélisation des systèmes non linéaires [176]. Le modèle T-S est un ensemble de règles d'inférences **IF-THEN**, qui représentent une collection de modèles d'état linéaires locaux du système non linéaire. Par conséquent, le modèle flou T-S du modèle non linéaire du microrobot (5.1)–(5.4) prend la forme suivante [176, 185] :

Règle du microrobot κ :

$$\begin{array}{l} \mathbf{IF} \bar{z}_1 \text{ is } w_\kappa^1 \text{ and } \dots \text{ and } \bar{z}_p \text{ is } w_\kappa^p \\ \mathbf{THEN} \begin{cases} \dot{x} = h_\kappa(\bar{z}) (A_\kappa \mathcal{X} + B_\kappa u + D_\kappa W_a + E_\kappa v_t), & \kappa = 1, \dots, r \\ y = C_\kappa x \end{cases} \end{array} \quad (5.6)$$

où \bar{z}_l ($l = 1, \dots, p$) sont les variables de prémisse, qui s'écrivent dans notre cas en fonction du vecteur d'état du microrobot \mathcal{X} , w_κ^l ($\kappa = 1, \dots, r$, $l = 1, \dots, p$) sont les ensembles flous. r et p sont respectivement les nombre des règles floues et des ensembles flous. A_κ , B_κ , C_κ , D_κ et E_κ sont les matrices des modèles linéaires locaux aux dimensions appropriées. Le modèle flou T-S (5.6), qui contient $r = 2^n$ règles (n étant le nombre de non-linéarités dans le modèle du microrobot (5.1)–(5.4)), est obtenu à l'aide de la méthode de secteurs non-linéaire, qui est une méthode de réécriture exacte du modèle non linéaire [176, 162]. La contribution de chaque sous-modèle linéaire dans la représentation globale est basée sur une fonction de

pondération $h_\kappa(\bar{z}(t))$ définies comme suit :

$$h_\kappa(\bar{z}(t)) = \frac{\bar{w}_\kappa(\bar{z}(t))}{\sum_{\kappa=1}^r \bar{w}_\kappa(\bar{z}(t))} \quad (5.7)$$

avec

$$\bar{w}_\kappa(\bar{z}(t)) = \prod_{l=1}^p w_\kappa^l(\bar{z}_l(t)) > 0 \quad (5.8)$$

Le modèle flou T-S global peut s'écrire sous la forme suivante [162, Lemma 1] :

$$\dot{\mathcal{X}} = A_{\bar{z}(t)} \mathcal{X} + B_{\bar{z}(t)} u + D_{\bar{z}(t)} W_a + E_{\bar{z}(t)} v_t \quad (5.9)$$

$$y = C_{\bar{z}(t)} \mathcal{X} \quad (5.10)$$

avec

$$\begin{aligned} A_{\bar{z}(t)} &= \sum_{\kappa=1}^r h_\kappa(\bar{z}(t)) A_\kappa, & B_{\bar{z}(t)} &= \sum_{\kappa=1}^r h_\kappa(\bar{z}(t)) B_\kappa, & D_{\bar{z}(t)} &= \sum_{\kappa=1}^r h_\kappa(\bar{z}(t)) D_\kappa, \\ E_{\bar{z}(t)} &= \sum_{\kappa=1}^r h_\kappa(\bar{z}(t)) E_\kappa, & C_{\bar{z}(t)} &= \sum_{\kappa=1}^r h_\kappa(\bar{z}(t)) C_\kappa \end{aligned} \quad (5.11)$$

En utilisant l'approche par secteur non linéaire, le modèle TS obtenu contient $r = 2^2$ sous-modèles flous.

Les matrices A_κ , B_κ , C_κ , D_κ et E_κ sont données comme suit :

$$\begin{aligned} A_\kappa &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & \sigma_\kappa^1 n_1^{\max} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \sigma_\kappa^1 n_1^{\max} \end{bmatrix}, & B_\kappa &= \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ b_1 & 0 \\ 0 & b_2 \end{bmatrix}, & D_\kappa &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \\ E_\kappa &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \sigma_\kappa^2 n_2^{\max} \\ 0 \end{bmatrix}, & C_\kappa &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.12)$$

avec $\sigma_1^1 = \sigma_2^1 = \sigma_3^2 = \sigma_4^2 = 1$ et $\sigma_1^2 = \sigma_2^2 = \sigma_3^1 = \sigma_4^1 = -1$. n_1^{\max} et n_2^{\max} sont respectivement les maximums des non-linéarités n_1 et n_2 du modèle du microrobot donnés comme suit :

$$n_1(v_r) = f(v_r) \quad (5.13)$$

$$n_2(v_r, x_2) = f(v_r) v_s(x_2) \quad (5.14)$$

hypothèse 7. *Le modèle linéaire local, c'est-à-dire les paires (A_κ, C_κ) sont observables.*

Remarque 5.1. Dans la plupart des travaux traitant de la modélisation floue T-S, les variables de prémisses \bar{z}_κ ($\kappa = 1, \dots, r$) sont en fonctions des variables mesurables, c'est-à-dire en fonction des variables de commande et/ou de sortie. La commande PDC basée sur observateur développée dans ce chapitre, utilise les variables d'états $\mathcal{X}(t)$ du microrobot comme variables prémisses non mesurables.

Dans ce qui suit, un contrôleur flou T-S qui stabilise l'erreur de suivi du microrobot, et un observateur flou T-S qui reconstruit l'état complet du microrobot sont développés en utilisant le modèle flou T-S (5.9)–(5.10).

5.4 Stratégie de contrôle proposée

Dans cette section, une stratégie de contrôle du microrobot magnétique basée sur un observateur, qui permet d'obtenir un suivi de trajectoire en 2D, est proposée. Le schéma de contrôle (voir la Figure 5.1) consiste à utiliser un contrôleur d'état flou T-S en conjonction avec un compensateur de rejet des perturbations. Le contrôleur flou T-S assure le suivi de trajectoire, tandis que le compensateur rejette les effets des perturbations causées par la vitesse du sang et la force du poids apparent du microrobot. De plus, un observateur flou T-S est également utilisé pour estimer l'état complet du microrobot à partir de sa position fournie par un système de vision. La trajectoire 2D optimale souhaitée est déterminée à l'aide de la méthode dite de marche rapide (FMM : Fast Marching Method) [186] à partir d'une image fournie par un dispositif IRM, et la trajectoire de référence \mathcal{X}^d est défini à l'aide des variables virtuelles souhaitées (VDVs : virtual desired variables) [187].

5.4.1 Conception du contrôleur d'état flou T-S

Désignons par \mathcal{X}^d l'état désiré défini à l'aide des VDVs, l'objectif consiste à concevoir un contrôleur qui force l'état \mathcal{X} du microrobot à suivre \mathcal{X}^d , c'est-à-dire :

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \|\bar{x}\| = 0 \quad (5.15)$$

où \bar{x} est l'erreur de suivi définie comme suit :

$$\bar{x} = \mathcal{X} - \mathcal{X}^d \quad (5.16)$$

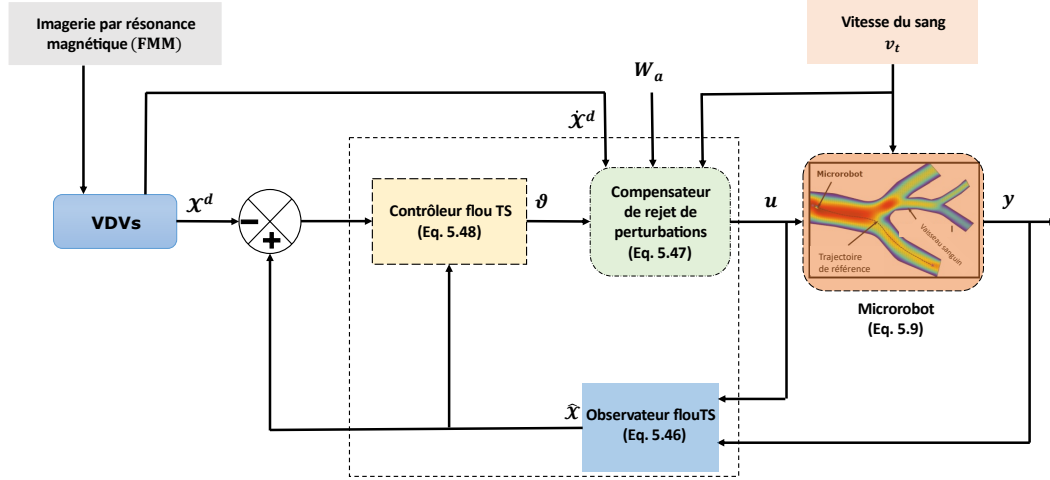


FIGURE 5.1 – Stratégie de contrôle proposée.

En différenciant l'erreur de suivi \bar{x} , par rapport au temps, on obtient :

$$\dot{\bar{x}} = \dot{\mathcal{X}} - \dot{\mathcal{X}}^d \quad (5.17)$$

et en substituant (5.9) dans (5.17), on obtient :

$$\dot{\bar{x}} = A_{\bar{z}(t)} \mathcal{X} + B_{\bar{z}(t)} u + D_{\bar{z}(t)} W_a + E_{\bar{z}(t)} v_t - \dot{\mathcal{X}}^d \quad (5.18)$$

Maintenant, en utilisant l'Équation (5.16), l'Équation (5.18) prend la forme :

$$\dot{\bar{x}} = A_{\bar{z}(t)} (\bar{x} + \mathcal{X}^d) + B_{\bar{z}(t)} u + D_{\bar{z}(t)} W_a + E_{\bar{z}(t)} v_t - \dot{\mathcal{X}}^d \quad (5.19)$$

qui peut être réécrite comme suit :

$$\dot{\bar{x}} = A_{\bar{z}(t)} \bar{x} + B_{\bar{z}(t)} \vartheta \quad (5.20)$$

avec

$$B_{\bar{z}(t)} \vartheta = B_{\bar{z}(t)} u + A_{\bar{z}(t)} \mathcal{X}^d + E_{\bar{z}(t)} v_t + D_{\bar{z}(t)} W_a - \dot{\mathcal{X}}^d \quad (5.21)$$

où $\vartheta = [\vartheta_x, \vartheta_z]^T$ est le nouveau vecteur des variables manipulées, c'est-à-dire les nouvelles commandes à utiliser pour stabiliser le microrobot T-S (5.9)-(5.10). Il est proposé de définir ces nouvelles commandes au moyen d'un contrôleur flou T-S de la forme [188] :

Règle du contrôleur κ :

IF \bar{z}_1 is w_κ^1 and ... and \bar{z}_p is w_κ^p

$$\text{THEN } \vartheta = -\bar{F}_\kappa \bar{x} \quad (5.22)$$

ainsi, le contrôleur flou global est donné comme suit :

$$\vartheta = -\bar{F}_{\bar{z}(t)} \bar{x} \quad (5.23)$$

avec

$$\bar{F}_{\bar{z}(t)} = \sum_{\kappa=1}^r h_\kappa(\bar{z}(t)) \bar{F}_\kappa \quad (5.24)$$

et \bar{F}_κ ($i = 1, \dots, r$) sont les matrices de gain de rétroaction d'état à concevoir pour que le système en boucle fermée résultant soit stable.

Le modèle T-S (5.9)–(5.10) peut être stabilisé en utilisant le retour d'état (5.23), avec le taux de décroissance $\rho > 0$, s'il existe des matrices M_κ ($\kappa = 1, \dots, r$) et $X > 0$ telles que les LMIs suivantes sont vérifiées [160, Théorème 2.2] :

$$\Psi_{\kappa\kappa} < 0, \quad \kappa = 1, \dots, r \quad (5.25)$$

$$\frac{2}{r-1} \Psi_{\kappa\kappa} + \Psi_{\kappa l} + \Psi_{l\kappa} < 0, \quad \kappa, l = 1, \dots, r \text{ and } \kappa \neq l \quad (5.26)$$

avec

$$\Psi_{\kappa\kappa} = X A_\kappa^T + A_\kappa X - M_\kappa^T B_\kappa^T - B_\kappa M_\kappa + \rho X \quad (5.27)$$

Comme nous l'avons souligné dans l'introduction, la manipulation du champ magnétique entraîne une surchauffe des bobines. Pour éviter ce problème et minimiser ses conséquences, il est proposé dans cette approche de limiter l'énergie magnétique totale dépensée en imposant une contrainte sur la variable manipulée donnée comme suit [162] :

$$\|\vartheta\| \leq \vartheta_{\max} \quad (5.28)$$

où ϑ_{\max} est l'amplitude maximale de la variable ϑ .

Au point d'injection, le microrobot est au repos, c'est-à-dire que sa vitesse est nulle et que sa position initiale est fournie par un système de vision. Par conséquent, à $t = 0$, la condition initiale $\bar{x}(0)$ est connue. Dans ce cas, la contrainte sur la variable manipulée (5.28) peut être appliquée s'il existe des matrices M_κ et $X > 0$ telles que

les LMIs suivantes soient satisfaites [162, Lemma 2] :

$$\begin{bmatrix} 1 & \bar{x}^T(0) \\ \bar{x}(0) & X \end{bmatrix} \geq 0 \quad (5.29)$$

$$\begin{bmatrix} X & M_\kappa^T \\ M_\kappa & \vartheta_{\max}^2 I \end{bmatrix} \geq 0 \quad (5.30)$$

En résumé, le retour d'état (5.23) assure une stabilité asymptotique en boucle fermée, avec un taux de convergence ρ , tout en respectant la contrainte sur la variable manipulée (5.28), s'il existe des matrices M_κ ($\kappa = 1, \dots, r$) et $X > 0$ qui satisfont les LMIs (5.25), (5.26), (5.29) et (5.30). Dans ce cas, les matrices de gain d'état \bar{F}_κ sont données par [162] :

$$\bar{F}_\kappa = M_\kappa X^{-1}, \quad \kappa = 1, \dots, r \quad (5.31)$$

5.4.1.1 Conception du compensateur de rejet de perturbations

Le contrôleur d'état flou T-S (5.23) fournit le contrôle auxiliaire ϑ . D'un point de vue pratique, la commande réelle à appliquer au microrobot est le gradient de champ magnétique, c'est-à-dire la commande u . Ainsi, pour calculer la loi de commande u , écrivons l'équation (5.21) sous la forme suivante :

$$B_{\bar{z}(t)} (u - \vartheta) = -A_{\bar{z}(t)} \mathcal{X}^d - E_{\bar{z}(t)} v_t - D_{\bar{z}(t)} W_a + \dot{\mathcal{X}}^d \quad (5.32)$$

et réorganiser les matrices $A_{\bar{z}(t)}$, $B_{\bar{z}(t)}$, $E_{\bar{z}(t)}$, $D_{\bar{z}(t)}$, et l'état désiré \mathcal{X}^d comme suit :

$$A_{\bar{z}(t)} = \begin{bmatrix} \bar{A}_1 \\ \bar{A}_2 \end{bmatrix}, \quad B_{\bar{z}(t)} = \begin{bmatrix} 0_{2 \times 2} \\ \bar{B} \end{bmatrix}, \quad E_{\bar{z}(t)} = \begin{bmatrix} 0_{2 \times 1} \\ \bar{E} \end{bmatrix}, \quad D_{\bar{z}(t)} = \begin{bmatrix} 0_{2 \times 1} \\ \bar{D} \end{bmatrix} \quad (5.33)$$

avec $\bar{A}_1, \bar{A}_2 \in \mathcal{R}^{2 \times 4}$, $\bar{B} \in \mathcal{R}^{2 \times 2}$, and $\bar{E}, \bar{D} \in \mathcal{R}^2$.

Ainsi, l'équation (5.32) peut être réécrite sous la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} 0_{2 \times 2} \\ \bar{B} \end{bmatrix} (u - \vartheta) = - \begin{bmatrix} \bar{A}_1 \\ \bar{A}_2 \end{bmatrix} \mathcal{X}^d - \begin{bmatrix} 0_{2 \times 1} \\ \bar{E} \end{bmatrix} v_t - \begin{bmatrix} 0_{2 \times 1} \\ \bar{D} \end{bmatrix} W_a + \begin{bmatrix} \bar{C}_1 \\ \bar{C}_2 \end{bmatrix} \dot{\mathcal{X}}^d \quad (5.34)$$

avec

$$\bar{C}_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \bar{C}_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Comme la magnétisation du microrobot \mathcal{M} ne s'annule pas, c'est-à-dire $\beta \neq 0$,

la matrice \bar{B} n'est pas singulière. Dans ce cas, l'équation (5.34) donne la loi de commande :

$$u = \bar{B}^{-1} \left(\bar{C}_2 \dot{\mathcal{X}}^d - \bar{A}_2 \mathcal{X}^d - \bar{E} v_t - \bar{D} W_a \right) + \vartheta \quad (5.35)$$

Le compensateur de rejet des perturbations (5.35) permet de compenser les effets de la vitesse du sang et de la force de poids apparent, supposés être des perturbations connues.

D'après l'équation (5.35), comme \mathcal{X}^d , v_t et W_a sont des signaux bornés bien connus, il est clair qu'en ajustant ϑ , c'est-à-dire en imposant la condition (5.28), le contrôle réel u est également ajustable, ce qui permet d'éviter la surchauffe des bobines.

5.4.2 Conception de l'observateur flou T-S

L'implémentation du contrôleur flou T-S (5.23) nécessite l'état complet \mathcal{X} du microrobot. Notons que les vitesses le long des deux axes ne sont pas disponibles à la mesure. Par conséquent, pour reconstruire l'état complet \mathcal{X} à partir de la mesure disponible, c'est-à-dire de la position du microrobot fournie par le système de vision, nous utilisons l'observateur flou TS suivant :

$$\dot{\hat{\mathcal{X}}} = A_{\hat{z}(t)} \hat{\mathcal{X}} + B_{\hat{z}(t)} u + D_{\hat{z}(t)} W_a + E_{\hat{z}(t)} v_t + L_{\hat{z}(t)} (y - \hat{y}) \quad (5.36)$$

$$\hat{y} = C_{\hat{z}(t)} \hat{\mathcal{X}} \quad (5.37)$$

avec

$$L_{\hat{z}(t)} = \sum_{\kappa=1}^r h_{\kappa}(\hat{z}(t)) L_{\kappa} \quad (5.38)$$

où \hat{z} sont les prémisses estimées, $L_{\hat{z}(t)}$ est le gain de l'observateur, $\hat{\mathcal{X}}$ est le vecteur d'état estimé, et $y - \hat{y}$ est l'erreur de position estimé (la différence entre les sorties mesurées et estimées). L'observateur (5.36)–(5.37) est une somme d'une copie du modèle flou (5.9)–(5.10) du microrobot et d'un terme de correction $L_{\hat{z}(t)} (y - \hat{y})$.

En substituant (5.23) dans (5.35), on obtient :

$$u = \phi - \bar{F}_{\hat{z}} \hat{\mathcal{X}} \quad (5.39)$$

avec $\phi = \bar{B}^{-1} \left(\bar{C}_2 \dot{\mathcal{X}}^d - \bar{A}_2 \mathcal{X}^d - \bar{E} v_t - \bar{D} W_a \right) + \bar{F}_{\hat{z}} \mathcal{X}^d$.

Notons que les matrices B_{κ} , D_{κ} et C_{κ} sont indépendantes de l'état du microrobot \mathcal{X} , ce qui implique les égalités suivantes :

$$B_{\bar{z}} = B_{\hat{z}}, D_{\bar{z}} = D_{\hat{z}}, C_{\bar{z}} = C_{\hat{z}} \quad (5.40)$$

Maintenant, en substituant la loi de commande (5.39) dans (5.10) et (5.46), on obtient :

$$\dot{\mathcal{X}} = A_{\bar{z}} \mathcal{X} - B_{\bar{z}} F_{\hat{z}} \hat{\mathcal{X}} + B_{\bar{z}} \phi + D_{\bar{z}} W_a + E_{\bar{z}} v_t \quad (5.41)$$

$$\dot{\hat{\mathcal{X}}} = A_{\hat{z}} \hat{\mathcal{X}} + B_{\bar{z}} \phi - B_{\bar{z}} F_{\hat{z}} \hat{\mathcal{X}} + D_{\bar{z}} W_a + E_{\hat{z}} v_t + L_{\hat{z}} C_{\bar{z}} (\mathcal{X} - \hat{\mathcal{X}}) \quad (5.42)$$

En tenant compte de (5.40), la combinaison des équations (5.41) et (5.42) donne l'équation de la dynamique de l'erreur d'estimation $e = \mathcal{X} - \hat{\mathcal{X}}$ comme suit :

$$\dot{e} = (A_{\bar{z}} - L_{\hat{z}} C_{\bar{z}}) e + \Delta_e \quad (5.43)$$

avec $\Delta_e = (A_{\bar{z}} - A_{\hat{z}}) \mathcal{X} + (E_{\bar{z}} - E_{\hat{z}}) v_t$.

L'erreur d'estimation (5.43) est dite ISS stable, s'il existe des matrices K_κ ($\kappa = 1, \dots, r$) et P qui satisfont les LMIs suivantes [189, 190] :

$$\begin{bmatrix} A_\kappa^T P + P A_\kappa - K_\kappa C_\kappa - C_\kappa^T K_\kappa^T + I & P \\ P & -\lambda^2 I \end{bmatrix} < 0 \quad (5.44)$$

où λ est le taux d'atténuation du transfert de e à Δ_e . Enfin, Les matrices de gain L_κ de l'observateur sont données par [189, 190] :

$$L_\kappa = P^{-1} K_\kappa \quad (5.45)$$

En résumé, la stratégie de contrôle proposée (Fig. 5.1) est décrite par les équations suivantes :

$$\dot{\hat{\mathcal{X}}} = A_{\hat{z}(t)} \hat{\mathcal{X}} + B_{\hat{z}(t)} u + D_{\hat{z}(t)} W_a + E_{\hat{z}(t)} v_t + L_{\hat{z}(t)} (y - \hat{y}) \quad (5.46)$$

$$u = \bar{B}^{-1} \left(\bar{C}_2 \dot{\mathcal{X}}^d - \bar{A}_2 \mathcal{X}^d - \bar{E} v_t - \bar{D} W_a \right) + \vartheta \quad (5.47)$$

$$\vartheta = -\bar{F}_{\hat{z}} (\hat{\mathcal{X}} - \mathcal{X}^d) \quad (5.48)$$

5.4.3 Analyse de la stabilité

Dans cette sous-section, la stabilité de la stratégie de contrôle proposée est étudiée. Nous montrons que le principe de séparation s'applique dans notre cas, puis en considérant la dynamique de l'erreur de suivi, nous pouvons tirer une conclusion sur la stabilité du système en boucle fermée. Les équations (5.41) et (5.43) peuvent être écrites sous la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} \dot{\mathcal{X}} \\ \dot{e} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{\bar{z}} - B_{\bar{z}} \bar{F}_{\bar{z}} & -B_{\bar{z}} \bar{F}_{\bar{z}} \\ 0 & A_{\hat{z}} - L_{\hat{z}} C_{\bar{z}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathcal{X} \\ e \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \Delta_x \\ \Delta_e \end{bmatrix} \quad (5.49)$$

avec

$$\Delta_x = B_{\bar{z}} \phi + D_{\bar{z}} W_a + E_{\bar{z}} v_t \quad (5.50)$$

De l'équation (5.49), il résulte que le réglage du contrôleur (5.23) et de l'observateur (5.36), c'est-à-dire la détermination des matrices (5.31) et (5.45), peut être effectué de manière séparée. Maintenant, en substituant (5.23) dans (5.20), on obtient le système en boucle fermée en termes d'erreur de poursuite \bar{x} , comme suit :

$$\dot{\hat{x}} = A_{\bar{z}} \bar{x} - B_{\bar{z}} \bar{F}_{\hat{z}} \hat{x} \quad (5.51)$$

et puisque $\hat{x} = \bar{x} + e$, il vient

$$\dot{\hat{x}} = (A_{\bar{z}} - B_{\bar{z}} \bar{F}_{\hat{z}}) \bar{x} - B_{\bar{z}} \bar{F}_{\hat{z}} e \quad (5.52)$$

Comme nous l'avons indiqué dans la sous-section 5.4.2, l'erreur d'état e est ISS stable si les matrices K_{κ} sont déterminées de manière à ce que la condition (5.44) soit satisfaite. Par conséquent, la convergence de l'observateur est assurée, c'est-à-dire que l'erreur d'estimation $e \rightarrow 0$ quand $t \rightarrow +\infty$. D'après l'équation (5.52), comme la matrice $A_{\bar{z}} - B_{\bar{z}} \bar{F}_{\hat{z}}$ est stable (dite de Hurwitz), il en résulte que l'erreur de suivi $\bar{x} \rightarrow 0$ quand $t \rightarrow \infty$, c'est-à-dire, $\mathcal{X} \rightarrow \mathcal{X}^d$ quand $t \rightarrow \infty$.

5.5 Simulations et résultats

Dans cette section, l'efficacité de la stratégie de contrôle proposée (Figure 5.1) est évaluée par simulation. Les paramètres du microrobot sont résumés dans le Tableau 5.1 et les conditions initiales du microrobot et de l'observateur sont respectivement $x(0) = [0.5, 0, 10, 10]^T \times 10^{-3}$ et $\hat{x}(0) = [0.5, 0, 8, 8]^T \times 10^{-3}$. Les performances sont évaluées sans et avec le bruit de mesure. Dans ce dernier cas, on suppose que les sorties mesurées sont affectées par un signal de bruit blanc gaussien d'écart type égal à 0,005.

Le modèle de Womersley [191] est utilisé pour générer la vitesse périodique du sang v_t . Ainsi, une série de Fourier tronquée du premier ordre de l'équation (5.53) est utilisée dans toutes les simulations.

$$v_f(t) = 0.035 (1 + 1.15 \sin(2 \pi t)) \quad (5.53)$$

Le modèle flou T-S (5.9)–(5.10) du microrobot comporte quatre règles, c'est-à-

TABLE 5.1 – Microrobot et paramètres du vaisseau sanguin.

Symbole	Désignation	Valeur
η	Viscosité du fluide	16×10^{-3} [Pa \times s]
ρ	Densité du fluide	8 [g \times cm ³]
ρ_f	Densité du Robot	6.7 [g/cm ³]
τ_0	Occlusion partielle	1
m	Masse du microrobot	4.9087×10^{-7} [Kg]
r_m	Rayon du microrobot	2.5×10^{-4} [m]
R	Diamètre du vaisseau	15×10^{-4} [m]
\mathcal{M}	Magnétisation du microrobot	1.950×10^6 A/m

dire $r = 4$. Les fonctions de pondération h_i ($i = 1, 4$) sont définies comme dans l'Annexe A.

Les gains du contrôleur (5.31) sont déterminés en résolvant l'ensemble des LMIs donnés par (5.25), (5.26), (5.29) et (5.30) avec $\vartheta_{\max} = 1$ T/m. Les gains de l'observateur (5.45) sont déterminés en résolvant la LMI (5.44) à l'aide du solveur YALMIP [167], qui donne les matrices suivantes :

$$\bar{F}_1 = \bar{F}_2 = \begin{bmatrix} 1.1437 & -0.0046 & -0.5787 & -0.0003 \\ -0.0046 & 1.1505 & -0.0003 & -0.5783 \end{bmatrix} \quad (5.54)$$

$$\bar{F}_3 = \bar{F}_4 = \begin{bmatrix} 1.1482 & -0.0046 & -0.3779 & -0.0003 \\ -0.0046 & 1.1550 & -0.0003 & -0.3776 \end{bmatrix} \quad (5.55)$$

$$L_1 = L_2 = \begin{bmatrix} 1.1036 & 0 \\ 0 & 1.1036 \\ 70.1903 & 0 \\ 0 & 70.1903 \end{bmatrix}, \quad L_3 = L_4 = \begin{bmatrix} 1.1051 & 0 \\ 0 & 1.1051 \\ 49.2516 & 0 \\ 0 & 49.2516 \end{bmatrix} \quad (5.56)$$

$$P = 10^{-2} \begin{bmatrix} 48.78 & 0 & 0.15 & 0 \\ 0 & 48.78 & 0 & 0.15 \\ 0.15 & 0 & 0.63 & 0 \\ 0 & 0.15 & 0 & 0.63 \end{bmatrix} \quad (5.57)$$

$$X = 10^{-2} \begin{bmatrix} 4.25 & 0 & -24.27 & 0 \\ 0 & 4.25 & 0 & -24.27 \\ -24.27 & 0 & 171.87 & 0 \\ 0 & -24.27 & 0 & 171.87 \end{bmatrix} \quad (5.58)$$

et le taux d'atténuation $\lambda = 1.0538$ pour le transfert de la perturbation Δ_e vers e .

La première simulation concerne le problème de suivi de trajectoire dont l'objectif consiste à forcer le microrobot à suivre la trajectoire 2D définie comme suit :

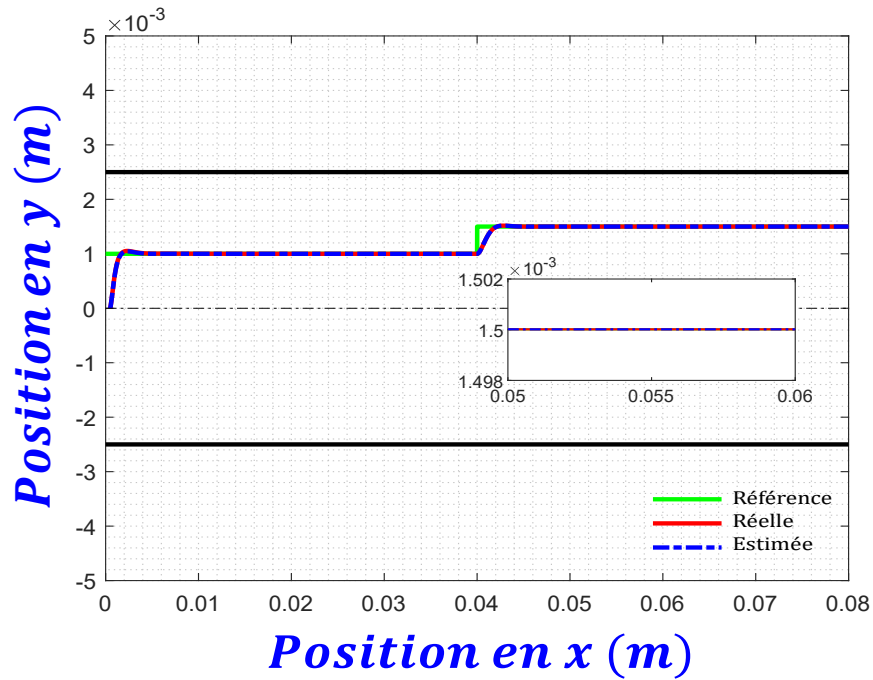
$$x_1^d(t) = 0.01 t \quad (5.59)$$

$$x_2^d(t) = \begin{cases} \frac{D}{5} & t \leq 4 \\ \frac{3D}{10} & t > 4 \end{cases} \quad (5.60)$$

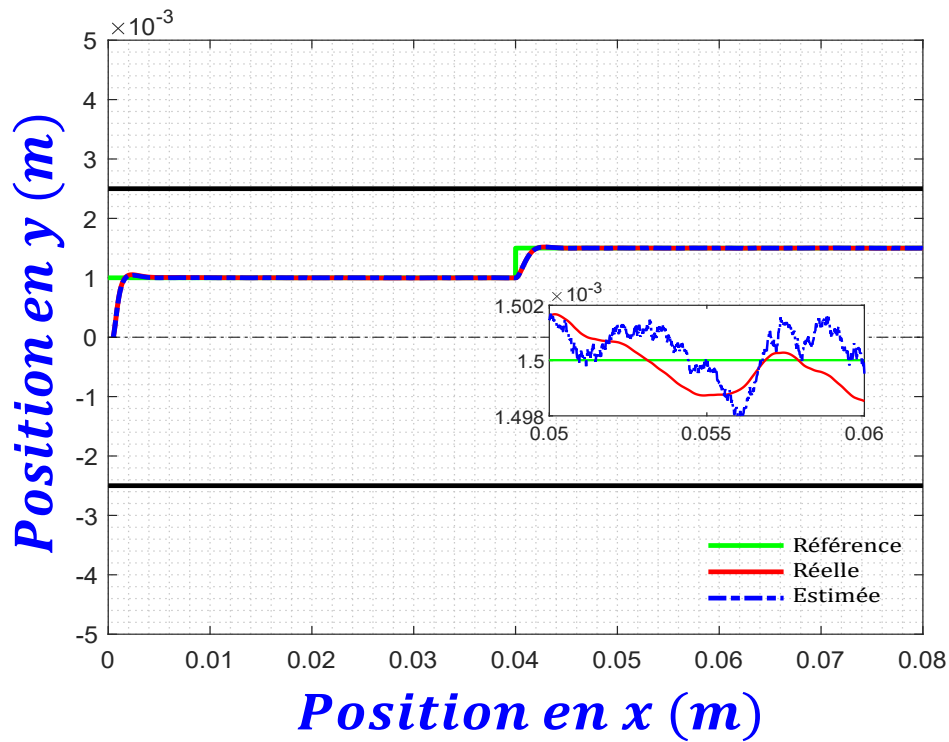
Les résultats de simulation obtenus sont donnés par les Figures. 5.2, 5.3 et 5.4. Il est remarquable que la stratégie de contrôle proposée force le microrobot à suivre la trajectoire 2D souhaitée sans/avec le bruit de mesure. Ceci est confirmé à la fois par les erreurs de suivi de position et de vitesse (Figures. 5.3 et 5.4). De plus, ces résultats montrent clairement l'efficacité de l'observateur flou T-S dans l'estimation de l'état du microrobot même en présence de bruits de mesure. La Figure. 5.5 représente les gradients de champ magnétique délivrés le long des axes \vec{i} et \vec{k} . On peut observer que les commandes appliquées ne dépassent pas l'amplitude de $4 \times 10^{-2} T/m$. Cela permet d'éviter la surchauffe des bobines.

La dernière simulation consiste à démontrer les performances de la stratégie de contrôle proposée en déplaçant le microrobot le long d'une trajectoire 2D extraite d'une image fournie par un dispositif IRM. En spécifiant à la fois le point d'injection et la position cible (par exemple, la zone de la tumeur) du microrobot, le FMM [186] est utilisé pour déterminer la trajectoire de référence optimale qui sera imposée au microrobot par la stratégie de contrôle proposée.

Le résultat obtenu pour une position d'erreur initiale (à $t = 0$) de 6.5 pixels (≈ 0.54 mm), c'est-à-dire la distance entre le point d'injection du microrobot et le point initial de la trajectoire optimale 2D (voir la Figure. 5.6), montre clairement que le contrôleur proposé force le microrobot à suivre la trajectoire optimale souhaitée. Ceci est confirmé à la fois par les erreurs de suivis et d'estimations représentées données par la Figure. 5.6-(b).



(a)



(b)

FIGURE 5.2 – Poursuite de trajectoire en 2D (les lignes noires représentent les parois du vaisseau sanguin). (a) : sans bruit. (b) : avec bruit

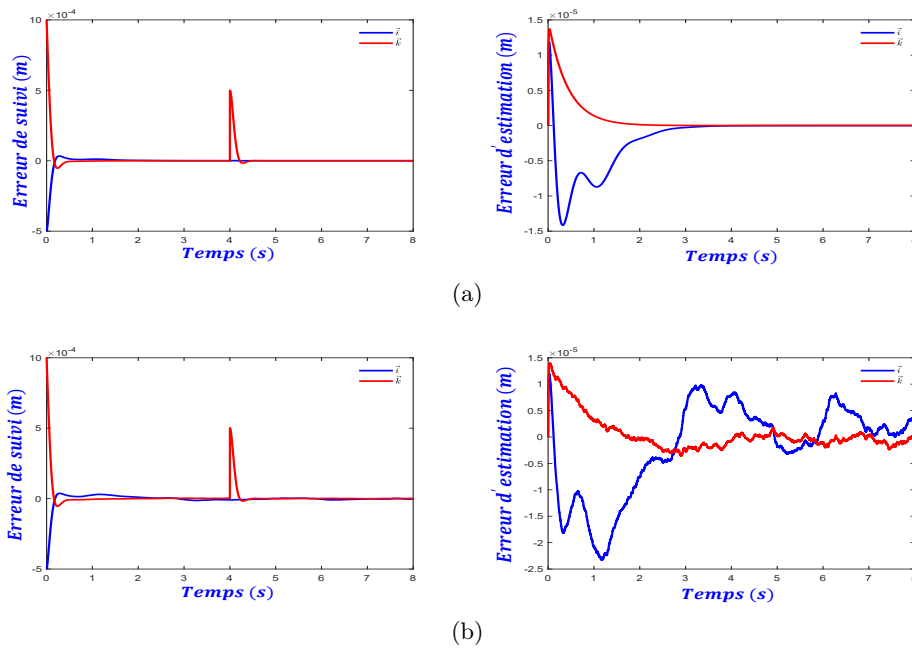


FIGURE 5.3 – Les erreurs de suivi et d'estimation de la position. (a) : sans bruit. (b) : avec bruit.

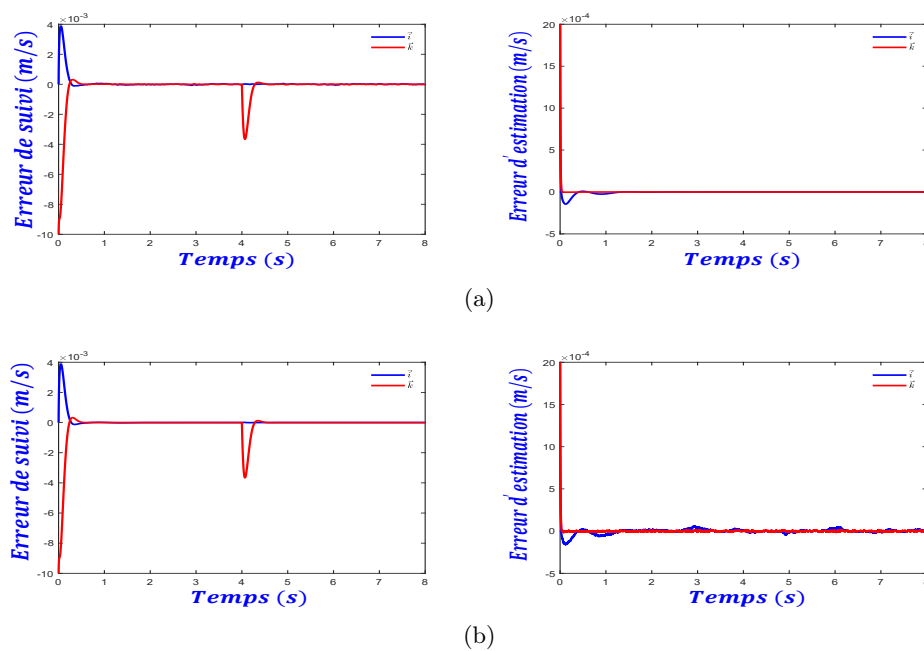


FIGURE 5.4 – Les erreurs de suivi et d'estimation de la vitesse. (a) : sans bruit. (b) : avec bruit..

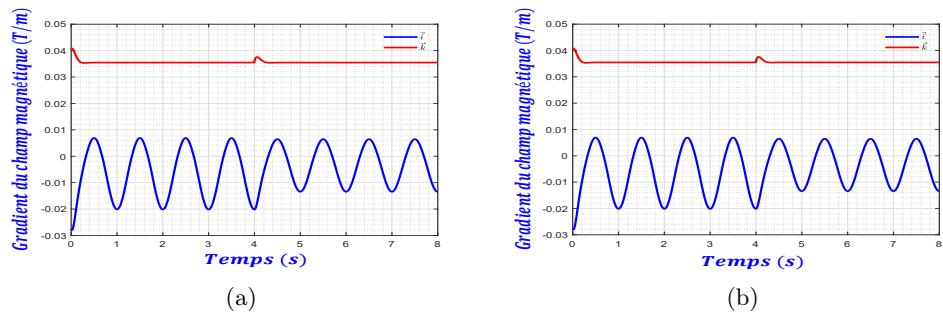
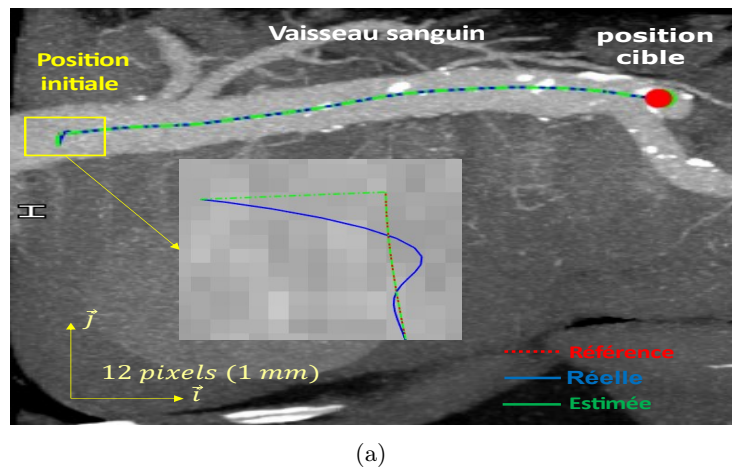
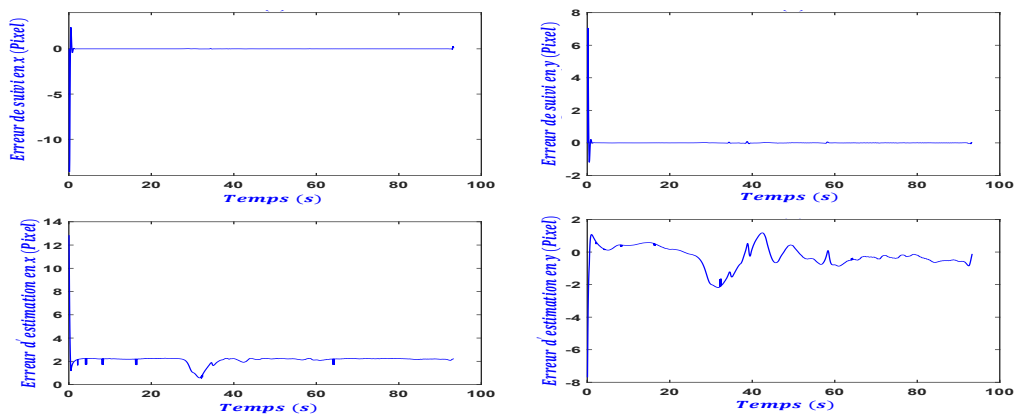


FIGURE 5.5 – Évolution des variables manipulées (contrôles). (a) : sans bruit. (b) : avec bruit.



(a)



(b)

FIGURE 5.6 – Navigation endovasculaire du microrobot par l'approche proposée. (a) : image IRM 2D. (b) : erreurs de suivi et d'estimation.

5.6 Conclusion

Dans ce chapitre, le problème de poursuite de trajectoire en 2D d'un microrobot endovasculaire, basée sur la modélisation floue TS, a été développée. L'objectif consiste à forcer le microrobot à se déplacer de sa position d'injection vers sa position cible en suivant une trajectoire optimale. Cette dernière est déterminée de manière optimale à partir d'une image IRM, en utilisant la méthode de marche rapide, en spécifiant à la fois les positions d'injection et cible.

Pour réaliser la poursuite, une stratégie de contrôle basée sur un observateur flou T-S est proposée. Elle consiste en une conjonction d'un contrôleur d'état flou T-S et d'un compensateur de rejet des perturbations. Le contrôleur d'état flou T-S force l'état du système à suivre une trajectoire de référence désirée, tandis que, le compensateur compense les effets des perturbations. L'efficacité de la stratégie proposée est démontrée par une série de simulations numériques, avec et sans bruit de mesure.

Conclusion générale et perspectives

Conclusion

LE travail de recherche abordé dans la présente thèse s'inscrit dans le cadre de la commande des microrobots en vue des applications médicales. L'objectif consiste à développer de nouvelles lois de commandes pour la navigation endovasculaire d'un microrobot magnétique actionné par un système d'actionnement électromagnétique tout en respectant la contrainte d'échauffement des bobines du dispositif EMA développé et conçu au sien de laboratoire Junia-HEI campus centre Châteauroux- France.

Après avoir réalisé un état de l'art complet sur le guidage des microrobots magnétiques, nous avons présenté la modélisation de l'actionneur magnétique, caractérisé les forces exercées sur les microrobots et modélisé leur dynamique dans différents environnements. Ensuite, nous avons consacré notre attention au développement d'une plateforme de manipulation magnétique, incluant des phases de simulation et de conception, ainsi que l'intégration d'un dispositif magnétique, d'un système de vision à deux caméras et d'une interface homme-machine. À la suite de cela, nous nous sommes penchés sur les défis de stabilisation et de suivi de trajectoire des microrobots en 2D et 3D, en utilisant des stratégies de commande dont l'efficacité a été validée par des simulations et des expériences concluantes. Finalement, une approche basée sur un modèle flou a été élaborée pour permettre le suivi de trajectoire des microrobots magnétiques tout en évitant la surchauffe de l'actionneur, et des tests de simulation ont attesté de son efficacité.

L'état de l'art présenté dans le chapitre 1 a révélé que de nombreuses stratégies de contrôle et plateformes de navigation pour les microrobots magnétiques, visant

des applications *in-vitro* et à long terme *in vivo*, ont été proposées dans la littérature. Le premier objectif de notre étude étant le développement d'outils d'instrumentation et des méthodologies permettant dans un premier temps l'actionnement sans contact des microrobots. La solution retenue dans notre travail est l'utilisation d'une plateforme de manipulation magnétique pour piloter en boucle fermée le long d'une trajectoire de référence, un microrobot magnétique dans un environnement fluide. Il nous est apparu aussi judicieux de proposer des nouvelles approches de suivi de trajectoire d'un microrobot magnétique. Ainsi, les travaux de recherche réalisés dans cette thèse ont débouchés sur les contributions suivantes :

- Pour faire face à aux perturbations externes et les incertitudes paramétriques, souvent rencontrées dans les environnements biologiques, une stratégie de contrôle par retour d'état basée sur un observateur, a été proposée pour le suivi de trajectoire d'un microrobot magnétique naviguant dans un vaisseau sanguin en 3D. Vu la complexité des réseaux vasculaires en particulier au niveau des bifurcations, une autre contribution importante est l'utilisation d'un joystick pour générer la trajectoire de référence. Cette approche nous a permis de relever les défis associés à la planification de la trajectoire. Par l'utilisation de joystick, la référence est générée d'une manière intuitive par un opérateur. cette approche rivalise, voire améliore certaines limites des méthodes développées dans la littérature.
- Nous avons présenté également une nouvelle approche de commande prédictive basée sur un observateur non linéaire étendu d'un microrobot magnétique. Cette approche de contrôle proposée est une combinaison d'un contrôle prédictif à base du modèle et d'un compensateur de perturbations. L'idée de cette approche consiste à utiliser le modèle du microrobot pour prédire les trajectoires du microrobot naviguant dans un vaisseau sanguin. La trajectoire désirée est générée par un joystick par un opérateur. En utilisant un critère quadratique dont les objectifs visés est la minimisation de l'erreur de suivi et de l'énergie mise en œuvre. Les paramètres du contrôleur sont calculés en utilisant une approche basée sur la méthode dite \mathcal{D} -stabilité.
- Le phénomène d'échauffement des bobines revêt une importance cruciale en pratique. Cependant, l'état de l'art révèle que ce phénomène n'est pas systématiquement pris en compte dans la littérature. Pour résoudre ce problème, nous avons développé une stratégie de commande basée sur un observateur pour le suivi de trajectoire bidimensionnelle d'un microrobot vasculaire en utilisant un modèle flou du type TS. La stratégie de contrôle proposée consiste à utiliser

un contrôleur d'état flou du type T-S, basé sur un observateur flou T-S, qui permet d'achever le suivi de trajectoire en conjonction avec un compensateur qui compense les effets des perturbations. L'observateur flou T-S est utilisé pour reconstruire l'état complet du microrobot à partir de la position mesurée du microrobot. Pour surmonter le problème de surchauffe des bobines et rejeter les perturbations, le réglage du contrôleur flou T-S est effectué en imposant une contrainte sur l'amplitude de la grandeur de commande, i.e du gradient du champ magnétique. La trajectoire de référence est déterminée de manière optimale à partir d'une image IRM, à l'aide de l'algorithme FMM.

En somme, les stratégies de commande proposées dans cette étude se sont révélées efficaces. Elles permettent non seulement de suivre de manière précise la trajectoire désirée, mais aussi de rejeter efficacement les perturbations, et de prendre en compte les incertitudes et évitent l'échauffement de l'actionneur. Ces résultats prometteurs ont été validés à travers des simulations approfondies, et pour démontrer leur portée, certains résultats ont été validés expérimentalement avec succès.

Perspectives

Dans la cadre de cette thèse, nous avons proposé des stratégie de commande pour améliorer la navigation de microrobots magnétiques en utilisant un guidage magnétique assuré par un dispositif d'actionnement EMA. Bien que, les expériences présentées au chapitre 4 ont permis de démontrer l'efficacité de contrôle automatique pour la navigation de microrobots magnétiques, à très court terme, notre objectif est de poursuivre la validation de la commande prédictive basée sur l'observateur d'état étendu proposé dans cette thèse dans un environnement vasculaire plus complexe et de réaliser des expériences en présence d'un flux pulsatile dans un circuit micro-fluidique. Ces avancées ouvrent la voie à des applications pratiques dans le domaine de la microrobotique magnétique, offrant ainsi des perspectives prometteuses pour l'avenir des microrobots dans le domaine médicale. Les travaux futurs visent également :

- à tester la commande par retour d'état proposée dans la première partie du chapitre 4 sur un microrobot réel dans un environnement cochléaire afin de vérifier la robustesse de cette approche.
- à mener des validations expérimentales de l'approches proposée dans le Chapitre 5 en améliorant la stratégie par
 1. l'estimation des paramètres incertains, et

2. la vitesse du sang.

- à étendre l'étude aux multimirobots.

A.1 Calcul du modèle de prédiction

Démonstration. Sur la base des solutions de la formule (4.65), la position et la vitesse du microrobot le long de l'axe \vec{i} sont données comme suit :

$$x_1(t) = x_{10} + \frac{x_{20} e^{b_1 t}}{b_1} - \frac{x_{20}}{b_1} + \frac{c_1 u_x e^{b_1 t}}{b_1^2} - \frac{c_1 u_x t}{b_1} - \frac{c_1 u_x}{b_1^2} \quad (\text{A.1})$$

$$x_2(t) = x_{20} e^{b_1 t} + \frac{c_1 u_x}{b_1} \left(e^{b_1 t} - 1 \right) \quad (\text{A.2})$$

où $x_{10} = x_1(t = 0)$ et $x_{20} = x_2(t = 0)$ sont les conditions initiales. À partir de l'équation (A.1), le modèle de prédiction de la sortie $x_1(t)$ est calculé comme suit :

$$x_1(t+h) = x_{10} + \frac{x_{20} e^{b_1 t} e^{b_1 h}}{b_1} - \frac{x_{20}}{b_1} + \frac{c_1 u_x e^{b_1 t} e^{b_1 h}}{b_1^2} - \frac{c_1 u_x t}{b_1} - \frac{c_1 u_x h}{b_1} - \frac{c_1 u_x}{b_1^2} \quad (\text{A.3})$$

$$\begin{aligned} &= x_{10} + \frac{x_{20}}{b_1} e^{b_1 t} - \frac{x_{20}}{b_1} + \frac{c_1}{b_1^2} u_x e^{b_1 t} - \frac{c_1}{b_1} u_x t - \frac{c_1}{b_1^2} u_x + \\ &\quad \frac{x_{20}}{b_1} e^{b_1 t} e^{b_1 h} + \frac{c_1}{b_1^2} u_x e^{b_1 t} e^{b_1 h} - \frac{c_1}{b_1^2} u_x e^{b_1 h} - \frac{x_{20}}{b_1} e^{b_1 t} \\ &\quad - \frac{c_1}{b_1^2} u_x e^{b_1 t} + \frac{c_1}{b_1^2} u_x + \frac{c_1}{b_1^2} e^{b_1 h} u_x - \frac{c_1}{b_1^2} u_x - \frac{c_1 h}{b_1} u_x \end{aligned} \quad (\text{A.4})$$

$$\begin{aligned} &= x_{10} + \frac{x_{20}}{b_1} e^{b_1 t} - \frac{x_{20}}{b_1} + \frac{c_1}{b_1^2} u_x e^{b_1 t} - \frac{c_1}{b_1} u_x t - \frac{c_1}{b_1^2} u_x + \\ &\quad \frac{e^{b_1 h} - 1}{b_1} \left(x_{20} e^{b_1 t} + \frac{c_1}{b_1} u_x e^{b_1 t} - \frac{c_1}{b_1} u_x \right) + \\ &\quad \frac{c_1 (e^{b_1 h} - 1 - b_1 h)}{b_1^2} u_x \end{aligned} \quad (\text{A.5})$$

Ainsi, en utilisant l'équation (4.65), la sortie contrôlée prédite $x_1(t+h)$ peut être obtenue en fixant $t_0 = t$ et $t = t+h$, ce qui donne :

$$x_1(t+h) = a_{22} u_x(t) + a_{11} x_2(t) + x_1(t) \quad (\text{A.6})$$

avec :

$$a_{11} = \frac{e^{\alpha h} - 1}{\alpha}, \quad a_{22} = \frac{\beta (e^{\alpha h} - 1 - \alpha h)}{\alpha^2}$$

□

A.2 Résultats expérimentaux obtenus

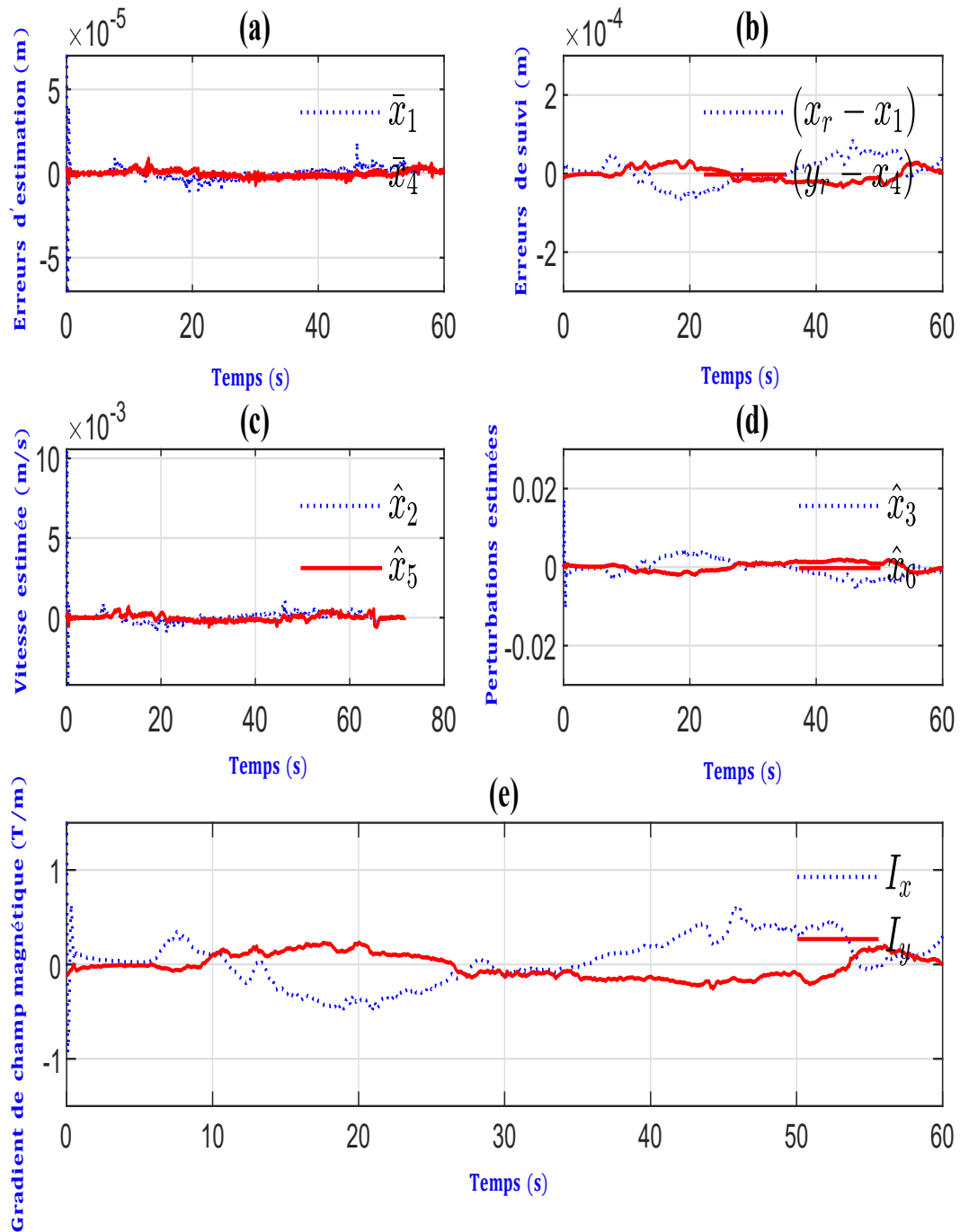


FIGURE A.1 – **Expérience 1** : Contrôle du suivi de trajectoire du microrobot avec le contrôleur optimal le long des axes \vec{i} et \vec{j} . (a) Erreurs d'estimation. (b) Erreurs de suivi. (c) Estimation de la vitesse. (d) Estimation de la totalité des perturbations. (e) Entrée de contrôle (courant).

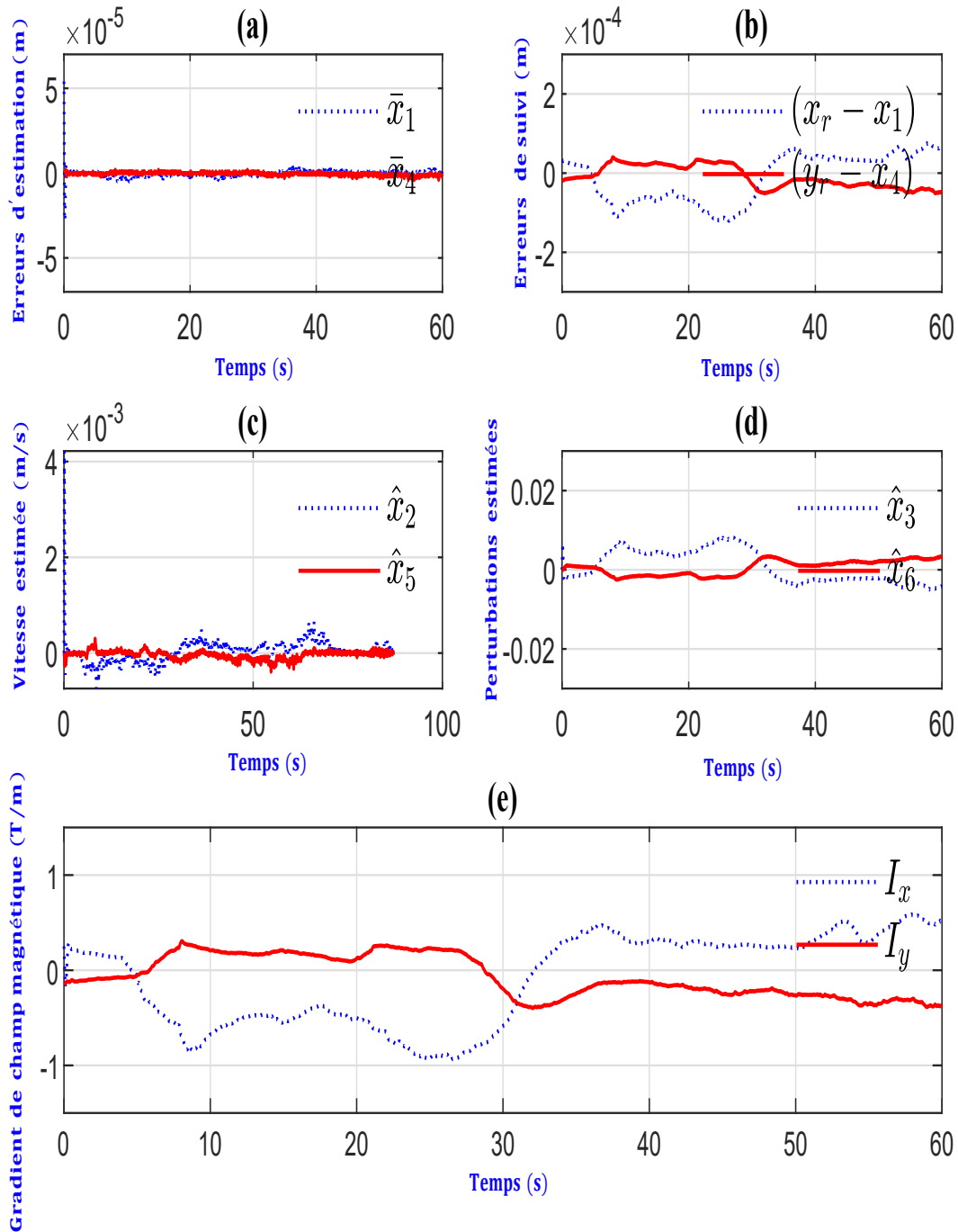


FIGURE A.2 – **Expérience 2** : Contrôle du suivi de trajectoire du microrobot avec le contrôleur optimal le long des axes \vec{i} et \vec{j} . (a) Erreurs d'estimation. (b) Erreurs de suivi. (c) Estimation de la vitesse. (d) Estimation de la totalité des perturbations. (e) Entrée de contrôle (courant).

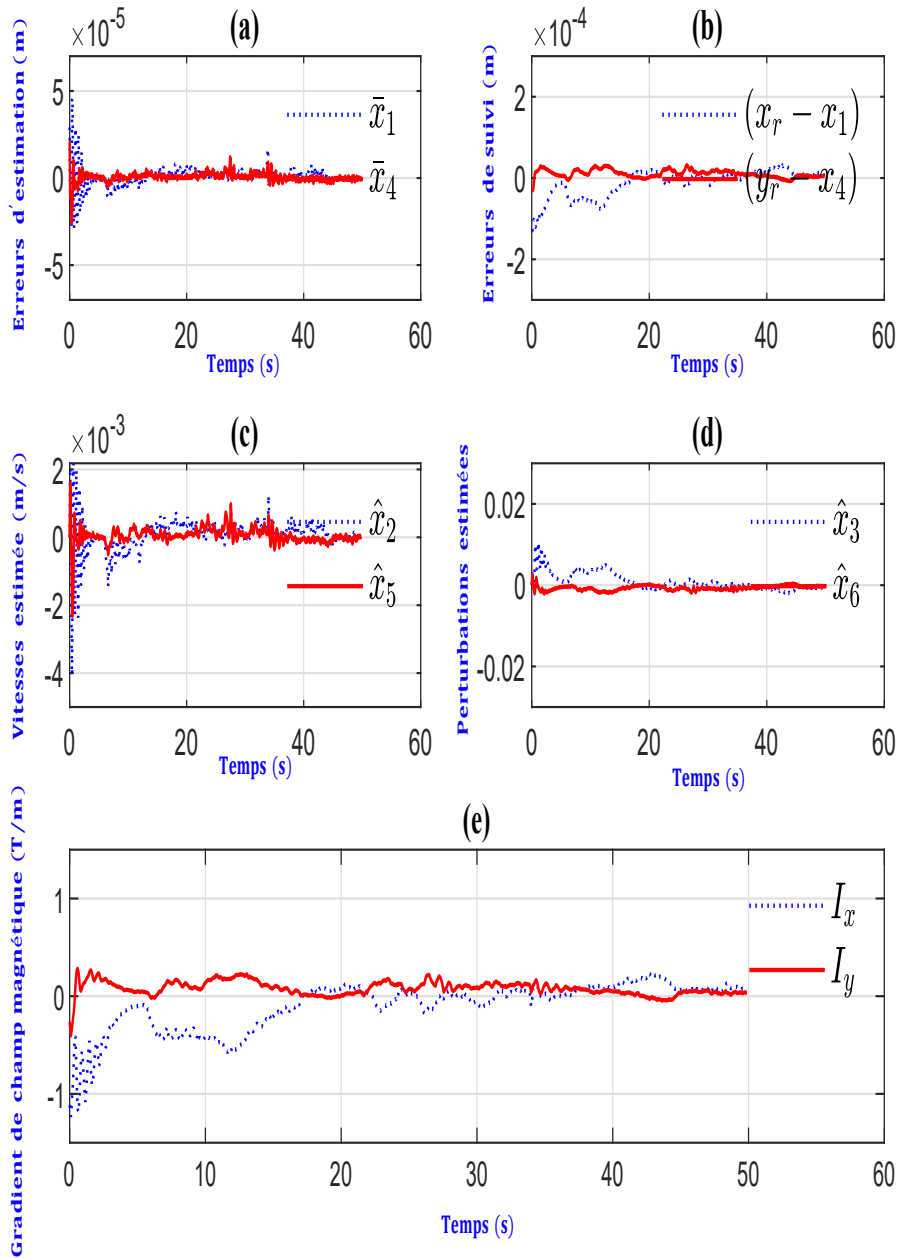


FIGURE A.3 – **Expérience 3** : Contrôle du suivi de trajectoire du microrobot avec le contrôleur optimal le long des axes \vec{i} et \vec{j} . (a) Erreurs d'estimation. (b) Erreurs de suivi. (c) Estimation de la vitesse. (d) Estimation de la totalité des perturbations. (e) Entrée de contrôle (courant).

Calcul des fonctions de pondérations

Cette annexe a pour but de présenter le calcul des fonctions de pondérations utilisées dans le cadre de la modélisation flou TS du Chapitre 5.

B.1 Calcul des fonctions de pondérations

Les fonctions de pondération h_κ ($\kappa = 1, 4$) sont définies comme suit :

$$h_1 = w_1 w_3, \quad h_2 = w_1 w_4, \quad h_3 = w_2 w_3, \quad h_4 = w_2 w_4 \quad (\text{B.1})$$

avec :

$$w_1 = \frac{n_1^{\max} - n_1}{n_1^{\max} - n_1^{\min}}, \quad w_2 = 1 - w_1, \quad w_3 = \frac{n_2^{\max} - n_2}{n_2^{\max} - n_2^{\min}}, \quad w_4 = 1 - w_3 \quad (\text{B.2})$$

où n_1^{\min} et n_2^{\min} sont les minimums des non-linéarités du microrobot n_1 et n_2 donnés par les équations (5.13) et (5.14), respectivement. Sous l'hypothèse $\Delta_1 \approx \Delta_2 \approx \varepsilon$ ($\varepsilon \leq D/2$), c'est-à-dire, $x_2 \in [x_2^d - \Delta_2, x_2^d + \Delta_1]$, nous avons :

$$v_r^{\max} = 0.1 \text{ [m/s]}, \quad v_r^{\min} = 0 \text{ [m/s]}, \quad v_s^{\max} = \max v_s = 1, \quad v_s^{\min} = \min v_s = 0 \quad (\text{B.3})$$

Bibliographie

- [1] J. Jiang, Z. Yang, A. Ferreira, and L. Zhang, “Control and autonomy of microrobots : Recent progress and perspective,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 4, no. 5, p. 2100279, 2022. (Cité en pages vii, 1, 2, 8, 9, 12, 13, 16, 28, 29, 30, 31, 65 et 73.)
- [2] Z. Wu, Y. Zhang, N. Ai, H. Chen, W. Ge, and Q. Xu, “Magnetic mobile microrobots for upstream and downstream navigation in biofluids with variable flow rate,” *Advanced Intelligent Systems*, p. 2100266, 2022. (Cité en pages vii et 10.)
- [3] F. Soto, J. Wang, R. Ahmed, and U. Demirci, “Medical micro/nanorobots in precision medicine,” *Advanced Science*, vol. 7, no. 21, p. 2002203, 2020. (Cité en pages vii, 1, 8 et 11.)
- [4] S. Bouchebout, A. Bolopion, J.-O. Abrahamians, and S. Régnier, “An overview of multiple dof magnetic actuated micro-robots,” *Journal of Micro-Nano Mechatronics*, vol. 7, pp. 97–113, 2012. (Cité en pages vii et 17.)
- [5] A. Ramos-Sebastian and S. H. Kim, “Magnetic force-propelled 3d locomotion control for magnetic microrobots via simple modified three-axis helmholtz coil system,” *Ieee Access*, vol. 9, pp. 128 755–128 764, 2021. (Cité en pages vii et 17.)
- [6] A.-I. Bunea, D. Martella, S. Nocentini, C. Parmeggiani, R. Taboryski, and D. S. Wiersma, “Light-powered microrobots : Challenges and opportunities for hard and soft responsive microswimmers,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 3, no. 4, p. 2000256, 2021. (Cité en pages vii et 17.)
- [7] R. Chen, D. Folio, and A. Ferreira, “Analysis and comparison of electromagnetic microrobotic platforms for biomedical applications,” *Applied Sciences*, vol. 12, no. 1, p. 456, 2022. (Cité en pages vii et 18.)
- [8] Y. Kim, E. Genevriere, P. Harker, J. Choe, M. Balicki, R. W. Regenhardt, J. E. Vranic, A. A. Dmytriw, A. B. Patel, and X. Zhao, “Telerobotic neurovascular interventions with magnetic manipulation,” *Science Robotics*, vol. 7, no. 65, p. eabg9907, 2022. (Cité en pages vii et 18.)
- [9] O. Erin, M. Boyvat, M. E. Tiryaki, M. Phelan, and M. Sitti, “Magnetic resonance imaging system–driven medical robotics,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 2, no. 2, p. 1900110, 2020. (Cité en pages vii, 19 et 20.)

- [10] M. Larbi, K. Belharet, and E.-H. Guechi, “Lqr feedback linearization method to control the motions of a spherical serial mechanism,” in *2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. IEEE, 2020, pp. 1216–1221. (Cité en pages vii et 21.)
- [11] R. Chen and D. Folio, “Electromagnetic actuation microrobotic systems,” *Current Robotics Reports*, vol. 3, no. 3, pp. 119–126, 2022. (Cité en pages vii, 21 et 22.)
- [12] M. P. Kummer, J. J. Abbott, B. E. Kratochvil, R. Borer, A. Sengul, and B. J. Nelson, “Octomag : An electromagnetic system for 5-dof wireless micromanipulation,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 26, no. 6, pp. 1006–1017, 2010. (Cité en pages vii, 1, 16, 22 et 23.)
- [13] B. E. Kratochvil, M. P. Kummer, S. Erni, R. Borer, D. R. Frutiger, S. Schürle, and B. J. Nelson, “Minimag : a hemispherical electromagnetic system for 5-dof wireless micromanipulation,” in *Experimental Robotics*. Springer, 2014, pp. 317–329. (Cité en pages vii, 22 et 23.)
- [14] M. Su, T. Xu, Z. Lai, C. Huang, J. Liu, and X. Wu, “Double-modal locomotion and application of soft cruciform thin-film microrobot,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, no. 2, pp. 806–812, 2020. (Cité en pages vii, 1 et 23.)
- [15] Z. Zheng, H. Wang, L. Dong, Q. Shi, J. Li, T. Sun, Q. Huang, and T. Fukuda, “Ionic shape-morphing microrobotic end-effectors for environmentally adaptive targeting, releasing, and sampling,” *Nature Communications*, vol. 12, no. 1, p. 411, 2021. (Cité en pages vii, 23 et 24.)
- [16] B. Wang, “Path planning of mobile robot based on a algorithm,” in *2021 IEEE International Conference on Electronic Technology, Communication and Information (ICETCI)*. IEEE, 2021, pp. 524–528. (Cité en pages vii et 25.)
- [17] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, “Endovascular navigation of a ferromagnetic microrobot using mri-based predictive control,” in *2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, 2010, pp. 2804–2809. (Cité en pages vii, 2, 25, 95 et 96.)
- [18] D. Dong, W. S. Lam, and D. Sun, “Electromagnetic actuation of microrobots in a simulated vascular structure with a position estimator based motion controller,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, no. 4, pp. 6255–6261, 2020. (Cité en pages vii, 29, 30, 46 et 65.)

- [19] K. Belharet, “Navigation prédictive d’un microrobot magnétique : Instrumentation, commande et validation,” Ph.D. dissertation, Université d’Orléans, 2013. (Cité en pages [viii](#), [44](#), [46](#) et [71](#).)
- [20] A. Snezhko and I. S. Aranson, “Magnetic manipulation of self-assembled colloidal asters,” *Nature materials*, vol. 10, no. 9, pp. 698–703, 2011. (Cité en pages [1](#) et [8](#).)
- [21] M. A. Rahman, J. Cheng, Z. Wang, and A. T. Ohta, “Cooperative micromanipulation using the independent actuation of fifty microrobots in parallel,” *Scientific reports*, vol. 7, no. 1, pp. 1–11, 2017. (Cité en pages [1](#) et [8](#).)
- [22] I. S. Khalil, A. Adel, D. Mahdy, M. M. Micheal, M. Mansour, N. Hamdi, and S. Misra, “Magnetic localization and control of helical robots for clearing superficial blood clots,” *APL bioengineering*, vol. 3, no. 2, p. 026104, 2019. (Cité en pages [1](#) et [12](#).)
- [23] J. Burgner-Kahrs, D. C. Rucker, and H. Choset, “Continuum robots for medical applications : A survey,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 31, no. 6, pp. 1261–1280, 2015. (Cité en pages [1](#) et [8](#).)
- [24] M. Larbi, E.-H. Guechi, A. Maida, and K. Belharet, “Observer-based control of a microrobot navigating within a 3d blood vessel along a trajectory delivered by a joystick device,” *Machines*, vol. 11, no. 7, p. 738, 2023. (Cité en pages [2](#) et [29](#).)
- [25] L. Sadelli, M. Fruchard, and A. Ferreira, “2d observer-based control of a vascular microrobot,” *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 62, no. 5, pp. 2194–2206, 2016. (Cité en pages [2](#), [26](#), [31](#), [45](#), [46](#), [49](#), [51](#), [52](#), [58](#) et [59](#).)
- [26] —, “Observer-based controller for microrobot in pulsatile blood flow,” in *53rd IEEE Conference on Decision and Control*. IEEE, 2014, pp. 6993–6998. (Cité en pages [2](#), [26](#) et [48](#).)
- [27] L. Arcese, M. Fruchard, and A. Ferreira, “Endovascular magnetically guided robots : navigation modeling and optimization,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 4, pp. 977–987, 2011. (Cité en pages [2](#), [51](#), [53](#), [54](#), [57](#) et [86](#).)
- [28] T. Xu, J. Yu, X. Yan, H. Choi, and L. Zhang, “Magnetic actuation based motion control for microrobots : An overview,” *Micromachines*, vol. 6, no. 9, pp. 1346–1364, 2015. (Cité en pages [2](#), [27](#) et [28](#).)

- [29] J. Dobson, "Magnetic nanoparticles for drug delivery," *Drug development research*, vol. 67, no. 1, pp. 55–60, 2006. (Cité en page 8.)
- [30] Z. Wu, T. Li, W. Gao, T. Xu, B. Jurado-Sánchez, J. Li, W. Gao, Q. He, L. Zhang, and J. Wang, "Cell-membrane-coated synthetic nanomotors for effective biodegradation," *Advanced Functional Materials*, vol. 25, no. 25, pp. 3881–3887, 2015. (Cité en page 8.)
- [31] S. Balasubramanian, D. Kagan, C.-M. Jack Hu, S. Campuzano, M. J. Lobo-Castañón, N. Lim, D. Y. Kang, M. Zimmerman, L. Zhang, and J. Wang, "Micromachine-enabled capture and isolation of cancer cells in complex media," *Angewandte Chemie*, vol. 123, no. 18, pp. 4247–4250, 2011. (Cité en page 8.)
- [32] S. Tottori, L. Zhang, F. Qiu, K. K. Krawczyk, A. Franco-Obregón, and B. J. Nelson, "Magnetic helical micromachines : fabrication, controlled swimming, and cargo transport," *Advanced materials*, vol. 24, no. 6, pp. 811–816, 2012. (Cité en pages 8 et 27.)
- [33] D. Folio, "Les innovations en microrobotique pour le biomédical," 2015. (Cité en page 9.)
- [34] H. Zhou, C. C. Mayorga-Martinez, S. Pané, L. Zhang, and M. Pumera, "Magnetically driven micro and nanorobots," *Chemical Reviews*, vol. 121, no. 8, pp. 4999–5041, 2021. (Cité en pages 9 et 18.)
- [35] H. Kim, A. A. Julius, and M. Kim, "Obstacle avoidance for bacteria-powered microrobots," in *Microbiorobotics*. Elsevier, 2017, pp. 81–105. (Cité en page 9.)
- [36] C. K. Schmidt, M. Medina-Sánchez, R. J. Edmondson, and O. G. Schmidt, "Engineering microrobots for targeted cancer therapies from a medical perspective," *Nature Communications*, vol. 11, no. 1, pp. 1–18, 2020. (Cité en page 10.)
- [37] Z. Zhu, "Comparative analysis of delivery methods for stem cell therapy in liver diseases." *McGill Science Undergraduate Research Journal*, vol. 16, no. 1, 2021. (Cité en page 10.)
- [38] N. Letzelter, "Les études de qualité de vie en ophtalmologie," Ph.D. dissertation, ill., 2001. (Cité en page 10.)

- [39] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovskiy *et al.*, “Wireless capsule endoscopy. nature,” *vol*, vol. 405, p. 25, 2000. (Cité en page 10.)
- [40] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, and J. J. Abbott, “Microrobots for minimally invasive medicine,” *Annual review of biomedical engineering*, vol. 12, pp. 55–85, 2010. (Cité en pages 10, 12, 18 et 19.)
- [41] Y. Yang and H. Wang, “Perspectives of nanotechnology in minimally invasive therapy of breast cancer,” *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 4, no. 1, pp. 67–86, 2013. (Cité en page 11.)
- [42] C. A. Linte and Z. Yaniv, “When change happens : computer assistance and image guidance for minimally invasive therapy,” *Healthcare Technology Letters*, vol. 1, no. 1, pp. 2–5, 2014. (Cité en page 11.)
- [43] B. Alekseev, E. Knyazev, M. Shkurnikov, D. Mikhailenko, A. Zotikov, K. Nyushko, A. Tonevitskiy, and A. Kaprin, “Mp28-10 panel of 6 micrnas for minimally invasive diagnosis of prostate cancer,” *The Journal of Urology*, vol. 197, no. 4S, pp. e341–e341, 2017. (Cité en page 11.)
- [44] S. Martel, O. Felfoul, J.-B. Mathieu, A. Chanu, S. Tamaz, M. Mohammadi, M. Mankiewicz, and N. Tabatabaei, “Mri-based medical nanorobotic platform for the control of magnetic nanoparticles and flagellated bacteria for target interventions in human capillaries,” *The International journal of robotics research*, vol. 28, no. 9, pp. 1169–1182, 2009. (Cité en pages 11, 15 et 35.)
- [45] M. Koleoso, X. Feng, Y. Xue, Q. Li, T. Munshi, and X. Chen, “Micro/nanoscale magnetic robots for biomedical applications,” *Materials Today Bio*, vol. 8, p. 100085, 2020. (Cité en pages 11 et 70.)
- [46] V. Agrahari, V. Agrahari, M.-L. Chou, C. H. Chew, J. Noll, and T. Burnouf, “Intelligent micro-/nanorobots as drug and cell carrier devices for biomedical therapeutic advancement : promising development opportunities and translational challenges,” *Biomaterials*, vol. 260, p. 120163, 2020. (Cité en page 11.)
- [47] Q. Wang and L. Zhang, “Ultrasound imaging and tracking of micro/nanorobots : From individual to collectives,” *IEEE Open Journal of Nanotechnology*, vol. 1, pp. 6–17, 2020. (Cité en pages 11 et 12.)
- [48] A. Aziz, S. Pane, V. Iacovacci, N. Koukourakis, J. Czarske, A. Menciasci, M. Medina-Sánchez, and O. G. Schmidt, “Medical imaging of microrobots : Toward in vivo applications,” *ACS nano*, vol. 14, no. 9, pp. 10 865–10 893, 2020. (Cité en pages 12 et 13.)

- [49] D. Folio and A. Ferreira, “Two-dimensional robust magnetic resonance navigation of a ferromagnetic microrobot using pareto optimality,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 33, no. 3, pp. 583–593, 2017. (Cité en page 12.)
- [50] A. Z. Taddese, P. R. Slawinski, M. Pirotta, E. De Momi, K. L. Obstein, and P. Valdastri, “Enhanced real-time pose estimation for closed-loop robotic manipulation of magnetically actuated capsule endoscopes,” *The International journal of robotics research*, vol. 37, no. 8, pp. 890–911, 2018. (Cité en page 12.)
- [51] B. Gleich and J. Weizenecker, “Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles,” *Nature*, vol. 435, no. 7046, pp. 1214–1217, 2005. (Cité en page 13.)
- [52] J. Borgert, J. D. Schmidt, I. Schmale, J. Rahmer, C. Bontus, B. Gleich, B. David, R. Eckart, O. Woywode, J. Weizenecker *et al.*, “Fundamentals and applications of magnetic particle imaging,” *Journal of cardiovascular computed tomography*, vol. 6, no. 3, pp. 149–153, 2012. (Cité en page 13.)
- [53] M. H. Publico-Lansigan, S. F. Situ, and A. C. S. Samia, “Magnetic particle imaging : advancements and perspectives for real-time in vivo monitoring and image-guided therapy,” *Nanoscale*, vol. 5, no. 10, pp. 4040–4055, 2013. (Cité en page 13.)
- [54] N. Nothnagel, J. Rahmer, B. Gleich, A. Halkola, T. M. Buzug, and J. Borgert, “Steering of magnetic devices with a magnetic particle imaging system,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 11, pp. 2286–2293, 2016. (Cité en page 14.)
- [55] J. Rahmer, C. Stehning, and B. Gleich, “Remote magnetic actuation using a clinical scale system,” *PloS one*, vol. 13, no. 3, p. e0193546, 2018. (Cité en page 14.)
- [56] O. Erin, H. B. Gilbert, A. F. Tabak, and M. Sitti, “Elevation and azimuth rotational actuation of an untethered millirobot by mri gradient coils,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 35, no. 6, pp. 1323–1337, 2019. (Cité en page 14.)
- [57] A. T. Becker, O. Felfoul, and P. E. Dupont, “Toward tissue penetration by mri-powered millirobots using a self-assembled gauss gun,” in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2015, pp. 1184–1189. (Cité en page 14.)

- [58] E. M. Haacke, D. Li, and S. Kaushikkar, "Cardiac mr imaging : principles and techniques." *Topics in Magnetic Resonance Imaging : TMRI*, vol. 7, no. 4, pp. 200–217, 1995. (Cité en page 15.)
- [59] V. P. Grover, J. M. Tognarelli, M. M. Crossey, I. J. Cox, S. D. Taylor-Robinson, and M. J. McPhail, "Magnetic resonance imaging : principles and techniques : lessons for clinicians," *Journal of clinical and experimental hepatology*, vol. 5, no. 3, pp. 246–255, 2015. (Cité en page 15.)
- [60] 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, no. 2, pp. 292–299, 2006. (Cité en page 15.)
- [61] J.-B. Mathieu and S. Martel, "Magnetic steering of iron oxide microparticles using propulsion gradient coils in mri," in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2006, pp. 472–475. (Cité en page 15.)
- [62] S. Martel, M. Mohammadi, O. Felfoul, Z. Lu, and P. Pouponneau, "Flagellated magnetotactic bacteria as controlled mri-trackable propulsion and steering systems for medical nanorobots operating in the human microvasculature," *The International journal of robotics research*, vol. 28, no. 4, pp. 571–582, 2009. (Cité en pages 15, 35 et 48.)
- [63] S. N. Tabatabaei, J. Lapointe, and S. Martel, "Shrinkable hydrogel-based magnetic microrobots for interventions in the vascular network," *Advanced Robotics*, vol. 25, no. 8, pp. 1049–1067, 2011. (Cité en page 16.)
- [64] C. Dahmen, K. Belharet, D. Folio, A. Ferreira, and S. Fatikow, "Mri-based dynamic tracking of an untethered ferromagnetic microcapsule navigating in liquid," *International Journal of Optomechatronics*, vol. 10, no. 2, pp. 73–96, 2016. (Cité en page 16.)
- [65] X. Yan, Q. Zhou, M. Vincent, Y. Deng, J. Yu, J. Xu, T. Xu, T. Tang, L. Bian, Y.-X. J. Wang *et al.*, "Multifunctional biohybrid magnetite microrobots for imaging-guided therapy," *Science robotics*, vol. 2, no. 12, p. eaaq1155, 2017. (Cité en page 16.)
- [66] O. Felfoul, M. Mohammadi, S. Taherkhani, D. De Lanauze, Y. Zhong Xu, D. Loghin, S. Essa, S. Jancik, D. Houle, M. Laffleur *et al.*, "Magneto-aerotactic

- bacteria deliver drug-containing nanoliposomes to tumour hypoxic regions,” *Nature nanotechnology*, vol. 11, no. 11, pp. 941–947, 2016. (Cité en page 16.)
- [67] L. Zheng, Y. Jia, D. Dong, W. Lam, D. Li, H. Ji, and D. Sun, “3d navigation control of untethered magnetic microrobot in centimeter-scale workspace based on field-of-view tracking scheme,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 38, no. 3, pp. 1583–1598, 2021. (Cité en page 16.)
- [68] C. Huang, T. Xu, J. Liu, L. Manamanchaiyaporn, and X. Wu, “Visual servoing of miniature magnetic film swimming robots for 3-d arbitrary path following,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 4, no. 4, pp. 4185–4191, 2019. (Cité en page 16.)
- [69] C. Bergeles, K. Shamaei, J. J. Abbott, and B. J. Nelson, “Single-camera focus-based localization of intraocular devices,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 8, pp. 2064–2074, 2010. (Cité en page 16.)
- [70] C. Bergeles, B. E. Kratochvil, and B. J. Nelson, “Visually servoing magnetic intraocular microdevices,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28, no. 4, pp. 798–809, 2012. (Cité en pages 16 et 17.)
- [71] I. S. Khalil, J. D. Keuning, L. Abelmann, and S. Misra, “Wireless magnetic-based control of paramagnetic microparticles,” in *2012 4th IEEE RAS & EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics (BioRob)*. IEEE, 2012, pp. 460–466. (Cité en page 16.)
- [72] M. Luo, Y. Feng, T. Wang, and J. Guan, “Micro-/nanorobots at work in active drug delivery,” *Advanced Functional Materials*, vol. 28, no. 25, p. 1706100, 2018. (Cité en page 17.)
- [73] Y. Tu, F. Peng, and D. A. Wilson, “Motion manipulation of micro-and nanomotors,” *Advanced Materials*, vol. 29, no. 39, p. 1701970, 2017. (Cité en page 17.)
- [74] Z. Yang and L. Zhang, “Magnetic actuation systems for miniature robots : A review,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 2, no. 9, p. 2000082, 2020. (Cité en pages 18 et 37.)
- [75] J. E. Thompson, D. Moses, R. Shnier, P. Brenner, W. Delprado, L. Ponsky, M. Pulbrook, M. Böhm, A.-M. Haynes, A. Hayen *et al.*, “Multiparametric magnetic resonance imaging guided diagnostic biopsy detects significant prostate

- cancer and could reduce unnecessary biopsies and over detection : a prospective study,” *The Journal of urology*, vol. 192, no. 1, pp. 67–74, 2014. (Cité en page 18.)
- [76] T. H. Berquist, *MRI of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins, 2012. (Cité en page 19.)
- [77] O. Felfoul, A. T. Becker, G. Fagogenis, and P. E. Dupont, “Simultaneous steering and imaging of magnetic particles using mri toward delivery of therapeutics,” *Scientific reports*, vol. 6, no. 1, pp. 1–10, 2016. (Cité en page 19.)
- [78] S. Martel, J.-B. Mathieu, O. Felfoul, A. Chanu, E. Aboussouan, S. Tamaz, P. Pouponneau, L. Yahia, G. Beaudoin, G. Soulez *et al.*, “Automatic navigation of an untethered device in the artery of a living animal using a conventional clinical magnetic resonance imaging system,” *Applied physics letters*, vol. 90, no. 11, p. 114105, 2007. (Cité en page 19.)
- [79] P. Vartholomeos, M. R. Akhavan-Sharif, and P. E. Dupont, “Motion planning for multiple millimeter-scale magnetic capsules in a fluid environment,” in *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 2012, pp. 1927–1932. (Cité en page 19.)
- [80] T. Liu, N. Lombard Poirot, T. Greigarn, and M. Cenk Çavuşoğlu, “Design of a magnetic resonance imaging guided magnetically actuated steerable catheter,” *Journal of medical devices*, vol. 11, no. 2, 2017. (Cité en page 19.)
- [81] K. Mosbach and U. Schröder, “Preparation and application of magnetic polymers for targeting of drugs,” *FEBS letters*, vol. 102, no. 1, pp. 112–116, 1979. (Cité en page 19.)
- [82] A. Senyei, K. Widder, and G. Czerlinski, “Magnetic guidance of drug-carrying microspheres,” *Journal of Applied Physics*, vol. 49, no. 6, pp. 3578–3583, 1978. (Cité en page 19.)
- [83] K. J. Widder, R. M. Morris, G. A. Poore, D. P. Howard, and A. E. Senyei, “Selective targeting of magnetic albumin microspheres containing low-dose doxorubicin : total remission in yoshida sarcoma-bearing rats,” *European Journal of Cancer and Clinical Oncology*, vol. 19, no. 1, pp. 135–139, 1983. (Cité en page 19.)
- [84] A. Zarrouk, K. Belharet, and O. Tahri, “Vision-based magnetic actuator positioning for wireless control of microrobots,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 124, p. 103366, 2020. (Cité en page 19.)

- [85] Z. Ye, E. Diller, and M. Sitti, “Micro-manipulation using rotational fluid flows induced by remote magnetic micro-manipulators,” *Journal of Applied Physics*, vol. 112, no. 6, p. 064912, 2012. (Cité en page 20.)
- [86] C. Elbuken, M. B. Khamesee, and M. Yavuz, “Design and implementation of a micromanipulation system using a magnetically levitated mems robot,” *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 14, no. 4, pp. 434–445, 2009. (Cité en page 20.)
- [87] S. Kim, F. Qiu, S. Kim, A. Ghanbari, C. Moon, L. Zhang, B. J. Nelson, and H. Choi, “Magnetic microrobots : Fabrication and characterization of magnetic microrobots for three-dimensional cell culture and targeted transportation (adv. mater. 41/2013),” *Advanced Materials*, vol. 25, no. 41, pp. 5829–5829, 2013. (Cité en pages 20 et 38.)
- [88] I. S. Khalil, V. Magdanz, S. Sanchez, O. G. Schmidt, and S. Misra, “The control of self-propelled microjets inside a microchannel with time-varying flow rates,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, no. 1, pp. 49–58, 2013. (Cité en page 20.)
- [89] H. Nourmohammadi, J. Keighobadi, and M. Bahrami, “Design, dynamic modelling and control of a bio-inspired helical swimming microrobot with three-dimensional manoeuvring,” *Transactions of the Institute of Measurement and Control*, vol. 39, no. 7, pp. 1037–1046, 2017. (Cité en page 20.)
- [90] S. Jeon, A. K. Hoshier, K. Kim, S. Lee, E. Kim, S. Lee, J.-y. Kim, B. J. Nelson, H.-J. Cha, B.-J. Yi *et al.*, “A magnetically controlled soft microrobot steering a guidewire in a three-dimensional phantom vascular network,” *Soft robotics*, vol. 6, no. 1, pp. 54–68, 2019. (Cité en page 20.)
- [91] T.-Y. Huang, M. S. Sakar, A. Mao, A. J. Petruska, F. Qiu, X.-B. Chen, S. Kennedy, D. Mooney, and B. J. Nelson, “3d printed microtransporters : Compound micromachines for spatiotemporally controlled delivery of therapeutic agents,” *Advanced Materials*, vol. 27, no. 42, pp. 6644–6650, 2015. (Cité en page 21.)
- [92] J. Li, X. Li, T. Luo, R. Wang, C. Liu, S. Chen, D. Li, J. Yue, S.-h. Cheng, and D. Sun, “Development of a magnetic microrobot for carrying and delivering targeted cells,” *Science robotics*, vol. 3, no. 19, p. eaat8829, 2018. (Cité en page 21.)
- [93] J. Lee, X. Zhang, C. H. Park, and M. J. Kim, “Real-time teleoperation of magnetic force-driven microrobots with 3d haptic force feedback for micro-

- navigation and micro-transportation,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 6, no. 2, pp. 1769–1776, 2021. (Cité en page 21.)
- [94] D. Li, F. Niu, J. Li, X. Li, and D. Sun, “Gradient-enhanced electromagnetic actuation system with a new core shape design for microrobot manipulation,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 67, no. 6, pp. 4700–4710, 2019. (Cité en page 21.)
- [95] P. Ryan and E. Diller, “Magnetic actuation for full dexterity microrobotic control using rotating permanent magnets,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 33, no. 6, pp. 1398–1409, 2017. (Cité en page 21.)
- [96] Y. Shao, A. Fahmy, M. Li, C. Li, W. Zhao, and J. Sienz, “Study on magnetic control systems of micro-robots,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 15, 2021. (Cité en pages 21 et 37.)
- [97] H. Wang, Y. Yu, and Q. Yuan, “Application of dijkstra algorithm in robot path-planning,” in *2011 second international conference on mechanic automation and control engineering*. IEEE, 2011, pp. 1067–1069. (Cité en page 24.)
- [98] L. Gong, Y. Zhang, and J. Cheng, “Coordinated path planning based on rrt algorithm for robot,” in *Applied Mechanics and Materials*, vol. 494. Trans Tech Publ, 2014, pp. 1003–1007. (Cité en page 24.)
- [99] S. Liu, Y. Tian, and J. Liu, “Multi mobile robot path planning based on genetic algorithm,” in *Fifth World Congress on Intelligent Control and Automation (IEEE Cat. No. 04EX788)*, vol. 5. IEEE, 2004, pp. 4706–4709. (Cité en page 24.)
- [100] N. Qi, B. Ma, Z. Zhang, D. Ren *et al.*, “A modified artificial potential field algorithm for mobile robot path planning,” in *2008 7th World Congress on Intelligent Control and Automation*. IEEE, 2008, pp. 2603–2607. (Cité en page 25.)
- [101] F. Qin, J. Wu, X. Zhang, and J. Zhao, “Improved search algorithm based on a^{*} bidirectional preprocessing,” *Computer System Application*, vol. 28, pp. 95–101, 2019. (Cité en page 25.)
- [102] W. Shan and Z. Meng, “Smooth path design for mobile service robots based on improved a^{*} algorithm,” *Journal of Southeast University. Natural Science Edition*, vol. 40, 2010. (Cité en page 25.)

- [103] H. Wang, C. Hao, P. Zhang, M. Zhang, P. Yin, and Y. Zhang, "Path planning of mobile robots based on a* algorithm and artificial potential field algorithm," *China mechanical engineering*, vol. 30, no. 20, p. 2489, 2019. (Cité en page 25.)
- [104] W. Lee, J. Nam, J. Kim, E. Jung, and G. Jang, "Effective locomotion and precise unclogging motion of an untethered flexible-legged magnetic robot for vascular diseases," *IEEE Transactions on industrial electronics*, vol. 65, no. 2, pp. 1388–1397, 2017. (Cité en page 25.)
- [105] Z. Yang, L. Yang, M. Zhang, Q. Wang, S. C. H. Yu, and L. Zhang, "Magnetic control of a steerable guidewire under ultrasound guidance using mobile electromagnets," *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 6, no. 2, pp. 1280–1287, 2021. (Cité en page 25.)
- [106] L. Arcese, M. Fruchard, and A. Ferreira, "Adaptive controller and observer for a magnetic microrobot," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, no. 4, pp. 1060–1067, 2013. (Cité en pages 26 et 31.)
- [107] M. Fruchard, L. Arcese, and E. Courtial, "Estimation of the blood velocity for nanorobotics," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 30, no. 1, pp. 93–102, 2013. (Cité en page 26.)
- [108] K. B. Yesin, K. Vollmers, and B. J. Nelson, "Modeling and control of untethered biomicrobots in a fluidic environment using electromagnetic fields," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 527–536, 2006. (Cité en pages 27, 35 et 48.)
- [109] L. Zhang, J. J. Abbott, L. Dong, B. E. Kratochvil, D. Bell, and B. J. Nelson, "Artificial bacterial flagella : Fabrication and magnetic control," *Applied Physics Letters*, vol. 94, no. 6, p. 064107, 2009. (Cité en page 27.)
- [110] A. Ghosh and P. Fischer, "Controlled propulsion of artificial magnetic nanostructured propellers," *Nano letters*, vol. 9, no. 6, pp. 2243–2245, 2009. (Cité en page 27.)
- [111] S. Jeong, H. Choi, K. Cha, J. Li, J.-o. Park, and S. Park, "Enhanced locomotive and drilling microrobot using precessional and gradient magnetic field," *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 171, no. 2, pp. 429–435, 2011. (Cité en pages 27 et 35.)
- [112] E. Diller, J. Zhuang, G. Zhan Lum, M. R. Edwards, and M. Sitti, "Continuously distributed magnetization profile for millimeter-scale elastomeric un-

- dulatory swimming,” *Applied Physics Letters*, vol. 104, no. 17, p. 174101, 2014. (Cité en page 27.)
- [113] J. Nam, S. Jeon, S. Kim, and G. Jang, “Crawling microrobot actuated by a magnetic navigation system in tubular environments,” *Sensors and Actuators A : Physical*, vol. 209, pp. 100–106, 2014. (Cité en page 27.)
- [114] P. Shull and G. Niemeyer, “Open-loop bilateral teleoperation for stable force tracking,” in *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, 2009, pp. 5121–5126. (Cité en page 27.)
- [115] J. Yu, L. Yang, X. Du, H. Chen, T. Xu, and L. Zhang, “Adaptive pattern and motion control of magnetic microrobotic swarms,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 38, no. 3, pp. 1552–1570, 2021. (Cité en page 29.)
- [116] M. B. Khamesee, N. Kato, Y. Nomura, and T. Nakamura, “Performance improvement of a magnetically levitated microrobot using an adaptive control,” in *Proceedings International Conference on MEMS, NANO and Smart Systems*. IEEE, 2003, pp. 332–338. (Cité en page 29.)
- [117] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, “Three-dimensional controlled motion of a microrobot using magnetic gradients,” *Advanced Robotics*, vol. 25, no. 8, pp. 1069–1083, 2011. (Cité en pages 29 et 72.)
- [118] X. Tang, Y. Li, X. Liu, D. Liu, Z. Chen, and T. Arai, “Vision-based automated control of magnetic microrobots,” *Micromachines*, vol. 13, no. 2, p. 337, 2022. (Cité en page 29.)
- [119] L. Mellal, D. Folio, K. Belharet, and A. Ferreira, “Optimal control of multiple magnetic microbeads navigating in microfluidic channels,” in *2016 IEEE International conference on robotics and automation (ICRA)*. IEEE, 2016, pp. 1921–1926. (Cité en page 30.)
- [120] W. Ma, M. Xu, Z. Zhong, X. Li, and Z. Huan, “Closed-loop control for trajectory tracking of a microparticle based on input-to-state stability through an electromagnetic manipulation system,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 46 537–46 545, 2020. (Cité en page 30.)
- [121] K. Meng, Y. Jia, H. Yang, F. Niu, Y. Wang, and D. Sun, “Motion planning and robust control for the endovascular navigation of a microrobot,” *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 16, no. 7, pp. 4557–4566, 2019. (Cité en pages 30, 31, 65, 72, 73 et 86.)

- [122] A. Ghanbari, P. H. Chang, B. J. Nelson, and H. Choi, “Electromagnetic steering of a magnetic cylindrical microrobot using optical feedback closed-loop control,” *International Journal of Optomechatronics*, vol. 8, no. 2, pp. 129–145, 2014. (Cité en page 30.)
- [123] —, “Magnetic actuation of a cylindrical microrobot using time-delay-estimation closed-loop control : modeling and experiments,” *Smart materials and structures*, vol. 23, no. 3, p. 035013, 2014. (Cité en page 30.)
- [124] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, “Simulation and planning of a magnetically actuated microrobot navigating in the arteries,” *IEEE Transactions on Biomedical engineering*, vol. 60, no. 4, pp. 994–1001, 2012. (Cité en pages 30 et 58.)
- [125] J. Jiang, L. Yang, and L. Zhang, “Closed-loop control of a helmholtz coil system for accurate actuation of magnetic microrobot swarms,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 6, no. 2, pp. 827–834, 2021. (Cité en pages 30 et 31.)
- [126] X. Li and C. C. Cheah, “Tracking control for optical manipulation with adaptation of trapping stiffness,” *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, vol. 24, no. 4, pp. 1432–1440, 2015. (Cité en page 31.)
- [127] H. Marino, C. Bergeles, and B. J. Nelson, “Robust electromagnetic control of microrobots under force and localization uncertainties,” *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, vol. 11, no. 1, pp. 310–316, 2013. (Cité en page 31.)
- [128] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, “3d mri-based predictive control of a ferromagnetic microrobot navigating in blood vessels,” in *2010 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2010, pp. 808–813. (Cité en page 31.)
- [129] 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, no. 1, pp. 1–14, 2002. (Cité en page 31.)
- [130] B. Ahmad, M. Gauthier, G. J. Laurent, and A. Bolopion, “Mobile microrobots for in vitro biomedical applications : A survey,” *IEEE Transactions on Robotics*, 2021. (Cité en page 35.)

- [131] U. K. Cheang, J. Ali, H. Kim, L. Rogowski, and M. J. Kim, "On-surface locomotion of particle based microrobots using magnetically induced oscillation," *Micromachines*, vol. 8, no. 2, p. 46, 2017. (Cité en page 35.)
- [132] A. Ramos-Sebastian, S.-J. Gwak, and S. H. Kim, "Multimodal locomotion and active targeted thermal control of magnetic agents for biomedical applications," *Advanced Science*, vol. 9, no. 7, p. 2103863, 2022. (Cité en page 35.)
- [133] H. Choi, J. Choi, G. Jang, J.-o. Park, and S. Park, "Two-dimensional actuation of a microrobot with a stationary two-pair coil system," *Smart Materials and Structures*, vol. 18, no. 5, p. 055007, 2009. (Cité en pages 35, 38, 39 et 111.)
- [134] N. Ida *et al.*, *Engineering electromagnetics*. Springer, 2015. (Cité en pages 36 et 37.)
- [135] J. Kim, C. Park, J. Yoo, and S.-J. Kim, "Two-dimensional motion control of micro-robot by using two pairs of helmholtz coils," in *IEEE ISR 2013*. IEEE, 2013, pp. 1–2. (Cité en page 38.)
- [136] J. Choi, H. Choi, S. Jeong, B. J. Park, S. Y. Ko, J.-O. Park, and S. Park, "Position-based compensation of electromagnetic fields interference for electromagnetic locomotive microrobot," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C : Journal of Mechanical Engineering Science*, vol. 227, no. 9, pp. 1915–1926, 2013. (Cité en pages 38 et 39.)
- [137] L. Sadelli, "Modélisation, observation et commande de robots vasculaires magnétiques," Ph.D. dissertation, Université d'Orléans, 2016. (Cité en pages 42, 45, 46, 47, 49, 50 et 56.)
- [138] M. Larbi, E.-H. Guechi, A. Chah, A. Maidi, and K. Belharet, "Sliding mode observer of a two-agent microrobotic system," in *2022 5th International Conference on Advanced Systems and Emergent Technologies (IC_ASET)*. IEEE, 2022, pp. 268–273. (Cité en page 44.)
- [139] P. Hoskins, "A review of the measurement of blood velocity and related quantities using doppler ultrasound," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, vol. 213, no. 5, pp. 391–400, 1999. (Cité en page 45.)
- [140] P. Hoskins, P. Fish, W. McDicken, and C. Moran, "Developments in cardiovascular ultrasound. part 2 : arterial applications," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 36, pp. 259–269, 1998. (Cité en page 45.)

- [141] R. Ponzini, C. Vergara, G. Rizzo, A. Veneziani, A. Roghi, A. Vanzulli, O. Parodi, and A. Redaelli, “Womersley number-based estimates of blood flow rate in doppler analysis : in vivo validation by means of phase-contrast mri,” *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 57, no. 7, pp. 1807–1815, 2010. (Cité en page 45.)
- [142] K. W. Ferrara, B. Zager, J. B. Sokil-Melgar, R. H. Silverman, and I. M. Aslanidis, “Estimation of blood velocity with high frequency ultrasound,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 43, no. 1, pp. 149–157, 1996. (Cité en page 45.)
- [143] K. Belharet, D. Folio, and A. Ferreira, “Control of a magnetic microrobot navigating in microfluidic arterial bifurcations through pulsatile and viscous flow,” in *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, 2012, pp. 2559–2564. (Cité en pages 45, 57 et 86.)
- [144] L. Arcese, “Modélisation et commande de microrobots magnétiquement guidés dans le système cardiovasculaire,” Ph.D. dissertation, Université d’Orléans, 2011. (Cité en pages 46, 47 et 54.)
- [145] G. Lucarini, S. Palagi, L. Beccai, and A. Menciassi, “A power-efficient propulsion method for magnetic microrobots,” *International journal of advanced robotic systems*, vol. 11, no. 7, p. 116, 2014. (Cité en page 48.)
- [146] S. Martel, “Nanorobots for endovascular target interventions in future medical practice,” *Current Advances in the Medical Application of Nanotechnology*, p. 85, 2012. (Cité en pages 50 et 86.)
- [147] S. A. Berger, W. Goldsmith, and E. R. Lewis, *Introduction to bioengineering*. Oxford University Press, USA, 1996. (Cité en page 51.)
- [148] M. W. Frank, *Viscous fluid flow*. MCGRAW-HILL US HIGHER ED, 1991. (Cité en page 51.)
- [149] A. Nguyen and H. J. Schulze, *Colloidal science of flotation*. CRC Press, 2003, vol. 118. (Cité en page 51.)
- [150] I. H. Choi and C. H. Lim, “Low-velocity impact analysis of composite laminates using linearized contact law,” *Composite structures*, vol. 66, no. 1-4, pp. 125–132, 2004. (Cité en page 52.)
- [151] D. Hays, “Electrostatic adhesion of nonuniformly charged dielectric spheres,” in *Institute of Physics Conference Series*, no. 118. IOP PUBLISHING LTD

- TEMPLE CIRCUS, TEMPLE WAY, BRISTOL BS1 6BE, ENGLAND, 1991, pp. 223–228. (Cité en page 53.)
- [152] K. Iimura, S. Watanabe, M. Suzuki, M. Hirota, and K. Higashitani, “Simulation of entrainment of agglomerates from plate surfaces by shear flows,” *Chemical Engineering Science*, vol. 64, no. 7, pp. 1455–1461, 2009. (Cité en page 53.)
- [153] M. Feemster, J. A. Piepmeier, H. Biggs, S. Yee, H. ElBidweihy, and S. L. Firebaugh, “Autonomous microrobotic manipulation using visual servo control,” *Micromachines*, vol. 11, no. 2, p. 132, 2020. (Cité en page 65.)
- [154] Z. Huan, W. Ma, J. Wang, and F. Wu, “Path planning and optimization for micro-robot in a vessel-mimic environment,” *Frontiers in Neurorobotics*, vol. 16, 2022. (Cité en page 72.)
- [155] P. Renon, C. Yang, H. Ma, and R. Cui, “Haptic interaction between human and virtual icub robot using novint falcon with chai3d and matlab,” in *Proceedings of the 32nd Chinese Control Conference*. IEEE, 2013, pp. 6045–6050. (Cité en page 73.)
- [156] L. E. Trucios, M. Tavakoli, and K. Adams, “Adaptive tracking control for task-based robot trajectory planning,” in *2020 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. IEEE, 2020, pp. 4256–4260. (Cité en page 73.)
- [157] D. Montero, M. Páez, and S. Salinas, “Teleoperation prototype using novint falcon haptic interfaces,” 10 2016. (Cité en page 73.)
- [158] J. Forsslund, M. Yip, and E.-L. Sallnäs, “Woodenhaptics : A starting kit for crafting force-reflecting spatial haptic devices,” in *Proceedings of the Ninth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*, Stanford California USA January 15 - 19, 2015, pp. 133–140. (Cité en page 73.)
- [159] H. Kwakernaak and R. Sivan, *Linear optimal control systems*. Wiley-interscience New York, 1972, vol. 1. (Cité en page 85.)
- [160] H. D. Tuan, P. Apkarian, T. Narikiyo, and Y. Yamamoto, “Parameterized linear matrix inequality techniques in fuzzy control system design,” *IEEE Transactions on fuzzy systems*, vol. 9, no. 2, pp. 324–332, 2001. (Cité en pages 89 et 129.)

- [161] J. Yoneyama, M. Nishikawa, H. Katayama, and A. Ichikawa, "Design of output feedback controllers for takagi–sugeno fuzzy systems," *Fuzzy sets and systems*, vol. 121, no. 1, pp. 127–148, 2001. (Cité en page 89.)
- [162] H. O. Wang and K. Tanaka, *Fuzzy control systems design and analysis : a linear matrix inequality approach*. John Wiley & Sons, 2004. (Cité en pages 90, 94, 125, 126, 129 et 130.)
- [163] I. David and G. Robles, "Pid control dynamics of a robotic arm manipulator with two degrees of freedom," *Control de Processos y Robotica*, pp. 3–7, 2012. (Cité en page 91.)
- [164] H.-J. Uang and G. Huang, "A robust fuzzy model following observer-based control design for nonlinear system," in *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Control Applications, 2004.*, vol. 1. IEEE, 2004, pp. 171–176. (Cité en page 91.)
- [165] B.-S. Chen, C.-H. Lee, and Y.-C. Chang, " H^∞ tracking design of uncertain nonlinear siso systems : adaptive fuzzy approach," *IEEE Transactions on fuzzy systems*, vol. 4, no. 1, pp. 32–43, 1996. (Cité en page 91.)
- [166] F. Zhang, *The Schur complement and its applications*. New York : Springer, 2006. (Cité en page 93.)
- [167] J. Lofberg, "Yalmip : A toolbox for modeling and optimization in matlab," in *2004 IEEE international conference on robotics and automation (IEEE Cat. No. 04CH37508)*. IEEE, 2004, pp. 284–289. (Cité en pages 98 et 134.)
- [168] L. Meziane, E.-H. Guechi, A. Maidi, Y. Zennir, and K. Belahret, "Model predictive controller for a microrobot navigating in a vascular channel by following a trajectory generated with a joystick device," *Algerian Journal of Signals and Systems*, vol. 7, no. 4, pp. 184–191, 2022. (Cité en page 103.)
- [169] K. Furuta and S. Kim, "Pole assignment in a specified disk," *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 32, no. 5, pp. 423–427, 1987. (Cité en page 105.)
- [170] Z. Zhang, Y. Guo, and X. Song, "Improved nonlinear extended state observer-based sliding-mode rotary control for the rotation system of a hydraulic roofbolter," *Entropy*, vol. 24, no. 1, p. 41, 2021. (Cité en pages 107 et 108.)

- [171] N. Gu, D. Wang, Z. Peng, J. Wang, and Q.-L. Han, "Disturbance observers and extended state observers for marine vehicles : A survey," *Control Engineering Practice*, vol. 123, p. 105158, 2022. (Cité en pages 107 et 108.)
- [172] S. E. Talole, J. P. Kolhe, and S. B. Phadke, "Extended-state-observer-based control of flexible-joint system with experimental validation," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 57, no. 4, pp. 1411–1419, 2009. (Cité en page 108.)
- [173] J. Xiao, "Trajectory planning of quadrotor using sliding mode control with extended state observer," *Measurement and Control*, vol. 53, no. 7-8, pp. 1300–1308, 2020. (Cité en page 108.)
- [174] W. R. Abdul-Adheem and I. K. Ibraheem, "Improved sliding mode nonlinear extended state observer based active disturbance rejection control for uncertain systems with unknown total disturbance," *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, vol. 7, no. 12, 2016. (Cité en page 110.)
- [175] Z. Xu, T. Zhang, Y. Bao, H. Zhang, and C. Gerada, "A nonlinear extended state observer for rotor position and speed estimation for sensorless ipmsm drives," *IEEE Transactions on Power Electronics*, vol. 35, no. 1, pp. 733–743, 2019. (Cité en page 110.)
- [176] T. Takagi and M. Sugeno, "Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control," *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, no. 1, pp. 116–132, 1985. (Cité en pages 122 et 125.)
- [177] R. Babuška and H. B. Verbruggen, "An overview of fuzzy modeling for control," *Control Engineering Practice*, vol. 4, no. 11, pp. 1593–1606, 1996. (Cité en page 122.)
- [178] Y. Gu, H. O. Wang, K. Tanaka, and L. G. Bushnell, "Fuzzy control of nonlinear time-delay systems : stability and design issues," in *Proceedings of the 2001 American Control Conference.(Cat. No. 01CH37148)*, vol. 6. IEEE, 2001, pp. 4771–4776. (Cité en page 122.)
- [179] A. A. Adeniran and S. El Ferik, "Modeling and identification of nonlinear systems : A review of the multimodel approach part 1," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems*, vol. 47, no. 7, pp. 1149–1159, 2016. (Cité en page 123.)

- [180] S. El Ferik and A. A. Adeniran, "Modeling and identification of nonlinear systems : A review of the multimodel approach part 2," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics : Systems*, vol. 47, no. 7, pp. 1160–1168, 2016. (Cité en page 123.)
- [181] H. Ohtake, K. Tanaka, and H. O. Wang, "Fuzzy modeling via sector nonlinearity concept," *Integrated Computer-Aided Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 333–341, 2003. (Cité en page 123.)
- [182] A. M. Nagy, G. Mourot, B. Marx, J. Ragot, and G. Schutz, "Systematic multimodeling methodology applied to an activated sludge reactor model," *Industrial & Engineering Chemistry Research*, vol. 49, no. 6, pp. 2790–2799, 2010. (Cité en page 123.)
- [183] A. Akhenak, "Conception d'observateurs non linéaires par approche multimodèle : application au diagnostic," Ph.D. dissertation, éditeur inconnu, 2004. (Cité en page 123.)
- [184] Z. Yacine, "Observateurs pour l'estimation de la dynamique latérale du véhicule : application à la détection de situations critiques," Ph.D. dissertation, Université Paris-Saclay (ComUE), 2016. (Cité en page 123.)
- [185] Z. Lendek, T. M. Guerra, R. Babuska, and B. De Schutter, *Stability analysis and nonlinear observer design using Takagi-Sugeno fuzzy models*. Springer, 2011, vol. 262. (Cité en page 125.)
- [186] S. Osher, "Level set methods and fast marching methods : Evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer vision, and materials science," 2001. (Cité en pages 127 et 135.)
- [187] K.-Y. Lian and J.-J. Liou, "Output tracking control for fuzzy systems via output feedback design," *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, vol. 14, no. 5, pp. 628–639, 2006. (Cité en page 127.)
- [188] E.-H. Guechi, J. Lauber, M. Dambrine, G. Klančar, and S. Blažič, "Pdc control design for non-holonomic wheeled mobile robots with delayed outputs," *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, vol. 60, pp. 395–414, 2010. (Cité en page 128.)
- [189] Z. Yacine, D. Ichalal, N. A. Oufroukh, S. Mammar, and S. Djennoune, "Unknown input observer for vehicle lateral dynamics based on a takagi-sugeno

model with unmeasurable premise variables,” in *2012 IEEE 51st IEEE Conference on Decision and Control (CDC)*. IEEE, 2012, pp. 6211–6216. (Cité en page 132.)

[190] S. Djennoune, S. Mammar, N. A. Oufroukh, D. Ichalal, and Z. Yacine, “New nonlinear takagi–sugeno vehicle model for state and road curvature estimation via a nonlinear pmi observer,” 2014. (Cité en page 132.)

[191] J. R. Womersley, “Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known,” *The Journal of physiology*, vol. 127, no. 3, p. 553, 1955. (Cité en page 133.)

Meziane LARBI

Résumé : Ces dernières années, un intérêt croissant pour les microrobots magnétiques est apparu, notamment dans le domaine biomédical, tel que la chirurgie mini-invasive et l'administration de médicaments. En comparaison avec les systèmes robotiques médicaux conventionnels, les microrobots sont capables d'atteindre des régions plus étroites et vulnérables du corps humain tout en minimisant les dommages.

L'objectif de la thèse est de développer des stratégies de commande permettant à un microrobot magnétique, de naviguer dans un environnement fluide à savoir, la navigation endovasculaire en utilisant les gradients de champs magnétiques générés par un dispositif magnétique à base de bobines électromagnétiques. C'est pourquoi, une compréhension approfondie de l'environnement de navigation du microrobot est une étape préalable pour développer des stratégies de commande adéquates. Les contraintes d'échauffement des actionneurs magnétiques, la variation des paramètres physiologiques de l'humain, les perturbations environnementales et les erreurs de modélisation ont tous un impact significatif sur la navigation du microrobot. Lorsqu'un opérateur est chargé d'administrer le médicament en dirigeant le microrobot vers la zone cible, on parle de contrôle en boucle ouverte. Bien que la commande en boucle ouverte ne nécessite pas d'algorithmes de contrôle sophistiqués, mais ses performances sont généralement limitées et dépendent fortement de l'expérience et de la précision des opérateurs. Afin de surmonter ces difficultés, un système de commande en boucle fermée s'avère très utile. La dynamique des microrobots peut être considérée linéaire dans certaines régions du corps humain (exemple : la cochlée) et non linéaire dans la plupart des cas (exemple : système cardiovasculaire).

Dans le cas d'une dynamique linéaire du microrobot, nous avons proposé deux approches de commande à base d'un observateur pour suivre une trajectoire de référence. La première approche consiste en une commande par retour d'état mise en cascade avec un compensateur de rejet de perturbations. La stratégie utilise aussi un observateur pour reconstruire l'état du microrobot. L'objectif est d'achever le suivi de la trajectoire dans un vaisseau sanguin en 3D. La trajectoire désirée est générée par un opérateur moyennant un joystick. La deuxième approche consiste en une commande prédictive (MPC) (MPC pour Model Predictive Control) mise en cascade avec un compensateur de perturbations pour forcer le microrobot à poursuivre une trajectoire dans un environnement fluide en 2D. La trajectoire de référence est générée également dans cette contribution à l'aide d'un joystick, et l'état du robot est estimé à l'aide d'un observateur d'état étendu non linéaire (NESO).

Dans le cas d'une dynamique non-linéaire et d'un environnement de navigation en 2D, nous avons établi un modèle flou du type Takagi-Sugeno (TS) équivalent du microrobot dans un compact de l'espace d'état. La stratégie de commande proposée consiste à utiliser une commande PDC (parallel distributed compensation) en conjonction avec un compensateur de rejet de perturbations pour réaliser le suivi de trajectoire d'un microrobot. Un observateur flou T-S est utilisé pour estimer l'état complet à partir de la position mesurée du microrobot. Afin de surmonter le problème de surchauffe des bobines et rejeter les perturbations, le réglage du contrôleur flou T-S est effectué en imposant une contrainte sur l'amplitude du gradient du champ magnétique. Les gains de la commande et de l'observateur sont déterminés en résolvant un ensemble d'inégalités matricielles linéaires (LMIs). Dans cette approche, la trajectoire de référence optimale est générée en appliquant la méthode de marche rapide (fast marching method) sur l'image IRM. Afin de démontrer l'efficacité de la stratégie de commande proposée, les performances de la stratégie de commande sont évaluées à la fois sans et avec le bruit de mesure.

Une plateforme d'instrumentation a été conçue dans le cadre de cette thèse, au sein du laboratoire PRISME/ JUNIA - Châteauroux en France pour valider les stratégies de commande développées dans le cadre de cette thèse.

Mots clés : Microrobot magnétique, dispositif magnétique, planification de trajectoire, plateforme d'instrumentation, commande prédictive, commande par retour d'état, modélisation TS.

Abstract : In the last years an increasing interest in magnetic microrobots has appeared, especially in the biomedical field, including minimally invasive surgery and drug delivery. In comparison to conventional medical robotic systems, a microrobots can reach narrower and more delicate regions of the human body while minimizing the damage.

The objective of this thesis consists in developing control strategies enabling a magnetic microrobot to navigate in a fluidic environment, namely endovascular navigation, using magnetic field gradients generated by a magnetic device based on electromagnetic coils. For this purpose, it is crucial to have a comprehensive understanding of the microrobot navigation environment as a prerequisite for establishing appropriate control strategies. Magnetic actuator heating constraints, variations in human physiological parameters, environmental disturbances and modeling errors all have a significant impact on microrobot navigation. When an operator is in charge of drug delivery by manually directing the microrobot to the target area, this is referred to as open-loop control. Although the open-loop control strategy does not require sophisticated control algorithms, its performance is generally limited and strongly dependent on the experience and precision of the operators. To overcome these difficulties, a closed-loop control system is very useful. The dynamical behavior of microrobot can be assumed linear in specific areas of the human body (e.g. the cochlea) and non-linear in most cases (e.g. the cardiovascular system).

In the case of linear dynamics, two observer-based control approaches for trajectory tracking are proposed. The first control strategy involves a cascaded state feedback control with an observer-based disturbance rejection compensator for a magnetic microrobot navigating within a 3D blood vessel. The reference trajectory is generated by an operator using a joystick. The second control strategy involves a conjunction of a model predictive control with a disturbance compensator for a microrobot in a 2D fluidic environment. The reference trajectory is also generated, in this contribution using a joystick, and the microrobot state is recovered using a nonlinear extended state observer (NESO).

In the non-linear dynamics case and a 2D environment navigation, we have established a Takagi-Sugeno (TS) model that describes with accuracy the dynamical behavior of the microrobot in a compact state space. The proposed control strategy consists in using a TS fuzzy observer-based PDC (parallel distributed compensation) control in conjunction with a disturbance rejection compensator. The TS fuzzy observer is used to estimate the complete state from the measured position of the microrobot. To overcome the problem of coil overheating and to reject disturbances, the TS fuzzy controller is tuned by imposing a constraint on the amplitude of the gradient of the manipulated magnetic field. The gains of the controller and the observer are determined, by solving a set of linear matrix inequalities (LMIs). The optimal reference trajectory is generated by applying the fast-marching method on the MRI image. To demonstrate the effectiveness of the proposed control strategy, the control strategy performance is evaluated both without and with measurement noise.

An instrumentation platform has been designed at PRISME laboratory/ JUNIA engineering school in Châteauroux, France, to validate the control strategies developed in this thesis.

Keywords : Magnetic microrobot, Electromagnetic Actuation EMA, trajectory planning, instrumentation platform, model predictive control, state feedback control, TS modelling

ملخص: في السنوات الأخيرة، ظهر اهتمام متزايد بالميكرو روبوتات المغناطيسية، خاصة في مجال الطب الحيوي، مثل الجراحة طفيفة التوغل وتوصيل الأدوية. بالمقارنة مع الأنظمة الروبوتية الطبية التقليدية، فإن الميكرو روبوتات قادرة على الوصول إلى المناطق الأضيقة والضعيفة في جسم الإنسان مع تقليل الأضرار.

الهدف من الأطروحة هو تطوير استراتيجيات التحكم التي تسمح للميكرو روبوت المغناطيسي بالتنقل في بيئة موانعية، أي الملاحظة داخل الأوعية الدموية باستخدام تدرجات المجال المغناطيسي الناتجة عن جهاز مغناطيسي يعتمد على وشيعة كهرومغناطيسية. ولذلك، فإن الفهم الشامل لبيئة الملاحظة الخاصة بالميكرو روبوت يعد خطوة أولية لتطوير استراتيجيات التحكم المناسبة. إن قيود تسخين الوشيعات، والاختلاف في المعلمات الفسيولوجية البشرية، والاضطرابات البيئية وأخطاء النمذجة، كلها لها تأثير كبير على تنقل الميكرو روبوت. عندما يكون المشغل مسؤولاً عن إعطاء الدواء عن طريق توجيه الميكرو روبوت نحو المنطقة المستهدفة، فإن هذا يسمى التحكم في الحلقة المفتوحة. على الرغم من أن التحكم في الحلقة المفتوحة لا يتطلب خوارزميات تحكم معقدة، إلا أن أدائه محدود بشكل عام ويعتمد بشكل كبير على خبرة المشغلين ودقتهم. ومن أجل التغلب على هذه الصعوبات، فإن نظام التحكم في الحلقة المغلقة يعد مفيد للغاية. يمكن اعتبار ديناميكيات الميكرو روبوتات خطية في مناطق معينة من جسم الإنسان (على سبيل المثال: القوقعة) وغير خطية في معظم الحالات (على سبيل المثال: نظام القلب والأوعية الدموية).

في حالة الديناميكيات الخطية للميكرو روبوت، اقترحنا طريقتين للتحكم يعتمدان على مراقب لاتباع مسار مرجعي. يتكون النهج الأول من متحكم في ردود الفعل موضوع على التسلسل مع معوض رفض الاضطراب. تستخدم الإستراتيجية أيضاً مراقباً لإعادة بناء حالة الميكرو روبوت. الهدف هو إكمال تتبع المسار في الأوعية الدموية في مجال ثلاثي الأبعاد. يتم إنشاء المسار المطلوب بواسطة المشغل باستخدام عصا التحكم. يتكون النهج الثاني من متحكم تنبؤي قائم على النموذج موضوع على التسلسل مع معوض الاضطراب لإجبار الميكرو روبوت على اتباع مسار في بيئة موانعية ثنائية الأبعاد. يتم أيضاً إنشاء المسار المرجعي في هذه المساهمة باستخدام عصا التحكم، ويتم تقدير حالة الروبوت باستخدام مراقب الحالة غير الخطي الممتد.

في حالة الديناميكيات غير الخطية وبيئة الملاحظة ثنائية الأبعاد، أنشأنا نموذجاً غامضاً من نوع Takagi-Sugeno (TS) المكافئ للنموذج الغير خطي للميكرو روبوت في مساحة حالة مدمجة. تنص استراتيجية التحكم المقترحة على استخدام متحكم PDC (parallel distributed compensation) مربوط مع معوض رفض الاضطراب لتحقيق تتبع مسار الميكرو روبوت. يتم استخدام مراقب غامض (TS) لتقدير الحالة الكاملة انطلاقاً من الموضع المقاس للميكرو روبوت. من أجل التغلب على مشكلة ارتفاع درجة حرارة الوشيعات ورفض الاضطرابات، يتم ضبط وحدة التحكم الغامضة (TS) من خلال فرض قيود على سعة تدرج المجال المغناطيسي. يتم تحديد مكاسب وحدة التحكم والمراقب عن طريق حل مجموعة من متباينات المصفوفة الخطية (LMIs). في هذا النهج، يتم إنشاء المسار المرجعي المثالي من خلال تطبيق طريقة السير السريع على صورة التصوير بالرنين المغناطيسي. لإثبات فعالية استراتيجية التحكم المقترحة، يتم تقييم أداء استراتيجية التحكم بدون ومع ضوضاء القياس.

تم تصميم منصة الأجهزة كجزء من هذه الأطروحة، داخل مختبر الروبوتات التابع لكلية الهندسة PRISME/ JUNIA في فرنسا للتحقق من صحة استراتيجيات التحكم التي تم تطويرها كجزء من هذه الأطروحة.

الكلمات الرئيسية: الروبوتات المغناطيسية، الجهاز المغناطيسي، تخطيط المسار، منصة الأجهزة، التحكم التنبؤي القائم على النموذج، متحكم في ردود الفعل، نمذجة

