



ÉCOLE DOCTORALE
MATHÉMATIQUES, INFORMATIQUES, PHYSIQUES THÉORIQUES ET INGÉNIERIE
DES SYSTÈMES

LABORATOIRE PRISME

THÈSE présentée par :

Hanaâ ELFAKIR

soutenue le : **16 Avril 2024**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'Université d'Orléans**

Discipline/ Spécialité : **Robotique**

Guidage robotisé d'un cathéter magnétique pour des applications vasculaires

THESE dirigée par :

KARIM BELHARET

Enseignant chercheur HDR. Junia-HEI, Châteauroux

RAPPORTEURS :

MICHAËL GAUTHIER

Directeur de recherche CNRS, Institut FEMTO-ST (UBFC/CNRS)

PIERRE RENAUD

Professeur des Universités. INSA Strasbourg

JURY :

PIERRE VIEYRES

Professeur des Universités. Université d'Orléans

Président du jury

MICHAËL GAUTHIER

Directeur de recherche CNRS. Institut FEMTO-ST (UBFC/CNRS)

Rapporteur

PIERRE RENAUD

Professeur des Universités. INSA Strasbourg

Rapporteur

ARNAUD HUBERT

Professeur des Universités. Université de Technologie de Compiègne

Examineur

NABIL AMARI

Enseignant Chercheur. École d'Ingénieur JUNIA-HEI

Encadrant

Remerciements

Je remercie tout d'abord Dieu, Allah, de m'avoir donné la force, le courage et la volonté nécessaires pour accomplir ce travail de recherche.

Ce travail a été réalisé au sein du laboratoire PRISME et financé par JUNIA-HEI. J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur Aymeric Gillet, directeur de JUNIA-HEI Campus Centre, pour m'avoir accueilli dans son établissement.

Pour ne pas déroger à la règle, je souhaite dans un premier temps remercier Karim Belharet, enseignant-chercheur HDR à JUNIA-HEI de Châteauroux, pour m'avoir confié ce projet de recherche. Les moyens matériels qu'il m'a fournis ainsi que la confiance et la liberté qu'il m'a accordées m'ont permis de mener à bien ce travail dans les meilleures conditions. Je remercie également mon co-encadrant de thèse, Nabil Amari, enseignant-chercheur à JUNIA-HEI de Châteauroux, pour son accompagnement dans cette aventure.

Je tiens à remercier chaleureusement le jury de ma thèse, en commençant par Monsieur Pierre Vieyres, professeur à l'Université d'Orléans, pour avoir accepté de présider mon jury. Je remercie également Monsieur Michaël Gauthier, directeur de recherche au CNRS, et Monsieur Pierre Renaud, professeur à l'INSA de Strasbourg, pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail. Je n'oublie pas Monsieur Arnaud Hubert, professeur à l'Université de Technologie de Compiègne, qui a participé au jury en tant qu'examinateur. Leurs commentaires sur le manuscrit, ainsi que leurs questions et critiques lors de la soutenance, m'ont apporté de nouveaux points de vue très enrichissants.

Je tiens tout particulièrement à remercier l'ensemble du personnel de JUNIA-HEI Campus Centre, en particulier Angélique Denoyer, David Delouche et Stéphane Martin. Je remercie chaleureusement les anciens et nouveaux doctorants du laboratoire avec qui j'ai partagé des moments mémorables durant ces trois années : Azaddien, Meziane et Billel.

Enfin, mes pensées les plus profondes vont à ma famille. Je remercie mes parents, Jamila et Abdeljabar, pour leur amour et leur soutien inconditionnels tout au long de mon parcours, m'offrant ainsi les meilleures conditions pour arriver jusqu'ici. Je remercie également mon frère Abderrazak et ma sœur Hasnaa, ainsi que mes nièces Rim, Roaya Elfakir, Yasmine et Camilia Sarrar, et mon neveu Mohamed Amine. Je ne peux terminer ces remerciements sans mentionner la personne grâce à qui je suis là et avec qui je partage ma vie : mon mari Ahmed. Merci pour tout l'amour que tu me donnes, pour ta patience infinie, et pour m'avoir soutenue, rassurée et encouragée dans les moments difficiles et de doute. Ta présence à mes côtés a été

une source inestimable de force et de réconfort. Merci pour tout.

Enfin, je tiens à adresser une pensée toute particulière à mon bébé, qui a partagé avec moi les derniers mois de cette thèse et le stress de la soutenance. Ta présence m'a donné une motivation supplémentaire et une force intérieure inouïe. Nous avons traversé cette épreuve ensemble, et c'est à deux que nous avons réussi. Merci, mon petit trésor, pour ce précieux soutien, même avant ta naissance.

À mon fils Aziz Râli Chah ...

Table des matières

1	Cadre de l'étude	5
1.1	Introduction	6
1.2	Système vasculaire humain, pathologies et traitements actuels	6
1.2.1	Le système cardiovasculaire	6
1.2.2	Le système vasculaire cérébral	8
1.2.3	Physiologie du système vasculaire	10
1.2.4	Les pathologies vasculaires	11
1.2.5	Les traitements actuels	14
1.3	Les systèmes robotiques endovasculaires	16
1.4	Principes de la navigation magnétique	18
1.4.1	Actionnement magnétique	18
1.4.2	Champ magnétique	18
1.4.3	Force et couple magnétique	19
1.4.4	Navigation magnétique guidée par imagerie	19
1.5	Les plateformes à actionnement magnétique	20
1.5.1	Plateformes à bobines électromagnétiques	20
1.5.2	Dispositifs d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	23
1.5.3	Les plateformes à aimants permanents	24
1.5.4	Limitations des plateformes d'actionnement magnétique existantes	25
1.6	Les cathéters magnétiques existants et leurs limites pour des applications endovasculaires	26
1.7	Projet Hu-Mag	30
1.7.1	Objectif de la thèse	30
1.7.2	Cahier des charges fonctionnel	30
1.8	Conclusion	33
2	Cathéter magnétique pour les applications vasculaires	35
2.1	Introduction	36
2.2	Modélisation du cathéter magnétique	36
2.2.1	Approches de modélisation	37
2.2.2	Exploitation de l'approche mécanique	38
2.2.3	Optimisation du nombre d'éléments	41
2.3	Simulation du comportement du cathéter	43
2.3.1	Implémentation du modèle du cathéter magnétique	44
2.3.2	Interface graphique pour la simulation du comportement du cathéter magnétique	45
2.3.3	Résultats de simulation	45
2.4	Développement d'un cathéter miniature pour l'injection ou l'aspiration	49
2.4.1	Caractéristiques du cathéter magnétique	49
2.4.1.1	Caractéristiques du tube du cathéter	49

2.4.1.2	Disposition des aimants du cathéter	51
2.4.2	Optimisation des paramètres géométriques du cathéter	52
2.4.2.1	Choix de l'algorithme d'optimisation	53
2.4.2.2	Formulation du problème	54
2.4.2.3	Optimisation des paramètres du cathéter	56
2.4.3	Conception du cathéter miniature pour la preuve de concept	58
2.5	Conclusion	60
3	Développement d'un actionneur magnétique	63
3.1	Introduction	64
3.2	Types d'actionneurs magnétiques	64
3.2.1	Définitions	64
3.2.2	Étude comparative des performances magnétiques des trois types d'actionneurs	65
3.2.3	Synthèse	69
3.3	Actionneurs magnétiques développés au laboratoire PRISME	70
3.3.1	Actionneur magnétique à deux aimants	70
3.3.2	Actionneur magnétique mono-plan à quatre aimants	71
3.3.3	Actionneur magnétique bi-plan à quatre aimants	72
3.3.4	Étude de l'utilisation des actionneurs magnétiques présents au laboratoire pour notre application	73
3.3.4.1	Exploitation du point de Lagrange	74
3.3.4.2	Exploitation du champ magnétique au voisinage du point de Lagrange	75
3.3.5	Synthèse	76
3.4	Actionneur magnétique pour le guidage du cathéter	76
3.4.1	Principe de l'utilisation d'un seul aimant permanent	77
3.4.2	Géométrie de l'actionneur	77
3.4.3	Dimensionnement de l'actionneur	79
3.4.4	Conception de la structure mécanique	85
3.4.5	Tests de performances	86
3.5	Conclusion	86
4	Stratégie et plateforme robotique pour la navigation d'un cathéter magnétique	89
4.1	Introduction	90
4.2	Stratégie de navigation du cathéter magnétique	91
4.2.1	Planification de trajectoire	91
4.2.1.1	Extraction des lignes centrales	91
4.2.1.2	Trajectoire de navigation	93
4.2.2	Calcul des poses de l'actionneur	94
4.2.2.1	Orientation de l'axe central de l'actionneur	94
4.2.2.2	Positionnement de l'actionneur	95
4.2.3	Implémentation et choix des poses	97
4.3	Plateforme robotique pour la navigation	99
4.3.1	Système d'insertion du cathéter magnétique	101

4.3.1.1	Conception et prototypage du système	101
4.3.1.2	Validation des performances du système d'insertion	103
4.3.2	Robot manipulateur	104
4.3.3	Recalage par suivi optique	106
4.3.3.1	Système de suivi optique	107
4.3.3.2	Détection de l'erreur et recalage du positionnement	107
4.3.3.3	Validation du recalage de la pose de l'actionneur	110
4.3.4	Système d'injection et de prélèvement	112
4.3.5	Système d'enregistrement de la navigation	116
4.3.6	Intégration des composants de la plateforme robotique	117
4.4	Architecture de contrôle de la plateforme	117
4.4.1	Architecture matérielle	119
4.4.1.1	Architecture modulaire	119
4.4.1.2	Protocoles de communication	120
4.4.2	Architecture logicielle	121
4.4.2.1	Interface de contrôle de la plateforme	121
4.4.2.2	Gestion des poses en collisions	123
4.5	Conclusion	125
5	Navigation du cathéter magnétique pour l'injection dans des fantômes vasculaires	127
5.1	Introduction	128
5.2	Validation des performances de la plateforme pour guider un cathéter dans un fantôme 2D	128
5.2.1	Validation des performances de navigation du cathéter magnétique	129
5.2.2	Navigation magnétique en mode hybride	134
5.2.3	Recalage en mode navigation	138
5.2.4	Synthèse des résultats	139
5.3	Validation de la navigation magnétique dans un fantôme vasculaire 3D	140
5.3.1	Planification des trajectoires de navigation	141
5.3.2	Résultats de la navigation magnétique	143
5.3.3	Synthèse des résultats	145
5.4	Application au remplissage d'un anévrisme cérébral	146
5.4.1	Caractéristiques techniques du réseau vasculaire	147
5.4.2	Protocole de la procédure d'injection	148
5.4.3	Résultats de la procédure	149
5.5	Conclusion	151
6	Conclusion générale et perspectives	155
6.1	Conclusion générale	156
6.2	Perspectives	157
6.2.1	Amélioration du cathéter magnétique	157
6.2.2	Réalisation des tests <i>in-vivo</i> sur l'animal	158
6.2.3	Exploiter la plateforme pour d'autres applications	160

A Formulation analytique du champ magnétique généré par un aimant cylindrique	163
Bibliographie	169

Abréviations et Terminologies

AVC	Accident Vasculaire Cérébral
ARMM	Advanced Robotics for Magnetic Manipulation
BLDC	BrushLess Direct Current
CMNS	Closed circuit magnetic navigation system
CGCI	Catheter Guidance Control and Imaging
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CIRC	Circulaire
CNRS	Centre National de la Recherche Scientifique
DDL	Degrés De Liberté
EPM	External Permanent Magnet
Fr	French
FFN	Fringe Field Navigation
FEP	Fluorinated Ethylene Propylene
GRF	Gélatine - Resorcinol - Formaldéhyde
INSA	Institut National des Sciences Appliquées
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
Junia-HEI	JUNIA-Hautes Études d'ingénieur
LMPA	Low Melting Point Alloy
LIN	Linéaire
LDPE	Low Density Polyethylene

Abréviations et Terminologies

MNS	Magnetic Navigation System
MCR	Magnetic Cathetr Robot
NDI	Northern Digital Inc.
NdFeB	Néodyme-Fer-Bore
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
PRISME	Pluridisciplinaire de Recherche en Ingénierie des Systèmes, Mécanique et Energétique
PTFE	Polytetrafluoroethylene
PET	Polyethylene Terephthalate
PEEK	Polyether Ether Ketone
PEBAX	Polyether Block Amide
PRNCM	Plateforme Robotique de Navigation pour les Cathéters Magnétiques
PTP	Point to Point
RDK	Robot Developement Kit
SQP	Sequential Quadratic Programming
STL	Stereo-Lithography
STEP	Standard for the Exchange of Product model data

Liste des symboles

Notation	Description	Unité
H	Excitation magnétique	[H/m]
B	Excitation magnétique	[T]
M	Magnétisation	[A/m]
μ_0	Perméabilité du vide	[H/m]
m	Moment magnétique	[A.m ²]
V	Volume du matériau	[m ³]
$\vec{F}$	Force magnétique	[N]
$\vec{T}$	Couple magnétique	[N.m]
∇B	Gradient magnétique	[T/m]
θ	Angle de déformation du cathéter	[°]
E	Module d'Young	[Mpa]
I	Moment d'inertie	[Kg.m ²]
M_t	Moment fléchissant total	[N.m]
F_m	Force magnétique	[N]
T_m	Couple magnétique	[N.m]
V_m	Volume magnétique	[m ³]
β	Angle de courbure	[°]
P_b	Position de la poutre	[mm]
α	Angle de déviation	[°]
N_i	Nombre d'éléments	[—]
θ_{exact}	Angle de déformation analytique exact	[°]
E_p	Erreur de prédiction	[—]
P_{modele}	Position calculée par le modèle	[—]
P_{exact}	Position calculée analytiquement	[—]
L	Longueur de l'aimant	[mm]
W	Largeur de l'aimant	[mm]
D	Hauteur de l'aimant	[mm]
B_r	Champ rémanent	[T]
L_{cath}	Longueur du cathéter	[mm]
E_{cath}	Module d'Young du cathéter	[Mpa]
R_{ext}	Rayon externe du tube	[mm]
R_{int}	Rayon interne du tube	[mm]
r_{ext}	Rayon externe de l'aimant	[mm]
r_{int}	Rayon interne de l'aimant	[mm]
h	Hauteur de l'aimant	[mm]
e_{12}	Espacement entre le premier et le deuxième aimant	[mm]
e_{23}	Espacement entre le deuxième et le troisième aimant	[mm]
X_i	Population initiale	[—]
H_a	Hauteur actionneur	[mm]
R_e	Rayon externe	[mm]
R_i	Rayon interne	[mm]
N_s	Nombre de spire	[—]

Liste des symboles

Notation	Description	Unité
I_e	Courant électrique	[A]
L_f	Longueur noyau	[mm]
V_t	Volume total	[mm ³]
B_s	Champ magnétique généré par un aimant sphérique	[T]
B_p	Champ magnétique généré par un aimant parallélépipède	[T]
B_c	Champ magnétique généré par un aimant cylindrique	[T]
F_p	Force de pesanteur	[N]
V_o	Volume total de la partie distale	[m ³]
ρ	Densité de fluide	[Kg/m ³]
v	Vitesse de l'objet par rapport au fluide	[m/s]
F_h	Force hydrodynamique	[N]
C_d	Coefficient de traînée	[—]
A	Surface de l'objet perpendiculaire à la direction du flux	[m ²]
g	Accélération gravitationnelle	[m/s ²]
ρ_o	Densité volumique	[Kg/m ³]
ρ_f	Densité volumique du flux	[Kg/m ³]
F_A	Poussée d'Archimède	[N]
F_g	Force gravitationnelle	[N]
d	distance d'actionnement	[mm]
R_1	Repère de la bifurcation	[—]
R_2	Repère de l'actionneur magnétique	[—]
$T_{2/1}$	Matrice de transformation entre R_1 et R_2	[—]
N	Matrice de projection de l'espace nul	[—]
$\dot{q}_c$	Vitesse angulaire	[rad/s]
R_{fant}	Repère fantôme	[—]
R_{rob}	Repère robot	[—]
R_{vic}	Repère traqueur	[—]
R_{ref}	Repère référence	[—]
P_f	Pression fluidique	[Pa]
Q_f	Débit fluidique	[mL/min]
e_p	Épaisseur du paroi	[mm]
σ	Contrainte	[Pa]
η	Viscosité	[cP]

Table des figures

1.3	Anatomie du réseau vasculaire cérébral [1] : a- origines de la vascularisation cérébrale, b- polygone de <i>willis</i> et artères cérébrales périphériques.	9
1.4	Variation de la pression artérielle en fonction des vaisseaux sanguins [2].	11
1.5	Tumeur cérébrale alimentée via une artère cérébrale [3].	12
1.6	Les formes géométriques courantes des anévrismes [4].	13
1.7	Traitements des pathologies vasculaires par la méthode endovasculaire [5] : (a)- outil principal de la méthode endovasculaire (cathéter), (b)- traitement d'un anévrisme par bobine de remplissage et stent de direction de flux [6], (c)- traitement d'un thrombus par tromboctomie [7], (d)- embolisation d'une tumeur par injection [8].	15
1.8	Les systèmes robotiques endovasculaires : (a)- Le système CorPath GRX [9], (b)- Le système de navigation magnétique Niobe Stereotaxis [10].	17
1.9	Plateformes d'actionnement magnétique à base d'électro-aimants : (a)- plateforme CMNS à bobines [11], (b)- système à huit bobines fixes [12], (c)- système ARMM (Advanced Robotics for Magnetic Manipulation) [13], (d)- plateforme à électro-aimants mobiles [14].	21
1.10	Plateformes d'actionnement magnétique commercialisées (a)-La plateforme Aeon Phocus [15], (b)- La plateforme CGCI [16].	22
1.11	Système d'imagerie par résonance magnétique IRM [17].	23
1.12	Plateformes à aimants permanents (a)- Plateforme à aimant permanent mobile [18], (b)- Plateforme magnétique avec deux bras manipulateurs [19],(c)- Le système e Stereotaxis Niobe [20], (d)- Le système Ankon [21].	24
1.13	Cathéters magnétiques commercialisés : (a)- Stereotaxis RoboMag [20] ; (b)- Medtronic Thermocool SmartTouch SF [22] ; (c)- Abbott Rhythm RX [23] ; (d)- Biosense Webster Navistar Elite [24].	27
1.14	Cathéters magnétiques développés dans le cadre des travaux de recherches : (a)- cathéter à pointe intelligente [25], (b)- cathéter micro-canule pour l'injection sous-rétinienne [26], (c)- cathéter magnétique multifonctionnel (MCR) [27], (d)- cathéter magnétique à rigidité variable [28].	28
1.15	Composants principales de la plateforme de guidage de cathéters magnétiques dans le réseau vasculaire.	31
2.1	Approches de modélisation du comportement d'un cathéter : (a)- approche robotique, (b)- approche mécanique.	38
2.2	Représentation du cathéter avec trois aimants permanents sous forme de poutre en porte-à-faux.	39

2.3	Discrétisation du cathéter magnétique pour le calcul de l'angle de déflexion.	40
2.4	Évolution de l'erreur de prédiction du modèle de déflexion du cathéter en fonction du nombre d'éléments.	42
2.5	Processus de calcul automatique du nombre optimal d'éléments en fonction des caractéristiques d'un cathéter magnétique utilisé.	43
2.6	Interface graphique pour la simulation et l'analyse du comportement des cathéters magnétiques.	46
2.7	Simulation de la déflexion du cathéter MagnoFlush en présence d'un champ magnétique généré par un aimant permanent externe.	47
2.8	Simulation et validation expérimentale du comportement d'un cathéter magnétique : a- cathéter magnétique, b- simulation de la déflexion du cathéter, c- banc de test, d- résultat des tests de déflexion.	48
2.9	Caractéristiques mécaniques du cathéter en fonction du matériau utilisé.	51
2.10	Configuration de la disposition des aimants dans le cathéter : configuration A- aimants permanents à l'intérieur du tube, configuration B- aimants permanents à l'extérieur du tube.	52
2.11	Distribution de flux à l'intérieur de tube cathéter dans les deux configurations : a- configuration d'aimants à l'extérieur du cathéter ; b- configuration d'aimants à l'intérieur du cathéter.	53
2.12	Variation des paramètres du cathéter et évaluation de l'angle de déflexion à chaque génération de population.	57
2.13	Simulation de la déflexion du cathéter avec les paramètres optimaux et expérimentaux.	59
2.14	Processus de fabrication du prototype du cathéter magnétique miniature.	60
2.15	Prototype du cathéter magnétique miniature dédié à l'injection ou l'aspiration dans le réseau vasculaire cérébral.	61
3.1	Distribution axiale du champ magnétique : (a) champ magnétique généré par une bobine, (b) champ magnétique généré par un électro-aimant, (c) champ magnétique généré par un aimant permanent.	67
3.2	Banc d'expérimentation pour la mesure du champ magnétique généré par les actionneurs. (a) actionneurs magnétiques, (b) interface de contrôle, (c) banc de test.	68
3.3	Résultats de la mesure de champ magnétique : (a) champ magnétique généré par une bobine, (b) champ magnétique généré par un électro-aimant, (c) champ magnétique généré par un aimant permanent.	69
3.4	Actionneur à deux aimants mobiles [29].	71
3.5	Actionneur à quatre aimants [30].	72
3.6	Actionneur à quatre aimants [31].	73
3.7	Simulation numérique du comportement de champ magnétique : (a)- actionneur à deux aimants permanents ; (b)- actionneur mono-plan à quatre aimants permanents ; (c)- actionneur bi-plan à quatre aimants permanents.	74

3.8	Simulation numérique du comportement de champ magnétique généré par l'actionneur à quatre aimants mis à l'échelle 8.	75
3.9	Principe de l'utilisation d'un seul aimant permanent cylindrique pour le guidage du cathéter : (a)- mode de guidage par attraction, (b)- mode de guidage par répulsion.	77
3.10	Champ magnétique généré par trois géométries d'aimants permanents le long de l'axe de magnétisation.	79
3.11	Représentation des efforts exercés sur le cathéter au moment du guidage magnétique.	81
3.12	Étude de la sensibilité paramétrique vis-à-vis du rayon (a) et de la hauteur (b) de l'aimant permanent.	84
3.13	Structure mécanique de l'actionneur magnétique à aimant permanent : (a)- vue éclatée de la CAO, (b)- structure magnétique fabriquée, (c)- simulation du déplacement causé par le poids de l'aimant.	85
3.14	Résultats des tests d'actionnement avec les deux modes : propulsion et d'attraction.	87
4.1	Extraction des lignes centrales d'un réseau vasculaire : (a) Modèle STL du réseau vasculaire, (b) Importation et traitement du réseau vasculaire, (c) Extraction et identification des lignes centrales.	91
4.2	Exemple de planification de trajectoire pour la navigation du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire.	93
4.3	Influence de l'angle entre l'axe central de l'actionneur et la ligne centrale de l'artère mère sur l'orientation du cathéter magnétique.	95
4.4	Positionnement et calcul de la pose de l'actionneur par rapport à une bifurcation.	96
4.5	Les étapes de planification des poses de l'actionneur magnétique dans un réseau vasculaire.	97
4.6	Résultat de la planification de trajectoire et calcul des poses de l'actionneur pour le passage des bifurcations.	98
4.7	Résultat de calcul des poses de l'actionneur pour le passage des bifurcations en combinant les deux modes attraction et répulsion.	99
4.8	Plateforme robotique de navigation pour les cathéters magnétiques.	100
4.9	Conception, prototypage et principe de fonctionnement du système d'insertion du cathéter magnétique : (a)- conception du système d'insertion du cathéter ; (b)- principe de propulsion du cathéter ; (c)- prototype du système d'insertion.	102
4.10	Évaluation des performances du système d'insertion du cathéter : (a)- positionnement dans un canal linéaire ; (b)- positionnement dans un canal tortueux.	104
4.11	Caractéristiques techniques du robot KUKA IIWA R14 : (a)- enveloppe de travail du robot ; (b)- axes du bras manipulateur ; (c)- redondance cinématique du robot collaboratif.	105
4.12	Charge admissible du robot manipulateur Kuka iiwa R14.	106
4.13	Dispositif optique pour le recalage : (a)- espace de travail du système polaris vicra, (b)- principe de recalage optique.	108

4.14	Protocole de recalage des poses de l'actionneur magnétique.	109
4.15	Banc de test pour valider le recalage des poses de l'actionneur par rapport au fantôme vasculaire.	110
4.16	Résultats des tests de recalage de la pose de l'actionneur.	112
4.17	Principe de fonctionnement de l'injection et le prélèvement dans le réseau vasculaire en utilisant le cathéter magnétique.	113
4.18	Variation de la contrainte fluidique sur les parois du cathéter en fonction du débit et de la viscosité du liquide.	115
4.19	Système d'injection et de prélèvement intégrant un pousse-seringue de Harvard Apparatus.	116
4.20	Système de visualisation et d'enregistrement des données visuelles de la navigation du cathéter magnétique.	117
4.21	Vue d'ensemble de la plateforme robotique avec les différents composants.	118
4.22	Architecture matérielle de la plateforme robotique.	119
4.23	Fenêtre de navigation du cathéter magnétique en mode manuel.	122
4.24	Fenêtre de navigation du cathéter magnétique en mode automatique.	123
4.25	Fenêtre de recalage des poses de l'actionneur par suivi optique.	124
4.26	Fenêtre de simulation virtuelle et vérification des collisions du robot.	125
5.1	Caractéristiques géométriques du fantôme vasculaire pour la validation de la stratégie de navigation.	129
5.2	Planification de la trajectoire N°1 et calcul des poses de l'actionneur magnétique.	130
5.3	Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°1.	131
5.4	Planification de la trajectoire N°2 et calcul des poses de l'actionneur magnétique.	132
5.5	Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°2.	133
5.6	Planification de la trajectoire N°3 et calcul des poses de l'actionneur magnétique.	134
5.7	Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°3.	135
5.8	Planification de la trajectoire N°1 et calcul des poses de l'actionneur magnétique en mode hybride.	136
5.9	Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°3 en mode hybride.	137
5.10	Représentation des poses de l'actionneur magnétique pour la trajectoire 1 dans le simulateur virtuel : (a)- guidage en mode attraction ; (b)- guidage en mode hybride.	138
5.11	Résultat du recalage de la pose 2 de l'actionneur dans la trajectoire N°3.	139
5.12	Fantôme vasculaire 3D : (a)- CAO et lignes centrales du fantôme vasculaire ; (b)- prototype du fantôme vasculaire 3D.	141
5.13	Planification de la trajectoire 1 dans le fantôme vasculaire 3D.	142

5.14	Planification de la trajectoire 2 dans le fantôme vasculaire 3D.	143
5.15	Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°1 du fantôme 3D.	144
5.16	Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°2 du fantôme 3D.	145
5.17	Fantôme vasculaire 3D pour l'injection : (a)- CAO et lignes centrales du fantôme vasculaire ; (b)- prototype du fantôme vasculaire 3D. . .	147
5.18	Protocole de la procédure d'injection du liquide dans l'anévrisme. . .	148
5.19	Trajectoire planifiée dans le fantôme vasculaire permettant d'atteindre l'anévrisme.	150
5.20	Résultat de la navigation magnétique du cathéter pour atteindre l'anévrisme.	151
5.21	Résultat du remplissage de l'anévrisme par injection de produit à travers le cathéter magnétique.	152
6.1	Dégradation du cathéter magnétique : (a) Cathéter magnétique récent, (b) Cathéter magnétique après plusieurs tests de navigation. . .	158
6.2	Système d'imagerie médicale : (a) C-ARM de GE HealthCare, (b) Représentation géométrique du C-ARM et son repère d'acquisition [32].	159
6.3	Embolisation d'une artère irriguant la tumeur par injection de colle GRF.	160
A.1	Paramètres du champ magnétique généré par un aimant permanent cylindrique : a- Aimant permanent cylindrique avec une aimantation suivant l'axe de révolution, b- Représentation schématique d'un cylindre aimanté de demi-longueur L et de rayon R avec un vecteur d'aimantation arbitraire M	163

Liste des tableaux

1.1	Diamètres moyens des artères cérébrales principales	10
2.1	Paramètres géométriques, magnétiques et mécaniques du cathéter magnétique MagnoFlush et de l'actionneur utilisés pour la simulation.	47
2.2	Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés dans la fabrication des cathéters trouvés dans la littérature	50
2.3	Résultat d'optimisation : valeurs optimales des paramètres du cathéter magnétique.	57
2.4	Les valeurs des paramètres du cathéter magnétique utilisées et l'erreur entre les valeurs optimales et utilisées.	58
3.1	Caractéristiques géométriques et magnétiques des trois types d'actionneurs magnétiques d'un même volume.	66
3.2	Caractéristiques géométriques et magnétiques des trois actionneurs développés dans notre laboratoire.	67
3.3	Paramètres de l'actionneur à deux aimants	71
3.4	Paramètres de l'actionneur à quatre aimants	72
3.5	Les paramètres du cathéter et les conditions physiologiques de la navigation.	83
3.6	Paramètres géométriques optimaux et ceux de l'aimant permanent utilisé.	85
4.1	Caractéristiques techniques du moteur BLDC <i>EC 45 flat</i>	103
4.2	Paramètres du liquide injecté et ceux du cathéter magnétique.	115
5.1	Les poses calculées pour la trajectoire N°1 en mode hybride.	137
5.2	Paramètres géométriques et physiologiques du fantôme vasculaire. . .	141
5.3	Bilan des tests de guidage du cathéter magnétique dans les neuf bifurcations du réseau vasculaire 3D avec les deux modes de guidage. .	146

Introduction générale

Les pathologies cardiovasculaires et cérébrovasculaires représentent un fardeau significatif pour la santé publique à l'échelle mondiale. Ces pathologies touchent des zones critiques du corps humain, mettant en péril la fonction cardiaque et cérébrale, et ayant un impact substantiel sur la qualité de vie des patients. Les pathologies cardiovasculaires affectent les vaisseaux sanguins qui alimentent le cœur et d'autres parties du système circulatoire. Elles peuvent prendre diverses formes, allant de l'athérosclérose, caractérisée par le rétrécissement des artères en raison de l'accumulation de plaques de cholestérol, à l'insuffisance cardiaque congestive, où le cœur ne peut plus pomper efficacement le sang. Ces pathologies cardiaques représentent l'une des principales causes de décès dans le monde. Les pathologies cérébrovasculaires, quant à elles, se manifestent dans les vaisseaux sanguins qui irriguent le cerveau. L'accident vasculaire cérébral (AVC) est l'une des pathologies les plus préoccupantes de cette catégorie. Les AVC sont à l'origine d'une perturbation soudaine de l'approvisionnement en oxygène du cerveau, entraînant des dommages neurologiques considérables. Ils se produisent lorsque le flux sanguin vers le cerveau est soit obstrué par des caillots sanguins ou des plaques (AVC ischémique), soit lorsque des vaisseaux sanguins affaiblis se rompent, provoquant une hémorragie cérébrale (AVC hémorragique). À l'échelle mondiale, les AVC demeurent l'un des problèmes de santé les plus pressants. Ils sont la principale cause d'incapacité à long terme et la deuxième cause de décès. Les chiffres sont saisissants : aux États-Unis, une personne est victime d'un AVC toutes les 40 secondes, et cette maladie entraîne un décès toutes les 4 minutes. Chaque année, aux États-Unis, les AVC provoquent la mort d'environ 140 000 individus et engendrent un coût économique astronomique, estimé à environ 46 milliards de dollars. L'autre anomalie qui touche le réseau vasculaire cérébral ce sont les anévrismes. En effet, un anévrisme est une dilatation pathologique d'une artère ou d'une veine, qui se caractérise par une augmentation de la taille d'une partie de la paroi vasculaire. Selon les estimations de l'OMS, environ 5% de la population mondiale présente un anévrisme cérébral, et ces anomalies vasculaires sont responsables de plus de 10% des décès dus à des AVC. Parallèlement aux AVC, le cancer continue à représenter un défi médical majeur dans le monde. Chaque année, plus de 10 millions de nouveaux cas de cancer sont diagnostiqués à l'échelle mondiale. Le cancer englobe un groupe de maladies caractérisées par une croissance cellulaire anormale, une résistance aux signaux de régulation, une invasi-

tivité et la formation éventuelle de métastases. Ces cellules cancéreuses peuvent former des tumeurs malignes ou se disséminer dans tout l'organisme. Bien que les avancées diagnostiques et thérapeutiques aient contribué à réduire le taux de mortalité, la lutte contre le cancer demeure un défi majeur.

La méthode chirurgicale, malgré sa complexité et ses défis, a évolué au fil du temps pour traiter diverses pathologies telles que les AVC, les anévrismes et les tumeurs, quelle que soit leur localisation dans le corps humain. Cependant, de nos jours, elle comporte des risques, notamment dans le cas de patients dont l'opération est susceptible d'échouer en raison de la complexité de la pathologie ou d'autres facteurs. Parfois, les médecins ne peuvent pas prendre en charge ces patients, tandis que dans d'autres cas, une intervention chirurgicale est possible, mais le temps de récupération est souvent considérable. Pour répondre à cette limitation, la méthode endovasculaire a vu le jour et a permis une amélioration considérable des limitations de la méthode chirurgicale. Cette méthode consiste à utiliser un cathéter (tube) introduit à partir de l'artère fémorale, navigant dans le réseau vasculaire et guider manuellement par le médecin jusqu'à la zone affectée. Parmi les succès de cette méthode, son application pour l'ablation cardiaque, son utilisation pour le dépôt de stent et coils pour les anévrismes. Nous l'avons compris, cette méthode permet de faciliter au médecin l'accès à la zone affectée et de transporter des outils. À l'heure actuelle, la méthode endovasculaire est une avancée significative dans le domaine médical, permettant le traitement de diverses pathologies, notamment l'ablation cardiaque et le traitement des anévrismes situés dans les artères de grand diamètre. En effet, l'une des principales limitations de la méthode endovasculaire réside dans la taille des cathéters utilisés. En moyenne, ces cathéters ont un diamètre de 9F, ce qui équivaut à environ 2.3mm. Cette taille relativement grande limite l'accès aux pathologies localisées dans des artères de faible diamètre. Par conséquent, il est souvent difficile, voire impossible, d'atteindre certaines régions du corps où des pathologies critiques se développent. Une autre limitation importante est liée au guidage du cathéter qui impact la navigation dans le réseau vasculaire. Le guidage manuel du cathéter est sensible à la longueur parcourue. Plus cette longueur est importante, plus il est difficile d'assurer une navigation précise. Cette limitation peut compromettre le succès de l'intervention.

Dans le cadre de nos travaux de recherche visant à améliorer le traitement des pathologies vasculaires, cette thèse se consacre à l'exploration de solutions pour optimiser les méthodes endovasculaires. Notre conviction profonde envers l'efficacité des procédures endovasculaires nous pousse à mettre en place les outils, les méthodes et les techniques nécessaires pour améliorer ces méthodes de traitement. Dans cette thèse nous proposons une solution robotique, reposant sur l'utilisation d'un cathéter magnétique miniature capable de naviguer avec une grande efficacité à travers le réseau vasculaire humain. Avant de plonger dans les détails techniques de notre solution, il est essentiel de comprendre les avantages considérables offerts par cette approche. L'utilisation de matériaux magnétiques dans la conception d'un cathéter permet à cet outil d'interagir avec une source magnétique externe, ce qui se traduit par une amélioration de l'efficacité de la navigation. Contrairement aux cathéters classiques, où le contrôle demeure principalement à la partie proximale, un cathéter magnétique permet un contrôle au niveau de sa partie distale. L'amélioration

de la navigation dans le réseau vasculaire signifie une diminution du temps de la procédure ce qui implique une faible exposition aux rayons X générés par le système d'imagerie médicale. De plus, sa miniaturisation lui donne accès aux artères de plus petit diamètre, permettant ainsi d'atteindre des zones plus profondes et difficiles d'accès. Un cathéter magnétique, de forme tubulaire, comporte un canal qui ouvre la voie à des possibilités étendues. Il peut transporter des outils et des médicaments depuis l'extérieur jusqu'à la zone affectée. Par exemple, dans le cas des tumeurs, il permet d'injecter de la colle pour réaliser une embolisation précise. Dans le contexte des anévrismes, il offre la capacité d'injecter un produit pour remplir l'anévrisme et réduire le risque de rupture. Les spécifications techniques de notre solution reposent sur le développement d'une plateforme robotique dédiée au guidage d'un cathéter magnétique à l'intérieur du réseau vasculaire cérébral, à l'échelle humaine. Ce projet propose donc le développement d'un cathéter magnétique miniature, d'un actionneur magnétique en tant que source externe de magnétisme, y compris son système de manipulation, ainsi que la mise en place de l'architecture de contrôle et de la stratégie de navigation. Ces éléments convergent vers un objectif commun : permettre aux médecins d'utiliser cette approche de manière simple et hautement efficace pour traiter diverses affections médicales. L'avantage de cette solution globale est de pouvoir automatiser l'insertion et le guidage des cathéters.

Le développement et la validation de la solution que nous présentons dans le cadre de cette thèse exigent une analyse approfondie de l'environnement vasculaire, à la fois sur le plan anatomique et physiologique. Il est tout aussi essentiel de bien comprendre le fonctionnement des méthodes endovasculaires existantes ainsi que des plateformes magnétiques déjà développées. Cette approche nous permet de mieux cerner le contexte de nos travaux de recherche et d'exploiter pleinement les avantages des techniques actuellement disponibles. Le chapitre 1 de ce rapport de thèse sera donc dédié à cette étude approfondie. Le chapitre 2, nous le consacrerons au développement d'un cathéter magnétique miniature. Ce cathéter doit avoir la capacité de naviguer efficacement dans les parties les plus profondes du réseau vasculaire, en passant par des artères de faible diamètre, tout en ayant la possibilité de transporter des outils ou des traitements vers la zone cible. Pour améliorer la manipulation du cathéter et faciliter sa navigation à travers les vaisseaux sanguins, nous consacrerons le troisième chapitre au développement d'un actionneur magnétique. Ce dernier sera en mesure de manipuler la partie distale du cathéter magnétique, ce qui sera essentiel pour réussir à franchir les bifurcations présentes dans le réseau vasculaire. Le quatrième chapitre sera dédié à l'amélioration de la procédure de traitement. À cette fin, nous développerons une stratégie de navigation pour contrôler la plateforme robotique. L'objectif est de rendre l'utilisation de la plateforme plus ergonomique et simplifiée. Enfin, afin de valider l'efficacité de la solution que nous proposons, nous consacrerons le cinquième chapitre aux tests expérimentaux.

Cadre de l'étude

Sommaire

1.1	Introduction	6
1.2	Système vasculaire humain, pathologies et traitements actuels	6
1.2.1	Le système cardiovasculaire	6
1.2.2	Le système vasculaire cérébral	8
1.2.3	Physiologie du système vasculaire	10
1.2.4	Les pathologies vasculaires	11
1.2.5	Les traitements actuels	14
1.3	Les systèmes robotiques endovasculaires	16
1.4	Principes de la navigation magnétique	18
1.4.1	Actionnement magnétique	18
1.4.2	Champ magnétique	18
1.4.3	Force et couple magnétique	19
1.4.4	Navigation magnétique guidée par imagerie	19
1.5	Les plateformes à actionnement magnétique	20
1.5.1	Plateformes à bobines électromagnétiques	20
1.5.2	Dispositifs d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	23
1.5.3	Les plateformes à aimants permanents	24
1.5.4	Limitations des plateformes d'actionnement magnétique existantes	25
1.6	Les cathéters magnétiques existants et leurs limites pour des applications endovasculaires	26
1.7	Projet Hu-Mag	30
1.7.1	Objectif de la thèse	30
1.7.2	Cahier des charges fonctionnel	30
1.8	Conclusion	33

1.1 Introduction

La chirurgie endovasculaire minimalement invasive joue un rôle important dans la prise en charge des patients atteints de pathologies vasculaires tels que les lésions artérielles occlusives (carotidienne, aorto-iliaque, fémoro-jambière), les Accidents Vasculaires Cérébraux (AVC) et les anévrismes. Les instruments utilisés dans ce type d'intervention sont des cathéters et des fils de guidage (Guidewires) qui sont insérés dans le système vasculaire par une petite incision au niveau de l'aîne [33], et sont guidés manuellement par le praticien en poussant, tirant et tournant. Le cathéter est, dans la plupart des cas, suivi en utilisant l'imagerie par rayons X en injectant un produit de contraste, qui distingue le cathéter de l'arbre artériel [34]. Parmi les procédures endovasculaires, un sous-ensemble de procédures spécialisées nécessitant l'accès à de petits vaisseaux par des cathéters miniatures, sont représentées dans la Figure 1.1. Diriger et positionner un cathéter dans les vaisseaux cibles pendant une chirurgie endovasculaire est une tâche difficile [35]. En particulier dans les interventions cérébrovasculaires. En effet, les neuroradiologues sont souvent confrontés à des anatomies complexes et des situations tortueuses qui peuvent rendre la navigation du cathéter difficile et nécessitent un haut niveau d'expertise [36].

Ceci met en évidence des verrous scientifiques sur la manœuvrabilité et la navigation de tels instruments miniaturisés en toute sécurité. Guider ces dispositifs avec un système robotique est une solution évidente pour surmonter ces limitations. L'actionnement des cathéters par des moyens robotiques assistés par ordinateur a connu des évolutions majeures au cours de la dernière décennie. L'objectif de nos travaux de recherche est de proposer un système robotisé de navigation de cathéters miniatures pour des procédures endovasculaires. De ce fait, dans ce chapitre, nous proposons dans un premier temps d'apporter quelques précisions sur les systèmes endovasculaires. Nous décrirons également quelques procédures existantes pour traiter des pathologies endovasculaires, puis, dans un second temps, nous présenterons un état de l'art sur les différentes solutions envisageables avant de déterminer les axes retenus dans notre étude.

1.2 Système vasculaire humain, pathologies et traitements actuels

1.2.1 Le système cardiovasculaire

Il suffit de voir la Figure 1.2 pour avoir une idée de la complexité du système cardiovasculaire en raison du nombre important de vaisseaux sanguins, de bifurcations, l'enchevêtrement, etc. La circulation sanguine fonctionne comme un système d'irrigation (voir Figure 1.2(a)), qui distribue le sang au corps entier et le ravitaille ainsi en oxygène, en énergie et en autres éléments vitaux. La circulation sanguine sert également de circuit d'évacuation des déchets produits par les divers organes du corps. L'arrêt de la circulation sanguine empêche l'apport d'oxygène ce qui est fatal pour les cellules du corps humain [40]. La circulation sanguine joue également un rôle important dans la protection du corps contre les maladies et les infections, en véhiculant les médicaments administrés, par la voie buccale ou par injection [41].

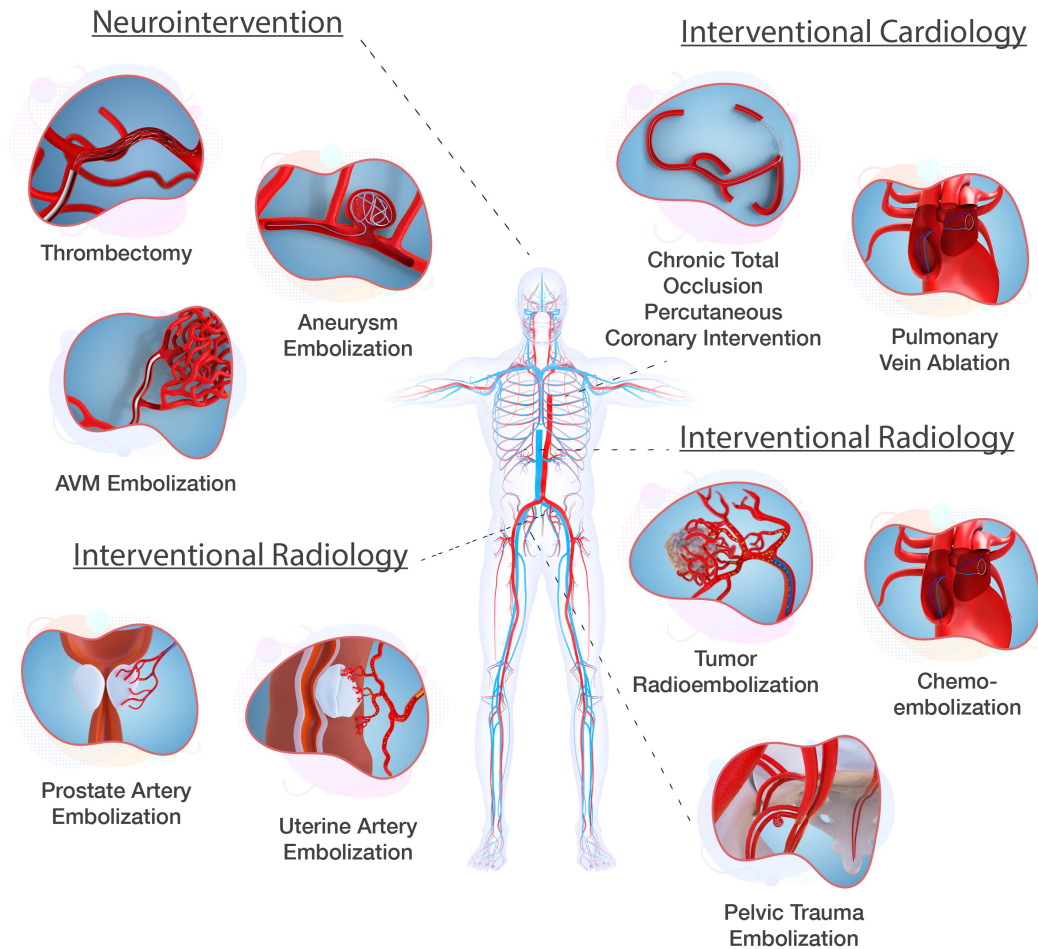


FIGURE 1.1 – Procédures endovasculaires qui bénéficieraient d'un cathéter miniature orientable [37].

Finalement, la circulation sanguine participe également au mécanisme de régulation de la température interne du corps, par contraction ou dilatation des vaisseaux sanguins [42].

Dans le fonctionnement global et comme illustré dans la Figure 1.2(a), le système cardiovasculaire se compose de trois éléments essentiels : une pompe (le cœur) qui véhicule un liquide (le sang) à travers un vaste réseau ramifié de tuyaux et de tubes fins (les vaisseaux sanguins) :

1. **Le cœur** : peut être considéré comme un muscle creux assurant l'écoulement du sang en créant une force hydrodynamique via la contraction et le relâchement du cœur. Ce dernier est constitué de quatre cavités contractiles, deux cavités supérieures et deux cavités inférieures. Les premières sont les oreillettes gauche et droite qui reçoivent le sang veineux et sont séparées par le septum interauriculaire, alors que les secondes sont les ventricules gauche et droit, divisés par le septum interventriculaire, qui assurent l'expulsion du sang respectivement dans la circulation pulmonaire et dans la circulation

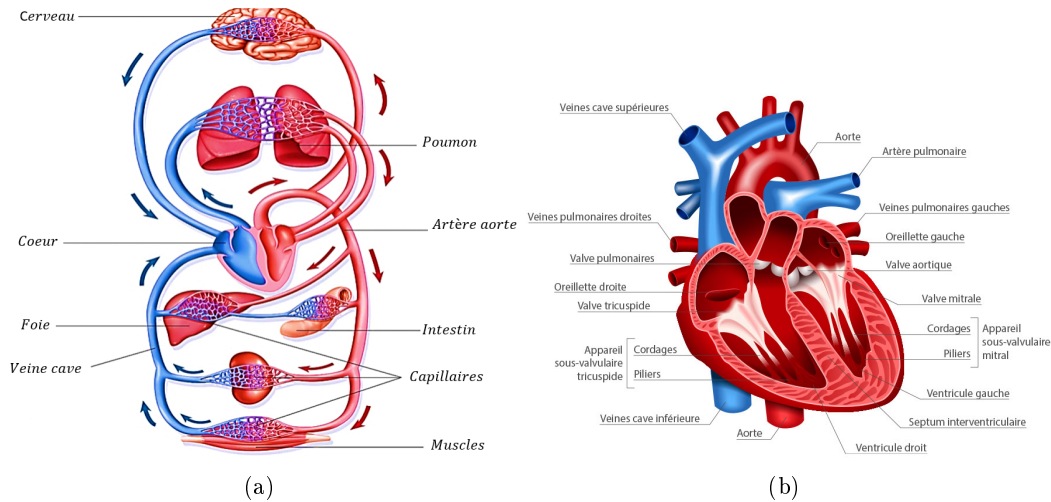


FIGURE 1.2 – (a) Schéma du système vasculaire circulaire [38]. (b) Structure anatomique du cœur [39].

systémique. Les ventricules sont séparés des oreillettes au moyen des valves auriculoventriculaires, formées par des ailerons de tissu connectif (voir Figure 1.2(b)).

2. **Le réseau vasculaire** : ce système comprend plusieurs types de vaisseaux qui assurent le transport du sang, du cœur aux organes et inversement. Ce sont : les artères, les artérioles, les capillaires, les veinules et les veines. Les artères, sont les vaisseaux les plus larges ayant des propriétés élastiques élevées. Elles transportent le sang éjecté par le ventricule gauche jusqu'aux artérioles, ces dernières sont en continuité des artères avec des diamètres plus petits qui donnent naissance aux capillaires. La paroi des capillaires est extrêmement fine, de sorte que tous les échanges entre le sang et les tissus se produisent à ce niveau.

Le retour sanguin, en direction du cœur, s'effectue d'abord par les veinules qui font suite aux capillaires. Les veinules convergent alors vers des vaisseaux plus gros (les veines), ces derniers ferment le circuit en ramenant le sang à l'oreillette droite du cœur.

3. **Le sang** : le sang est une substance visqueuse qui se compose principalement de plasma et d'éléments figurés. Un adulte a généralement entre 5 et 6 litres de sang. Parmi ces éléments figurés, on trouve les globules rouges, responsables du transport de l'oxygène, les globules blancs, qui jouent un rôle dans la défense immunitaire contre les infections, et les plaquettes, essentielles pour la coagulation sanguine.

1.2.2 Le système vasculaire cérébral

Comme expliqué dans la section précédente, l'irrigation cérébrale est assurée par le système vasculaire. Dans le cas du cerveau ce système est appelé réseau vasculaire cérébral. Tout commence à partir du cœur et plus précisément de l'aorte ascendante

qui donne naissance aux deux artères sous-clavières droite et gauche ainsi que les deux artères carotides primitives droite et gauche. Ces artères se prolongent le long du cou et arrivent à l'entrée de la tête où commence la vascularisation cérébrale. Deux artères de chaque côté (gauche et droite) permettent l'irrigation directe du cerveau, nous distinguons :

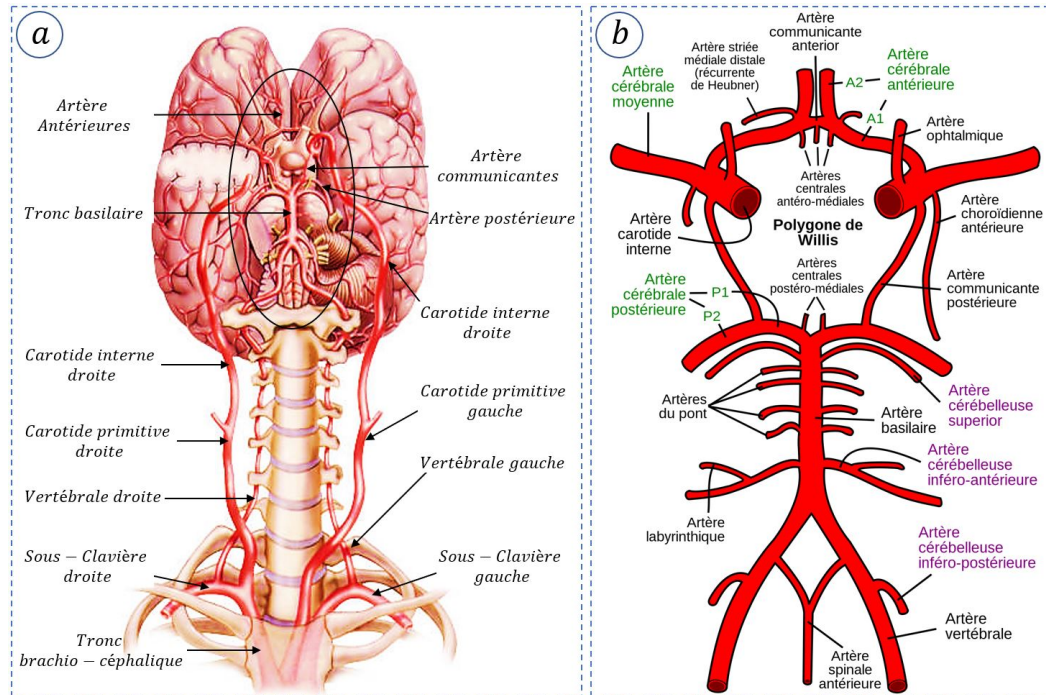


FIGURE 1.3 – Anatomie du réseau vasculaire cérébral [1] : a- origines de la vascularisation cérébrale, b- polygone de *willis* et artères cérébrales périphériques.

1. **Les artères carotides internes** : s'étendent de la bifurcation des artères carotides primitives jusqu'au crâne, où elles se terminent à proximité des nerfs optiques [43]. Tout au long de leur parcours, elles conservent un diamètre relativement constant, à l'exception d'une légère dilatation à leur origine, formant le bulbe carotidien. Avant de pénétrer dans la cavité crânienne, les carotides internes suivent une trajectoire verticale et plutôt rectiligne. Une fois à l'intérieur du crâne, leur parcours devient beaucoup plus sinueux. Elles suivent les canaux carotidiens et les sinus caverneux en épousant leurs courbures. Ces différentes courbes successives forment le siphon carotidien illustré dans la Figure 1.3, qui peut être facilement identifié lors d'une artériographie.
2. **Les artères vertébrales** : prennent leur origine à partir des artères sous-clavières et, semblables aux carotides internes, elles se prolongent jusqu'à la cavité crânienne [44]. Au début de leur parcours, elles suivent une trajectoire à peu près verticale ou légèrement inclinée vers l'arrière. Elles pénètrent ensuite dans le trou transversaire de la sixième vertèbre cervicale et continuent leur trajet en suivant les trous transversaires des six premières vertèbres cervicales. Après avoir traversé le trou occipital, elles entourent la face latérale

TABLE 1.1 – Diamètres moyens des artères cérébrales principales

Artère cérébrale	Diamètre moyen [mm]
Carotide interne	6
Moyenne	4
Antérieure	2.5
Postérieure	3
Vertébrale	4
Communicante	0.7

du bulbe rachidien pour se rejoindre et former l'artère basilaire.

Les artères carotides internes et vertébrales viennent se rejoindre à l'intérieur du crâne en une structure nommée polygone de *Willis* (voir Figure 1.3-b). Ce polygone est situé à la base du cerveau et donne naissance à toutes les artères irriguant ce dernier. Les artères vertébrales se réunissent sur la ligne médiane et forment l'artère basilaire qui se sépare ensuite en deux branches : les artères cérébrales postérieures (gauche et droite). Les artères carotides internes se divisent, pour leur part, en trois branches : les artères cérébrales antérieures, communicantes postérieures (permettant de fermer le cercle de *willis*), et les artères cérébrales moyennes. L'ensemble de ces structures forme un cercle artériel dont la forme est polygonale a pour objectif d'assurer la circulation du flux sanguin dans l'ensemble des régions cérébrales, même en cas d'obturation partielle ou complète de l'une des artères vertébrales ou carotides. Comme le montre le tableau 1.1, le diamètre moyen des artères cérébrales principales est de 3 mm.

1.2.3 Physiologie du système vasculaire

Le cœur est sollicité par une consigne électrique périodique qui engendre l'activité mécanique du cœur [45], dominée par la contraction puis la relaxation des ventricules. Ce sont les deux phases du cycle cardiaque appelées systolique et diastolique respectivement [46]. Plus précisément, la succession d'une systole et d'une diastole forme un cycle cardiaque. La phase systolique se produit sur une durée égale à $\frac{1}{3}$ du cycle cardiaque, tandis que les $\frac{2}{3}$ du cycle sont réservés à la phase systolique. Pour chaque minute, un cœur normal réalise 80 cycles cardiaques lui permettant d'assurer un débit sanguin de 5000 à 6000 mL/min.

La propulsion du sang dans le système circulatoire pendant la phase systolique génère une force appliquée sur les parois des vaisseaux que l'on appelle la pression artérielle. Comme illustré dans la Figure 1.4, la pression dans les artères proches du cœur, varie entre une pression maximale (pression systolique, lors de la contraction du cœur) et une pression minimale (pression diastolique, lors du relâchement du cœur). La différence entre les deux est appelée pression différentielle. À mesure que l'on s'éloigne du cœur, ces pressions diminuent, puis la pression différentielle devient nulle au niveau des capillaires [47]. Plus on s'éloigne du cœur, plus le diamètre des vaisseaux diminue, ce qui entraîne une augmentation de la résistance à l'écoulement du sang, et donc une diminution de la vitesse d'écoulement sanguin [48].

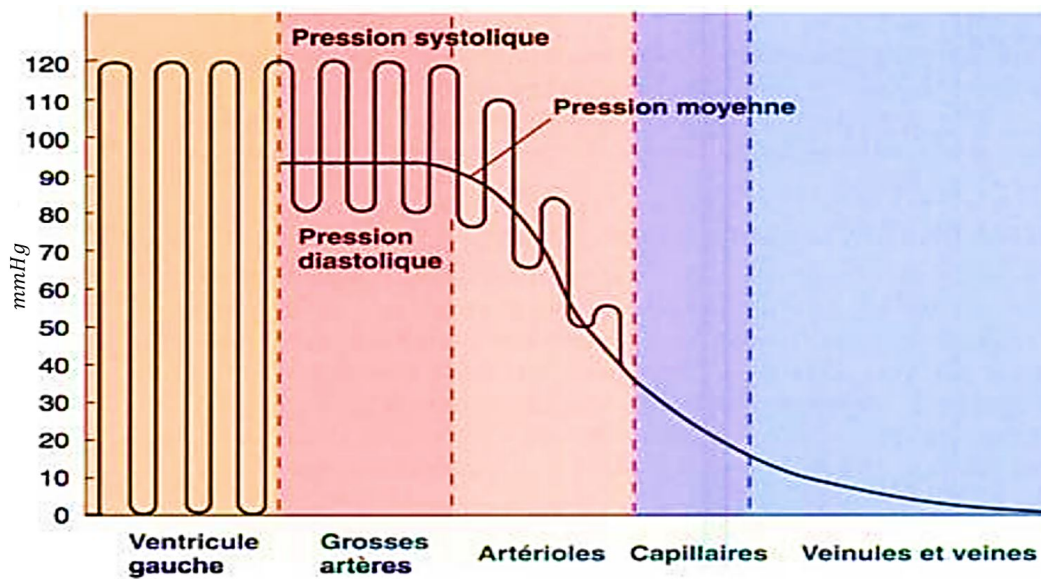


FIGURE 1.4 – Variation de la pression artérielle en fonction des vaisseaux sanguins [2].

Le système vasculaire cérébral transporte environ 15% du débit cardiaque vers le cerveau, ce qui permet d'assurer un débit d'au moins 700 mL/min. En vue des diamètres des artères cérébrales principales, la vitesse du sang peut atteindre les 120 cm/sec localisée dans les artères cérébrales moyennes [49].

1.2.4 Les pathologies vasculaires

Le système vasculaire peut être affecté par des pathologies qui peuvent rendre les vaisseaux sanguins plus fragiles. En effet, la variation de la tension artérielle, le diabète, le tabagisme, l'hypercholestérolémie, l'obésité et l'âge avancé sont des facteurs qui peuvent endommager les parois des vaisseaux sanguins, augmenter le risque de formation de caillots et augmenter la pression artérielle. Ce sont des pathologies vasculaires dangereuses qui menacent le corps humain. Pour cela, nous commençons par définir plus en détails ces pathologies pour une meilleure compréhension.

Les tumeurs cancéreuses :

Les tumeurs cancéreuses sont une maladie grave qui se caractérise par la croissance incontrôlée des cellules dans le corps [50]. L'alimentation de ces dernières est assurée par le réseau vasculaire artériel permettant de transporter les nutriments favorisant la croissance des cellules cancéreuses (Figure 1.5). Selon les estimations de l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS), environ 18,1 millions de nouveaux cas de cancer et 9,6 millions de décès dus au cancer sont survenus dans le monde en 2018. Le cancer est la deuxième cause de décès dans le monde, juste après les maladies cardiaques [51].

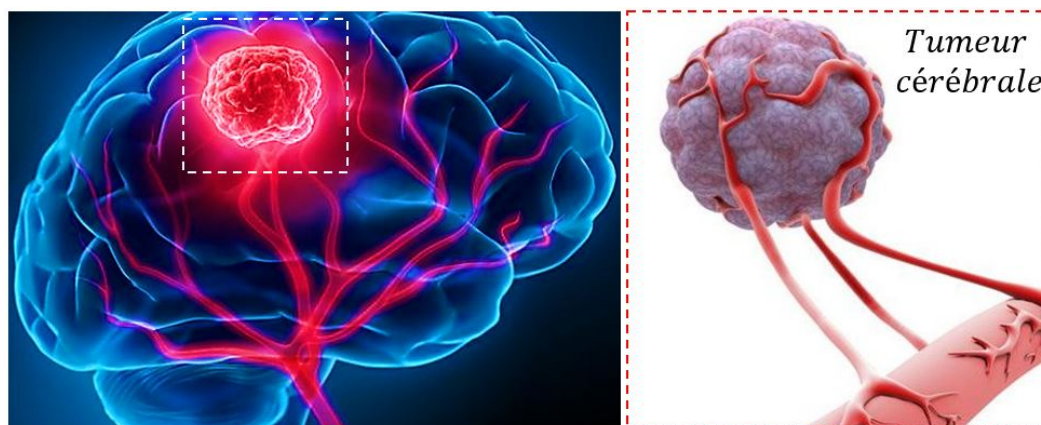


FIGURE 1.5 – Tumeur cérébrale alimentée via une artère cérébrale [3].

Il existe de nombreux types de cancer, chacun ayant des causes, des symptômes et des traitements différents. Les cancers les plus courants sont le cancer du poumon [52], le cancer du sein [53], le cancer colorectal [54], le cancer de la prostate [55] et le cancer de l'estomac [56]. Les tumeurs cancéreuses peuvent également se développer dans d'autres parties du corps et peuvent causer des dommages importants, les tumeurs cérébrales font partie. Ces dernières sont également connues sous le nom de cancer cérébral, et définie par une maladie caractérisée par la croissance anormale de cellules dans le cerveau [57]. Les tumeurs cérébrales peuvent être bénignes ou malignes, et peuvent se développer à partir de différents types de cellules cérébrales. Les tumeurs cérébrales les plus courantes sont les tumeurs gliales, qui se développent à partir des cellules gliales qui soutiennent les neurones dans le cerveau [58]. Les tumeurs gliales comprennent les astrocytomes, les oligodendrogliomes et les méningiomes.

Les tumeurs cérébrales peuvent également se développer à partir des neurones, comme les neurinomes de l'acoustique et les neurinomes de la moelle épinière. Les tumeurs cérébrales peuvent également se développer à partir de cellules endocrines, comme les tumeurs pituitaires [59].

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) :

Les accidents vasculaires cérébraux (AVC) sont l'une des principales causes de morbidité et de mortalité dans le monde entier [60]. Selon les dernières estimations de l'OMS, environ 15 millions de personnes souffrent d'un AVC chaque année, et cette maladie tue plus de 5 millions de personnes chaque année. Les AVC sont causés par des perturbations de la circulation sanguine dans le cerveau, qui peuvent être causées par des caillots sanguins ou des hémorragies.

Il existe deux types principaux d'AVC : l'AVC ischémique et l'AVC hémorragique [61, 62]. L'AVC ischémique est causé par un caillot sanguin (thrombus) qui bloque l'arrivée de sang au cerveau. Un thrombus est un caillot sanguin qui se forme dans les vaisseaux sanguins [63]. Il se compose principalement de plaquettes et de fibrine, des protéines qui jouent un rôle clé dans la coagulation sanguine. Les thrombus

peuvent se former dans les artères ou les veines, mais les thrombus artériels sont plus fréquents dans les AVC ischémiques. L'AVC hémorragique est causé par une rupture d'un vaisseau sanguin dans le cerveau. Les AVC ischémiques représentent environ 80% à 85% de tous les AVC, tandis que les AVC hémorragiques représentent environ 15% à 20%.

Les anévrismes :

Un anévrisme est une dilatation pathologique d'une artère ou d'une veine, qui se caractérise par une augmentation de la taille d'une partie de la paroi vasculaire [64]. Selon les estimations de l'OMS, environ 5% de la population mondiale présente un anévrisme cérébral [65], et ces anomalies vasculaires sont responsables de plus de 10% des décès dus à des accidents vasculaires cérébraux (AVC).

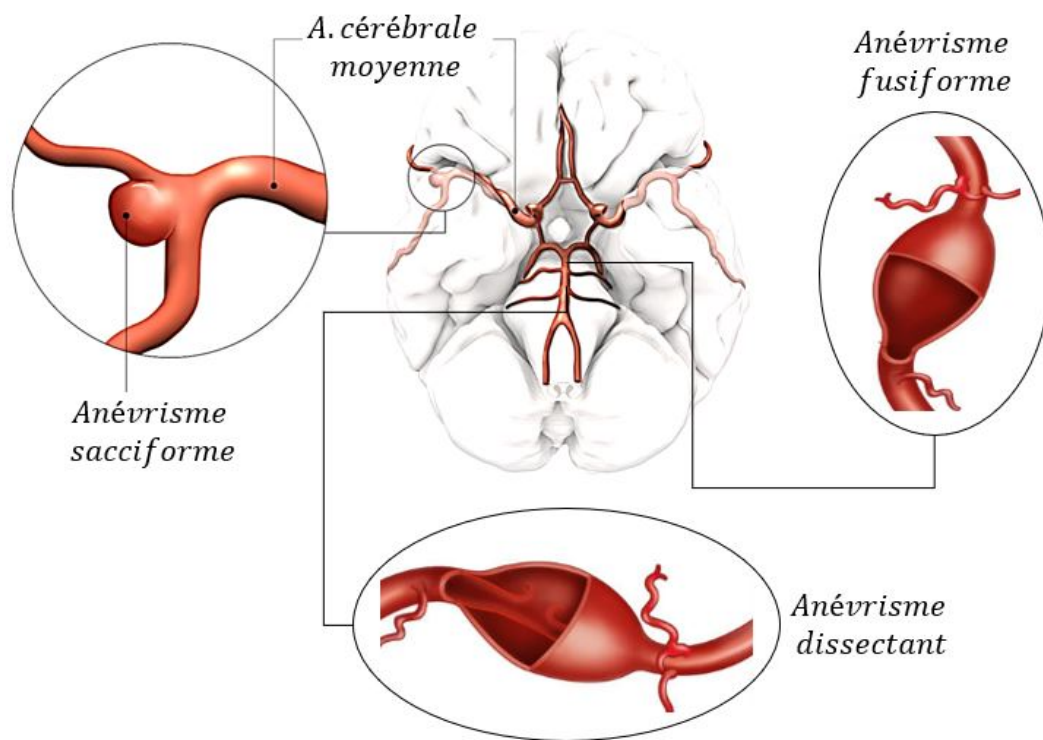


FIGURE 1.6 – Les formes géométriques courantes des anévrismes [4].

Il existe plusieurs types d'anévrismes, qui se distinguent par leur localisation et leur morphologie :

- Les anévrismes cérébraux sont des dilatations des artères cérébrales qui se développent principalement dans la région de la base du cerveau [66]. Ils peuvent causer des symptômes tels que des maux de tête, des troubles de la vision et des troubles de l'équilibre.
- Les anévrismes aortiques sont des dilatations de l'aorte, qui est l'artère principale qui transporte le sang du cœur vers le reste du corps [67, 68]. Ils peuvent causer des symptômes tels que des douleurs thoraciques, des palpitations et

des étourdissements.

- Les anévrismes de l'artère poplitée se développent dans l'artère poplitée, qui est l'artère principale qui transporte le sang vers les jambes [69]. Ils peuvent causer des symptômes tels que des douleurs et des crampes dans les jambes, une faiblesse musculaire et des troubles de la sensibilité.
- Les anévrismes veineux se développent dans les veines, qui transportent le sang vers le cœur [70]. Ils peuvent causer des symptômes tels que des douleurs et des gonflements dans les membres affectés.

Il existe trois formes d'anévrismes, qui se distinguent par leur morphologie [71]. Les anévrismes sacciformes, les anévrismes fusiformes et les anévrismes dissectants (Figure 1.6) :

- Les anévrismes sacciformes [72], également appelés anévrismes sacculaires, se caractérisent par une dilatation de la paroi vasculaire qui forme un sac rempli de sang. Ils sont généralement bénins et ne présentent pas de risque d'éclatement.
- Les anévrismes fusiformes [73], se caractérisent par une dilatation de la paroi vasculaire le long de toute la longueur de l'artère ou de la veine affectée. Ils sont plus fréquents que les anévrismes sacciformes et peuvent être à risque d'éclatement si leur taille est importante.
- Les anévrismes disséquants se caractérisent par une lésion de la paroi vasculaire qui se propage le long de la longueur de l'artère affectée [74], formant une cavité remplie de sang entre les couches de la paroi vasculaire. Ils sont très dangereux et peuvent causer des hémorragies massives si la paroi vasculaire se rompt.

Il est important de noter que la forme d'un anévrisme peut évoluer avec le temps, et un anévrisme sacciforme peut devenir fusiforme, par exemple. C'est pour cette raison que les patients sont mis sous surveillance régulièrement pour détecter tout changement de forme ou de taille.

1.2.5 Les traitements actuels

Les traitements endovasculaires utilisant des cathéters sont devenus un outil important pour traiter les tumeurs, les thrombus et les anévrismes vasculaires. Ils consistent à utiliser un tube mince et flexible appelé cathéter pour accéder à la zone affectée à travers une petite incision cutanée dans la peau, plutôt que de recourir à une intervention chirurgicale ouverte. Les avantages de ces techniques incluent une récupération plus rapide, une morbidité et une mortalité plus faibles et une meilleure préservation des tissus sains.

L'une des techniques endovasculaires les plus couramment utilisées pour traiter les tumeurs vasculaires est l'embolisation des tumeurs. Elle consiste à bloquer l'alimentation sanguine de la tumeur en utilisant des particules de mousse ou des ballons. Cette technique peut être utilisée pour traiter les tumeurs hépatiques, les tumeurs de la rate et les tumeurs des reins, entre autres. Selon une étude publiée dans le journal *Vascular and Interventional Radiology* [75], l'embolisation des tumeurs a montré des taux de succès élevés pour les tumeurs hépatiques, avec des taux de récurrence de moins de 5%. Une autre étude publiée dans [76], a également

montré des résultats similaires pour les tumeurs rénales, avec des taux de récurrence de moins de 10%.

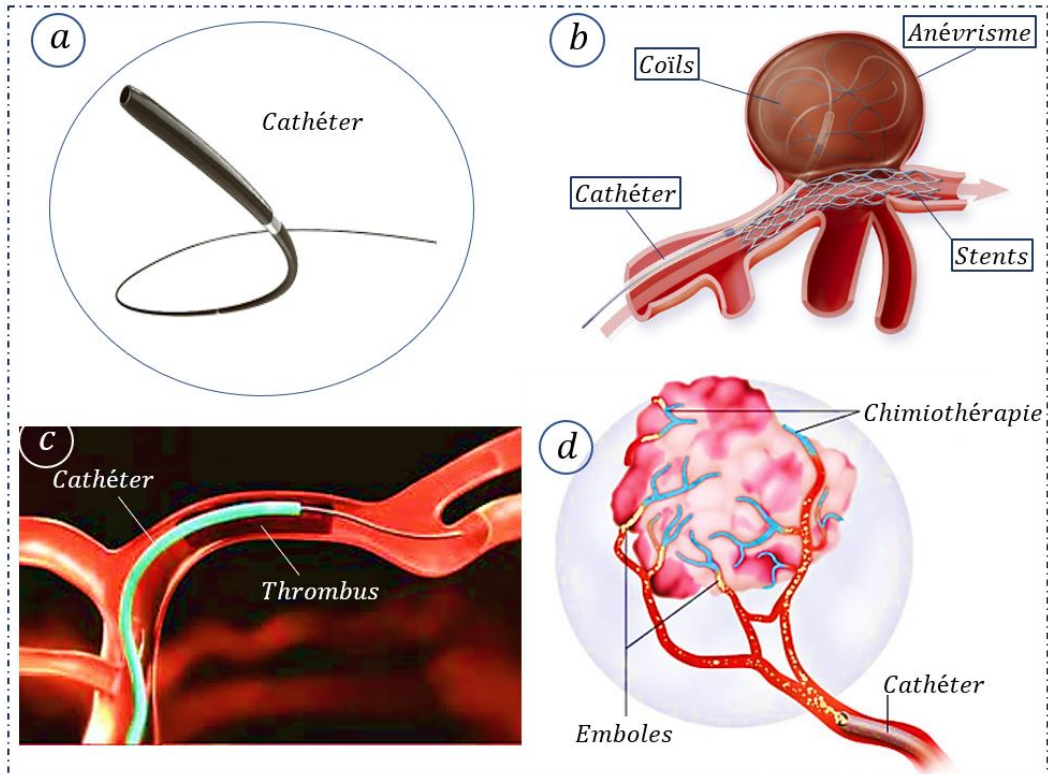


FIGURE 1.7 – Traitements des pathologies vasculaires par la méthode endovasculaire [5] : (a)- outil principal de la méthode endovasculaire (cathéter), (b)- traitement d'un anévrisme par bobine de remplissage et stent de direction de flux [6], (c)- traitement d'un thrombus par thrombectomie [7], (d)- embolisation d'une tumeur par injection [8].

Pour les thrombus, la thrombectomie est l'une des techniques endovasculaires utilisée pour retirer les caillots sanguins (thrombus) qui bloquent les artères [77]. Elle est principalement utilisée pour traiter les accidents vasculaires cérébraux (AVC) ischémiques causés par un caillot sanguin qui bloque une artère dans le cerveau. La thrombectomie peut également être utilisée pour traiter les crises cardiaques et les embolies pulmonaires.

La thrombectomie est réalisée en utilisant un cathéter pour accéder à l'artère bloquée [7]. Le cathéter est introduit dans une artère à travers une petite incision dans la peau, généralement dans la voie fémorale ou le bras du patient. Le cathéter est ensuite guidé manuellement par le clinicien jusqu'à la zone de l'artère bloquée. Une fois en place, à travers le cathéter, le clinicien utilise des méthodes mécaniques telles que des pinces, des aspirateurs, des fils treillis et des ballons pour retirer le caillot sanguin. Cette technique a montré une réduction significative de la mortalité et de la morbidité chez les patients atteints d'AVC ischémique [61, 62].

Les traitements endovasculaires pour les anévrismes consistent à utiliser un ca-

théter pour déposer des coils et des stents à l'intérieur de l'anévrisme, afin de le fermer et de réduire le risque de rupture [78]. Les coils sont des fils métalliques enroulés qui peuvent être déposés à l'intérieur de l'anévrisme pour fermer le collet et réduire la pression appliquée sur la paroi fragile de l'anévrisme [79]. Les stents, quant à eux, sont des structures métalliques qui peuvent être déployées à l'intérieur de l'anévrisme (généralement pour les anévrismes fusiformes) pour maintenir sa fermeture. Les deux peuvent être utilisés en combinaison pour fermer efficacement les anévrismes [6].

Discussion

Il y a plusieurs avantages dans l'utilisation des traitements endovasculaires. Tout d'abord, ils sont moins invasifs que les chirurgies ouvertes, ce qui réduit les risques de complication et de récupération. De plus, ils peuvent être effectués sous anesthésie locale, ce qui rend le traitement plus confortable pour les patients. Enfin, les traitements endovasculaires sont généralement moins coûteux que les chirurgies classiques, et ils peuvent être réalisés avec une grande précision, permettant de cibler précisément la cible à traiter. De plus, elle permet d'accéder à des zones du corps qui sont difficilement accessibles par voie ouverte, comme les artères des membres inférieurs, les artères cérébrales, les artères coronaires. Cependant, il existe également des inconvénients à utiliser la méthode endovasculaire. Tout d'abord, la taille des cathéters actuellement disponibles limite l'accès à des artères de petite taille et empêche d'aller plus loin dans le réseau vasculaire. Cela peut rendre la méthode endovasculaire inadaptée pour certains patients ou certaines pathologies. Le clinicien doit guider le cathéter manuellement à travers les vaisseaux sanguins pour atteindre l'artère ciblée, ce qui peut devenir difficile à de longues distances et surtout dans le cas d'un chemin vasculaire très tortueux. Cela augmente les risques d'erreurs ou de complications, comme des lésions des vaisseaux sanguins ou des organes environnants. Il est donc important pour le clinicien de disposer d'une très bonne expérience ou d'outils de navigation robotisée pour pouvoir guider efficacement le cathéter à travers les vaisseaux sanguins.

1.3 Les systèmes robotiques endovasculaires

Les systèmes robotiques endovasculaires sont spécialement conçus pour assister les chirurgiens lors d'une intervention endovasculaire en utilisant des bras robotisés par exemple. Ces bras sont directement contrôlés par le chirurgien via une interface utilisateur dédiée. Pendant la procédure, les technologies d'imagerie en temps réel fournissent une visualisation détaillée de l'intérieur du corps du patient, permettant au chirurgien de guider avec précision les mouvements des instruments chirurgicaux. Les systèmes robotiques endovasculaires intègrent des composants mécaniques sophistiqués, notamment des moteurs linéaires et rotatifs, qui assurent une manipulation précise et contrôlée des cathéters. Cette combinaison de contrôle robotique et d'imagerie en temps réel offre aux chirurgiens une assistance avancée, améliorant la précision et la sécurité des interventions endovasculaires. Le système CorPath GRX, développé par Corindus, Inc. basée à Waltham, MA, aux États-Unis [80], est utilisé

dans diverses procédures médicales allant des interventions vasculaires périphériques aux interventions neurovasculaires. Il offre aux chirurgiens la possibilité de contrôler à distance les mouvements d'un cathéter à partir d'un poste de travail mobile équipé d'une console de commande, de trois joysticks et d'un écran d'affichage. Grâce à un système d'entraînement robotique composé de sept moteurs, ce système permet des fonctions de mouvement linéaire, de rotation et de pincement précises. Il améliore ainsi la précision et la stabilité des interventions, offrant aux praticiens une meilleure maîtrise et des avantages significatifs pour les patients.

De nos jours, plusieurs systèmes robotiques endovasculaires sont largement utilisés dans le domaine médical, tels que le système R-One de Robocath [81] et le système Magellan Robotic System[82]. Ces systèmes offrent la capacité de manipuler et de contrôler avec une grande précision les cathéters à l'intérieur des vaisseaux sanguins ou des cavités corporelles. Leur principe de fonctionnement commun repose sur l'utilisation de bras robotisés ou de mécanismes de commande qui sont contrôlés par le chirurgien, offrant ainsi une assistance précise et contrôlée pendant les procédures endovasculaires.

L'un des avantages significatifs de ces systèmes est la protection des praticiens contre les radiations nocives, car ils permettent de travailler à distance de la source de rayonnement. Cependant, il est important de noter que ces systèmes présentent également certaines limitations. Par exemple, l'utilisation de mécanismes de contrôle linéaire pour les cathéters peut rendre le contrôle de la partie distale plus difficile dans les zones plus éloignées. Cela peut limiter la précision et la manipulation fine des cathéters lorsqu'ils doivent atteindre des zones anatomiques éloignées.

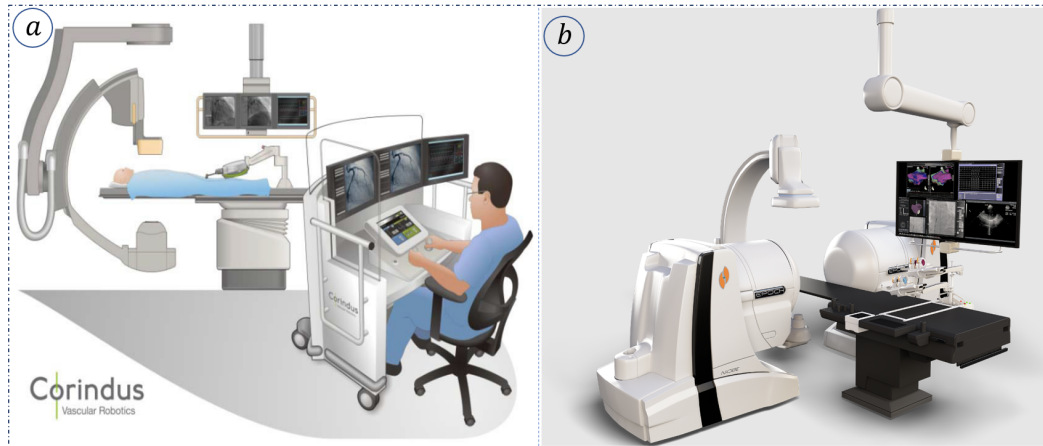


FIGURE 1.8 – Les systèmes robotiques endovasculaires : (a)- Le système CorPath GRX [9], (b)- Le système de navigation magnétique Niobe Stereotaxis [10].

Des progrès ont été réalisés dans le domaine des systèmes robotiques endovasculaires en utilisant le magnétisme pour résoudre le problème du guidage de la partie distale des cathéters. En complément des mécanismes mécaniques, ces systèmes exploitent un champ magnétique pour orienter et contrôler les parties distales des cathéters. Un exemple de système utilisant cette approche est le Stereotaxis Niobe [20], qui a démontré son succès dans des applications médicales spécifiques. Cepen-

dant, en raison de la taille actuelle des dispositifs magnétiques, la navigation dans le réseau cérébral reste difficile, limitant ainsi leur utilisation.

Cette situation présente donc un nouveau défi : améliorer les cathéters magnétiques afin de pouvoir profiter pleinement des avantages offerts par ces systèmes. Des efforts sont déployés pour développer des cathéters plus minces et plus flexibles, capables de naviguer efficacement dans les vaisseaux sanguins complexes du cerveau. L'objectif est de permettre une intervention précise et contrôlée dans des zones anatomiques délicates tout en exploitant les avantages du guidage magnétique.

En résumé, bien que les systèmes robotiques endovasculaires utilisant des mécanismes mécaniques offrent déjà une assistance précise, l'utilisation de systèmes magnétiques pour guider les cathéters représente une avancée prometteuse. Cependant, il reste des défis à relever pour miniaturiser les dispositifs magnétiques et améliorer la navigation dans les vaisseaux cérébraux, ouvrant ainsi la voie à de nouvelles opportunités dans le domaine des interventions endovasculaires.

1.4 Principes de la navigation magnétique

1.4.1 Actionnement magnétique

L'actionnement magnétique repose sur l'exploitation des champs magnétiques pour induire des forces et des couples permettant d'engendrer des mouvements. Diverses techniques sont utilisées à cet effet, notamment l'emploi d'électroaimants et d'aimants permanents. Cette technologie présente plusieurs avantages, telles que la précision, la répétabilité et l'absence de frottement mécanique. Dans le domaine médical, l'actionnement magnétique est utilisé dans des applications comme la chirurgie assistée par robot, la navigation magnétique, la thérapie par ablation et l'imagerie médicale. L'actionnement magnétique, en tant que solution dans le domaine médical, offre de nombreux avantages et possibilités pour améliorer les techniques et les procédures médicales.

1.4.2 Champ magnétique

Le champ magnétique est une grandeur vectorielle caractérisée par une direction, un sens et une intensité, définie en tout point de l'espace et permettant de modéliser et quantifier les effets magnétiques du courant électrique ou des matériaux magnétiques. L'intensité du champ magnétique est mesurée en *Tesla* et est définie par le module du champ $\|\vec{B}\|$. Il existe également un autre champ magnétique appelé $\vec{H}$ qui est lié au champ $\vec{B}$ par l'équation mathématique (Eq 1.1). $\vec{B}$ est généralement appelé l'induction magnétique ou la densité de flux tandis que $\vec{H}$ est appelé le champ magnétique.

$$\vec{B} = \mu_0(\vec{H} + \vec{M}) \quad (1.1)$$

où μ_0 est la perméabilité magnétique de l'espace et $\vec{M}$ est l'aimantation qui mesure la densité moyenne du moment magnétique dans le corps magnétique par unité de volume. La distribution du champ magnétique autour d'une source peut être

visualisée à l'aide des lignes du champ. Ces lignes suivent la direction et le sens du champ magnétique en un point donné. Le vecteur champ magnétique $\vec{B}$ est tangent à cette ligne de champ en chaque point. Ces dernières se rejoignent à l'intérieur de la source du champ magnétique, se rapprochent dans les zones où le champ est intense (pôles) et restent parallèles dans les zones où le champ est uniforme, il n'y a donc pas de croisement possible entre ces lignes dans le domaine du corps magnétique. En présence d'une source magnétique externe, certains matériaux peuvent influencer localement le champ magnétique en augmentant son intensité, comme c'est le cas pour les matériaux ferromagnétiques ou paramagnétiques, ou en la réduisant, comme pour les matériaux diamagnétiques. Cet effet dépend des propriétés magnétiques de chaque matériau. Parmi ces propriétés, on retrouve le moment magnétique qui est une sorte de mesure infinitésimale de l'intensité magnétique d'un matériau [83]. A l'échelle macroscopique, l'ensemble des moments magnétiques correspond à la magnétisation M qui s'exprime en A/m et qui se définit comme suit :

$$M = \frac{m}{V} \quad (1.2)$$

où V le volume du matériau en m^3 et m est le moment magnétique en $A.m^2$. Les matériaux ayant la plus forte magnétisation sont les matériaux ferromagnétiques tels que le fer, le chrome, le cobalt, le nickel ou certaines terres rares.

1.4.3 Force et couple magnétique

La présence d'un champ magnétique généré par deux corps magnétiques, génère un mouvement de translation et de rotation permettant respectivement de réaliser une attraction pour le rapprochement des objets et une orientation qui tend à aligner les lignes de champs magnétiques mutuelles entre les deux corps. Plus la distance entre les éléments est faible, plus l'alignement et l'attraction sont forts. La rotation est induite par le couple magnétique $\vec{T}$ et l'attraction est induite par la force magnétique $\vec{F}$.

$$\vec{T} = \vec{m} \wedge \vec{B} \quad (1.3)$$

$$\vec{F} = \vec{m} \cdot \nabla \vec{B} \quad (1.4)$$

où $\vec{m}$ est la magnétisation de l'objet à contrôler, $\vec{B}$ est le champ magnétique généré par la source magnétique externe et $\nabla \vec{B}$ est la variation spatiale du champ magnétique appelé gradient magnétique.

1.4.4 Navigation magnétique guidée par imagerie

La navigation magnétique réussie dépend non seulement d'un actionnement magnétique fiable, mais également d'une surveillance simultanée du cathéter. Les systèmes de navigation magnétique basés sur des techniques d'imagerie ont émergé pour résoudre ce problème. La haute qualité et le caractère temps réel des systèmes de surveillance par rayons X ont fait d'eux des techniques privilégiées pour la navigation magnétique. Des systèmes d'actionnement à base de bobines et à base d'aimants permanents couplés à des systèmes d'imagerie utilisant des rayons X ont été rapportés [84, 85, 86, 87]. Malgré les bons résultats obtenus, les risques associés

à l'exposition aux rayons X sont un facteur majeur limitant et ont encouragé le développement de nouveaux systèmes de diagnostic.

Les appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM) modifiés sont apparus comme un système de navigation candidat [88, 89]. En effet, les champs de franges IRM ont été utilisés pour diriger des robots magnétiques continuum [90]. Le diagnostic par ultrasons offre une autre approche alternative sûre, bon marché et fiable. Leur utilisation dans la navigation magnétique a été explorée [91] et utilisée pour fournir une navigation en boucle fermée en endoscopie [92].

1.5 Les plateformes à actionnement magnétique

Les systèmes d'actionnement magnétique ont prouvé leur efficacité dans le domaine médical. Ils ont contribué à des innovations importantes dans plusieurs applications médicales, telles que l'ophtalmologie [26], la cardiologie [93], la gastroentérologie [94] et la neuro-chirurgie [95]. Les plateformes magnétiques dédiées à l'actionnement et à la manipulation peuvent être classées en différentes catégories en fonction de la nature de la source magnétique utilisée (aimants permanents ou électroaimants), de leur configuration (simple, jumelée ou multi-axiale), de leur champ magnétique généré (uniformes ou non, statiques ou dynamique) ainsi que leur mobilité dans l'espace de travail. Dans cette section, nous proposons d'étudier les plateformes à actionnement magnétiques développées en laboratoire ainsi que celles qui ont pu être commercialisées.

1.5.1 Plateformes à bobines électromagnétiques

Les premières plateformes de navigation et d'orientation de cathéters magnétiques à base de bobines électromagnétiques sont des systèmes comportant plusieurs axes magnétiques (2 à 8 pôles), capables d'induire des forces et des couples magnétiques dans plusieurs directions de l'espace. Pour cela, il est nécessaire de contrôler précisément l'orientation et l'amplitude des champs et gradients magnétiques générés dans l'espace de travail. Par exemple, l'équipe de recherche du professeur *Gunhee Jang* ont développé un système de navigation magnétique en boucle fermée (CMNS) capable de générer un champ magnétique de 59 mT [11] (Figure 1.9(a)). Il est constitué de huit électroaimants disposés au sommet d'un hexaèdre régulier, chacun comprenant un noyau magnétique doux et une bobine électromagnétique. Pour augmenter la densité du champ magnétique externe tout en minimisant les fuites de flux, les faces arrières des noyaux sont reliées par une culasse ferromagnétique fabriquée à partir de matériaux magnétiques doux. La hauteur et la largeur du dispositif CMNS sont de 1860 mm et 1760 mm respectivement. Ce système offre un espace de travail sphérique d'un diamètre de 300 mm.

Un système de navigation magnétique développé en collaboration avec *Point-Place* en Australie et *Hunan Forever Elegance Technology* en Chine, utilise huit électroaimants disposés en 3D à 90 degrés les uns par rapport aux autres [12] (Figure 1.9(b)). Il est conçu pour générer un champ magnétique de 0,15 T dans un volume central de 128x128x128 mm en contrôlant les huit courants électriques circulant dans les électroaimants. Ces derniers comprennent des noyaux ferromagnétiques

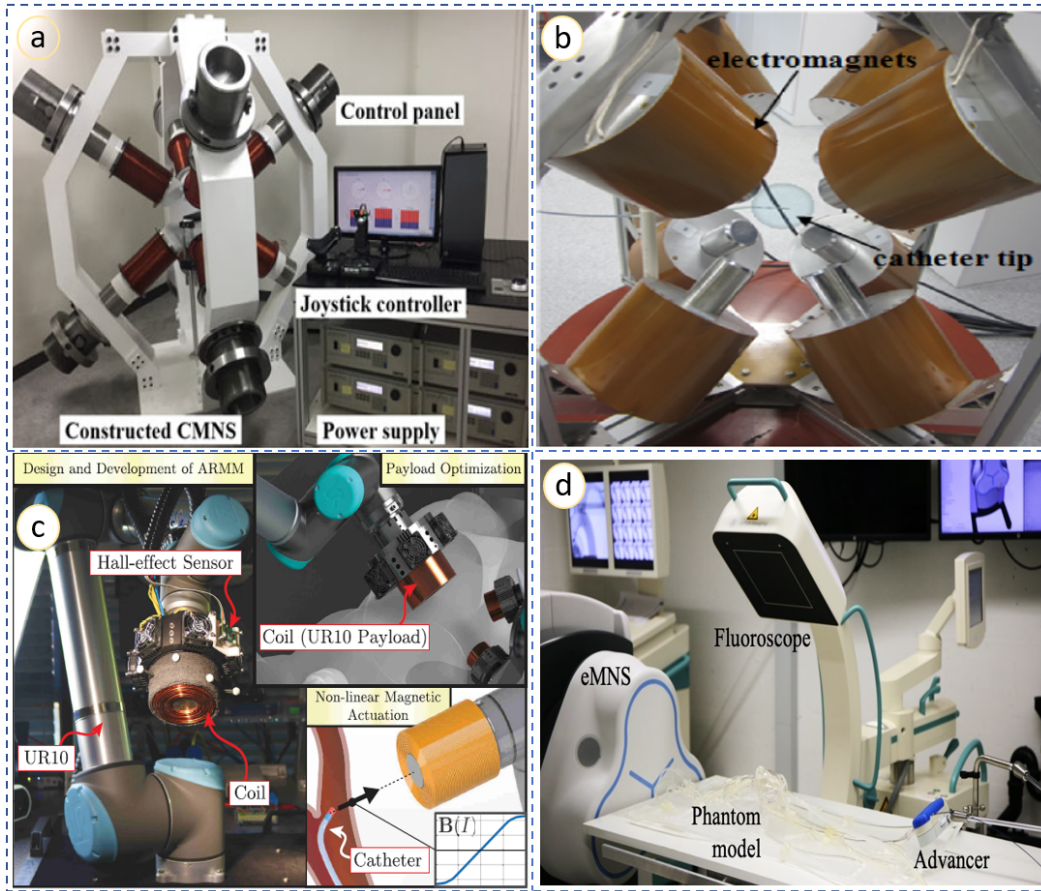


FIGURE 1.9 – Plateformes d’actionnement magnétique à base d’électro-aimants : (a)- plateforme CMNS à bobines [11], (b)- système à huit bobines fixes [12], (c)- système ARMM (Advanced Robotics for Magnetic Manipulation) [13], (d)- plateforme à électro-aimants mobiles [14].

doux cylindriques qui concentrent l’intensité du champ magnétique et les gradients magnétiques dans la zone centrale de l’espace de travail, permettant ainsi une navigation rapide de la pointe du cathéter. En particulier, le matériau magnétique doux a été choisi pour sa capacité à s’aimanter facilement avec l’application d’un champ magnétique externe et à se démagnétiser rapidement dès que les courants sont coupés.

L’équipe du Professeur *MISRA* a mené d’autres expériences dans lesquelles un cathéter magnétique est manipulé à l’aide du système ARMM (Advanced Robotics for Magnetic Manipulation) [13], ce système représenté dans la Figure 1.9(c) utilise une bobine électromagnétique mobile à 6 degrés de liberté capable de générer un champ magnétique puissant dans un espace de travail sphérique de rayon de 1300 mm. La bobine est montée au niveau de l’organe terminal d’un bras robotique UR10 (Universal Robots 10). Le mode de guidage magnétique est géré par une stratégie d’actionnement mise en place à l’aide d’une technique de carte itérative mise à jour en ligne. À l’aide de cette carte, le système ARMM permet un contrôle précis des

champs magnétiques et des gradients au point d'intérêt, en tenant compte des effets des non-linéarités dues à la saturation du noyau ferromagnétique.

En 2022, la startup Nanoflex Robotics AG présente son système de Navigation Magnétique (MNS) pour la chirurgie neurovasculaire, illustré dans la Figure 1.9(d). Avec ses trois bobines électro-magnétiques le MSN est capable de générer des champs magnétiques d'une magnitude de 25 mT, à 20 cm de distance de la surface des bobines [96]. Le champ magnétique induit des couples sur des cathéters embarquant des aimants, amène leur pointe à s'aligner dans la direction de champ d'application. Un cathéter magnétique et un guidewire sont navigués à l'intérieur d'un modèle fantôme en silicone (Tranomed 3D Inc.) dans l'arc aortique et les artères coronaires M1. Les instruments magnétiques sont insérés par une unité d'avancement robotique télécommandée et sous imagerie C-ARM (Ziehm Imaging Inc.).

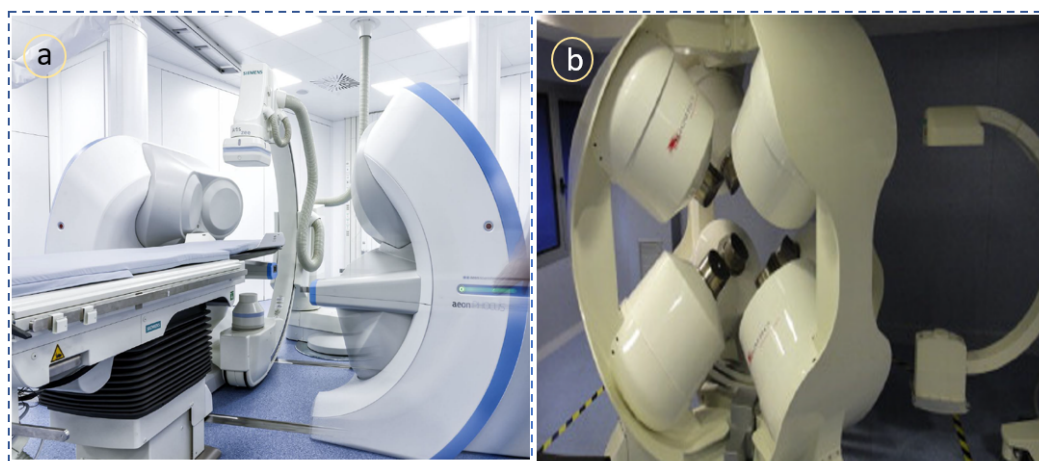


FIGURE 1.10 – Plateformes d'actionnement magnétique commercialisées (a)-La plateforme Aeon Phocus [15], (b)- La plateforme CGCI [16].

Il existe également des plateformes commerciales. Par exemple, le système CGCI (Magnetecs Corporation, CA, USA) [16], conçu pour être utilisé pour l'ablation par cathéter, se compose d'une chambre magnétique de huit électroaimants, dont quatre sont placés dans le plan supérieur du lit du patient dans un arrangement semi-sphérique et les quatre autres placées symétriquement dans le plan inférieur (Figure 1.10-b). En raison de la configuration sphérique des huit électroaimants, le système CGCI peut générer des champs magnétiques isotropes, où les champs magnétiques peuvent être modifiés de manière stable quasiment en temps réel. L'ensemble du système est contrôlé à partir d'une télécommande maître-esclave, qui est également intégrée à des équipements de cartographie cardiaque et de navigation, y compris la fluoroscopie, l'échocardiographie intra-cardiaque, etc. [97].

L'autre système commercialisé est l'Aeon Phocus (Aeon Scientific AG, Zurich, Suisse), un système d'orientation de cathéter pour le traitement des arythmies cardiaques [15, 98]. Le système se compose de sept électroaimants disposés autour du torse du patient et est utilisé conjointement avec un système d'angiographie (Artis Zee, Siemens, Allemagne) (Figure 1.10(a)). Le médecin peut contrôler à distance le cathéter magnétique avec un joystick dans une salle de contrôle séparée et peut ainsi

être protégé des rayons X. Il convient de noter que l'Aeon Scientific n'est plus en activité.

1.5.2 Dispositifs d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Les interventions endovasculaires guidées par l'image ont gagné en popularité dans la pratique clinique, et l'utilisation de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) comme alternative à la fluoroscopie à rayons X suscite un vif intérêt. Le guidage des cathéters sous IRM présente des défis et des opportunités uniques [17]. Une technique appelée navigation par champ de frange (FFN) a été proposée par l'équipe du professeur Sylvain Martel. Cette technique exploite les forts gradients magnétiques générés par le champ magnétique à décroissance rapide émanant d'un scanner IRM clinique pour manipuler des instruments à l'échelle humaine (Figure 1.11). Elle permet de générer une force de traction pour naviguer les dispositifs magnétiques dans les réseaux vasculaires complexes et les espaces physiologiques étroits. L'aimant supraconducteur, déjà présent dans le scanner IRM, est la source la plus efficace pour générer cette force de traction. La FFN utilise le positionnement et l'orientation du patient autour du scanner IRM pour diriger le cathéter magnétique dans la direction souhaitée. Les premières études *in vitro* ont montré son potentiel, mais des essais *in vivo* supplémentaires sont nécessaires pour évaluer pleinement son utilisation clinique.

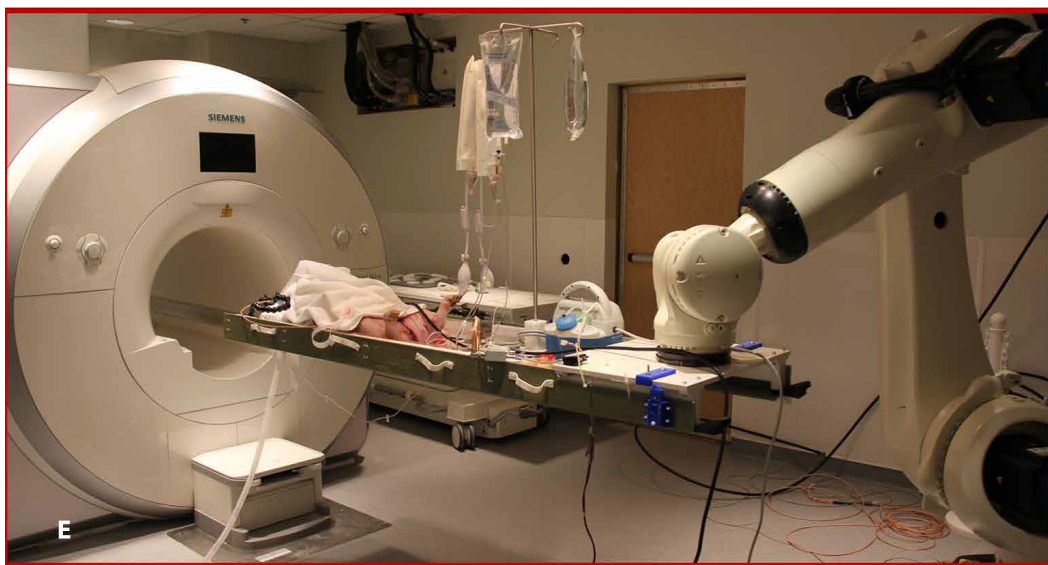


FIGURE 1.11 – Système d'imagerie par résonance magnétique IRM [17].

Cependant, l'utilisation de l'IRM en recherche présente des défis en raison du coût élevé et de la disponibilité limitée de ces dispositifs. La surveillance et l'actionnement simultanés, ainsi qu'un contrôle plus fiable pour la navigation magnétique, sont des aspects qui entravent l'utilisation de ces systèmes. De plus, le champ magnétique élevé généré par un scanner IRM (1,5/3 Tesla) rend certains matériaux utilisés dans la construction d'instruments endovasculaires incompatibles avec le gui-

dage sous IRM, ce qui peut provoquer des artefacts nuisant à la qualité de l'image. De plus, le tunnel étroit et long du scanner IRM limite la taille des outils utilisés en combinaison avec l'IRM, nécessitant leur compacité ou leur contrôle par des dispositifs externes au scanner [99].

1.5.3 Les plateformes à aimants permanents

Parmi les systèmes de manipulation robotique à aimants permanents, on peut citer le prototype de l'équipe du Professeur Pittiglio [18] qui a proposé un système de guidage de capsule endoscopique au niveau du colon Figure 1.12(a). Une capsule avec un diamètre de 21 mm, 19 mm de longueur et 15 g de masse, équipée d'un petit aimant et d'une caméra connectée pour le retour visuel. Pour guider la capsule, un aimant permanent cylindrique externe avec 101,6 mm de diamètre et de longueur, porté par un robot manipulateur KUKA IIWA R14 est utilisé comme un moyen d'actionnement. Cependant, l'intégration de cette solution dans le milieu médical n'a pas été évoquée ou testée par les auteurs

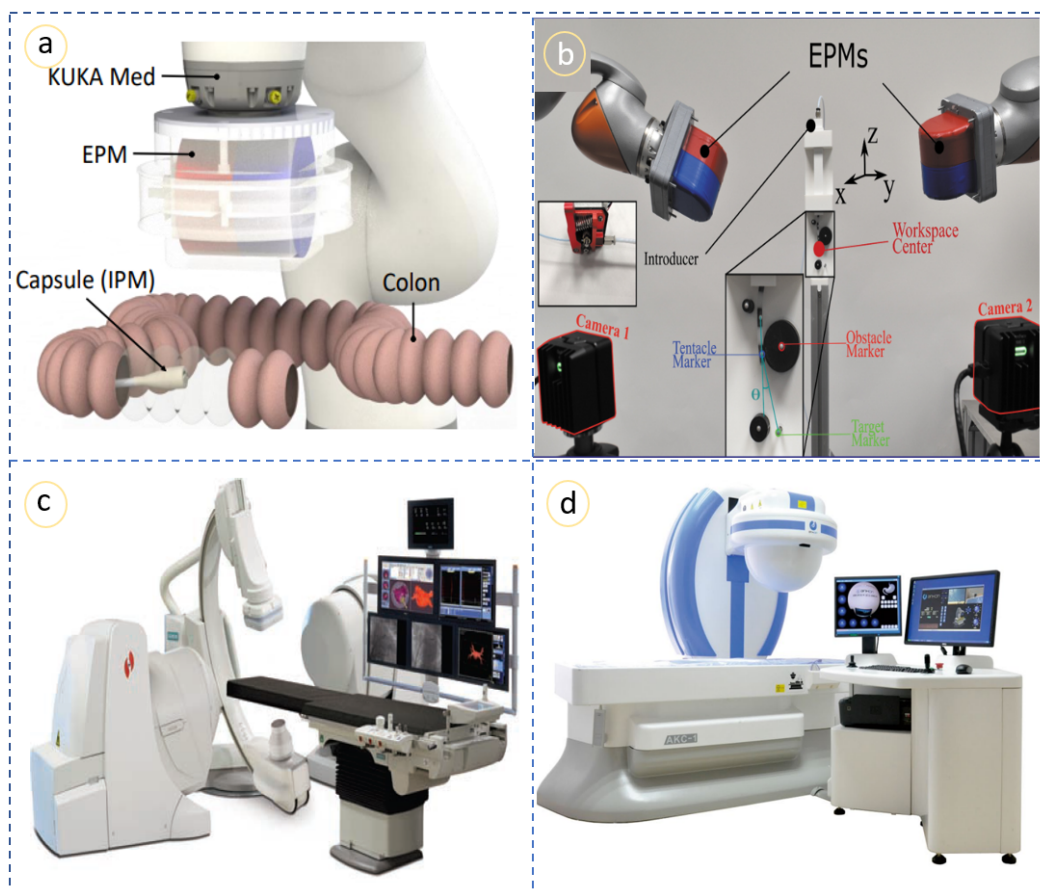


FIGURE 1.12 – Plateformes à aimants permanents (a)- Plateforme à aimant permanent mobile [18], (b)- Plateforme magnétique avec deux bras manipulateurs [19], (c)- Le système e Stereotaxis Niobe [20], (d)- Le système Ankon [21].

Une autre approche d'actionnement à aimant permanent en utilisant deux robots a été proposé par Pittiglio [19] capable de naviguer un cathéter magnétique doux de 80 mm de longueur et 2 mm de diamètre pour la bronchoscopie navigational. L'objectif de ce double système à aimant permanent (représenté dans la Figure 1.12(b)) est de produire des champs magnétiques spécifiques pour générer des couples sur les segments magnétiques du cathéter. Le système EPM peut produire un gradient magnétique de libre manipulation et peut générer plus facilement des champs magnétiques puissants sur un espace de travail plus grand. Le principal défi de cette approche est de planifier l'interaction magnétique en contrôlant en temps réel les deux robots pour permettre au cathéter de s'adapter à l'anatomie pendant la navigation.

Le système de navigation magnétique Stereotaxis Niobe (MNS, Stereotaxis, Inc., St. Louis, MO, États-Unis) permet de diriger des cathéters et des fils de guidage actionnés magnétiquement pour placer des dispositifs médicaux tels que des stents grâce à l'utilisation de deux aimants permanents placés chacun sur un côté de la table du patient [20, 100]. Il permet de contrôler l'orientation de la pointe distale en utilisant des champs magnétiques générés par ces aimants, permettant ainsi de diriger le cathéter ou le fil de guidage dans n'importe quelle direction dans l'espace 3D. Les aimants sont montés sur des manipulateurs mécaniques et sont orientés et déplacés pour contrôler la direction du champ tout en maintenant un champ magnétique uniforme de 0,08 Tesla (Figure 1.12(c)). Il est important de noter que le système n'utilise des champs magnétiques uniquement pour orienter ou diriger la pointe du cathéter magnétique et n'exerce pas de force significative pour attirer ou repousser le cathéter dans le volume de navigation.

Un autre système d'actionnement avec un seul aimant permanent a été proposé et commercialisé par Ankon Technologies (Wuhan, Chine) [21]. Ce système utilise un seul aimant permanent pour guider une vidéocapsule endoscopique (Figure 1.12(d)). Ce système, approuvé cliniquement est largement installé dans les hôpitaux, comprend une capsule endoscopique avec un aimant permanent intégré, un robot de guidage magnétique, un enregistreur de données et un logiciel de visualisation en temps réel. La capsule capture et enregistre des images à une fréquence de 2 images par seconde, offrant un large angle de vue et une distance de visualisation ajustable. Un robot en forme de bras en C, offrant une manipulation précise de la capsule magnétique. Le système permet un contrôle manuel via un joystick ou un mode automatique. La taille des lésions peut être mesurée à l'aide d'un logiciel dédié, et les procédures d'enregistrement et de téléchargement des données sont similaires à celles des autres vidéocapsules endoscopiques.

1.5.4 Limitations des plateformes d'actionnement magnétique existantes

Plusieurs plateformes d'actionnement magnétique ont été développées dans le cadre de projets de recherche, certaines ayant été commercialisées pour une utilisation clinique à l'échelle du corps humain. Ces plateformes reposent soit sur des aimants permanents, soit sur des électroaimants. Cependant, malgré leur utilité, ces systèmes présentent des limitations importantes. Les plateformes à électroaimants

bien que leur puissance est modulable par le courant électrique, souffrent d'un encombrement considérable limitant l'accès à l'espace de travail et d'une consommation énergétique importante augmentant le coût ainsi que la quantité de chaleur thermique dégagée. Les systèmes utilisant des aimants permanents, bien que commercialisés et utilisés pour des interventions telles que l'ablation cardiaque, présentent des inconvénients similaires. Leur poids et leur encombrement les rendent peu adaptés à des applications endovasculaires complexes telle que la neurochirurgie. De plus, leur compatibilité limitée avec les systèmes d'imagerie comme la fluoroscopie biplan pose des problèmes en termes d'accès au patient et de visualisation des vaisseaux intracrâniens. Ces limitations soulignent le besoin de développer une nouvelle génération de plateformes d'actionnement magnétique plus compactes, légères et mobiles, capables de répondre aux exigences des interventions guidées par imagerie, notamment en intervention neuroradiologique.

1.6 Les cathéters magnétiques existants et leurs limites pour des applications endovasculaires

Comme nous l'avons expliqué à la fin de la section précédente, la méthode endovasculaire présente des limitations liées directement à l'utilisation des cathéters, à savoir des difficultés de guidage et l'accès à des zones plus profondes. Cependant, il est important de noter que le but n'est pas d'éliminer complètement l'utilisation de cathéters dans la méthode endovasculaire, car ils ont également des avantages importants. A cet effet, les cathéters classiques ont subi une mutation à suite de l'arrivée du magnétisme dans la méthode endovasculaire, cela a fait apparaître les cathéters magnétiques. Ces derniers ont récemment été développés pour surmonter les limitations et offrir une meilleure précision et une réduction significative du temps de la procédure. L'objectif est donc d'améliorer les cathéters magnétiques pour rendre la méthode endovasculaire plus performante pour offrir aux patients une alternative moins invasive et plus efficace aux procédures chirurgicales traditionnelles.

De nombreuses avancées dans la conception des cathéters ont été réalisées au fil des ans pour améliorer la maniabilité du cathéter en offrant aux chirurgiens le contrôle de la pointe distale du cathéter. Les cathéters magnétiques comme les cathéters classiques, sont constitués d'un tube flexible avec la particularité d'avoir une partie distale magnétisée. En utilisant des forces magnétiques externes, il est possible de guider le cathéter à travers les vaisseaux sanguins. Cela permet aux médecins de naviguer avec précision dans les zones difficiles à atteindre, sans avoir à utiliser des techniques manuelles. Des nombreux cathéters magnétiques ont été développés et commercialisés [101, 102, 103]. Ces cathéters magnétiques ont été utilisés avec succès pour traiter une variété de maladies vasculaires, notamment les maladies cardiaques.

Les aimants permanents, sont largement utilisés dans la conception des cathéters. Un ou plusieurs aimants sont placés sur la pointe de ces cathéters provoquant la déflexion du cathéter lorsqu'ils sont soumis à un couple et une force magnétiques externes. Plusieurs cathéters magnétiques à aimants permanents ont vu le jour et ont été commercialisés pour pouvoir réaliser des tâches cliniques en particulier pour

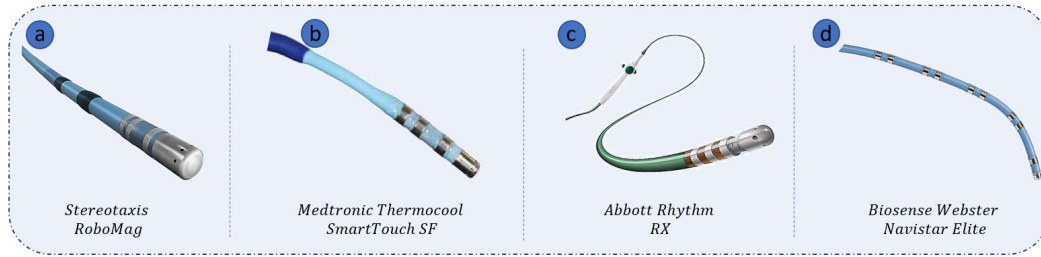


FIGURE 1.13 – Cathéters magnétiques commercialisés : (a)- Stereotaxis RoboMag [20] ; (b)- Medtronic Thermocool SmartTouch SF [22] ; (c)- Abbott Rhythm RX [23] ; (d)- Biosense Webster Navistar Elite [24].

l'ablation cardiaque, ils ont tous entre 4 et 8 aimants de haute densité magnétique intégrés dans la partie distale, permettant un guidage précis et une navigation efficace. Leurs diamètres varient entre 3,5 et 4 French (Fr) et la longueur est fixée à 150 cm, ce qui permet une grande flexibilité de manipulation. Nous pouvons citer :

- **Stereotaxis RoboMag** : équipé de 4 aimants permanents (Figure 1.13-a). Les aimants sont disposés de manière à maximiser la force d'interaction avec les champs magnétiques externes [20]. Le diamètre du cathéter est de 3,5 Fr, ce qui le rend compatible pour les procédures d'ablation. Il mesure 150 cm de long, ce qui permet une grande flexibilité de manipulation.
- **Medtronic Thermocool SmartTouch SF** : utilisé principalement pour les ablations de flutter auriculaire et de fibrillation auriculaire, mais peut également être utilisé pour d'autres applications endovasculaires. Il est composé de 4 aimants permanents intégrés dans la partie distale du tube flexible, les espacements entre les aimants sont étudiés de façon à obtenir une déflexion maximale du cathéter [22]. Le diamètre de ce dernier est de 4 Fr et la longueur totale est de 150 cm.
- **Abbott Rhythm RX** : il est équipé de 4 aimants permanents [23]. Le diamètre et la longueur du cathéter sont de 3,5 Fr et 150 cm respectivement, ce qui permet de naviguer dans les artères qui mènent vers la cavité du cœur.
- **Biosense Webster Navistar Elite** : est un cathéter magnétique utilisé pour traiter les tissus endommagés dans la cavité cardiaque afin d'améliorer les performances du cœur. Il est équipé de 8 aimants permanents permettant une parfaite orientation et un positionnement précis dans l'espace de travail [24]. Les aimants sont disposés de manière à moduler l'orientation sur toute la partie distale. Le diamètre du cathéter est de 3,5 Fr et mesure 150 cm de long.

D'autres améliorations de conception des cathéters magnétiques à base d'aimants permanents ont été menées. Selvaraj et Takahata [25] ont développé un cathéter avec une pointe intelligente réalisée en intégrant un hydrogel thermosensible sur une bande flexible, pour une utilisation dans les traitements vasculaires mini-invasifs et d'autres procédures chirurgicales (Figure 1.14-a). Une structure de pointe active de type bimorphe est fabriquée en intégrant une couche de 500 μm d'hydrogel (N-isopropylacrylamide) au-dessus d'une autre ayant une longueur de 20 mm et une

largeur de 3,5 mm qui intègre un élément chauffant résistif à micro-motif. L'activation de l'élément chauffant stimule la couche d'hydrogel à rétrécir et à plier la pointe flexible, offrant au cathéter une capacité de direction contrôlée pour une large gamme d'angles de navigation. L'imagerie infrarouge montre un chauffage uniforme sur toute la région de l'hydrogel dans une variation 2°C. Les prototypes fabriqués sont assemblés sur des tubes de cathéter commerciaux et exploités pour obtenir des angles de flexion allant jusqu'à 130°, ce qui est nettement plus grand que les autres cathéters actifs signalés. La caractérisation dynamique du dispositif montre également des résultats prometteurs vers l'application cible.

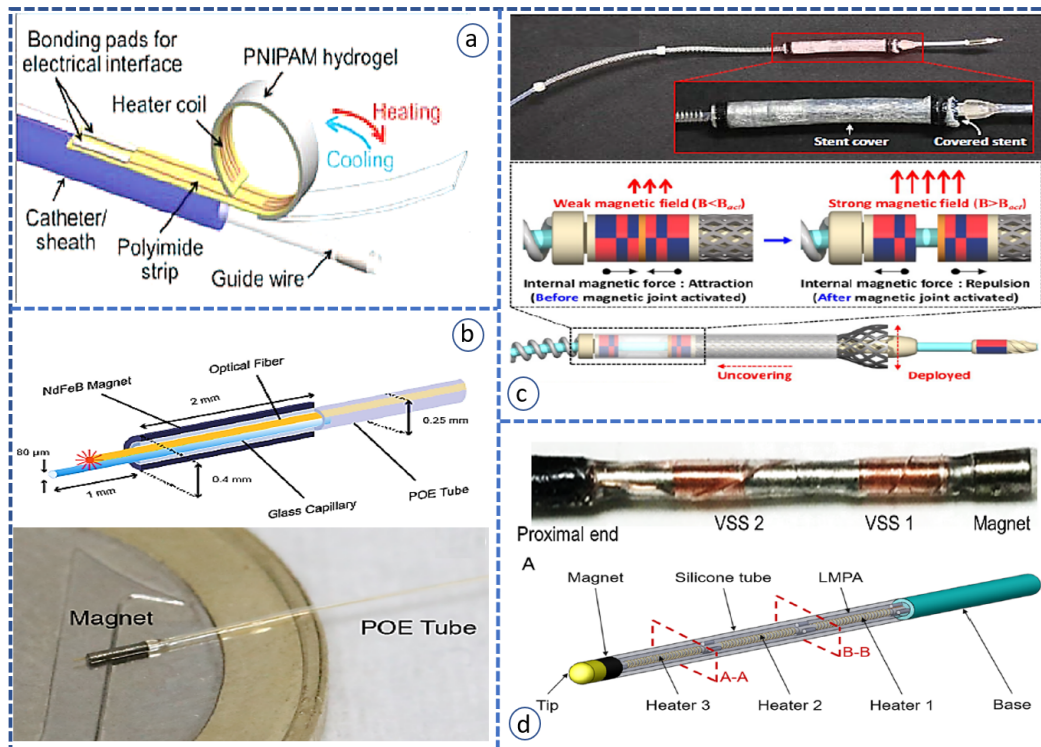


FIGURE 1.14 – Cathéters magnétiques développés dans le cadre des travaux de recherches : (a)- cathéter à pointe intelligente [25], (b)- cathéter microcanule pour l'injection sous-rétinienne [26], (c)- cathéter magnétique multifonctionnel (MCR) [27], (d)- cathéter magnétique à rigidité variable [28].

Pour pouvoir réaliser une injection dans une zone précise du corps humain, des chercheurs [26], ont proposé un cathéter Microcanule pour l'injection sous-rétinienne dans l'œil (Figure 1.14-b). Ce dispositif est conçu à l'aide d'une tige tubulaire en élastomère de polyoléfine de longueur de 10 cm avec un diamètre extérieur de 250 μm et un diamètre intérieur de 190 μm . Pour le guider magnétiquement, un aimant permanent tubulaire NdFeB magnétisé axialement personnalisé avec 400 μm de diamètre externe, 270 μm de diamètre interne et 2 mm de longueur, est placé à l'extrémité distale du cathéter. Ce dernier utilise un capillaire à travers lequel le fluide s'écoule et crée également une rétine à travers laquelle le fluide pénètre dans l'espace sous-rétinien. D'autre part, une fibre optique avec un diamètre extérieur de

70 μm traverse la lumière de la canule et comporte une section de diffusion de pointe qui diffuse la lumière sur un grand angle. La canule est connectée via un tube en silicone à un connecteur en Y conçu sur mesure. Ce dernier connecte la canule à un laser via une connexion FC/PC.

Dans le domaine de la recherche, les développements ont continué pour essayer de proposer les meilleurs cathéters dans plusieurs applications. Notamment, l'équipe de W. Lee [27] ont développé un cathéter magnétique multifonctionnel (MCR) avec un diamètre externe de 3,5 mm, ce cathéter composé d'un tube, un ressort de tension, un support à ressort, un joint magnétique, un corps de montage de stent, un couvercle de stent, un support d'aimant, un aimant avant et une pointe de forage (Figure 1.14-c). Le dispositif est utilisé pour insérer un stent auto-extensible dans un vaisseau sanguin. Il utilise un aimant pour déplacer le stent en place. Le canal interne du dispositif peut également être utilisé pour insérer des fils de guidage, administrer des médicaments et aspirer des débris de caillot. Le joint magnétique est composé d'un support de couvercle, d'un support d'aimant, d'aimants de joint avant et arrière et d'une entretoise pour maintenir une distance minimale entre les aimants.

L'équipe du professeur Nelson [28, 15] a mis au point un prototype de cathéter à rigidité variable pour l'ablation cardiaque et la navigation magnétique à distance qui répond à des exigences spécifiques, avec un diamètre interne de 1,5 mm et un diamètre externe de 2,5 mm (Figure 1.14-d). À l'état rigide, il doit être résistant au couple de flexion causé par le champ magnétique (0,003 Nm) et à la force de contact (0,2 N) entre la paroi cardiaque et l'extrémité du cathéter pendant l'ablation. Lorsqu'il est mou, il doit facilement se plier et s'aligner avec la direction du champ magnétique. Le cathéter a été conçu en utilisant un filament cylindrique d'alliage LMPA (Low Melting Point Alloy) obtenu en injectant du LMPA fondu dans un tube en silicone posé sur une plaque chauffante. Les fils conducteurs en cuivre sont enroulés autour du filament pour créer deux éléments chauffants indépendants. Ensuite, l'aimant permanent est collé à l'extrémité distale du filament encapsulé tandis que l'autre extrémité est fixée à un arbre rigide. Lorsque le courant est appliqué dans les fils de cuivre, le LMPA se réchauffe au-dessus de son point de fusion et le cathéter devient souple, cela augmente sa flexibilité.

Il est clair que les cathéters magnétiques ont révolutionné les traitements endovasculaires en permettant un guidage et une navigation plus précis et efficace. Cependant, malgré ces avancées, l'application la plus courante reste l'ablation cardiaque. Alors que d'autres applications sont à l'heure actuelle privées de l'utilisation des cathéters magnétiques. Le défi majeur dans le développement de ces cathéters pour d'autres applications, est de réduire leur taille tout en maintenant leur performance de guidage et de navigation. En effet, lorsque la taille d'un cathéter est réduite, la taille des aimants intégrés est également réduite et la force d'interaction qui permet le guidage diminue. Cette limitation peut entraver l'utilisation de cathéters magnétiques dans d'autres applications endovasculaires. De plus, l'augmentation de la puissance de la source magnétique externe qui manipule le cathéter est aussi un sujet intéressant à traiter. Pour contourner cette limitation, des recherches ont commencé à travailler sur le développement des cathéters magnétiques miniatures avec des aimants de haute densité énergétique, ainsi que des techniques de guidage innovantes. Cela veut dire que pour utiliser les cathéters magnétiques

dans d'autres applications, il est important de travailler sur le diamètre du cathéter et celui des aimants intégrés dans la partie distale ainsi que l'intensité de la source magnétique externe permettant de guider le cathéter.

1.7 Projet Hu-Mag

L'objectif du projet **Hu-Mag** est de contribuer à l'amélioration des procédures minimalement invasives en développant les outils et les technologies innovantes basées sur le magnétisme. Plus précisément, le but du projet **Hu-Mag** est de pouvoir injecter des médicaments, transporter des outils de traitement ou réaliser des prélèvements à l'aide d'un cathéter magnétique directement dans la zone cible. Comme nous l'avons présenté précédemment, la méthode endovasculaire semble être une solution efficace pour atteindre les zones affectées dans le corps et transporter des outils ou médicaments pour appliquer des traitements spécifiques. L'état de l'art présenté dans ce chapitre, montre qu'en utilisant un cathéter magnétique, cette méthode est capable de répondre aux spécifications médicales. Cela a été prouvé par la réussite de l'application de l'ablation cardiaque qui est à l'heure actuelle une procédure permettant de traiter des milliers de patients. Pour guider efficacement ces cathéters magnétiques, il a été démontré dans l'état de l'art que les aimants permanents peuvent être utilisés comme système d'actionnement magnétique. Cependant, malgré leur puissance élevée il est important de définir la géométrie de l'actionneur et de bien contrôler son déplacement dans l'espace de travail pour maîtriser les champs magnétiques générés.

1.7.1 Objectif de la thèse

Dans le cadre de cette thèse, nous proposons de développer une plateforme robotique à échelle humaine capable de guider un cathéter magnétique dans le réseau vasculaire humain, afin de réaliser une injection, ou un prélèvement planifié. Notre but est de fournir un système robotique versatile à actionnement magnétique capable de guider et de manœuvrer un cathéter magnétique avec un espace de travail adapté à la tâche clinique endovasculaire. Il sera ainsi possible d'orienter le cathéter avec un angle spécifique. A cet effet, nous avons focalisé nos travaux sur trois parties essentielles. Le cathéter magnétique comme étant l'outil principal et indispensable de la méthode endovasculaire ; La plateforme de navigation permettant la navigation du cathéter dans le réseau vasculaire ; La stratégie de navigation permettant de définir les méthodes et les modes de fonctionnement de la procédure.

1.7.2 Cahier des charges fonctionnel

Dans le cadre de l'organisation de notre travail de recherche et pour répondre au besoin du projet **Hu-Mag**, nous avons mis en place un cahier des charges fonctionnel permettant de définir les fonctionnalités de la plateforme (Figure 1.15).

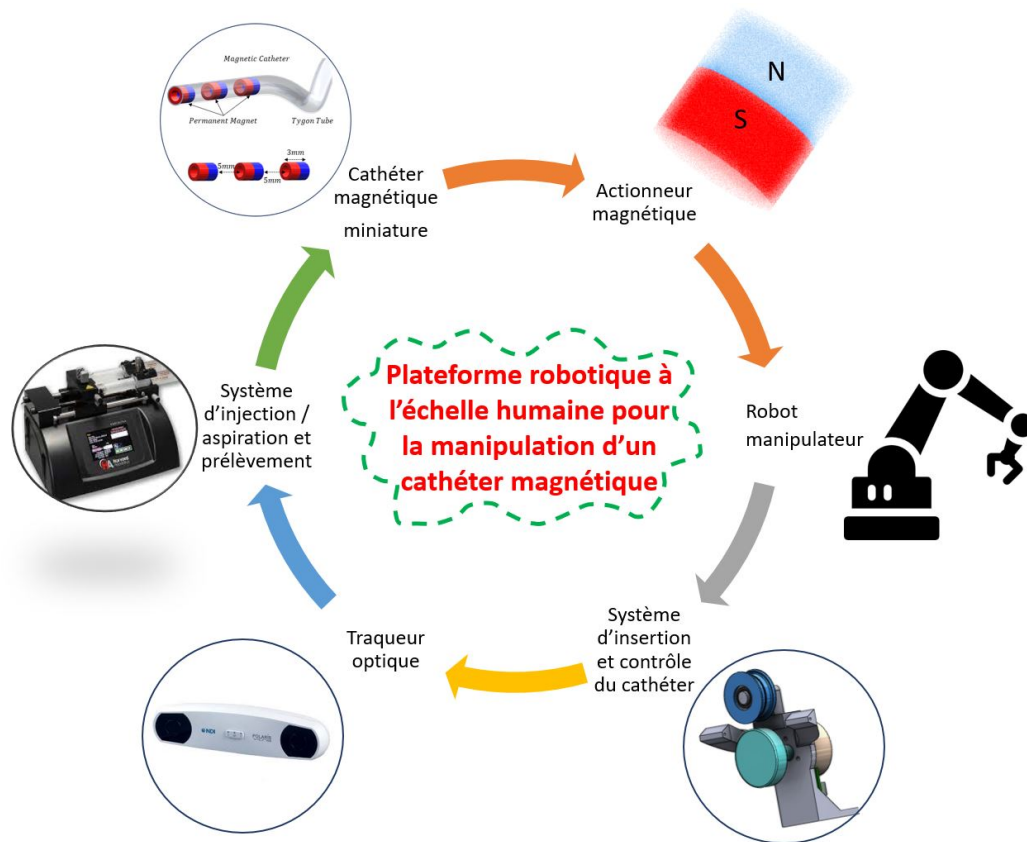


FIGURE 1.15 – Composants principales de la plateforme de guidage de cathéters magnétiques dans le réseau vasculaire.

Cahier des charges pour le développement du cathéter magnétique

Le développement d'un cathéter magnétique nécessite une attention particulière pour s'assurer que les objectifs fixés soient atteints. Le cahier des charges pour cette partie du projet doit inclure la conception et la fabrication d'un cathéter magnétique miniature qui est capable de naviguer efficacement dans le réseau artériel en utilisant des techniques de navigation magnétique. Il est important que les performances du cathéter soient élevées pour qu'il puisse atteindre des zones cibles spécifiques avec précision. Pour cela une étude des performances du cathéter en fonction de ces paramètres géométriques et magnétiques sera présentée dans la suite de ces travaux de thèse, cela permet de définir la conception finale du cathéter magnétique. En termes de fonctionnalités, le cathéter doit être capable de réaliser deux tâches importantes, notamment l'*injection* de produits spécifiques pour l'embolisation des tumeurs et le remplissage d'anévrismes, ou le *prélèvement* de sang, dans le cas d'une biopsie par exemple.

Cahier des charges pour le développement de l'actionneur magnétique

Pour pouvoir guider un cathéter magnétique à distance nous avons fait le choix d'utiliser les champs magnétiques générés par une source externe appelée actionneur magnétique. Le développement d'un actionneur pour le guidage du cathéter magnétique doit prendre en compte certains critères spécifiques, notamment en termes de performances magnétiques. En effet, d'après les données relatives à l'état de l'art sur les types d'actionneurs présentés dans ce chapitre et pour répondre au besoin de miniaturisation, il est judicieux de privilégier l'utilisation des aimants permanents pour générer des champs magnétiques puissants et assurer le guidage des cathéters. Pour ce faire, il convient de sélectionner avec soin les caractéristiques magnétiques de l'aimant utilisé. En particulier, le volume magnétique, qui est un indicateur de la densité de flux magnétique généré par l'aimant, est un élément clé à prendre en considération. Il est en effet nécessaire de maximiser ce volume magnétique, tout en respectant les contraintes liées au poids de l'actionneur, qui sera porté par le robot effecteur. Enfin, la géométrie de l'aimant est un aspect crucial qui impactera les performances de l'actionneur, notamment en termes d'ergonomie. Ainsi, la définition de la géométrie de l'aimant est un élément clé pour la conception de la structure mécanique qui accueillera l'aimant, cette dernière étant déterminante pour l'optimisation des performances de l'actionneur.

Cahier des charges pour le développement de la plateforme robotique

La manipulation magnétique repose sur l'utilisation d'aimants permanents pour contrôler la position et l'orientation des objets. Une méthode courante consiste à utiliser un seul aimant permanent, ajustant sa position et son orientation par rapport à l'objet manipulé. Cette approche est souvent utilisée dans des contextes tel que la manipulation d'objets magnétiques à petite échelle, comme illustré dans diverses applications médicales, y compris la capsule endoscopique, la livraison thérapeutique, et la navigation endovasculaire. Pour des manipulations plus précises et fiables, un bras manipulateur sériel doté de plusieurs degrés de liberté peut être employé. Historiquement, les bras manipulateurs industriels étaient encombrants et lourds, mais des versions plus compactes et légères ont émergé, notamment dans le domaine médical. Dans le cadre spécifique du guidage magnétique de cathéters, une plateforme robotique dédiée est proposée pour garantir un positionnement et un guidage optimal. Cette plateforme comprend plusieurs éléments essentiels. Tout d'abord, un robot manipulateur est utilisé pour assurer des déplacements de l'actionneur magnétique. En outre, un traqueur optique est nécessaire pour corriger géométriquement la position des composants de la plateforme, maintenant ainsi une précision maximale dans les positions de l'actionneur magnétique. La plateforme intègre un fantôme vasculaire reproduisant le réseau cérébral ainsi qu'un circuit fluide pour simuler de manière réaliste la circulation sanguine. Ces composants combinés créent un environnement de test essentiel pour évaluer les performances du cathéter magnétique. En outre, un système d'insertion et d'avancement du cathéter doit être intégré dans la plateforme pour permettre au cathéter d'atteindre la zone cible à l'intérieur du fantôme vasculaire. Ce système assure une manipulation précise du cathéter dans un environnement simulé. Enfin, un pousse-seringue est également nécessaire dans

la plateforme pour réaliser l'injection ou le prélèvement une fois que le cathéter a atteint la zone cible.

1.8 Conclusion

Dans le premier chapitre de cette thèse, nous avons établi le cadre général de notre étude en initiant une exploration approfondie de l'environnement vasculaire humain, constituant le fondement de nos travaux de recherche. À travers cette analyse, nous avons synthétisé le système cardiovasculaire et cérébrovasculaire d'un point de vue anatomique et physiologique, ce qui nous a permis d'appréhender de manière plus exhaustive les défis liés à la navigation au niveau des bifurcations ainsi que les variations de flux que l'on peut observer dans les divers types d'artères. Nous avons également mis l'accent sur les pathologies impactant le réseau vasculaire cérébral, en particulier les anévrismes, les accidents vasculaires cérébraux (AVC) et les tumeurs, qui représentent des préoccupations majeures de santé publique. Bien que les méthodes de traitement actuelles (approches endovasculaires) présentent de nombreux avantages, des contraintes liées au diamètre des cathéters ainsi qu'à la complexité de les manipuler à distance entravent parfois la réalisation de certaines procédures, rendant leur exécution plus laborieuse, voire impossible, pour certains patients. C'est dans ce contexte que l'amélioration des traitements endovasculaires suscite un vif intérêt parmi de nombreux professionnels de santé. Ainsi, cette problématique a capté notre attention, motivant ainsi notre étude.

Afin de développer une solution adaptée à notre problématique, nous avons initié une phase préliminaire consistant à identifier et analyser les diverses technologies et recherches existantes dans ce domaine spécifique. Le magnétisme, en particulier, offre une capacité de manipulation à distance grâce aux champs et gradients magnétiques générés par les aimants permanents ou les bobines électromagnétiques, largement utilisés dans plusieurs plateformes à actionnement magnétique. Chacune de ces technologies présente des avantages et des inconvénients distincts en termes d'applicabilité : les aimants sont réputés pour leur puissance relative à leur taille, avec la possibilité de moduler le champ magnétique par le déplacement de l'actionneur, tandis que les bobines offrent la capacité de contrôler l'intensité et l'orientation du champ magnétique grâce au courant électrique, mais génèrent également de l'énergie thermique et imposent un poids conséquent. Nous avons également analysé les cathéters magnétiques disponibles sur le marché en fonction de leurs applications, constatant que ces derniers présentent des dimensions significatives, allant de 2,3 mm à 6 mm. Cette caractéristique limite l'accessibilité à des zones anatomiques profondes, comme le réseau vasculaire cérébral, où le diamètre moyen des artères antérieures est d'environ 2 mm. Dans l'optique de résoudre ces problématiques, cette thèse vise à concevoir une solution robotique permettant de naviguer dans le réseau vasculaire humain pour traiter les zones pathologiques. Nous proposons ainsi le développement d'une plateforme robotique à échelle humaine, conçue pour guider un cathéter magnétique dans le réseau vasculaire, en vue d'effectuer des interventions tels que des injections ou des prélèvements planifiés.

Cathéter magnétique pour les applications vasculaires

Sommaire

2.1	Introduction	36
2.2	Modélisation du cathéter magnétique	36
2.2.1	Approches de modélisation	37
2.2.2	Exploitation de l'approche mécanique	38
2.2.3	Optimisation du nombre d'éléments	41
2.3	Simulation du comportement du cathéter	43
2.3.1	Implémentation du modèle du cathéter magnétique	44
2.3.2	Interface graphique pour la simulation du comportement du cathéter magnétique	45
2.3.3	Résultats de simulation	45
2.4	Développement d'un cathéter miniature pour l'injection ou l'aspiration	49
2.4.1	Caractéristiques du cathéter magnétique	49
2.4.1.1	Caractéristiques du tube du cathéter	49
2.4.1.2	Disposition des aimants du cathéter	51
2.4.2	Optimisation des paramètres géométriques du cathéter	52
2.4.2.1	Choix de l'algorithme d'optimisation	53
2.4.2.2	Formulation du problème	54
2.4.2.3	Optimisation des paramètres du cathéter	56
2.4.3	Conception du cathéter miniature pour la preuve de concept	58
2.5	Conclusion	60

2.1 Introduction

Les travaux de recherche exposés dans le chapitre 1 ont pour objectif de concevoir un cathéter magnétique capable de naviguer dans le réseau vasculaire pour effectuer des procédures de prélèvement ou d'injection afin de traiter diverses pathologies, telles que les biopsies, l'embolisation de tumeurs et le remplissage d'anévrismes. Dans ce chapitre, nous nous concentrons sur la modélisation, la simulation et le développement d'un cathéter magnétique miniature spécifiquement conçu pour l'injection ou le prélèvement dans les zones affectées du réseau vasculaire. Notre objectif principal est de présenter une approche technique complète pour le développement de ce cathéter, en tenant compte à la fois de sa fonctionnalité en tant qu'instrument médical et de sa capacité à être guidé et contrôlé magnétiquement à distance. Ainsi, nous fournissons une méthodologie détaillée qui permettra de répondre aux besoins de manipulation et de contrôle précis lors de la navigation dans le réseau vasculaire.

Le besoin de développer un cathéter magnétique repose sur les défis rencontrés lors des interventions médicales nécessitant une injection précise de substances ou un prélèvement ciblé. Les cathéters traditionnels présentent souvent des limitations en termes de guidage et de contrôle présentées dans l'état de l'art du chapitre 1, cela peut entraîner des difficultés de navigation ou d'accès et des risques accrus pour les patients. Par conséquent, nous développons dans le cadre de cette thèse et plus précisément dans ce chapitre un cathéter miniature capable de surmonter ces limitations en offrant une manipulation et un guidage précis et efficace. Pour atteindre cet objectif, ce chapitre est organisé en plusieurs sections. Nous commencerons par aborder la modélisation du cathéter magnétique, en explorant différentes approches de modélisation qui permettent de décrire son comportement mécanique et magnétique. Ensuite, nous nous intéresserons à l'implémentation d'une interface de simulation et de contrôle pour le cathéter magnétique. Cette interface permettra la visualisation et l'analyse de la déflexion du cathéter et offrira aux opérateurs un contrôle intuitif lors de son utilisation. Nous décrirons en détail l'architecture de cette interface et les fonctionnalités qu'elle offre pour faciliter la manipulation virtuelle du cathéter. Par la suite, nous nous pencherons sur le développement concret du cathéter miniature pour l'injection et le prélèvement. Nous analyserons les caractéristiques essentielles du cathéter, à savoir le choix du matériau pour le tube et la disposition des aimants permanents. En utilisant des techniques d'optimisation, nous chercherons à maximiser les performances du cathéter tout en respectant les contraintes techniques.

2.2 Modélisation du cathéter magnétique

Comme présenté précédemment, l'objectif de ce chapitre est de développer un cathéter magnétique pour la navigation dans le réseau vasculaire et la réalisation d'injections ou de prélèvements dans des zones cibles. Afin de développer un tel dispositif, il est crucial de maîtriser les paramètres magnétiques, mécaniques et géométriques du cathéter. Pour ce faire, nous présentons dans cette section un modèle mathématique du cathéter, qui permet de simuler son comportement dans différentes configurations. Ce modèle prend en compte les interactions entre le champ

magnétique généré par l'actionneur et les matériaux du cathéter, ainsi que la taille de la pointe du cathéter. L'utilisation de ce modèle permettra dans les sections suivantes d'optimiser les paramètres du cathéter, tels que la taille des aimants et la forme de la pointe du cathéter. Cela permet de développer un cathéter magnétique optimisé pour notre application médicale.

2.2.1 Approches de modélisation

La modélisation du comportement d'un cathéter magnétique est une tâche complexe qui nécessite la combinaison de plusieurs modèles mathématiques et physiques pour définir les interactions entre les différents éléments du cathéter ainsi que les champs magnétiques qui l'entourent [104]. Nous distinguons dans la littérature deux approches de modélisation du comportement du cathéter : les modèles robotiques et les modèles mécaniques présentés dans la Figure 2.1(a) et 2.1(b) respectivement.

- **Approche robotique** : les modèles robotiques considèrent le cathéter comme un robot à plusieurs joints [105] [106]. Ce modèle utilise une méthode cinématique pour décrire la position et l'orientation du cathéter dans l'espace. Cette méthode se base sur la transformation de coordonnées homogènes pour représenter les mouvements et les rotations du cathéter. La dynamique du cathéter est ensuite modélisée en utilisant des équations de mouvement qui sont souvent non linéaires et difficiles à résoudre. Cela conduit souvent à des modèles simplifiés et à des approximations pour résoudre les équations, ce qui peut entraîner une perte de précision.
- **Approche mécanique** : les modèles mécaniques considèrent le cathéter comme une poutre en porte à faux et utilisent le modèle d'Euler-Bernoulli pour décrire le comportement mécanique du cathéter [107][108]. Cette méthode permet de décrire la flexion et la torsion du cathéter en utilisant des équations différentielles linéaires qui peuvent être facilement résolues. De plus, cette méthode est basée sur des principes fondamentaux de la mécanique des matériaux et permet donc de décrire le comportement mécanique du cathéter.

Pour contrôler avec précision l'extrémité d'un cathéter, le modèle doit inclure les éléments suivants :

- Forces magnétiques exercées sur l'extrémité du cathéter et générées par l'actionneur magnétique.
- Couples magnétiques appliqués sur la partie distale du cathéter et précisément au niveau des aimants permanents du cathéter.
- Les paramètres géométriques du cathéter tels que la taille et la géométrie des aimants et de la partie distale.
- Les paramètres mécaniques du cathéter tels que son module de Young.

Les modèles robotiques ont des avantages et plusieurs chercheurs ont exploité cette approche pour la modélisation des cathéters magnétiques, cependant, ils nécessitent une connaissance approfondie de la dynamique du système et de ces paramètres vu le caractère non-linéaire du modèle ainsi que le nombre important des degrés de libertés. En revanche, le modèle mécanique, est plus simple et intuitif à implémenter, tout en permettant une modélisation précise du comportement du ca-

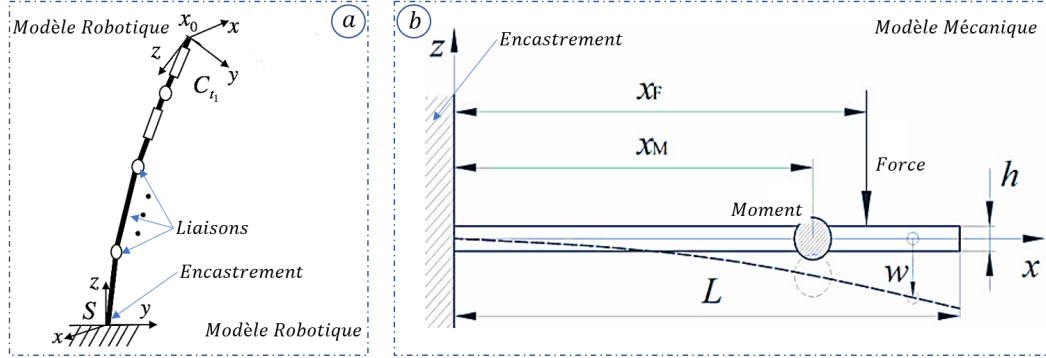


FIGURE 2.1 – Approches de modélisation du comportement d'un cathéter : (a)- approche robotique, (b)- approche mécanique.

théter magnétique en prenant en compte ses propriétés physiques. Par ailleurs, dans notre application, nous nous focalisons sur l'étude du comportement de la partie distale du cathéter. En outre, en considérant la possibilité d'incorporer les propriétés physiques spécifiques du cathéter, le choix d'un modèle mécanique semble être la solution la plus adaptée pour représenter de manière adéquate le comportement de notre cathéter magnétique, en conformité avec notre cahier des charges.

2.2.2 Exploitation de l'approche mécanique

Comme présenté sur la Figure 2.2, nous considérons que le cathéter magnétique est composé :

- D'une partie distale flexible liée rigidement à une partie proximale rigide, cela permet de considérer la partie distale comme une poutre en porte-à-faux encastrée dans la partie proximale.
- De trois aimants permanents de même géométrie que le tube de la partie distale sont intégrés dans le cathéter.

L'équation d'Euler-Bernoulli est donnée par la formule suivante :

$$\theta = \frac{M_t L}{EI} \quad (2.1)$$

où θ est l'angle de déformation du cathéter, M_t le moment fléchissant total, L la longueur de la section flexible du cathéter, E le module d'Young du matériau du cathéter et I est le moment d'inertie de la section transversale de la partie flexible du cathéter. En utilisant l'équation d'Euler-Bernoulli, il est possible de calculer l'angle de flexion θ de la partie flexible du cathéter en réponse à une force externe. Cet angle de flexion dépendra de la valeur de la charge externe appliquée, ainsi que des caractéristiques géométriques et mécaniques du cathéter, telles que sa longueur, son rayon, et son module d'Young.

Pour exploiter l'équation d'Euler-Bernoulli dans la modélisation du comportement du cathéter magnétique, il est nécessaire de discrétiser la poutre en segments de longueur ds (Figure 2.3). Cette discrétisation permet de représenter numériquement la poutre et de calculer les valeurs de la déflexion pour chaque segment. Cela

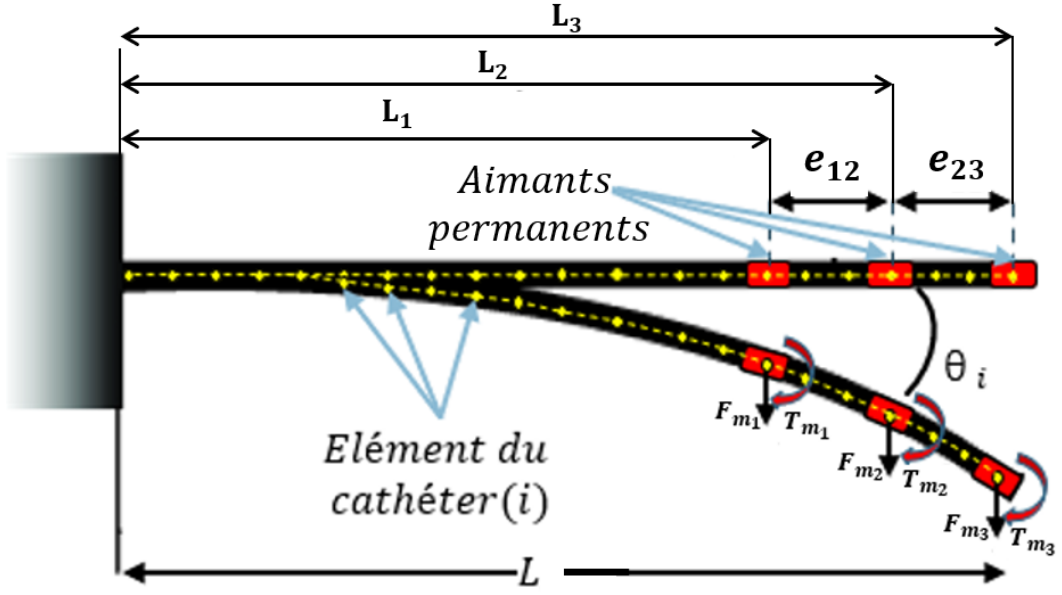


FIGURE 2.2 – Représentation du cathéter avec trois aimants permanents sous forme de poutre en porte-à-faux.

se traduit mathématiquement par la dérivée de la fonction de déflexion à chaque point qui peut être calculée numériquement à l'aide de différences finies. En effet, la dérivée est approximée par la différence entre les valeurs de la fonction de déflexion pour deux segments adjacents. Cette approximation est plus précise avec une discrétisation fine de la poutre, c'est-à-dire avec un petit segment ds . L'équation 2.1 devient :

$$d\theta = \frac{M_t}{EI} \cdot ds \quad (2.2)$$

Le moment total appliqué sur la partie distale du cathéter et celui induit par l'interaction des aimants du cathéter et le champ magnétique généré par l'actionneur magnétique. Ce moment est défini par deux composantes, couple et force magnétique appliqués au niveau de chaque aimant permanent $k = \{1, 2, 3\}$:

$$M_t \begin{cases} M_1 = T_{m1} + F_{m1} \cdot L_1 \\ M_2 = T_{m2} + F_{m2} \cdot L_2 \\ M_3 = T_{m3} + F_{m3} \cdot L_3 \end{cases} \quad (2.3)$$

Cela nous permet d'exprimer de façon générale l'expression du moment en fonction du couple et force magnétique ainsi que la distance entre l'encastrement et le point d'application :

$$M_t = \sum_{j=1}^k (T_{mj} + F_{mj} \cdot L_j) \quad (2.4)$$

La Force et le couple magnétique sont calculés en fonction du volume magnétique

V_m et la magnétisation $\vec{m}$ de l'aimant intégré dans le cathéter ainsi que le champ $\vec{B}$ et gradient $\nabla \vec{B}$ magnétiques générés par l'actionneur :

$$\begin{cases} T_m = V_m \cdot \|\vec{m}\| \cdot \|\vec{B}\| \cdot \sin(\vec{m} \wedge \vec{B}) \\ F_m = V_m \cdot \|\vec{m}\| \cdot \nabla B \end{cases}$$

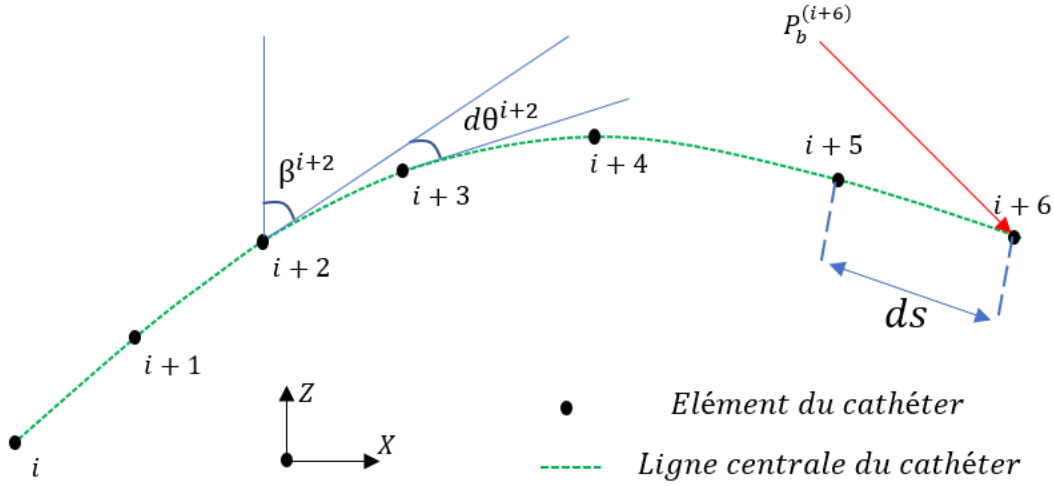


FIGURE 2.3 – Discretisation du cathéter magnétique pour le calcul de l'angle de déflexion.

Comme présenté dans la Figure 2.3, la discrétisation de la partie distale du cathéter permet de calculer le moment de flexion $M_t^{(i)}$ à chaque élément i , en fonction des efforts exercés sur le cathéter. Ce moment est ensuite utilisé pour calculer l'angle de flexion $d\theta^{(i)}$ à l'aide de l'équation d'Euler-Bernoulli 2.2. L'angle de flexion est utilisé pour mettre à jour l'angle de courbure $\beta^{(i)}$ de chaque élément i du cathéter. Ce dernier représente l'angle de déviation cumulative le long de l'ensemble du cathéter :

$$\beta^{(i)} = \beta^{(i-1)} + d\theta^{(i)}$$

Dans le plan (O, x z) chaque position $P_b^{(i)}$ d'un élément i est calculée en utilisant les coordonnées de l'élément précédent $P_b^{(i-1)}$ et l'angle de courbure $\beta^{(i)}$:

$$\begin{bmatrix} P_{b_x}^{(i)} \\ P_{b_z}^{(i)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\beta^{(i)}) ds \\ \cos(\beta^{(i)}) ds \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} P_{b_x}^{(i-1)} \\ P_{b_z}^{(i-1)} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Pour obtenir la position 3D des éléments i dans le repère (O, x y z), nous utilisons la déviation autour de l'axe (O, z) donnée par α et qui permet de définir la direction de l'actionnement du cathéter magnétique :

$$\alpha^{(i)} = \tan^{-1} \left(\frac{F_{m_x}^{(i)}}{F_{m_y}^{(i)}} \right) \quad (2.6)$$

La position 3D $P^{(i)}$ pour chaque élément i est calculée en utilisant l'angle α , la position $P_b^{(i)}$ dans le plan (O, x z) et la position de l'élément précédent $P^{(i-1)}$:

$$\begin{bmatrix} P_x^{(i)} \\ P_y^{(i)} \\ P_z^{(i)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin \alpha^{(i)} \sin \beta^{(i)} \cdot ds + P_{b_x}^{(i-1)} \\ \cos \alpha^{(i)} \sin \beta^{(i)} \cdot ds + P_{b_x}^{(i-1)} \\ \cos \beta^{(i)} \cdot ds + P_{b_z}^{(i-1)} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} P_x^{(i-1)} \\ P_y^{(i-1)} \\ P_z^{(i-1)} \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

2.2.3 Optimisation du nombre d'éléments

Le modèle que nous venons de développer dépend fortement du nombre d'éléments i choisi pour la discrétisation de la partie distale du cathéter. En effet, dans le cas où la longueur de la partie distale est de $L = 100$ mm et le nombre d'éléments choisi est de $N_i = L = 100$, nous divisons donc la partie distale du cathéter en 100 segments ce qui permet de garantir une longueur suffisamment faible de chaque segment de $L_i = 1$ mm. Cela nous permet de comprendre que le choix de N_i impact le résultat du modèle.

Pour maîtriser le choix de N_i , nous proposons d'analyser l'erreur de prédiction de notre modèle en fonction du nombre d'éléments. Pour cela, nous utilisons l'équation analytique exacte pour le calcul de la déflexion du cathéter :

$$\theta_{exact} = \frac{M_t}{E.I} (L - x) x^2 \quad (2.8)$$

Nous pouvons donc tracer l'évolution de l'erreur de prédiction Ep en fonction du nombre d'éléments N_i :

$$Ep = P_{modele} - P_{exact}$$

Le résultat de cette variation est présenté dans le graphique de la Figure 2.4. Nous remarquons que l'erreur diminue en augmentant le nombre d'éléments alors que le temps de calcul augmente significativement. D'après la Figure 2.4, l'erreur de prédiction se stabilise et atteint un plateau malgré l'augmentation du nombre d'éléments. Cela nous permet de choisir $N_i = 50$ pour avoir un meilleur rapport entre l'erreur et le temps de calcul.

Dans le but d'automatiser le processus de simulation de la déflexion d'un cathéter, nous avons développé une procédure permettant de déterminer de manière automatique le nombre optimal d'éléments à utiliser dans la discrétisation du cathéter. Cette approche vise à simplifier la tâche de l'utilisateur en évitant une sélection manuelle fastidieuse du nombre d'éléments, tout en garantissant une précision suffisante dans les résultats de simulation. La procédure d'automatisation est illustrée dans le schéma de la Figure 2.5 et consiste en plusieurs étapes :

1. L'utilisateur définit les caractéristiques du cathéter, telles que sa longueur L , son rayon r et ses propriétés mécaniques, ainsi que les paramètres magnétiques de la source externe utilisée.
2. En utilisant les caractéristiques, l'algorithme effectue un calcul de la déflexion du cathéter en ajustant le nombre d'éléments N_i sur une plage allant d'une

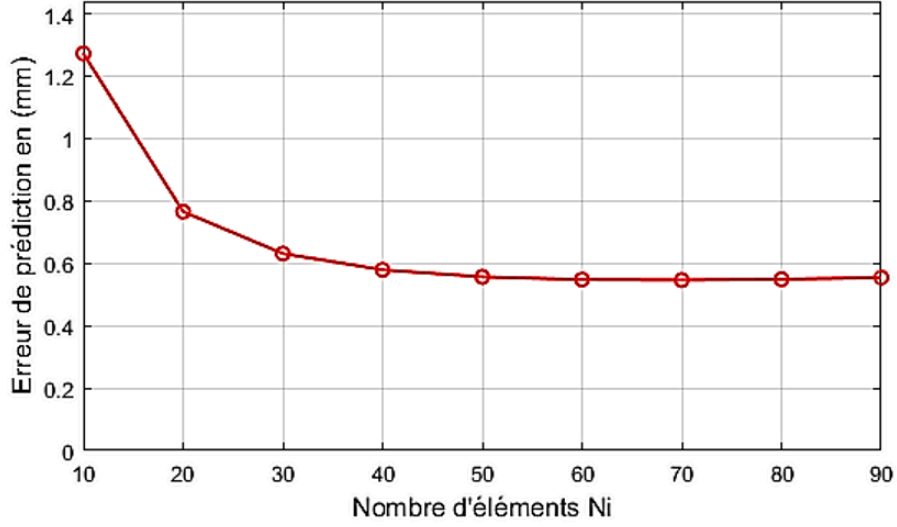


FIGURE 2.4 – Évolution de l'erreur de prédiction du modèle de déflexion du cathéter en fonction du nombre d'éléments.

valeur minimale à une valeur maximale. Pour la valeur maximale, nous avons décidé de la définir égale à la longueur totale du cathéter, impliquant ainsi que chaque élément correspond à une longueur de 1 mm. En ce qui concerne la valeur minimale, bien que l'option de 1 soit envisageable, représentant ainsi le cathéter par un unique segment, cette approche sacrifie la précision. Par conséquent, nous avons opté de manière arbitraire pour la valeur de 10, assurant ainsi un échantillonnage plus fin avec un minimum de 10 segments pour la représentation du cathéter. En résumé, l'intervalle défini est $[10, L]$, où L représente la longueur totale du cathéter, fixée à 100 mm dans notre configuration.

3. Ensuite, l'algorithme compare l'angle de déflexion calculé $\theta_{\text{modèle}}$ avec un angle de déflexion exact θ_{exact} déterminé à l'aide de l'équation analytiques 2.8. Cette comparaison permet de calculer l'erreur de prédiction E entre l'angle de déflexion calculé et l'angle exact.
4. Pour analyser la variation de l'erreur de prédiction en fonction du nombre d'éléments, nous utilisons la méthode du gradient. Cette méthode consiste à calculer la pente (ou le gradient) de la courbe d'erreur de prédiction en fonction du nombre d'éléments. Le gradient est défini comme le rapport du changement de l'erreur de prédiction (ΔE_p) sur le changement du nombre d'éléments (ΔN_i) :

$$\nabla E_p = \frac{\Delta E_p}{\Delta N_i}$$

L'objectif est d'identifier le point où la pente devient négligeable, en indiquant que l'erreur de prédiction devient pratiquement inchangée à partir de ce nombre d'éléments.

5. Enfin, en identifiant le point où l'erreur de prédiction devient quasiment constante grâce à la méthode du gradient, nous déterminons le nombre optimal d'éléments N_{opt} à utiliser pour les simulations ultérieures avec le cathéter spécifié par l'utilisateur. Il est important de souligner que si les caractéristiques du cathéter changent, cette procédure devra être répétée pour déterminer un nouveau nombre optimal d'éléments.

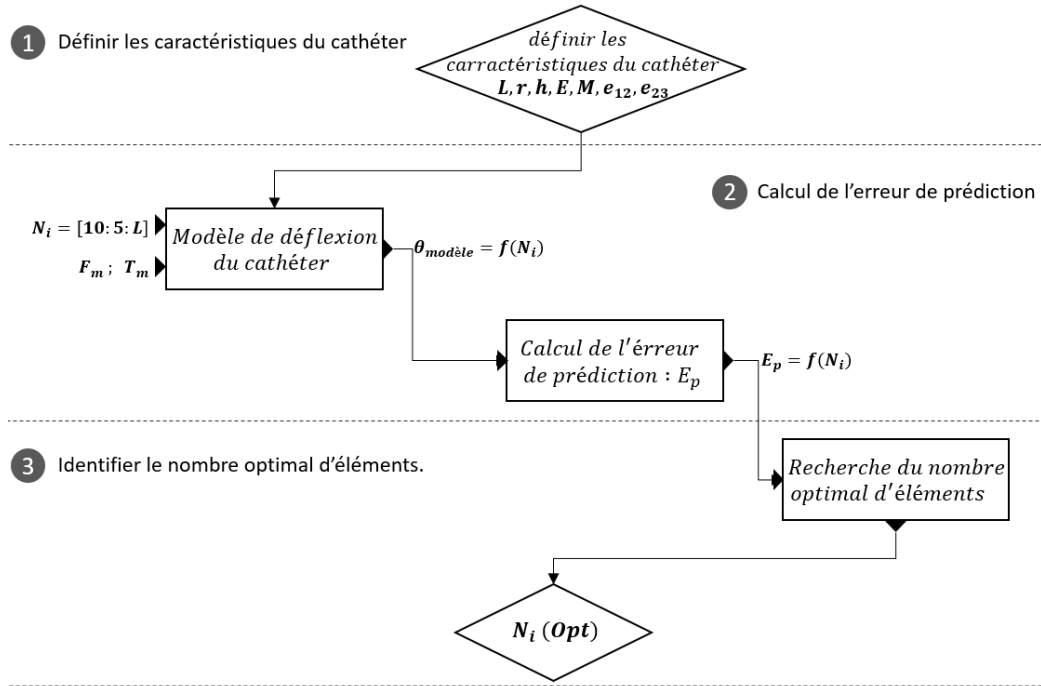


FIGURE 2.5 – Processus de calcul automatique du nombre optimal d'éléments en fonction des caractéristiques d'un cathéter magnétique utilisé.

2.3 Simulation du comportement du cathéter

Dans cette section l'objectif est de développer une interface de simulation de la déflexion d'un cathéter magnétique en définissant ces paramètres magnétiques, géométriques et mécaniques. Cette interface développée dans le cadre de ces travaux de recherche a pour objectif de visualiser et analyser le comportement du cathéter en fonction des paramètres d'entrée ainsi que le champ et gradient générés par l'actionneur magnétique. Pour réaliser cette interface nous commençons tout d'abord par implémenter le modèle de déflexion du cathéter, ensuite nous définissons les spécifications et les fonctionnalités souhaitées pour le développement de l'interface de simulation.

2.3.1 Implémentation du modèle du cathéter magnétique

Nous avons exploité les équations du modèle de déflexion du cathéter afin de les implémenter dans l'environnement de simulation MATLAB. L'algorithme 1 présente le séquençement des instructions exécutées dans le modèle du cathéter implémenté.

Algorithm 1 Estimation of catheter deflection	
Input 1 : L, W, D, B_r	▷ Actuator Parameters
Input 2 : $L_{cath}, E_{cath}, R_{ext}, R_{int}$	▷ Catheter Parameters
Input 3 : $r_{ext}, r_{int}, h, e_{12}, e_{23}, P_0$	▷ Rod Parameters
Output : Θ	
 Initialization :	
$P \leftarrow P_0$	▷ Initial position
$i \leftarrow 1$	▷ Elements number
while $P_i \neq P_{i-1}$ do	
Load $B_i, \nabla B_i$	▷ Magnetic field and gradient
Calculate F_{m_i}, T_{m_i}	▷ Magnetic force and torque
Calculate P_i	
if $P_i \neq P_{i-1}$ then	
$P \leftarrow P_i$	▷ Update catheter position
$i \leftarrow i + 1$	
else	
Return P	
end if	
end while	
$P_f \leftarrow P$	▷ Get final position
calculate $\Theta \leftarrow \widehat{(\vec{P}_0 \vec{P}_f)}$	▷ Deflection angle

Dans l'algorithme 1, chaque itération permet de calculer les forces et les couples magnétiques pour chaque dipôle magnétique en utilisant les paramètres de la pointe magnétique. Les trois composantes de la force et du couple magnétique sont déterminées en fonction du champ magnétique et de son gradient à la position de chaque dipôle magnétique. Ces valeurs sont ensuite utilisées pour calculer l'angle de déviation et actualiser la nouvelle position de la pointe du cathéter. La boucle d'itération se poursuit tant que la position calculée de la pointe du cathéter est différente de la position précédemment calculée. Cette condition est vérifiée pour chaque itération jusqu'à ce que la position de la pointe du cathéter soit stabilisée et que l'angle de déviation soit atteint. La méthode d'estimation de la déviation du cathéter proposée ici est donc un processus itératif basé sur le calcul des forces et des couples magnétiques pour chaque dipôle magnétique et la mise à jour de la position de la pointe du cathéter. Ce processus permet d'estimer la déviation du cathéter en fonction du nombre d'éléments avec une précision suffisante et tout en assurant un calcul rapide.

2.3.2 Interface graphique pour la simulation du comportement du cathéter magnétique

L'interface graphique que nous avons développée dans le cadre de cette thèse est basée sur le modèle implémenté précédemment et offre une solution intuitive pour la conception et l'analyse des cathéters magnétiques. Cette interface répond aux spécifications suivantes :

1. Offrir une grande flexibilité dans la conception, avec la possibilité de choisir, positionner et dimensionner un nombre illimité d'aimants intégrés au cathéter. De plus, les paramètres mécaniques du cathéter peuvent être définis par l'utilisateur pour choisir un cathéter spécifique, ce qui permet de simuler plusieurs configurations de cathéters.
2. L'interface graphique permet également le dimensionnement et le positionnement de l'actionneur magnétique par rapport au cathéter, ce qui est essentiel pour obtenir une déviation de la partie distale du cathéter. En outre, l'interface permet de calculer la position finale de la pointe du cathéter ainsi que l'angle de déflexion entre la position initiale et finale. Ces informations sont cruciales pour comprendre et évaluer le comportement du cathéter.
3. Enfin, l'interface offre un affichage graphique des résultats pour une analyse approfondie du comportement obtenu. En effet, l'utilisateur peut visualiser la direction des forces magnétiques exercées sur le cathéter, ce qui permet une compréhension plus profonde de l'interaction entre les aimants et le cathéter. Ces fonctionnalités sont essentielles pour offrir une solution complète et efficace pour la conception et l'analyse des cathéters magnétiques.

2.3.3 Résultats de simulation

Pour simuler le comportement d'un cathéter magnétique en utilisant l'interface graphique développée dans ce chapitre, nous commençons par la définition des caractéristiques géométriques du cathéter pour déterminer sa longueur et son diamètre. En effet, ces paramètres vont déterminer le type du cathéter choisi et cela permet de simuler le comportement des cathéters magnétiques proposés dans la littérature et ceux disponibles dans le commerce. Ensuite, les caractéristiques magnétiques de chaque aimant intégré dans le cathéter doivent être spécifiées, telles que leur magnétisation, leur orientation et leur position. Ces paramètres influencent directement la direction et la magnitude de la force et du couple magnétiques exercés sur le cathéter, et donc sa capacité à s'orienter dans une direction particulière. La configuration de ces aimants est donc cruciale pour garantir de bonnes performances de navigation du cathéter. De plus, les caractéristiques mécaniques du cathéter sont également importantes à considérer. En particulier, le matériau utilisé pour la fabrication du cathéter doit être spécifié, car cela affectera sa rigidité et sa flexibilité. Enfin, la source d'actionnement magnétique doit être spécifiée. Cette source peut être un ou plusieurs aimants permanents. La distance entre les aimants et le cathéter est également importante pour varier l'amplitude de la force magnétique. Dans le cadre de cette démonstration nous avons listé les paramètres utilisés en simulation dans le tableau 2.1.

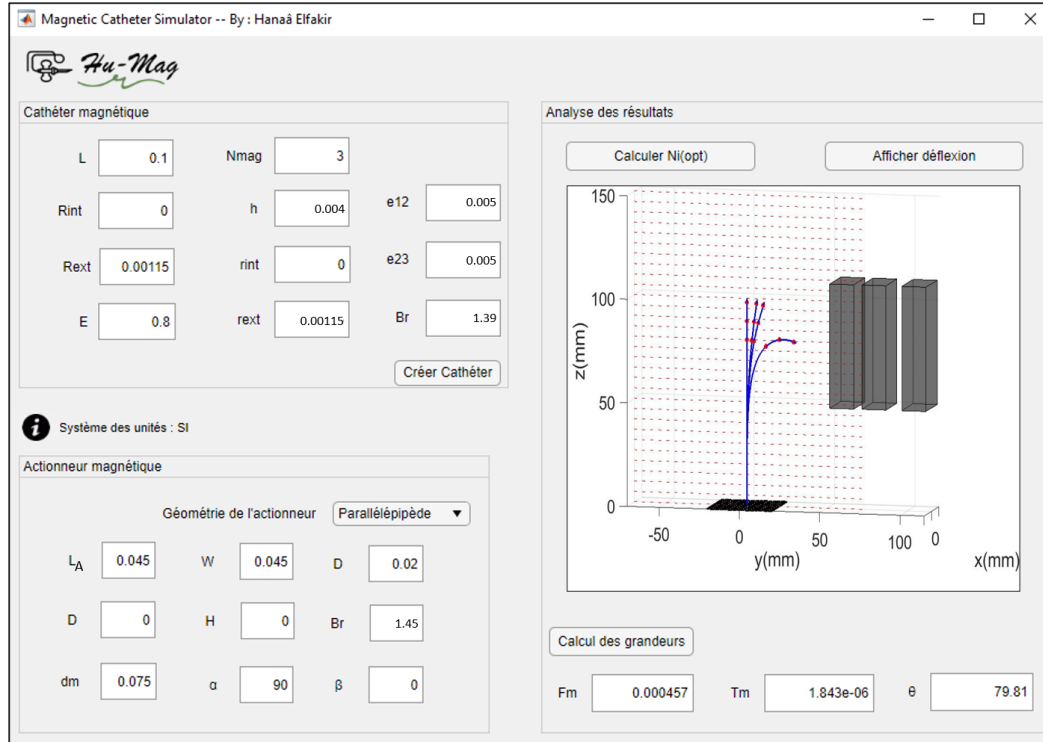


FIGURE 2.6 – Interface graphique pour la simulation et l'analyse du comportement des cathéters magnétiques.

A- Simulation du comportement d'un cathéter commercialisé :

Les résultats de cette simulation sont présentés dans la Figure 2.7. Nous pouvons observer que le degré de déflexion du cathéter dépend de l'intensité du champ magnétique appliquée sur le cathéter, qui varie en fonction de la position de l'actionneur par rapport à la position du cathéter. En effet, lorsque l'actionneur est à une distance de 100 mm, le cathéter quitte sa position initiale P_0 pour la position P_1 avec un angle de déflexion de 10.51° . En revanche, en avançant l'actionneur magnétique à 75mm du cathéter, l'intensité du champ magnétique augmente et provoque une déflexion du cathéter de 37.07° permettant au cathéter d'atteindre la position P_2 . Enfin, si nous diminuons la distance en positionnant l'actionneur à 55mm du cathéter, la position P_3 est atteinte avec un angle de 79.89° . La simulation réalisée a confirmé le bon fonctionnement de notre interface graphique, qui offre la possibilité de simuler la déflexion des cathéters magnétiques en présence du champ magnétique. Les résultats obtenus permettent une analyse du comportement du cathéter et peuvent être utilisés pour prédire le comportement d'un cathéter en fonction des paramètres d'entrée.

B- Simulation et validation avec un cathéter fabriqué au laboratoire :

Dans le but de tester le fonctionnement de notre interface présentée précédemment, nous avons simulé le comportement de l'un des cathéters magnétiques, fabriqué au laboratoire dans le cadre de nos travaux de recherche. Les résultats de simulations sont représentés dans la Figure 2.8-b. Le cathéter étudié est un cathéter

TABLE 2.1 – Paramètres géométriques, magnétiques et mécaniques du cathéter magnétique MagnoFlush et de l'actionneur utilisés pour la simulation.

Composants	Paramètres	Valeurs
Cathéter	Longueur L (mm)	100
	Rayon R (mm)	1.15
	Module de Young E (GPa)	0.8
Aimants cathéter	Hauteur h (mm)	4
	Rayon r (mm)	1.15
	Champ rémanent Br (T)	1.39
	Espacement 1 e_{12} (mm)	5
	Espacement 2 e_{23} (mm)	5
Aimants permanent externe	$L_A \times W \times D$ (mm)	45x45x20
	Champs rémanent Br (T)	1.45

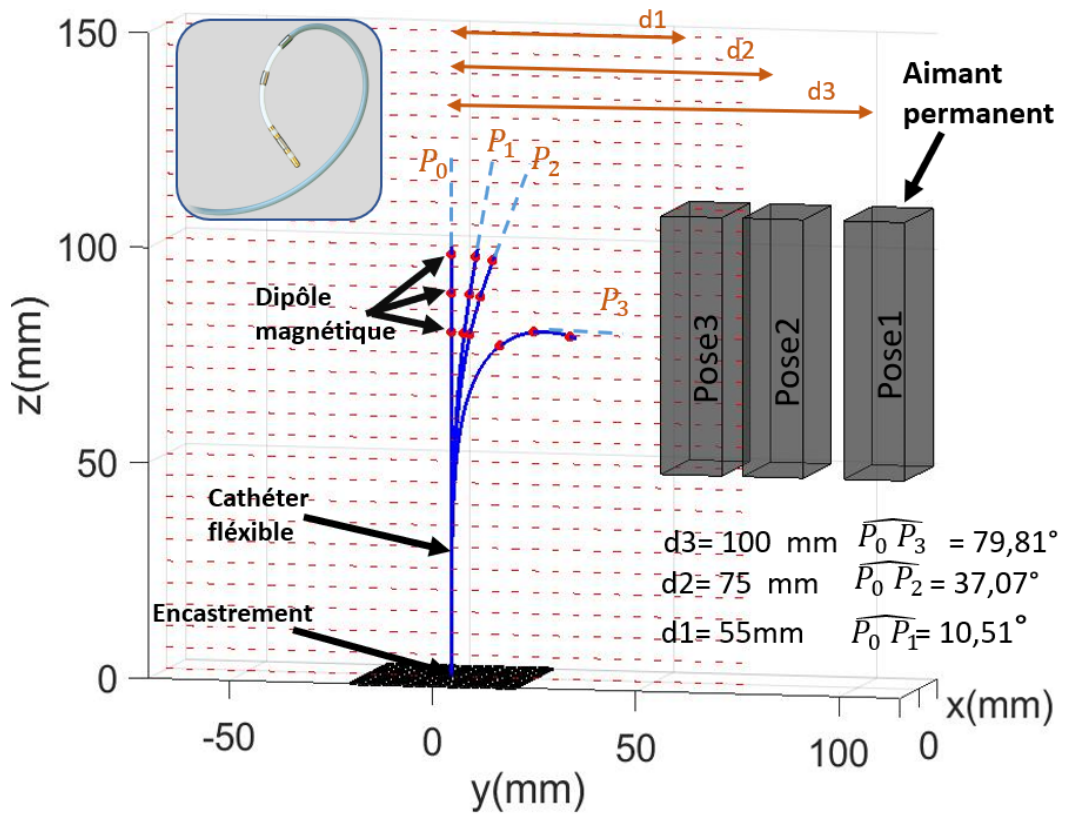


FIGURE 2.7 – Simulation de la déflexion du cathéter MagnoFlush en présence d'un champ magnétique généré par un aimant permanent externe.

miniature capable naviguer dans un réseau vasculaire cérébral [109]. Il est composé de 3 aimants permanents d'un diamètre de 1mm et d'une hauteur de 3mm, disposés

sur un tube en PTFE (Figure 2.8-a). A l'aide de l'interface présentée précédemment nous avons réalisé la simulation de la déflexion du cathéter en présence d'un actionneur magnétique cylindrique positionné à 5 différentes positions (Figure 2.8-b).

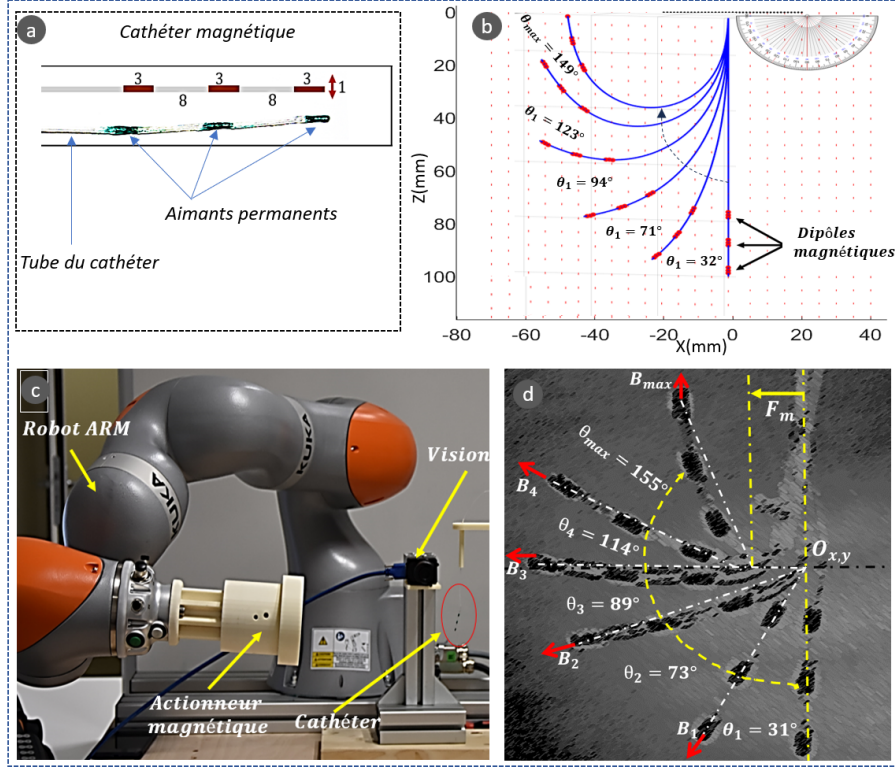


FIGURE 2.8 – Simulation et validation expérimentale du comportement d'un cathéter magnétique : a- cathéter magnétique, b- simulation de la déflexion du cathéter, c- banc de test, d- résultat des tests de déflexion.

Afin de vérifier la validité de ces résultats de simulation, nous avons utilisé un banc d'essai comprenant les éléments suivants illustrés dans la Figure 2.8-c :

- Un actionneur magnétique pour la génération de la force et du couple magnétiques.
- Un robot manipulateur pour le positionnement et la variation de la distance d'actionnement.
- Un cathéter magnétique maintenu suspendu par un support.
- Un système de vision par caméra pour l'évaluation de la déflexion du cathéter.

En diminuant la distance d'actionnement pour accroître la force magnétique, le cathéter magnétique est capable d'atteindre des angles de déflexion très importants, atteignant jusqu'à 155° , comme illustré dans la Figure 2.8-d. En se référant aux résultats de simulation présentés dans la Figure 2.8-b, l'écart entre la déflexion maximale théorique et expérimentale est de 6° . Cette différence peut être attribuée à plusieurs facteurs tels que la précision du modèle du champ magnétique, la distance d'actionnement magnétique et les erreurs de mise en œuvre expérimentales.

2.4 Développement d'un cathéter miniature pour l'injection ou l'aspiration

Cette section se concentre sur le développement d'un cathéter miniature spécifiquement conçu pour l'application de l'injection ou de l'aspiration. Le cathéter magnétique présente des caractéristiques qui lui confèrent des capacités d'orientation et de manipulation nécessaires pour une utilisation dans le système vasculaire. Afin d'optimiser ses performances, différents aspects du cathéter sont pris en compte, tels que les caractéristiques du tube, la disposition des aimants et les paramètres mécaniques.

Dans un premier temps, nous examinons les caractéristiques du tube du cathéter. Ces caractéristiques déterminent la flexibilité, la résistance et la géométrie de la partie distale. En effet, l'analyse de ces propriétés nous permet de sélectionner le tube le mieux adapté pour garantir un bon fonctionnement du cathéter. Ensuite, nous nous penchons sur la disposition des aimants du cathéter. Les aimants sont essentiels pour conférer au cathéter sa capacité d'être manipulé magnétiquement, cependant différentes configurations d'aimants sont possibles. Pour cela nous étudierons la configuration la plus adaptée pour notre application.

Après avoir défini les caractéristiques du cathéter en fonction des contraintes de notre application, nous nous intéressons à l'optimisation des paramètres du cathéter dans son ensemble. Cette étape consiste à ajuster les différents paramètres du cathéter, tels que la taille, la forme et la position des aimants, pour maximiser ses performances. Cette optimisation nous permettra de procéder à la réalisation du cathéter miniature. La réalisation de cette preuve de concept permet de valider l'efficacité des choix de conception.

2.4.1 Caractéristiques du cathéter magnétique

2.4.1.1 Caractéristiques du tube du cathéter

Les caractéristiques de la partie distale du cathéter sont définies par le matériau et la géométrie du tube utilisé :

Choix du matériau :

Le choix du matériau du tube constituant la partie distale du cathéter repose sur des caractéristiques techniques essentielles, telles que la rigidité et la flexibilité. La flexibilité du cathéter est un facteur clé pour garantir sa capacité à naviguer dans les vaisseaux sanguins d'une manière efficace, en réduisant les risques de traumatisme pour le patient. Dans ce sens, plusieurs travaux ont comparé différents matériaux de cathéter et ont montré que le polyuréthane et le silicone présentaient une flexibilité appropriée pour ces applications [110, 111]. Le polyuréthane présente un module d'élasticité dans la plage de 0,3 à 2 GPa, tandis que le silicone affiche un module d'élasticité de 0,5 à 2,5 GPa. D'un autre côté, la rigidité du cathéter est également un paramètre essentiel pour maintenir sa stabilité lors son évolution dans le réseau vasculaire. Des études ont mis en évidence que des matériaux tels que le polytétrafluoroéthylène (PTFE) et le polyimide offraient une plus grande rigidité que les autres matériaux [112]. Ce matériau présente un module d'élasticité compris entre

0,4 et 2,4 GPa, tandis que le polyamide a un module d'élasticité dans la plage de 2 à 4 GPa.

TABLE 2.2 – Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés dans la fabrication des cathéters trouvés dans la littérature

Matériau	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient de frottement	Densité (g/cm ³)	Moment d'inertie (mm ⁴)
PEEK	3 - 4,5	0,1 - 0,2	1,3 - 1,35	1,690e+4
PET	2 - 3	0,1 - 0,3	1,3 - 1,4	1,334e+4
FEP	2 - 3	0,04 - 0,06	2,12 - 2,17	1,811e+4
PTFE	0,4 - 2,4	0,05 - 0,08	2,1 - 2,2	2,175e+4
Silicone	0,5 - 2,5	-	1,1 - 1,3	1,178e+4
Polyuréthane	0,3 - 2	-	1,0 - 1,2	1,178e+4
Polyimide	2 - 4	-	1,3 - 1,4	1,396e+4
LDPE	0,1 - 0,5	0,1 - 0,3	0,92 - 0,93	2,400e+4

Outre la flexibilité et la rigidité, les propriétés de glissement et de lubrification du matériau jouent un rôle important dans la performance du cathéter. En effet, pour minimiser le frottement avec les parois, il est essentiel de définir un matériau ayant un coefficient de frottement moins important. Dans la littérature, le PTFE, le polyéthylène téréphtalate (PET) et le (LDPE) présentaient des coefficients de frottement favorables pour faciliter l'insertion et le retrait du cathéter. Le coefficient de frottement du PTFE se situe entre 0,05 et 0,08, tandis que celui du PET et LDPE est compris entre 0,1 et 0,3 [113, 114].

Pour analyser les données mécaniques des matériaux listés dans le tableau 2.2, nous avons mis en place les quatre graphiques présentés dans la Figure 2.9. Ces résultats mettent en évidence l'adéquation du Polyéthylène Basse Densité (LDPE) en tant que matériau approprié pour le cathéter, en offrant un équilibre favorable entre flexibilité et rigidité, un coefficient de frottement très faible et un moment d'inertie important lui permettant d'avoir une résistance aux forces de torsion sur son axe de révolution, ce qui est souhaitable pour assurer la stabilité et pouvoir orienter le cathéter autour de son axe de révolution.

Géométrie de la partie distale :

Pour choisir la géométrie de la partie distale du cathéter, il est courant d'opter pour une forme cylindrique en se basant sur des études et des considérations techniques. Plusieurs facteurs influencent cette décision, tel que la stabilité structurelle.

Dans le cadre de ces travaux de thèse, notamment dans le contexte de l'injection ou de l'aspiration, nous proposons d'utiliser une structure cylindrique creuse afin de garantir une liaison canalisée directe entre la zone affectée et l'extrémité proximale du cathéter. En effet, la forme cylindrique creuse permet un écoulement du fluide à l'intérieur du cathéter ce qui offre la possibilité d'injecter ou d'aspirer au niveau de la zone affectée en fonction de la direction de la pression appliquée à l'extrémité proximale du cathéter.

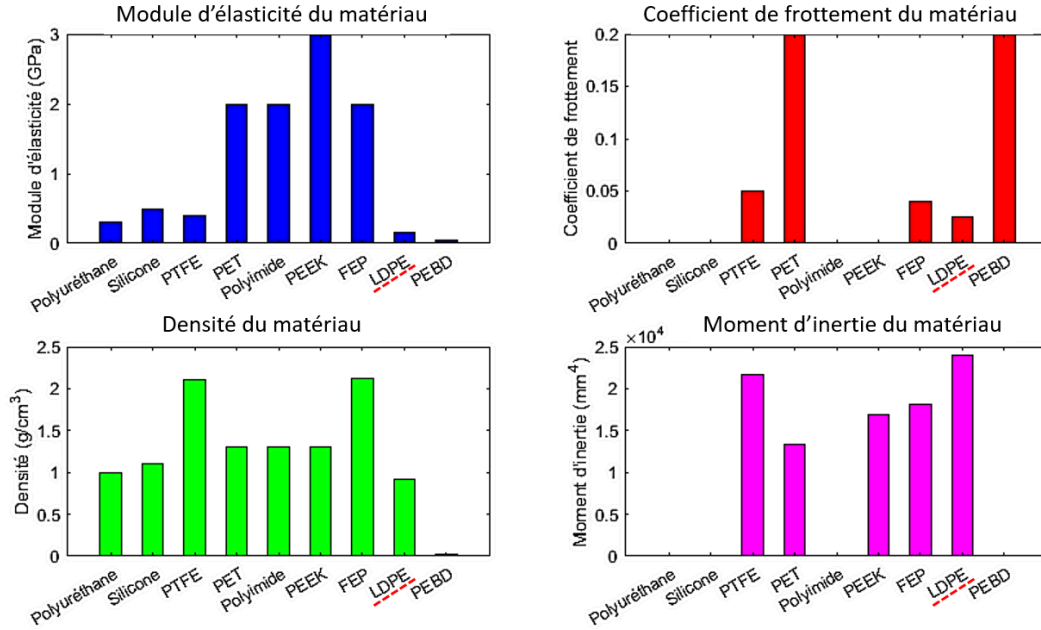


FIGURE 2.9 – Caractéristiques mécaniques du cathéter en fonction du matériau utilisé.

2.4.1.2 Disposition des aimants du cathéter

La disposition des aimants permanents dans le cathéter joue un rôle crucial dans la réalisation d'un cathéter magnétique efficace. Dans le contexte d'une conception d'un cathéter magnétique, il est essentiel de choisir des aimants permanents de géométrie cylindrique creuse afin de garantir leur intégration dans le cathéter sans compromettre les caractéristiques fonctionnelles requises. Cette géométrie cylindrique creuse permet de maintenir l'ouverture centrale du cathéter pour l'injection ou l'aspiration des fluides.

Comme présenté dans la Figure 2.10 deux configurations principales peuvent être envisagées : la première consiste à introduire les aimants à l'intérieur du tube du cathéter, tandis que la deuxième consiste à introduire le tube du cathéter dans les aimants cylindrique, formant une sorte de bague autour du tube.

La disposition des aimants permanents à l'extérieur du cathéter présente un avantage clé en termes de circulation uniforme du fluide dans le canal du cathéter. Cette observation est soutenue par les résultats des simulations numériques de la distribution du flux illustrée dans la Figure 2.11, comparant les deux configurations de cathéters magnétiques. Dans la première configuration (Figure 2.11-a), il est remarqué que la circulation du flux est uniforme et régulière. En revanche, dans la deuxième configuration (Figure 2.11-b), des turbulences apparaissent à l'entrée et à la sortie des aimants permanents, cela est lié aux forces de cisaillement créées par les variations de la section du canal du cathéter en présence des aimants internes. Les turbulences perturbent la vitesse et le comportement du flux, ce qui peut avoir un impact négatif sur les performances du cathéter en termes d'injection ou d'aspiration (vitesse, débit et pression). Pour cela, la disposition des aimants à l'extérieur du

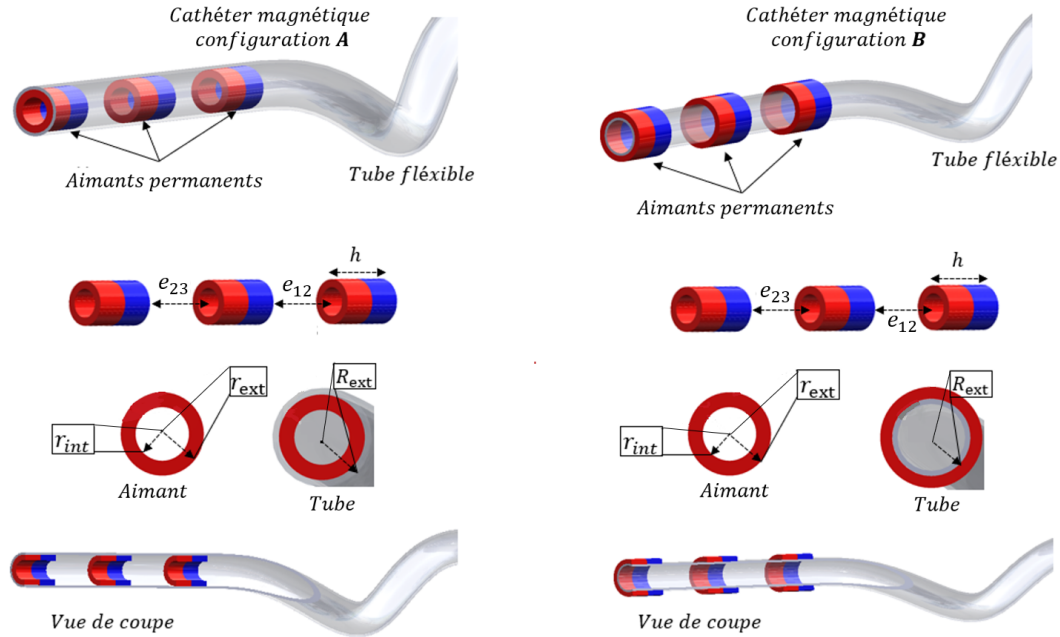


FIGURE 2.10 – Configuration de la disposition des aimants dans le cathéter : configuration A- aimants permanents à l'intérieur du tube, configuration B- aimants permanents à l'extérieur du tube.

cathéter est adoptée pour préserver une circulation de fluide uniforme et régulière dans le canal du cathéter, favorisant ainsi l'efficacité et la précision des opérations d'injection ou d'aspiration. Il est important de noter que la configuration choisie entraîne un diamètre extérieur des aimants supérieur au diamètres externe du tube, ce qui augmente le diamètre maximal du cathéter. Cependant, il est possible de fixer le diamètre maximal en optimisant les paramètres géométriques du cathéter, dans le but d'obtenir le diamètre adapté à l'application vasculaire envisagée.

2.4.2 Optimisation des paramètres géométriques du cathéter

Pour concevoir un cathéter miniature répondant à nos critères techniques et adapté à la navigation dans des artères de faibles diamètres, nous devons optimiser ses paramètres. L'objectif principal est de respecter un diamètre maximal de 1 mm. Pour ce faire, nous devons prendre en compte des facteurs tels que la taille des aimants utilisés pour le guidage magnétique, l'espacement entre les aimants, ainsi que la puissance et le contrôle du champ magnétique appliqué. En ajustant ces paramètres d'une manière appropriée, nous pourrions concevoir un cathéter magnétique miniature qui répondra aux exigences techniques tout en garantissant des performances élevées de navigation dans des vaisseaux sanguins de faibles diamètres (artères cérébrales par exemples). Pour cela nous proposons dans cette section une étude basée sur des algorithmes d'optimisation utilisant le modèle de déflexion du cathéter développé dans ce chapitre.

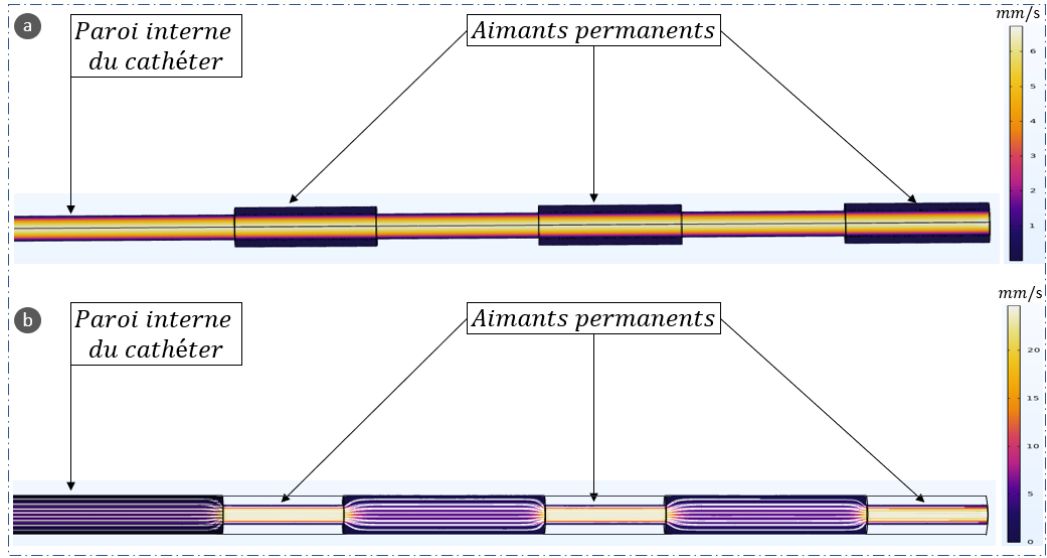


FIGURE 2.11 – Distribution de flux à l'intérieur de tube cathéter dans les deux configurations : a- configuration d'aimants à l'extérieur du cathéter ; b- configuration d'aimants à l'intérieur du cathéter.

2.4.2.1 Choix de l'algorithme d'optimisation

L'optimisation des paramètres d'un cathéter magnétique dans le but de le miniaturiser tout en garantissant un angle de déflexion maximal est un défi complexe qui nécessite l'utilisation d'algorithmes d'optimisation performants. Dans cette étude, nous comparons deux approches d'optimisation couramment utilisées : l'algorithme génétique et l'algorithme de descente de gradient, afin de déterminer l'approche la plus adaptée à ce type d'optimisation.

L'algorithme génétique est une méthode d'optimisation bio-inspirée qui s'inspire de la théorie de l'évolution et des mécanismes de sélection naturelle [115]. Il fonctionne en générant une population initiale de solutions candidates, représentées sous forme de chromosomes, puis en les combinant et en les modifiant par des opérations de recombinaison et de mutation. Ces opérations permettent d'explorer efficacement l'espace de recherche des paramètres du cathéter. L'algorithme génétique utilise également un mécanisme de sélection pour favoriser les solutions les plus performantes et les améliorer au fil des générations. Cette approche présente l'avantage d'être capable de trouver des solutions optimales dans des espaces de recherche complexes et de gérer des contraintes multiples.

L'algorithme de descente de gradient est une méthode d'optimisation couramment utilisée pour trouver le minimum d'une fonction. Il est largement appliqué dans divers domaines, y compris l'apprentissage automatique et l'optimisation des paramètres [116]. L'idée principale de l'algorithme de descente de gradient est de suivre le gradient de la fonction objectif par étapes successives pour atteindre le minimum local ou global. Le gradient est un vecteur qui indique la direction de la plus forte augmentation de la fonction à un point donné. En utilisant ce gradient,

l'algorithme ajuste itérativement les paramètres dans la direction opposée du gradient afin de minimiser la fonction objectif. En revanche, l'algorithme de descente de gradient, bien qu'il soit couramment utilisé dans les problèmes d'optimisation, des études ont montré qu'il présente des limitations qui le rendent moins adapté à notre cas spécifique [117]. En effet, cette méthode se concentre sur l'ajustement itératif des paramètres en évaluant leur impact sur la fonction de coût, cependant, dans l'optimisation des paramètres du cathéter magnétique, l'espace de recherche est complexe et souvent non convexe, ce qui peut conduire à des minima locaux. L'algorithme de descente de gradient est susceptible d'être piégé dans ces minima locaux et ne parvient pas à atteindre des solutions globalement optimales [117, 118].

Dans le contexte de l'optimisation des paramètres du cathéter magnétique, l'algorithme génétique semble être l'approche la plus adaptée. En raison de sa capacité à explorer efficacement l'espace de recherche, à gérer des contraintes multiples et à favoriser la convergence vers des solutions optimales. De plus, sa capacité à utiliser des opérations de recombinaison et de mutation permet d'introduire de nouvelles combinaisons de paramètres et d'explorer des solutions potentiellement meilleures. Par conséquent, l'algorithme génétique devrait être privilégié pour l'optimisation des paramètres du cathéter magnétique, offrant ainsi une voie prometteuse pour la conception d'un cathéter. Avec ces avantages, il faut être vigilant d'un point de vue temps de calcul ainsi que la sensibilité aux paramètres. En effet, l'algorithme génétique comprend des paramètres spécifiques, tels que la taille de la population, le taux de croisement et le taux de mutation, qui doivent être réglés de manière appropriée pour obtenir de bons résultats.

2.4.2.2 Formulation du problème

Le problème d'optimisation auquel nous sommes confrontés est de déterminer les paramètres essentiels pour le dimensionnement du tube et des aimants constituant le cathéter magnétique. Notre objectif principal est de placer des aimants de taille appropriée le long du tube du cathéter afin d'assurer une déflexion maximale. Cela nous permettra d'atteindre des performances de navigation efficaces. En effet, l'optimisation de ces paramètres est essentielle pour concevoir un cathéter magnétique miniature qui répond aux critères de performance établis.

Comme présenté précédemment nous faisons deux hypothèses importantes dans le développement du cathéter :

- Nous utilisons trois aimants permanents de type NdFeB de grade N52. Ce choix est basé sur une étude réalisée à l'hôpital d'*Asklepios Klinik St Georg* en Allemagne, qui ont prouvé expérimentalement que l'utilisation de trois aimants est important pour maximiser la puissance magnétique appliquée sur le cathéter [119].
- Les aimants permanents sont de taille identique pour garantir une distribution magnétique uniforme le long du cathéter.

En se basant sur la Figure 2.10 du cathéter magnétique nous pouvons déduire les sept paramètres à optimiser :

- R_{int} : le rayon intérieur du tube.
- R_{ext} : le rayon extérieur du tube.

- h : la hauteur des aimants.
- r_{int} : le rayon intérieur de l'aimant.
- r_{ext} : le rayon extérieur de l'aimant.
- e_{12} : espacement entre le premier et le deuxième aimant.
- e_{23} : espacement entre le deuxième et le troisième aimant.

Dans le cadre de l'optimisation de notre cathéter magnétique miniature, il est crucial de tenir compte de nos objectifs de performance, à savoir un faible diamètre associé à un angle de déflexion maximal. Ces critères sont pris en compte dans la fonction de coût. De plus, pour obtenir un résultat réaliste et cohérent, des contraintes sont imposées sur les paramètres dimensionnels du cathéter. Par exemple, en définissant des limites sur les espacements entre les aimants, nous réduisons considérablement le risque de collision entre eux lors de l'optimisation finale. De même, il est préférable de limiter la hauteur des aimants, car cela peut affecter les performances de courbure du cathéter. En établissant ces limites de manière appropriée, nous simplifions le processus d'optimisation, nous réduisons le nombre de possibilités et nous rapprochons de la conception d'un cathéter magnétique miniature qui répondra à nos exigences de performances de manière réaliste et réalisable. Le problème d'optimisation est défini donc par les équations suivantes :

$$\begin{aligned}
 \min_{\mathbf{p} \in \mathbb{R}^7} \quad & -\|\mathbf{f}(\mathbf{p}, \theta_{\max})\| \\
 & r_{ext} \leq 0.5mm \\
 & R_{ext} \leq r_{int} < r_{ext} \\
 & 0 \leq R_{int} < R_{ext} \\
 & 0 \leq h \leq \frac{L}{10} \\
 & e_{12} > h \\
 & e_{23} > h \\
 & e_{12} + e_{23} > 2h \\
 & e_{12} = e_{23}
 \end{aligned} \tag{2.9}$$

Sachant que :

$$\begin{aligned}
 r_{ext} &= [r_{ext1} \ r_{ext2} \ r_{ext3}] \\
 r_{int} &= [r_{int1} \ r_{int2} \ r_{int3}] \\
 h &= [h_1 \ h_2 \ h_3]
 \end{aligned}$$

Avec $\|\mathbf{f}(\mathbf{p}, \theta_{\max})\|$ la norme de l'angle de déflexion calculée par le modèle du cathéter magnétique, $\mathbf{p} = [r_{ext} \ r_{int} \ R_{ext} \ R_{int} \ h \ e_{12} \ e_{23}]^T$ représente le vecteur des paramètres à optimiser et $\theta_{\max}$ est l'angle de déflexion désiré du cathéter magnétique. En optimisation, un problème de maximisation d'une fonction f est

équivalent à un problème de minimisation de $-f$, c'est pourquoi dans l'équation 2.9 nous cherchons à minimiser le terme $-\|f(\mathbf{p}, \theta_{\max})\|$.

2.4.2.3 Optimisation des paramètres du cathéter

En utilisant la formulation mathématique de l'équation 2.9, nous avons implémenté l'algorithme d'optimisation du cathéter sous le logiciel MATLAB. L'algorithme 2 présente la procédure de calcul génétique pour l'obtention des paramètres optimaux. Ces développements font partie d'un article scientifique que nous avons publiés lors d'une conférence internationale [120]. Tout d'abord, nous définissons la représentation des solutions candidates sous forme de chromosomes. Chaque chromosome représente une combinaison de paramètres du cathéter, tels que les positions et les espacements entre les aimants. Il faut également définir les contraintes dimensionnelles pour garantir que les solutions respectent les limites de diamètre spécifiées.

Algorithm 2 GA : Catheter parameters optimization

Parameters : $X_i : (R_{ext_i}; R_{int_i}; r_{ext_i}; r_{int_i}; h_i; e_{12_i}; e_{23_i})$
Constraints 1 : $r_{ext_i} \leq 0.5; R_{ext} \leq r_{int} \leq r_{ext};$
Constraints 2 : $0 \leq R_{int} \leq R_{ext}; 0 \leq h \leq \frac{L}{10}; e_{12} > h;$
Constraints 3 : $e_{12} > h; e_{23} > h; e_{12} + e_{23} > 2h; e_{12} = e_{23};$
Parameters & generation number : $N = 4 \ G_n = 200$
Bits & chromosomes number : $N_b = 5 \ N_p = 10$
Population size : $P = N_b.N.N_p$
Output : X_i
Objectif function : $\Theta_i \rightarrow f(X_i); \Theta_i \in]0 \ 120]$
Initialization : ▷ Randomly generation of initial population
 $X_i \leftarrow X_0$ ▷ For each generation
RunCyclic ▷ Check parameters conditions
if $X_i \in C_i$ **then** ▷ Calculat angle for each generation
 $\Theta_{i,p}$
else ▷ Update population
 $X_i \leftarrow X_{i+1}$
end if
 $e = |\Theta_{i,p} - \Theta_{obj}|$ ▷ Error minimization
if $e \leftarrow 0$ **then**
Return X_i ▷ Get optimal parameters
else
 $X_i \leftarrow X_{i+1}$ ▷ Update population
end if
End

Une fois la représentation des solutions définie, l'algorithme génétique peut être implémenté. Cela implique la création d'une population initiale X_i de solutions candidates de manière aléatoire. Ensuite, nous réalisons des recombinaisons de croi-

TABLE 2.3 – Résultat d'optimisation : valeurs optimales des paramètres du cathéter magnétique.

Paramètres [mm]	r_{ext}	r_{int}	R_{ext}	R_{int}	h	e_{12}	e_{23}
valeurs optimales	0.49	0.28	0.25	0.16	1.3	8.3	8.3

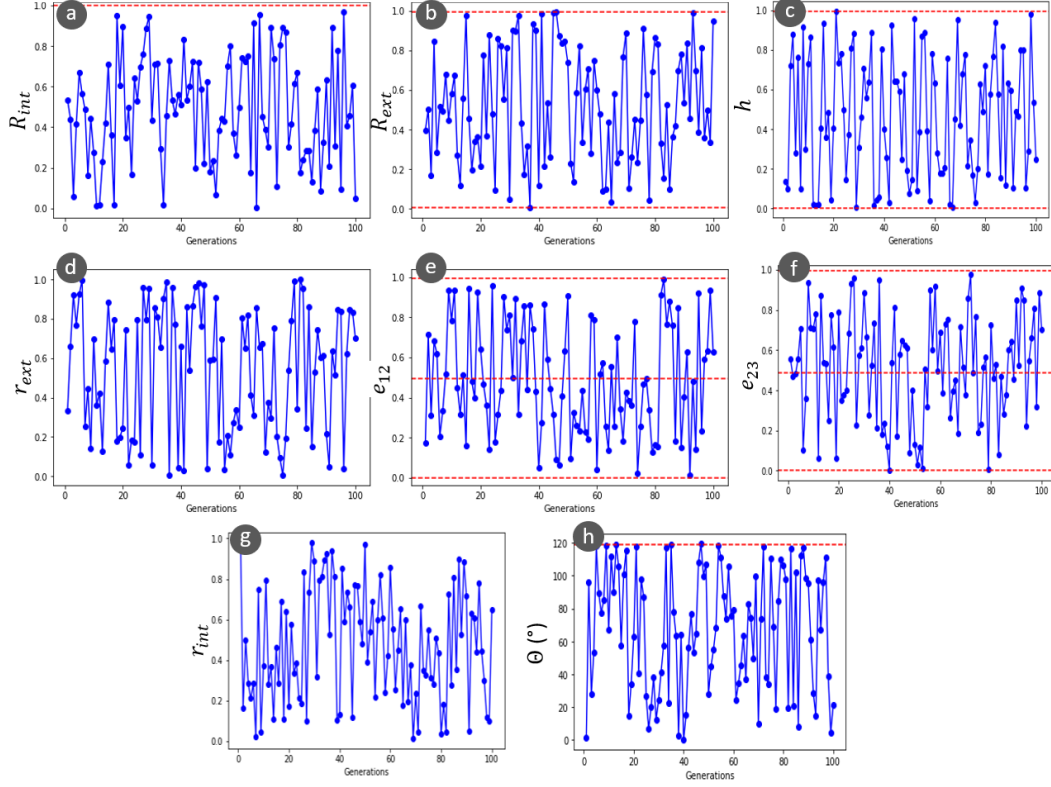


FIGURE 2.12 – Variation des paramètres du cathéter et évaluation de l'angle de déflexion à chaque génération de population.

sement uniforme et ponctuel pour générer de nouvelles solutions. Après chaque génération, la fonction de coût est évaluée pour chaque solution de la population. Les solutions sont ensuite classées en fonction de leur performance, et les meilleures solutions sont sélectionnées pour former la population de la génération suivante. Ce processus de sélection, de recombinaison et de mutation est répété jusqu'à ce que notre critère d'arrêt prédéfini soit atteint $\theta_i = \theta_{\max} = 120^\circ$.

La configuration optimale des paramètres permettant d'obtenir un cathéter magnétique miniature avec des performances maximales est répertoriée dans le tableau 2.3. Pour analyser ces résultats de manière approfondie, nous avons suivi l'évolution de chaque paramètre pour chaque population générée, sur une période de 100 générations autour de la solution obtenue. Cette évolution est présentée en détail dans la Figure 2.12. Il est important de souligner que les contraintes préalablement définies ont permis de limiter la variation des paramètres dans des plages logiques, comme le

montrent les limites en rouge sur les graphiques. De plus, nous avons évalué la valeur de l'angle de déflexion pour chaque population générée. Nous avons constaté qu'il existe plusieurs solutions viables, bien que l'algorithme n'en retourne qu'une seule. En effet, la solution renvoyée par l'algorithme correspond aux paramètres répertoriés dans le tableau 2.3, avec lesquels nous obtenons un angle de déflexion de $118,78^\circ$. Cependant, il existe plusieurs autres solutions qui présentent une erreur inférieure à 2° . Cette observation souligne la présence de multiples solutions potentielles qui répondent aux exigences du problème d'optimisation.

2.4.3 Conception du cathéter miniature pour la preuve de concept

Une fois les paramètres du cathéter magnétique sont obtenus, il est donc possible de passer à l'étape de la réalisation d'un prototype. Nous avons décidé de chercher des composants disponibles sur le marché qui se rapprochent le plus des dimensions optimales définies par les résultats d'optimisation. Parallèlement, nous avons établi un protocole de fabrication pour assembler le cathéter magnétique de manière reproductible. Il est important de noter que les composants du cathéter peuvent être fabriqués sur mesure, cependant cela prend beaucoup plus de temps et représente un coût élevé. Pour cela, nous avons décidé de partir sur des composants disponibles sur le marché.

TABLE 2.4 – Les valeurs des paramètres du cathéter magnétique utilisées et l'erreur entre les valeurs optimales et utilisées.

Paramètres [mm]	r_{ext}	r_{int}	R_{ext}	R_{int}	h	e_{12}	e_{23}
valeurs optimales	0.49	0.28	0.25	0.16	1.3	8.3	8.3
valeurs utilisés	0.5	0.25	0.21	0.11	1.5	8.3	8.3
Erreur	0.01	0.03	0.04	0.05	0.2	0	0

L'exploitation des résultats d'optimisation s'est avérée complexe, notamment en ce qui concerne les dimensions adéquates des composants essentiels tels que les aimants permanents miniatures et le tube du cathéter. Malheureusement, il était extrêmement difficile de trouver sur le marché des composants correspondant exactement aux paramètres optimaux. Par conséquent, nous avons choisi des dimensions disponibles les plus proches des valeurs fournies par l'optimisation. Ces données sont répertoriées dans le tableau 2.4, où nous pouvons également observer l'écart entre les valeurs optimales et les valeurs utilisées. Nous notons que l'écart pour l'espacement entre les aimants est nul, car ce paramètre est contrôlé lors de l'assemblage du cathéter. Cependant, les autres paramètres présentent une erreur de l'ordre de quelques millimètres, et la hauteur des aimants présente l'erreur maximale de 0,2 mm.

Afin d'évaluer l'impact de l'écart entre les valeurs optimales et celles utilisées, une simulation de déflexion a été effectuée en utilisant l'interface graphique développée dans ce chapitre. Cette simulation comparative a été réalisée sur deux types de cathéters : le premier ayant les paramètres optimaux, et le deuxième utilisant les paramètres sélectionnés parmi les composants disponibles sur le marché. Les résultats

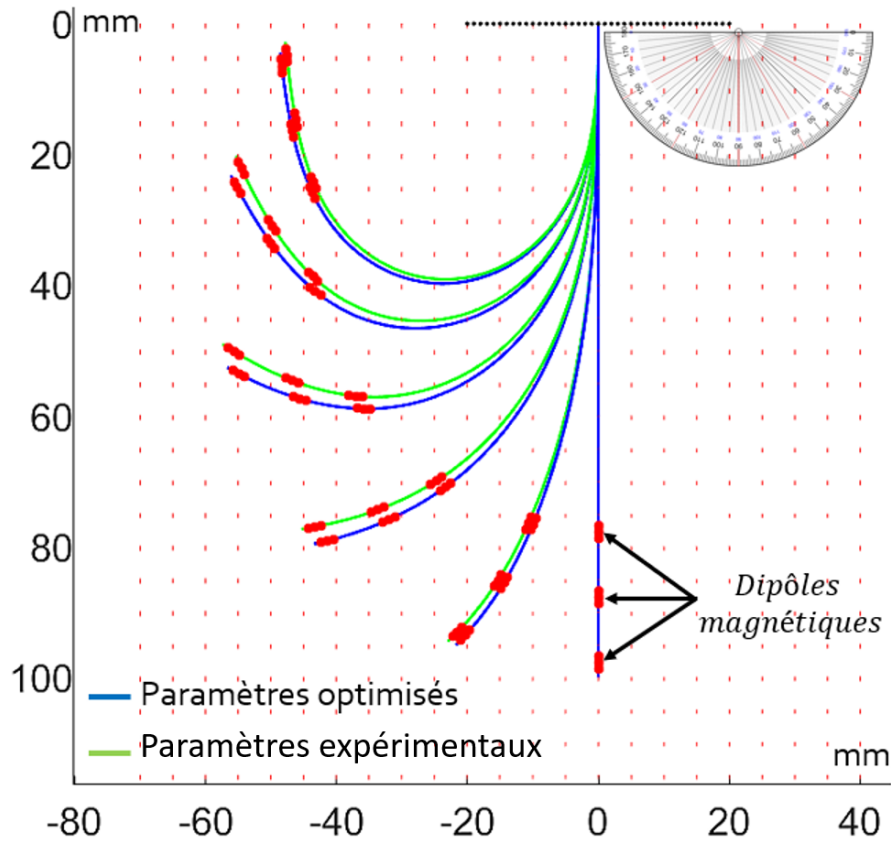


FIGURE 2.13 – Simulation de la déflexion du cathéter avec les paramètres optimaux et expérimentaux.

de cette simulation sont présentés dans la Figure 2.13. En analysant les résultats obtenus, nous pouvons remarquer que l'écart de déflexion entre les deux types de cathéters est extrêmement faible (de l'ordre de 1.3°). En effet, malgré les légères variations des dimensions des composants utilisées, les performances de déflexion des deux cathéters sont comparables et ne montrent pas un écart significatif.

Enfin et pour fabriquer notre premier prototype, nous avons suivi le protocole de fabrication illustré dans la Figure 2.14. Ce protocole est composé de trois étapes principales :

- Insertion des aimants permanents dans le cathéter à la bonne distance en partant de l'extrémité de la partie distale.
- Fixation des aimants permanents en utilisant une colle acrylique permettant de maintenir un contact rigide entre la paroi interne de l'aimant et la paroi externe du tube.

en suivant la procédure de collage détaillé précédemment, nous avons pu concevoir un cathéter de 1 mm de diamètre illustré dans la Figure 2.15. Nous pouvons constater que la longueur du cathéter (75 cm) est constituée de trois parties :

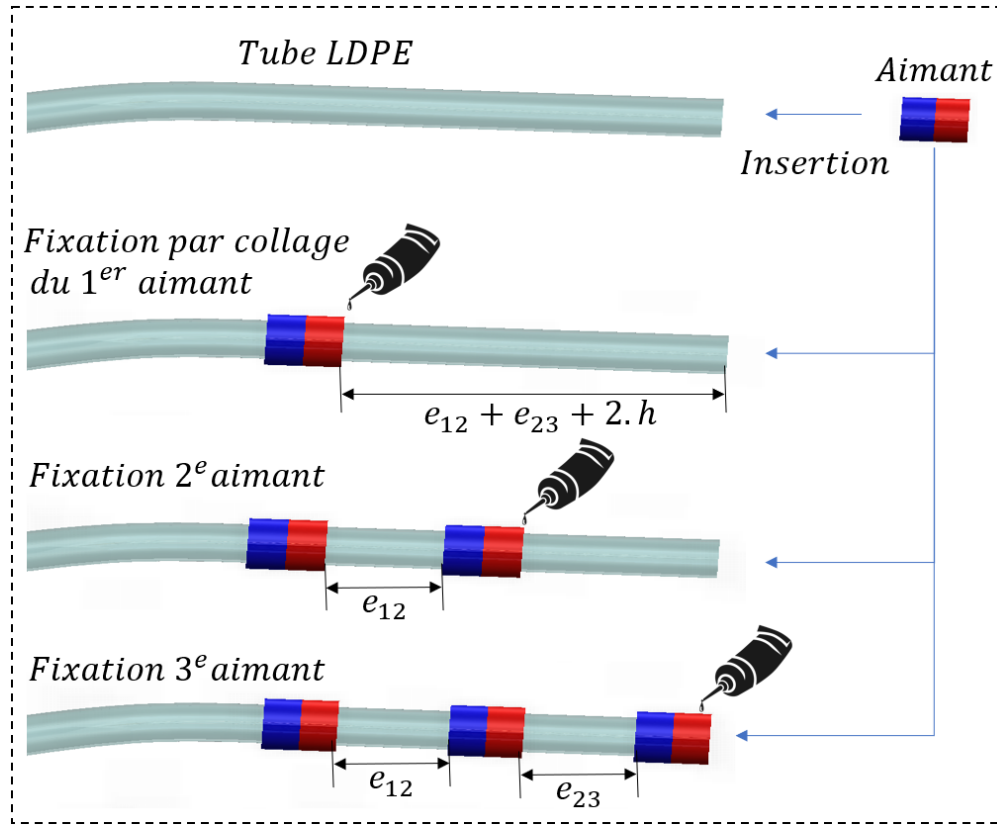


FIGURE 2.14 – Processus de fabrication du prototype du cathéter magnétique miniature.

- Partie distale : il s'agit d'un tube en LDPE fabriqué sur commande par l'entreprise ZEUSS selon les caractéristiques que nous avons choisies. Cette partie permet d'intégrer les aimants permanents du cathéter et possède une longueur de 100 mm.
- Partie intermédiaire : un tube en PEBAX avec une rigidité légèrement supérieure à celle du LDPE, ayant pour objectif d'éviter la flexion du cathéter au cours de la navigation ainsi que la bonne transmission de la force de poussée permettant de faire avancer le cathéter. La longueur de cette partie est de 200 mm.
- Partie proximale : liée directement au système d'avancement du cathéter et fabriqué en FEP pour avoir plus de résistance au niveau des courbures (éviter la rupture). La longueur de cette partie est de 450 mm.

2.5 Conclusion

Ce chapitre a été dédié au développement d'un cathéter magnétique miniature pour l'application de l'injection ou l'aspiration dans le réseau vasculaire. Dans un premier temps, une approche mécanique basée sur l'équation d'Euler-Bernoulli a été

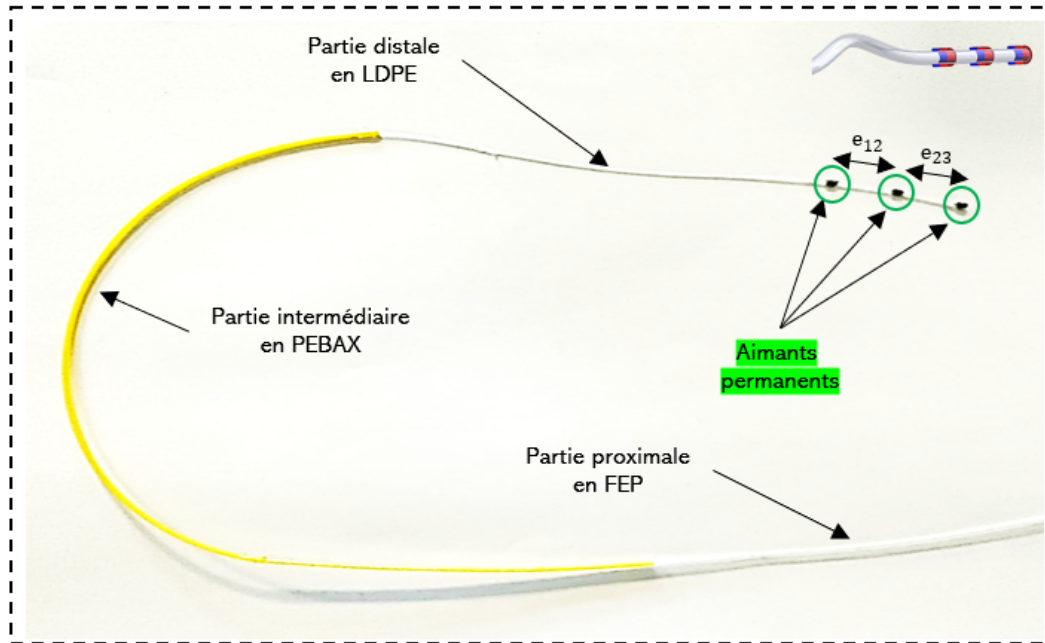


FIGURE 2.15 – Prototype du cathéter magnétique miniature dédié à l’injection ou l’aspiration dans le réseau vasculaire cérébral.

choisie pour modéliser le comportement du cathéter magnétique, permettant ainsi de comprendre sa réponse en fonction des paramètres intrinsèques. Cette modélisation a été implémentée, aboutissant à la création d’une interface graphique de simulation pour analyser le comportement des cathéters magnétiques.

Une méthode de discrétisation a été développée afin de déterminer le nombre optimal d’éléments constituant le cathéter, permettant ainsi de réduire le temps de calcul tout en minimisant les erreurs de prédiction. À l’aide de cette interface, des simulations ont été réalisées en utilisant à la fois un cathéter magnétique commercial et un cathéter fabriqué en laboratoire dans le cadre de cette thèse. Des expérimentations sont conduites et ont permis de valider à la fois le modèle de déflexion du cathéter et le fonctionnement de l’interface graphique.

Pour obtenir un cathéter magnétique miniature capable d’atteindre un angle de déflexion maximal, une approche basée sur l’utilisation d’un algorithme d’optimisation génétique a été adoptée. L’objectif était de minimiser la taille du cathéter tout en maximisant ses performances de déflexion. Les paramètres optimaux peuvent être utilisés pour une fabrication sur mesure. Toutefois, étant donné la complexité de cette approche, des paramètres commerciaux très proches des valeurs optimales ont été utilisés. L’erreur entre les valeurs optimales et celles utilisées a été évaluée, et son impact sur les performances du cathéter s’est avérée acceptable. Enfin, un prototype de cathéter magnétique a été conçu à des fins de preuve de concept. Celui-ci est composé d’un tube creux en LDPE et de trois aimants permanents d’un rayon externe de 1 mm. En résumé, ce chapitre présente une approche complète de modélisation, de simulation et de développement de cathéters magnétiques miniatures, aboutissant à des performances maximales dans un contexte clinique.

Développement d'un actionneur magnétique

Sommaire

3.1	Introduction	64
3.2	Types d'actionneurs magnétiques	64
3.2.1	Définitions	64
3.2.2	Étude comparative des performances magnétiques des trois types d'actionneurs	65
3.2.3	Synthèse	69
3.3	Actionneurs magnétiques développés au laboratoire PRISME	70
3.3.1	Actionneur magnétique à deux aimants	70
3.3.2	Actionneur magnétique mono-plan à quatre aimants	71
3.3.3	Actionneur magnétique bi-plan à quatre aimants	72
3.3.4	Étude de l'utilisation des actionneurs magnétiques présents au laboratoire pour notre application	73
3.3.4.1	Exploitation du point de Lagrange	74
3.3.4.2	Exploitation du champ magnétique au voisinage du point de Lagrange	75
3.3.5	Synthèse	76
3.4	Actionneur magnétique pour le guidage du cathéter	76
3.4.1	Principe de l'utilisation d'un seul aimant permanent	77
3.4.2	Géométrie de l'actionneur	77
3.4.3	Dimensionnement de l'actionneur	79
3.4.4	Conception de la structure mécanique	85
3.4.5	Tests de performances	86
3.5	Conclusion	86

3.1 Introduction

Ce chapitre se concentre sur le développement d'un actionneur magnétique spécifiquement conçu pour guider à distance un cathéter magnétique lors d'une procédure médicale. L'objectif est de fournir une méthode complète et détaillée pour modéliser, simuler et développer cet actionneur, en mettant l'accent sur la précision et le contrôle nécessaires lors de la navigation dans les réseaux vasculaires. La première étape de notre approche consiste à choisir la technologie d'actionnement magnétique la plus adaptée à notre application. Pour ce faire, nous effectuons une analyse approfondie des différentes technologies disponibles, en évaluant leurs performances, leur contrôlabilité et leur adaptabilité aux cathéters magnétiques. La deuxième étape de notre démarche consiste à évaluer les performances des actionneurs magnétiques développés au sein de notre laboratoire. Forts de notre expertise dans le domaine de la manipulation de microrobots magnétiques, nous cherchons à déterminer si ces actionneurs sont adaptés à la manipulation précise des cathéters magnétiques. Des analyses comparatives sont réalisées pour évaluer leur capacité à répondre aux exigences spécifiques de navigation dans les vaisseaux sanguins. Enfin, la dernière partie du chapitre se concentre sur le développement d'un actionneur magnétique dédié à l'actionnement et le guidage de cathéters. Nous déterminons les caractéristiques magnétiques requises pour le dimensionnement de l'actionneur et concevons la structure mécanique en fonction des spécifications de contrôle et de manipulation des cathéters. Des simulations et des expérimentations sont effectuées pour valider les performances de l'actionneur et démontrer sa capacité à guider efficacement les cathéters magnétiques dans les réseaux vasculaires.

3.2 Types d'actionneurs magnétiques

Dans le cadre de la manipulation magnétique sans contact de dispositifs médicaux dans le corps humain, une ou plusieurs sources magnétiques sont nécessaires. Dans ce sens, les cathéters magnétiques sont guidés dans le système vasculaire à l'aide des actionneurs magnétiques, qui génèrent des champs magnétiques afin de contrôler la trajectoire des cathéters. Trois types d'actionneurs magnétiques sont couramment utilisés dans la robotique médicale, il s'agit des bobines, des électroaimants et des aimants permanents. Chaque type d'actionneur a été développé et utilisé dans des travaux de recherche pour montrer son efficacité et sa capacité à accomplir les tâches dédiées. A cet effet, dans cette section nous proposons d'étudier les trois types d'actionneurs d'un point de vue géométrique, magnétique et application. Cela nous permettra de choisir l'actionneur magnétique le plus adapté à notre application.

3.2.1 Définitions

Les bobines sont des enroulements de fil conducteur utilisés pour générer un champ magnétique lorsqu'un courant électrique y circule. La forme de ces bobines peut être ronde, carrée ou rectangulaire en fonction de l'application et les contraintes de fabrication [121]. Les bobines sont souvent utilisées dans les applications nécessi-

tant un champ magnétique variable dans le temps, car la fréquence et l'amplitude de l'onde électrique peuvent être modulées pour contrôler le champ magnétique. Cela signifie que le champ magnétique généré par une bobine peut être orienté, modulé et amplifié en contrôlant le courant électrique circulant dans la bobine. Les électro-aimants sont des dispositifs qui combinent une bobine et un noyau ferromagnétique. Lorsqu'un courant électrique circule dans la bobine, un champ magnétique est généré, ce qui entraîne la polarisation du noyau ferromagnétique. Ce dernier peut être constitué de différents matériaux ferromagnétiques, tels que le fer ou le cobalt, qui amplifient le champ magnétique produit par la bobine. Généralement les électro-aimants ont une forme cylindrique permettant d'avoir un montage plus simple entre le noyau ferromagnétique et la bobine. Les électro-aimants sont utilisés pour générer un champ magnétique supérieur à celui d'une bobine de même taille tout en gardant la possibilité d'allumer, éteindre et contrôler le champ magnétique en fonction du courant électrique. Les aimants permanents ont une géométrie différente des bobines et des électro-aimants, car ils sont constitués d'un matériau magnétique permanent, tel que le néodyme ou le samarium-cobalt qui nécessitent aucune alimentation électrique pour générer un champ magnétique. Les aimants permanents peuvent avoir différentes formes, telles que des disques, des cylindres, des parallélépipèdes ou des formes plus complexes. La géométrie des aimants permanents détermine la direction et la force du champ magnétique qu'ils produisent, et elle peut être modifiée en modifiant la forme et la taille de l'aimant. L'utilisation des aimants permanents est liée au besoin de générer un champ magnétique plus puissant tout en ayant un volume raisonnable. Toutefois, le contrôle du champ magnétique est contraint par la position et l'orientation de l'aimant permanent dans l'espace.

D'un point de vue puissance magnétique, le champ généré par les bobines est déterminé par la densité de courant dans la bobine, la fréquence et l'amplitude de l'onde électrique. Les bobines peuvent générer des champs magnétiques de haute intensité, mais leur puissance magnétique diminue rapidement avec la distance. De même, la puissance magnétique des électro-aimants dépend de la densité du courant dans la bobine mais aussi de la polarisation du noyau ferromagnétique ainsi que de la distance entre le noyau et l'objet magnétique. Les électro-aimants peuvent générer des champs magnétiques très intenses, mais ils nécessitent une source de courant externe plus importante. Concernant les aimants permanents, leur puissance magnétique dépend de la densité de flux magnétique de l'aimant. Les aimants permanents peuvent générer des champs magnétiques de moyenne à haute intensité en fonction de leur champ magnétique rémanent ou magnétisation.

3.2.2 Étude comparative des performances magnétiques des trois types d'actionneurs

Compte tenu des exigences de notre application, il est indispensable de développer un actionneur magnétique puissant et moins encombrant pour pouvoir contrôler la navigation du cathéter magnétique. A cet effet, nous sommes convaincus que l'actionneur magnétique le plus puissant et le moins volumineux sera le plus adapté pour notre application. Cela nous a mené à réaliser une étude comparative des performances magnétiques de chacun des trois actionneurs magnétiques.

TABLE 3.1 – Caractéristiques géométriques et magnétiques des trois types d'actionneurs magnétiques d'un même volume.

Caractéristiques	Aimant permanent	Bobine	Electro-aimant
Hauteur (H)	70 mm	70 mm	70 mm
Rayon externe (R_e)	35 mm	35 mm	35 mm
Rayon interne (R_i)	--	--	70 mm
Nombre de spires (N_s)	--	1000	1000
Courant électrique (I_e)	--	10 A	10 A
Champ rémanent (B_r)	1.39 T	--	--
Longueur noyau (L_F)	--	--	70 (mm)
Volume total (V_t)	269 392 mm ³	269 392 mm ³	269 392 mm ³

Notre étude consiste à modéliser trois actionneurs d'un même volume, le premier est un aimant permanent cylindrique, le second est une bobine cylindrique et le dernier est un électro-aimant similaire à la bobine avec un noyau ferromagnétique monté d'une manière coaxiale. Les caractéristiques des trois actionneurs sont listées dans le tableau 3.1. Ce dernier montre que les trois actionneurs possèdent le même volume total V_t , le courant électrique circulant dans la bobine et l'électro-aimant est de 10 A alors que le matériau de l'aimant permanent est le NdFeB.

Les paramètres listés dans le tableau 3.1 sont utilisés comme données d'entrée dans l'interface de simulation multiphysique COMSOL. Nous avons utilisé le module AC/DC implémenté dans le logiciel pour modéliser les matériaux magnétiques ainsi que la circulation du courant électrique dans les spires. Cela permet d'obtenir en sortie la distribution spatiale du champ magnétique.

La Figure 3.1 présente les résultats de la simulation de la distribution du champ magnétique généré par les trois actionneurs magnétiques le long de leur axe de révolution. Il est clairement remarqué que le champ magnétique généré par l'aimant permanent est 9 fois supérieur à celui de la bobine au niveau de la surface, ensuite le champ magnétique décroît jusqu'à atteindre une faible valeur à des distances au voisinage de 20 cm. Concernant le champ magnétique généré par l'électro-aimant, ce dernier est largement supérieur à celui de la bobine sans la présence du noyau ferromagnétique. Cependant, il reste 4 fois inférieur au champ magnétique généré par l'aimant permanent. Pour pouvoir augmenter le champ magnétique généré par l'électro-aimant et atteindre celui généré par l'aimant permanent, deux solutions sont possibles. La première consiste à augmenter le courant électrique jusqu'à 50 A, par conséquent la dissipation par effet joule sera plus importante et limitera l'utilisation de l'actionneur avec l'obligation d'intégrer des systèmes de refroidissements [122], de plus, générer un courant de 50 A est techniquement limité pour un usage domestique. La deuxième solution consiste à augmenter le nombre de spires enroulées autour de la bobine pour amplifier l'intensité du champ magnétique. Dans notre cas, nous devons augmenter 15 fois le nombre de spire initiale (soit 15 000 spires) pour atteindre le champ magnétique généré par l'aimant permanent. Cependant, cela augmentera significativement le volume total de l'actionneur et crée un encombrement lors de son utilisation dans l'environnement dédié.

Pour valider expérimentalement les performances magnétiques des trois types

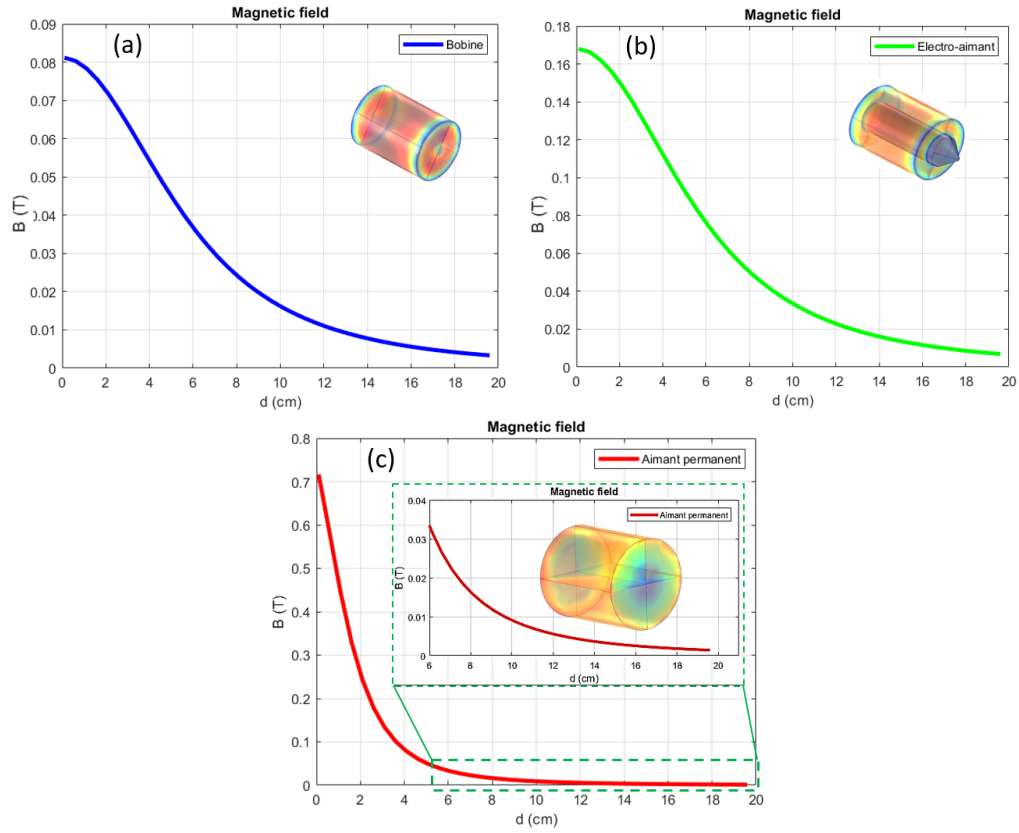


FIGURE 3.1 – Distribution axiale du champ magnétique : (a) champ magnétique généré par une bobine, (b) champ magnétique généré par un électro-aimant, (c) champ magnétique généré par un aimant permanent.

TABLE 3.2 – Caractéristiques géométriques et magnétiques des trois actionneurs développés dans notre laboratoire.

Caractéristiques	Aimant permanent	Bobine	Electro-aimant
Hauteur (H)	70 mm	110 mm	110 mm
Rayon externe (R_e)	35 mm	35 mm	35 mm
Rayon interne (R_i)	—	70 mm	70 mm
Nombre de spires (N_s)	—	950	950
Courant électrique (I_e)	—	10 A	10 A
Champ rémanent (B_r)	1.39 T	—	—
Longueur noyau (L_F)	—	—	135 (mm)
Volume total (V_t)	269 392 mm ³	423 330 mm ³	447 213 mm ³

d'actionneurs magnétiques. Nous avons utilisé les trois actionneurs disponibles dans notre laboratoire et présentés dans la Figure 3.2. Ces actionneurs sont intégrés dans un bond de test composé d'un système de mesure du champ magnétique (Teslamètre de Neuhoferstrasse 5A, 6340 Baar, Switzerland), un système de positionnement PI-Move pour varier la position de la sonde du teslamètre par rapport à la sur-

face de l'actionneur magnétique ainsi que des cartes de puissance pour alimenter et contrôler le courant électrique circulant dans la bobine et l'électro-aimant. Les caractéristiques géométriques et magnétiques des trois actionneurs sont listées dans le tableau 3.2. Pour les trois actionneurs nous plaçons initialement la sonde à la surface de l'actionneur ensuite nous reculons sur une longueur totale de 50 mm le long de l'axe de révolution et à un pas de 3 mm. Pour chaque variation de position de la sonde, la valeur du champ magnétique est relevée pour constituer la variation du champ magnétique en fonction de la distance.

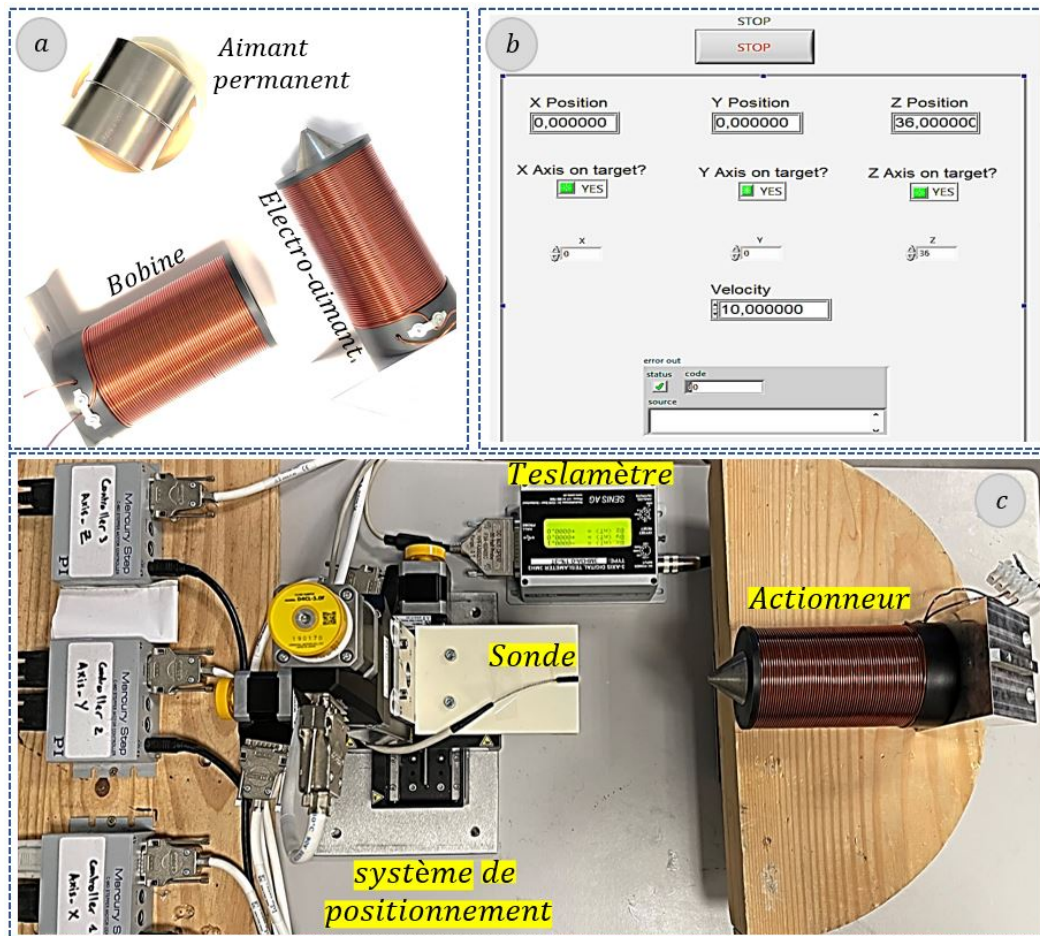


FIGURE 3.2 – Banc d'expérimentation pour la mesure du champ magnétique généré par les actionneurs. (a) actionneurs magnétiques, (b) interface de contrôle, (c) banc de test.

Les mesures de champs magnétiques sont présentées dans la Figure 3.3. Ces dernières confirment les résultats de simulation numérique obtenus dans la Figure 3.1. En effet, malgré son faible volume, le champ magnétique généré par un aimant permanent est largement supérieur à celui généré par un électro-aimant et encore plus qu'une bobine. Comme nous pouvons le remarquer dans le tableau 3.2 ainsi que dans la Figure 3.2-a, le volume de la bobine et celui de l'électro-aimant est supé-

rieur à celui de l'aimant permanent. De plus, en se basant sur la densité volumique de chaque matériau nous avons déduit que le poids des trois actionneurs est de 1.14 Kg, 2.23 Kg et 1.88 Kg pour la bobine, l'électro-aimant et l'aimant permanent respectivement. Cela permet de conclure que l'utilisation d'un aimant permanent est la solution la plus appropriée pour notre application afin de bénéficier d'un maximum de puissance nécessaires pour un dispositif miniaturisé, moins d'encombrement et un poids correct.

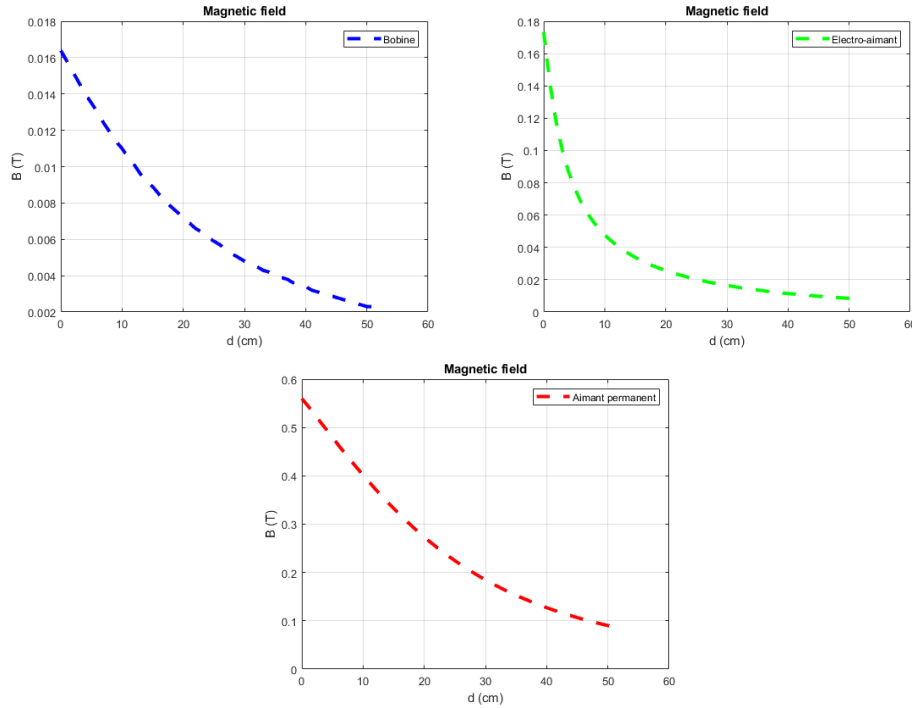


FIGURE 3.3 – Résultats de la mesure de champ magnétique : (a) champ magnétique généré par une bobine, (b) champ magnétique généré par un électro-aimant, (c) champ magnétique généré par un aimant permanent.

3.2.3 Synthèse

Pour déterminer l'actionneur le plus approprié, une étude comparative des performances magnétiques de trois actionneurs magnétiques a été réalisée. Les actionneurs modélisés comprenaient un aimant permanent cylindrique, une bobine cylindrique et un électro-aimant avec un noyau ferromagnétique coaxial. Les paramètres des actionneurs ont été utilisés dans une simulation multiphysique COMSOL, qui a permis de modéliser les matériaux magnétiques et la circulation du courant électrique dans les spires, et de produire une distribution spatiale du champ magnétique. Les résultats ont montré que l'aimant permanent était 9 fois plus puissant que la bobine, tandis que l'électro-aimant était 4 fois moins puissant que l'aimant permanent. Pour augmenter le champ magnétique de l'électro-aimant, deux solutions sont possibles : augmenter le courant électrique, ce qui peut causer une dissipation ther-

mique excessive [123], ou augmenter le nombre de spires, ce qui augmente le volume total de l'actionneur. Pour cela, l'aimant permanent a été choisi pour contrôler la navigation du cathéter magnétique, un choix justifié par plusieurs avantages. Tout d'abord, contrairement à la bobine cylindrique et l'électro-aimant, l'aimant permanent ne nécessite pas d'alimentation électrique externe, ce qui élimine tout risque de production de chaleur due à la perte par effet joule. De plus, sa puissance magnétique est très élevée par rapport à son volume, ce qui le rend adapté au guidage magnétique. En outre, l'utilisation d'un manipulateur robotique pour assurer le positionnement de l'actionneur est essentielle pour garantir une manipulation précise en orientant le champ magnétique dans l'espace de travail. En somme, le choix de l'aimant permanent comme actionneur et l'utilisation d'un système de positionnement pour contrôler sa position constituent une solution efficace pour contrôler la navigation du cathéter magnétique et garantir une manipulation précise et répétable.

3.3 Actionneurs magnétiques développés au laboratoire PRISME

Depuis le lancement en 2013, des activités de recherche robotique du laboratoire PRISME sur le site de JUNIA-Châteauroux, ont permis de développer une expertise dans le domaine du magnétisme visant des applications médicales. Avec l'avancement de plusieurs projets, des plateformes magnétiques ont été développées à base des aimants permanents, des électroaimants et bobines. L'objectif de chaque plateforme est le guidage de dispositifs magnétiques dans un milieu qui correspond à une partie du corps humain afin de rendre des interventions chirurgicales moins invasives. En se basant sur cette expertise et avant de se lancer dans le développement d'un nouvel actionneur magnétique, nous avons réalisé une analyse des actionneurs magnétiques à base d'aimants permanents disponibles dans le laboratoire dans le but de pouvoir exploiter un de ces actionneurs pour notre application.

Dans ce contexte, trois actionneurs magnétiques à base d'aimants permanents ont été développés pour le guidage des microrobots magnétiques dans un environnement fluide statique, plus spécifiquement le canal cochléaire de l'oreille interne. Dans cette section, nous proposons une description détaillée des structures et du fonctionnement de ces trois actionneurs.

3.3.1 Actionneur magnétique à deux aimants

Inspiré des travaux du professeur Shapiro [124], Amokrane *al* ont développé dans ces travaux de thèse un actionneur magnétique mobile pour le guidage de particules magnétiques dans la cochlée [29]. Le principe de cet actionneur est d'attirer et piéger le dispositif magnétique vers un point neutre appelé aussi point de Lagrange qui représente le point de coïncidence des lignes de champs générées par deux corps magnétiques, où les champs magnétiques s'additionnent en créant une excitation magnétique nulle ($H=0$). Un système avec 1 degré de liberté est composé de deux aimants permanents disposés selon une configuration spécifique, avec un angle commandable variant entre 30 et 60 degrés entre l'axe central de l'aimant et l'axe x (voir

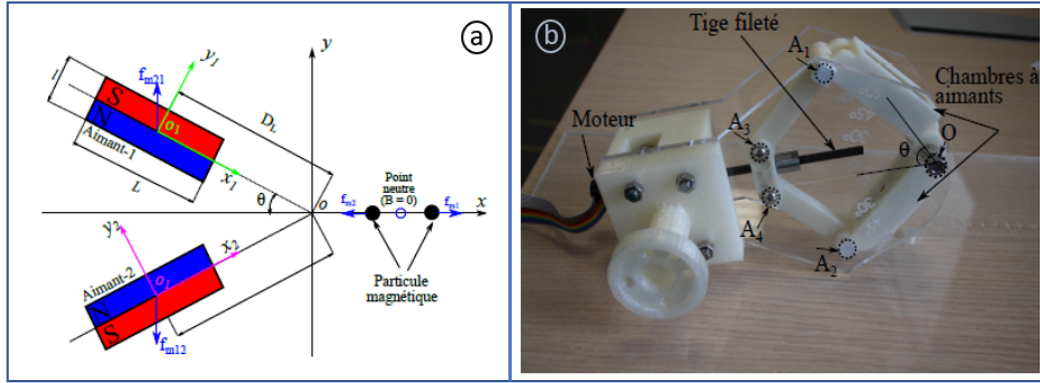


FIGURE 3.4 – Actionneur à deux aimants mobiles [29].

Figure 3.4).

Pour assurer le contrôle de l'angle d'inclinaison, un système mécanique de levage basé sur le principe de la bielle-manivelle, comprenant une tige centrale, deux arbres articulés symétriques et une vis trapézoïdale entraînée en rotation par un moteur, permet l'ouverture et la fermeture du système afin de déplacer le point neutre le long de l'axe Ox et par conséquent déplacer le dispositif magnétique.

TABLE 3.3 – Paramètres de l'actionneur à deux aimants

Paramètre	Valeur [mm]
Longueur L	50
Largeur l	15
Hauteur h	15
Position D_L sur Ox	40
Position D_l sur Ox	2.5

Pour définir les paramètres de cet actionneur, une étude des paramètres est réalisée dans ces travaux ainsi qu'un algorithme d'optimisation ont permis de définir les paramètres principaux de l'actionneur et leurs valeurs optimales. Ces paramètres sont présentés dans le tableau 3.3. La particularité de cet actionneur est sa capacité à générer des forces magnétiques, à la fois attractives et répulsives sur une distance axiale entre 50 et 100 mm. Une segmentation de la trajectoire en segments linéaires est nécessaire pour pouvoir assurer le contrôle du dispositif magnétique.

3.3.2 Actionneur magnétique mono-plan à quatre aimants

A partir de l'expérience du laboratoire avec l'actionneur à deux aimants, Zarrouk et al ont démontré à l'aide d'une nouvelle configuration de quatre aimants permanents, qu'il est possible de générer un maximum local de champ magnétique à distance sur un plan [30]. Ce nouvel actionneur est le résultat de la combinaison des deux systèmes à deux aimants avec aimantations inversés (voir Figure 3.5). Une configuration avec laquelle il superpose les lignes de champs générées par deux

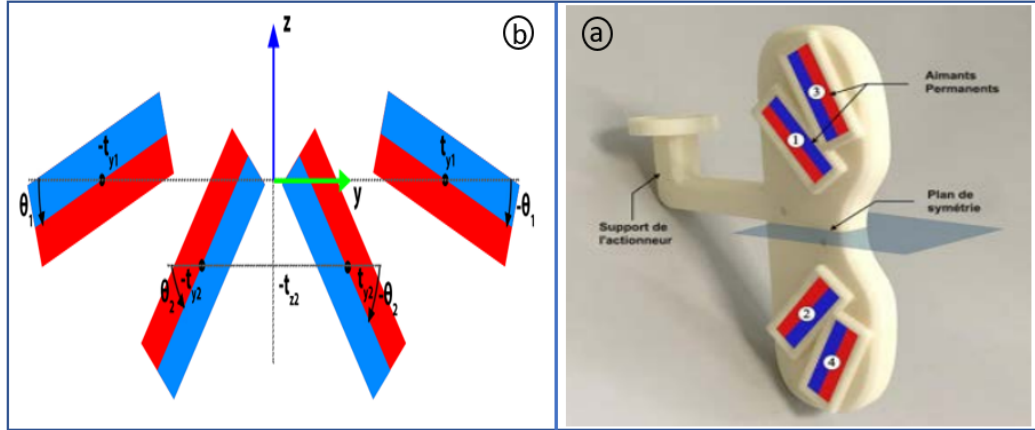


FIGURE 3.5 – Actionneur à quatre aimants [30].

systèmes à deux aimants afin de générer un champ magnétique maximal sur une zone d'influence planaire autour d'un point de convergence. Une fois le dispositif magnétique est localisé dans cette zone, il est attiré automatiquement vers le point de convergence ce qui permet de simplifier le guidage et avoir un contrôle plus précis. Les paramètres, la position et l'orientation des aimants sont définis à l'aide d'un algorithme d'optimisation et listés dans le tableau 3.4.

TABLE 3.4 – Paramètres de l'actionneur à quatre aimants

Paramètre	Valeur
Position aimant t_{y1}	6.5 cm
Position aimant t_{y2}	3.5 cm
Position aimant t_{z2}	-1.5 cm
Orientation θ_1	15°
Orientation θ_2	45°

Ce nouvel actionneur permet aussi de pousser et tirer les dispositifs magnétiques, avec un espace de travail réduit et des déplacements simplifiés. L'avantage de l'utilisation de cet actionneur par rapport à celui à deux aimants permanents est son plan de manipulation. En effet avec ce nouvel actionneur, la particule magnétique est contrôlée dans le plan alors que l'actionneur à deux aimants propose une manipulation axiale. Cela simplifie la manipulation et offre une marge d'erreur liée au positionnement de l'actionneur par rapport à la bille magnétique.

3.3.3 Actionneur magnétique bi-plan à quatre aimants

En exploitant les propriétés du système de deux aimants et en se basant sur la propriété de l'annulation du champ magnétique résultant à une certaine distance, un nouveau actionneur est développé au sein de notre laboratoire par Abbes et *al* avec quatre aimants permanents [31]. La structure de ce dernier est composée de deux

systèmes à deux aimants permanents identiques avec une dimension de 60x30x15mm chacun, cette combinaison permet d'avoir le même comportement d'un système sur deux plans (voir Figure 3.6). Cet actionneur a aussi la possibilité de créer des forces d'attraction et de répulsion autour de l'axe de l'effecteur avec moins de mouvements qui sont aussi moins complexes, ce qui rend le système plus compact.

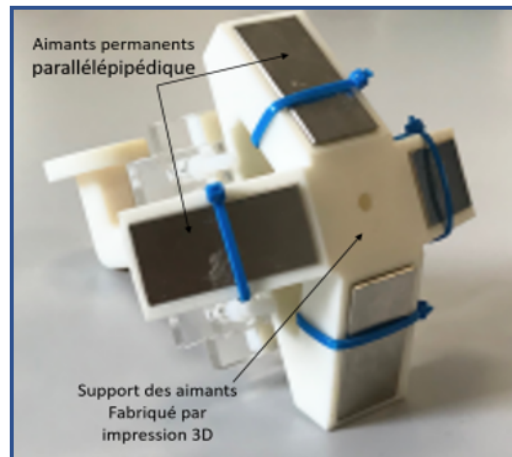


FIGURE 3.6 – Actionneur à quatre aimants [31].

Il permet de contrôler à distance des particules magnétiques dans un environnement fluide. Il assure un comportement symétrique dans les deux plans. Cela permet de générer des forces magnétiques dont les directions convergent vers un point fixe dans les deux plans, ce qui facilite le contrôle des particules. Contrairement à l'actionneur à deux aimants, le comportement de convergence des forces est valable sur une bande de 2 cm autour de l'axe. Cette marge rend possible le contrôle du mouvement d'une particule, y compris dans le cas où il y a une erreur de positionnement de l'effecteur.

L'augmentation du nombre d'aimants permanents permet également d'éloigner la position du point de convergence (point de Lagrange stable), du centre du bâti des aimants, ici le point est situé à 8 cm du centre de la structure alors que dans la configuration à deux aimants, le point stable est situé à une distance de 5,2 cm des aimants.

3.3.4 Étude de l'utilisation des actionneurs magnétiques présents au laboratoire pour notre application

Après l'étude du fonctionnement, conception et spécification de chaque actionneur magnétique, nous souhaitons dans cette section étudier la possibilité d'utiliser un de ces actionneurs pour la manipulation des cathéters magnétiques. En effet, cette étude nous permettra de comprendre si le point de Lagrange et le champ magnétique autour permettent de contrôler le cathéter magnétique.

3.3.4.1 Exploitation du point de Lagrange

Pour analyser le comportement magnétique de chaque actionneur nous avons réalisé des simulations de distribution de la du champ magnétique en utilisant le simulateur COMSOL intégrant le module AC/DC. Les résultats des simulations du champ magnétique sont présentés dans la Figure 3.7. Ces résultats nous permettent de retrouver la définition du point de Lagrange présenté par une annulation de champ magnétique permettant de créer un point de convergence des particules magnétiques. L'actionneur à quatre aimants mono-plan génère une zone de convergence dans le plan de manipulation, ce qui donne une marge de manipulation par rapport à l'actionneur à deux aimants permanents. Le troisième actionneur permet de générer le même comportement dans les deux plans avec une amplitude de champ magnétique plus importante.

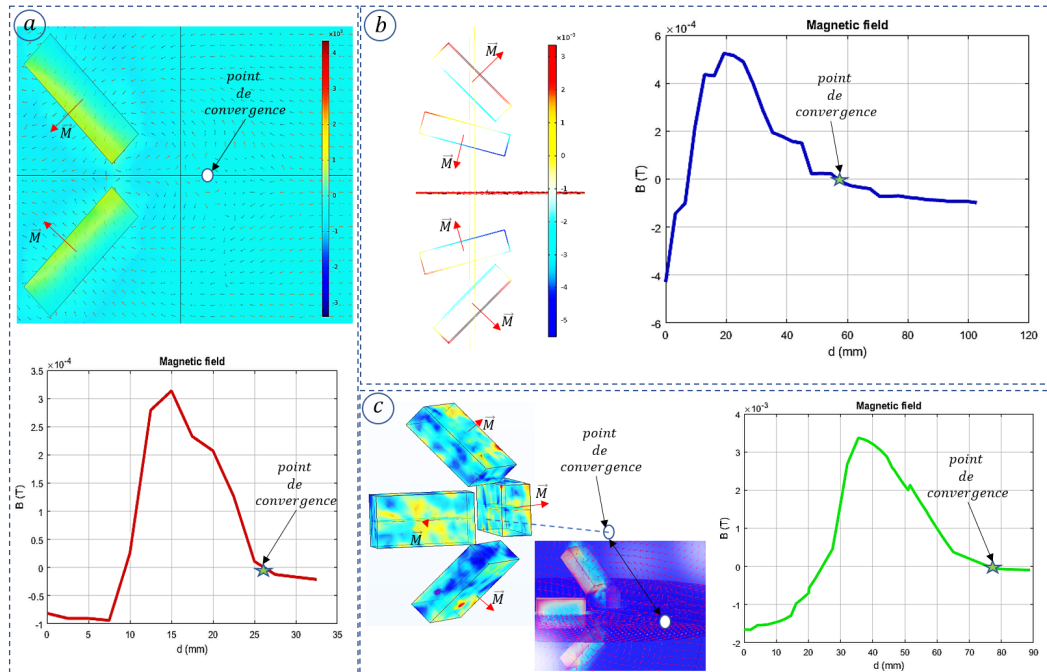


FIGURE 3.7 – Simulation numérique du comportement de champ magnétique : (a)- actionneur à deux aimants permanents ; (b)- actionneur mono-plan à quatre aimants permanents ; (c)- actionneur bi-plan à quatre aimants permanents.

En analysant ces résultats de simulation et en faisant la projection sur la manipulation des cathéters magnétiques, nous sommes donc faces à deux problématiques :

1. La distance du piège magnétique : nous remarquons que cette distance est de l'ordre de 6 cm, cette distance est adaptée à la manipulation de microrobot dans la cochlée (l'application pour laquelle sont développés ces actionneurs) vue que cette dernière se trouve proche de la surface de la tête humaine. Cependant, dans le cas de la navigation dans le réseau vasculaire cérébral par exemple, les artères se trouvent dans des zones plus profondes, à une distance d'environ 10 cm. Dans ce cas, une distance d'actionnement plus importante

est nécessaire pour garantir une marge de sécurité entre l'actionneur et la tête du patient.

2. Le point de convergence : sert ce point permet de piéger une particule magnétique de taille micrométrique, cependant la taille de la partie distale du cathéter magnétique est de quelques centimètres. Cela rend le maintien de la pointe du cathéter impossible.

3.3.4.2 Exploitation du champ magnétique au voisinage du point de Lagrange

Vue que le point de convergence ne peut pas être exploité dans le cadre de la manipulation des cathéters magnétiques, nous souhaitons explorer dans cette section la possibilité d'utiliser le champ magnétique présent au voisinage du point de Lagrange. En effet, comme présenté dans la Figure 3.7, chaque actionneur possède deux zones de distribution du champ magnétique. La première est celle entre l'actionneur et le point de Lagrange, tandis que la deuxième est située après le point de Lagrange. Les deux champs magnétiques ont une direction opposée et s'annulent au niveau du point de convergence. Cela permet d'avoir la possibilité d'utiliser les champs magnétiques de la zone 2 pour attirer le cathéter et ceux de la zone 1 pour le propulser (voir Figure 3.7).

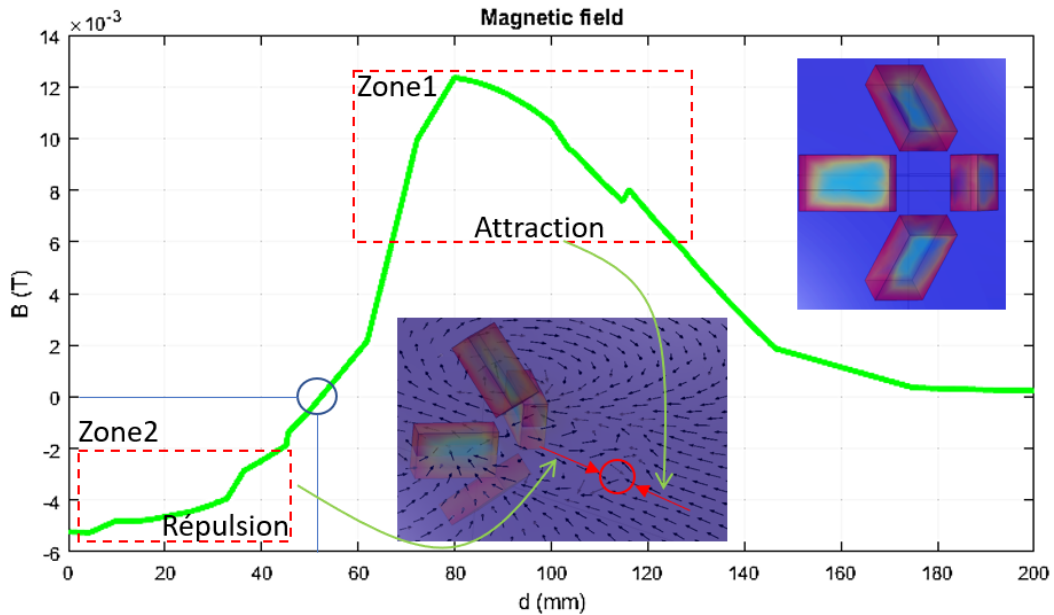


FIGURE 3.8 – Simulation numérique du comportement de champ magnétique généré par l'actionneur à quatre aimants mis à l'échelle 8.

La simulation du champ magnétique généré par l'actionneur Bi-Plan à quatre aimants à l'échelle 8 est présentée dans la Figure 3.8. Cet actionneur a été choisi en raison de sa capacité de manipulation dans les deux plans et sa puissance magnétique élevée par rapport aux deux autres actionneurs. Les résultats de la simulation ont démontré que l'augmentation de la taille de l'actionneur magnétique a entraîné

une augmentation de l'amplitude du champ magnétique dans les deux zones. Les résultats ont montré que le champ magnétique maximal dans la zone 1 était de 13,2 mT, soit une augmentation de 3,3 fois par rapport à l'actionneur à l'échelle 1, tout comme dans la zone 2.

L'augmentation de l'amplitude du champ magnétique permet une manipulation plus efficace du cathéter, mais cela entraîne une augmentation significative de la masse de l'actionneur. Pour obtenir cette augmentation de champ magnétique, nous avons dû augmenter 8 fois le volume magnétique des aimants de l'actionneur à quatre aimants. Ainsi, la masse simulée de l'actionneur dépasse les 9 kg, tandis que la masse de l'actionneur à l'échelle 1 est de 1.2 kg. En conséquence, le choix d'un système de positionnement approprié pour l'actionneur sera un défi majeur, en tenant compte de notre stratégie de navigation. Un autre point important est le mode de guidage (attraction ou répulsion) qui est lié à la position de la pointe du cathéter dans les zones 1 ou 2. Étant donné que le champ magnétique est présent en permanence dans les deux zones, il est difficile de basculer entre les deux modes sans perturber la position et l'orientation de la pointe du cathéter magnétique. Par conséquent, une stratégie de guidage plus complexe sera nécessaire pour un positionnement plus précis.

3.3.5 Synthèse

Nous avons remarqué que ces actionneurs ont des avantages importants pour le guidage des microrobots magnétiques dans la cochlée. Cependant, leur utilisation dans le cadre de notre application s'avère compliquée. En effet, piéger une particule de 250 μm dans l'environnement de la cochlée avec un flux statique est adapté à l'exploitation des points de Lagrange, ce qui n'est pas le cas pour la partie distale du cathéter magnétique d'une taille de quelques centimètres qui doit naviguer dans un environnement fluide dynamique. Cette circulation fluide déstabilise l'équilibre des forces au niveau du point de Lagrange et rend difficile la stabilisation du cathéter. D'un point de vue actionnement nous avons remarqué que les distances d'actionnement sont très faibles de l'ordre de 6 cm, ce qui nécessite un redimensionnement de l'actionneur. Ces limitations nous ont convaincu de la nécessité de développer un actionneur magnétique dédié à notre application. Cela sera l'objet de la section suivante.

3.4 Actionneur magnétique pour le guidage du cathéter

Nous avons conclu de la section précédente, que les trois actionneurs magnétiques développés au sein de notre laboratoire ont l'avantage de pouvoir piéger une particule magnétique afin de la manipuler en exploitant les mouvements de l'actionneur. Cependant, dans le cas du guidage d'un cathéter magnétique possédant une partie distale magnétique d'une longueur conséquente (de l'ordre de quelques centimètres), il est difficile d'exploiter le point de Lagrange pour manipuler la tête d'un cathéter magnétique. Pour cela, nous proposons d'utiliser un seul aimant permanent pour guider le cathéter magnétique dans le réseau vasculaire. En exploitant les méthodes

de positionnement, nous pouvons reproduire les effets d'attraction et de répulsion avec un seul aimant permanent.

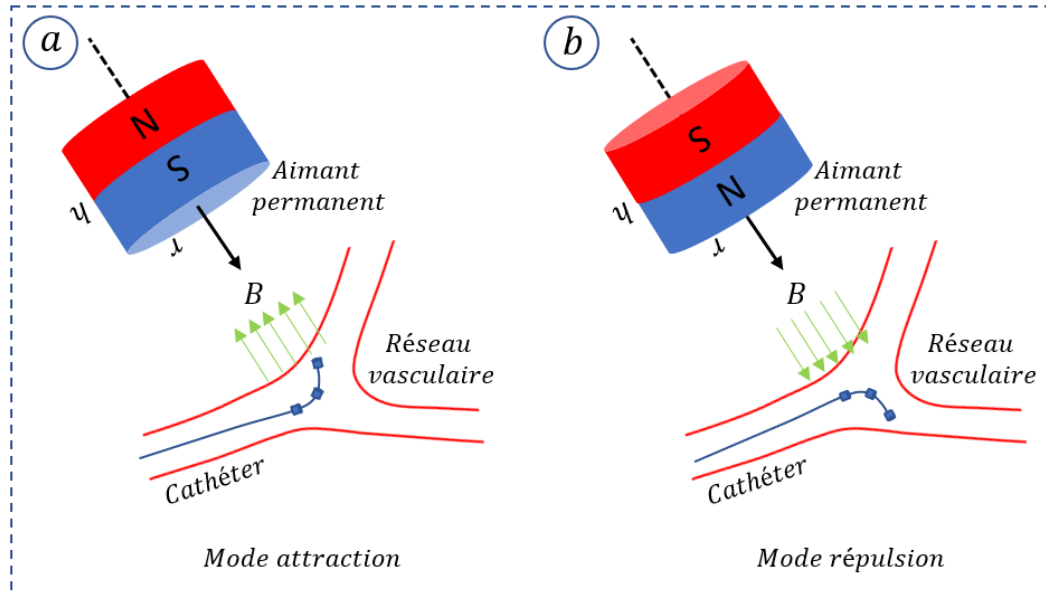


FIGURE 3.9 – Principe de l'utilisation d'un seul aimant permanent cylindrique pour le guidage du cathéter : (a)- mode de guidage par attraction, (b)- mode de guidage par répulsion.

3.4.1 Principe de l'utilisation d'un seul aimant permanent

Le guidage d'un cathéter magnétique en utilisant un aimant permanent nécessite le déplacement de ce dernier pour contrôler le champ magnétique. Pour cela nous avons fait le choix d'utiliser un robot manipulateur permettant d'assurer cette fonctionnalité. En effet, comme présenté dans la Figure 3.9-a la présence de l'actionneur par rapport au cathéter permet d'orienter sa partie distale jusqu'à l'alignement de l'axe de révolution du cathéter avec les lignes de champs générées par l'actionneur magnétique.

L'exploitation du pôle opposé permet d'inverser la direction du champ magnétique dans l'espace de manipulation. Cela permet d'orienter le cathéter vers la direction opposée sans nécessité de déplacer l'actionneur. Cette fonctionnalité décrite dans la Figure 3.9-b permet de réduire les déplacements autour du patient et d'avoir le choix entre deux positions opposées de l'actionneur permettant de guider le cathéter vers une branche cible. Ce choix entre deux positions peut être utile notamment pour l'optimisation des mouvements de l'actionneur et l'évitement des obstacles.

3.4.2 Géométrie de l'actionneur

Un aimant peut être décliné en de nombreuses formes : circulaire, cylindrique, parallélépipédique, etc. Dans cette partie nous intéressons aux trois géométries les plus récurrentes des aimants permanents : les parallélépipèdes, les cylindres et les

sphères. Chaque type est défini par des paramètres géométriques permettant d'identifier le volume de l'aimant et des paramètres magnétiques liés au matériau tel que le champ rémanent B_r .

- Géométrie parallélépipède : le champ magnétique généré par cette géométrie d'aimant permanent sur son axe de magnétisation (z) est calculé par l'équation suivante :

$$B_p = \frac{B_r}{\pi} \left[\left(\frac{LW}{2d\sqrt{4d^2 + L^2 + W^2}} \right) - \arctan \left(\frac{LW}{2(D+d)\sqrt{4(D+d)^2 + L^2 + W^2}} \right) \right] \quad (3.1)$$

B_r définit le champ rémanent, d la distance d'actionnement et L , W et D sont la longueur, la largeur et l'épaisseur de l'aimant respectivement.

- Géométrie cylindrique : le champ magnétique généré par l'aimant cylindrique sur son axe de magnétisation est calculé par l'équation suivante :

$$B_c = \frac{B_r}{2} \left[\frac{h+d}{\sqrt{r^2 + (h+d)^2}} - \frac{d}{\sqrt{r^2 + d^2}} \right] \quad (3.2)$$

Avec r et h sont le rayon et la hauteur du cylindre.

- Géométrie sphérique : le champ magnétique généré par cette géométrie d'aimant permanent sur son axe de magnétisation est calculé par l'équation suivante :

$$B_s = \frac{2B_r}{3} \left(\frac{R^3}{(R+d)^3} \right) \quad (3.3)$$

Avec R est le rayon de la sphère.

Le choix de la géométrie la plus adaptée à notre application dépend fortement des performances magnétiques de chaque géométrie. Cela veut dire, que la géométrie offrant un maximum de champ magnétique sera choisie. Pour cela, nous avons procédé à une comparaison des performances en analysant l'amplitude de champ magnétique généré par les trois géométries d'aimants permanents en NdFeB ayant un champ rémanent de 1.39 T et un volume magnétique identique de $1,07 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3$. La distribution du champ magnétique sera calculée en utilisant les équations (3.1, 3.2, 3.3) de champ magnétique pour chaque géométrie.

La Figure 3.10 présente le résultat de la distribution de champ magnétique le long de l'axe de magnétisation de chaque géométrie d'aimant permanent. Ces résultats montrent que le champ magnétique généré par la géométrie sphérique est plus important à de faibles distances. Cependant, cette valeur diminue brutalement à des distances plus importantes. Au-delà de 15 cm la géométrie cylindrique génère un champ magnétique légèrement supérieur aux autres géométries.

L'écart entre le champ magnétique généré par les trois géométries à de longues distances étant négligeable, d'autres critères doivent être utilisés pour choisir la géométrie. D'un point de vue disponibilité, les deux géométries, parallélépipède et cylindrique sont les plus répandues sur le marché avec une large gamme de tailles. Pour le choix de l'une ou l'autre géométrie, nous avons également considéré le critère de sécurité en milieu clinique. En effet, l'actionneur est amené à être déplacé

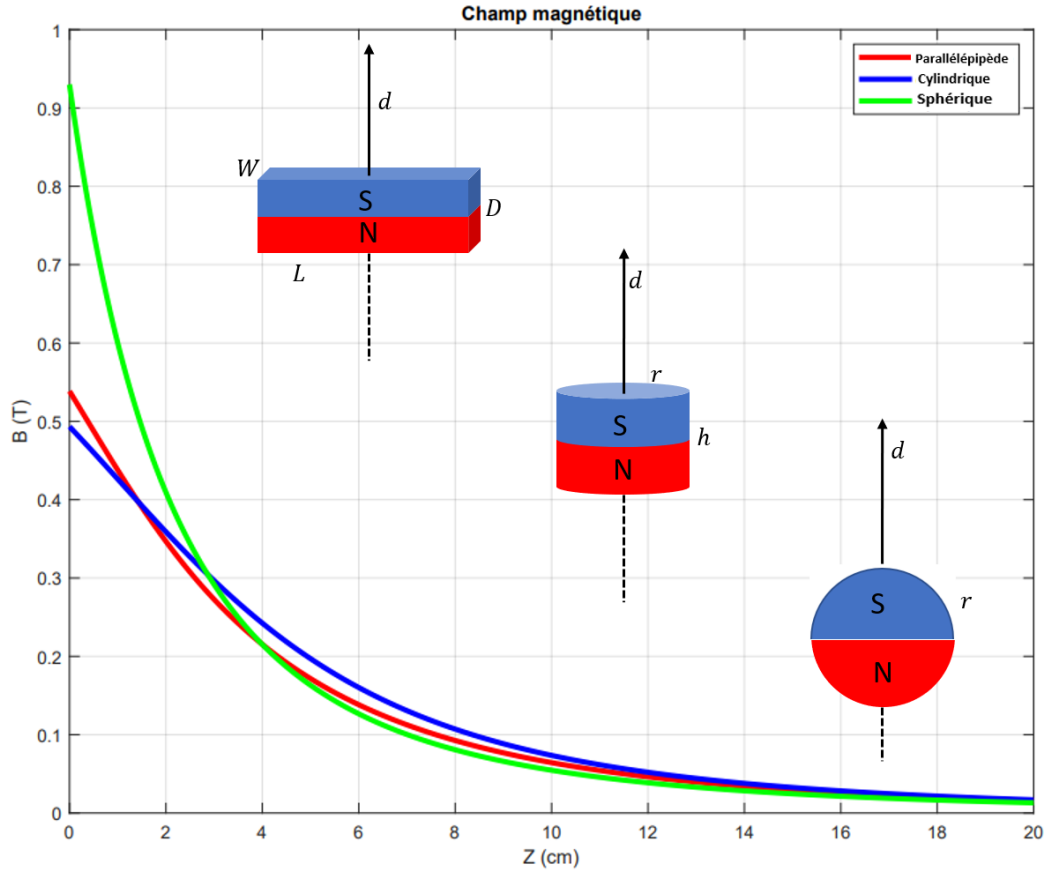


FIGURE 3.10 – Champ magnétique généré par trois géométries d'aimants permanents le long de l'axe de magnétisation.

autour du patient, nous avons donc privilégié la géométrie cylindrique (sans arêtes tranchantes).

3.4.3 Dimensionnement de l'actionneur

Le dimensionnement de l'actionneur magnétique est lié à la puissance magnétique nécessaire pour le guidage du cathéter et à la distance d'actionnement entre la surface de l'aimant et le cathéter magnétique. Pour déterminer la puissance magnétique nécessaire, nous avons utilisé le modèle dynamique du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire. La Figure 3.11-a montre les efforts (forces et couples) majeurs appliqués sur la partie distale du cathéter magnétique :

La force hydrodynamique

C'est l'une des forces qui agit sur le cathéter en mouvement dans le fluide, dans certains cas (Figure 3.11-a) cette force empêche le cathéter de s'orienter vers l'artère cible. Cette force est généralement décrite par la formule suivante :

$$F_h = \frac{1}{2} \rho v^2 C_d A$$

Où :

- F_h est la force hydrodynamique en Newtons (N)
- ρ est la densité du fluide en kg/m^3
- v est la vitesse de l'objet par rapport au fluide en m/s
- C_d est le coefficient de traînée, qui dépend de la forme de l'objet et des caractéristiques du fluide
- A est la surface de l'objet perpendiculaire à la direction du flux en m^2 .

Cette formule est basée sur les lois de la dynamique des fluides et peut être utilisée pour calculer la force de résistance au fluide sanguin sur la surface de la partie distale du cathéter magnétique.

La force gravitationnelle

Elle est composée à la fois de la force de la pesanteur et de la poussée d'Archimède. La force de la pesanteur s'exprime de la manière suivante :

$$F_p = V_o \rho_o \mathbf{g}$$

avec V_o le volume total de la partie distale, ρ_o la densité volumique et $\mathbf{g}$ l'accélération gravitationnelle. La poussée d'Archimède d'un corps plongé dans un fluide est donnée par :

$$F_A = -V_o \rho_f \mathbf{g}$$

avec ρ_f la densité volumique du fluide. La partie distale est alors soumise à une force totale qui représente la somme des deux forces F_p et F_a appliquée au centre de gravité de la partie distale du cathéter.

$$F_g = V_o (\rho_o - \rho_f) \mathbf{g}$$

Cela signifie que la force de gravité dépend essentiellement de son volume et de la densité du fluide dans lequel elle évolue. Plus la densité du tube est supérieure à celle du fluide, plus la force de la pesanteur devient importante.

Le couple et force magnétiques :

La présence du champ magnétique permet d'appliquer des forces et des couples directement, sur des matériaux magnétiques sans besoin de contact direct.

La force et le couple magnétique appliqués par un champ magnétique externe sur un objet d'aimantation $\mathbf{m}$ et du volume magnétique V_m sont exprimés comme suit :

$$F_m = \int_{V_m} (\mathbf{m} \cdot \nabla) \mathbf{B} dV_m$$

$$T_m = \int_{V_m} (\mathbf{m} \times \mathbf{B}) dV_m$$

La force et le couple magnétique dépendent de la magnétisation totale $\mathbf{M}$ et du volume V_m de l'objet :

$$F_m = V_m(\mathbf{M} \cdot \nabla)\mathbf{B}$$

$$T_m = V_m(\mathbf{M} \times \mathbf{B})$$

A partir de ces deux équations, nous pouvons déduire que la force magnétique est proportionnelle au gradient du champ magnétique, qui agit sur la tête du cathéter pour le déplacer vers une zone où le gradient a une valeur supérieure. Le couple magnétique est proportionnel au champ magnétique, qui agit pour aligner l'aimantation d'un objet avec le champ et provoque l'orientation de la partie distale du cathéter.

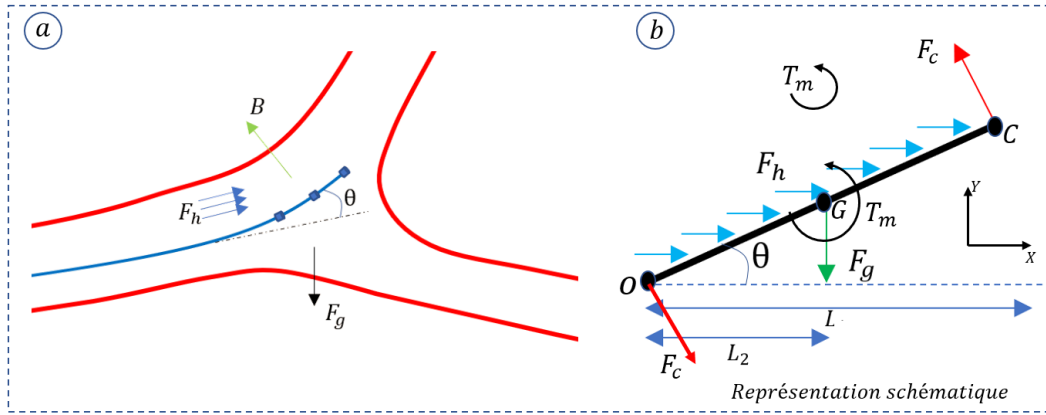


FIGURE 3.11 – Représentation des efforts exercés sur le cathéter au moment du guidage magnétique.

Équilibre des moments :

Tout d'abord plusieurs hypothèses sont retenues :

- le cathéter est constitué d'un matériau linéaire, homogène et isotrope ;
- les contraintes de cisaillement sont négligeables ;
- le cathéter est inextensible et les déformations restent faibles ;
- l'hypothèse de Bernoulli-Euler est valide ;
- le mouvement de flexion et le mouvement de torsion sont linéairement indépendants ;
- la force hydrodynamique est répartie uniformément sur la surface de la partie distale ;

En représentant la partie distale du cathéter comme étant une poutre en porte à faux avec les différentes forces résultantes (Figure 3.11-b), il est possible d'établir un équilibre des moments permettant de maintenir la partie distale (la poutre) à un angle θ bien défini :

Tout d'abord, la déviation du cathéter magnétique a été obtenue grâce au couple induit du champ magnétique agissant sur la partie distale magnétique au niveau de la pointe du cathéter. L'amplitude du couple est donnée par l'expression suivante :

$$T_m = M.A.L.B \sin(\theta) \quad (3.4)$$

avec M l'aimantation, L la longueur de la partie distale, B l'intensité du champ magnétique et A la section transversale de la partie distale.

Le couple est également décrit par 2 forces identiques (F_c) agissant dans deux directions opposées sur les extrémités de la poutre par l'intermédiaire du bras de moment (L/2). La combinaison des équations donne une description de la force exercée par le champ magnétique sur le cathéter F_c .

$$\begin{aligned} T_m &= 2(L/2)F_c \\ \text{avec : } F_c &= M.A.B \sin(\theta) \end{aligned} \quad (3.5)$$

Cette force est maximale lorsque le cathéter est perpendiculaire au champ magnétique et nulle lorsque le cathéter s'aligne parallèlement au champ magnétique.

L'équilibre des moments est donné par l'équation suivante :

$$\sum_{i=0}^n \vec{\mathcal{M}}_{ext_i} = \vec{0} \quad (3.6)$$

En utilisant les forces exercées sur la poutre (la partie distale) ainsi que la distance entre le point d'encastrement O et le point de l'application des forces, nous pouvons obtenir l'équation des moments :

$$\vec{F}_c \wedge \vec{OC} + \vec{F}_h \wedge \vec{OG} + \vec{F}_g \wedge \vec{OG} = \vec{0} \quad (3.7)$$

La projection des vecteurs de forces sur les axes x et y permet d'obtenir l'équation suivante :

$$\begin{pmatrix} -F_c \cos \theta \\ F_c \sin \theta \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} L \cos \theta \\ L \sin \theta \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} F_h \\ 0 \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} \frac{L \cos \theta}{2} \\ \frac{L \sin \theta}{2} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ -F_g \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} \frac{L \cos \theta}{2} \\ \frac{L \sin \theta}{2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

$$-2F_c L \cos \theta \sin \theta + \frac{F_h}{2} L \sin \theta + \frac{F_g}{2} L \cos \theta = 0 \quad (3.9)$$

$$F_c = \frac{F_h \sin \theta + F_g \cos \theta}{4 \cos \theta \sin \theta} \quad (3.10)$$

En utilisant l'équation 3.4 dans 3.10 nous pouvons déterminer l'amplitude du champ magnétique :

$$B = \frac{1}{MA} \cdot \frac{F_h \sin \theta + F_g \cos \theta}{4 \cos \theta \sin^2 \theta} \quad (3.11)$$

La force gravitationnelle est calculable en fonction des paramètres géométriques de la poutre ainsi que la densité de cette dernière. De même, la force hydrodynamique est calculable en utilisant la vitesse moyenne du flux entre la vitesse systolique et diastolique sur un cycle cardiaque. En connaissant ces deux forces ainsi que

TABLE 3.5 – Les paramètres du cathéter et les conditions physiologiques de la navigation.

d	h	A	e	B_r	$V_{f_{max}}$	ρ_m	θ_{max}
1 mm	1.5 mm	0.78 mm ²	8 mm	1.39 T	100cm/s	7.6 g/cm ³	90°

l'angle de flexion souhaité, il est possible de calculer la force et le couple magnétique permettant de réaliser cette déviation. Enfin, nous pouvons déduire l'amplitude du champ magnétique en exploitant l'équation 3.11.

En exploitant ce modèle nous pouvons déterminer l'amplitude du champ magnétique nécessaire pour orienter le cathéter magnétique développé dans le chapitre 2 à un angle maximal de 90°. Le tableau 3.5 présente les paramètres géométriques et magnétiques du cathéter développé dans le cadre de cette thèse ainsi que les conditions de navigation. Parmi ces paramètres nous avons considéré une vitesse du flux de 100 cm/sec. En utilisant ces données dans l'équation 3.11 l'actionneur magnétique doit générer un champ magnétique de l'ordre de 30 mT afin d'orienter la pointe du cathéter d'un angle de 90° par rapport à sa position initiale.

Le deuxième paramètre permettant de dimensionner l'actionneur est défini par la distance d'actionnement. Ce paramètre permet de déterminer le volume magnétique de l'actionneur permettant de générer le champ magnétique souhaité à la bonne distance. Pour assurer une sécurité par rapport au patient, nous avons fixé cette distance à 15 cm entre la surface de l'actionneur et la partie distale du cathéter.

Calcul de la taille de l'actionneur par optimisation :

La méthode de programmation quadratique successive (SQP) reste, sans doute, parmi les méthodes les plus efficaces pour résoudre un problème d'optimisation [125]. Le Lagrangien est décrit par son développement de Taylor au second ordre, tandis que les contraintes sont décrites par leur développement de Taylor au premier ordre. La mise en œuvre d'un algorithme SQP reste l'une des approches les plus puissantes pour l'optimisation non-linéaire sous-contraintes, notre choix s'est donc porté sur cette méthode.

Connaissant la distance d'actionnement et l'amplitude du champ magnétique, il reste à définir la relation entre les paramètres à optimiser (r et h). Pour cela nous avons étudié la sensibilité du champ magnétique à la variation de ces deux paramètres. La Figure 3.12 montre que la variation du rayon r de l'aimant permanent a une influence quasi-identique sur l'amplitude du champ magnétique comparant à la variation de la hauteur h du cylindre. Cependant, pour des raisons d'encombrement, il est préférable d'utiliser un aimant cylindrique avec une hauteur supérieure au rayon. La formulation du problème est donnée par l'équation 3.12, avec $f(x)$ la fonction objectif, r et h sont les paramètres à optimiser :

$$\min_{x \in \mathbb{R}^2} f(x) \text{ Avec } \{h > r\} \quad (3.12)$$

Les résultats de l'optimisation sont donnés dans le tableau 3.6. A défaut de la disponibilité d'un tel aimant cylindrique sur le marché (aimant avec les paramètres

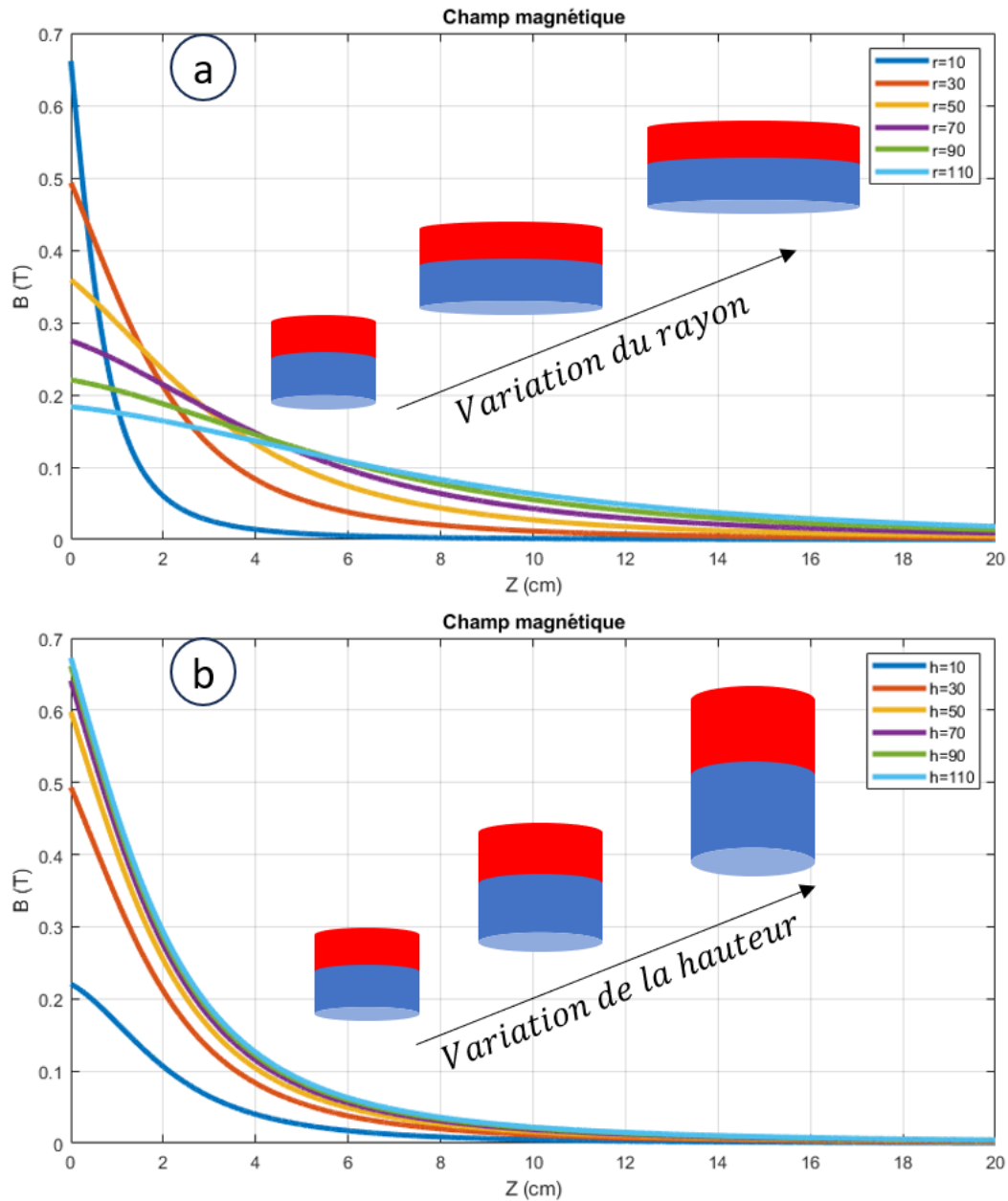


FIGURE 3.12 – Étude de la sensibilité paramétrique vis-à-vis du rayon (a) et de la hauteur (b) de l'aimant permanent.

optimaux), nous avons choisi un aimant permanent en neodymium (NdFeB) avec un champ rémanent $B_r = 1.34$ T. Ses paramètres géométriques (voir Tableau 3.6) sont inférieurs aux paramètres optimaux de l'ordre de 18% pour le rayon r et de 34% pour la hauteur h . Néanmoins, on peut envisager d'exploiter ces données d'optimisation pour concevoir un aimant permanent sur mesure.

TABLE 3.6 – Paramètres géométriques optimaux et ceux de l'aimant permanent utilisé.

Paramètres	Optimaux	Utilisés
Rayon r [mm]	72.162	60
Hauteur h [mm]	114.7	100

3.4.4 Conception de la structure mécanique

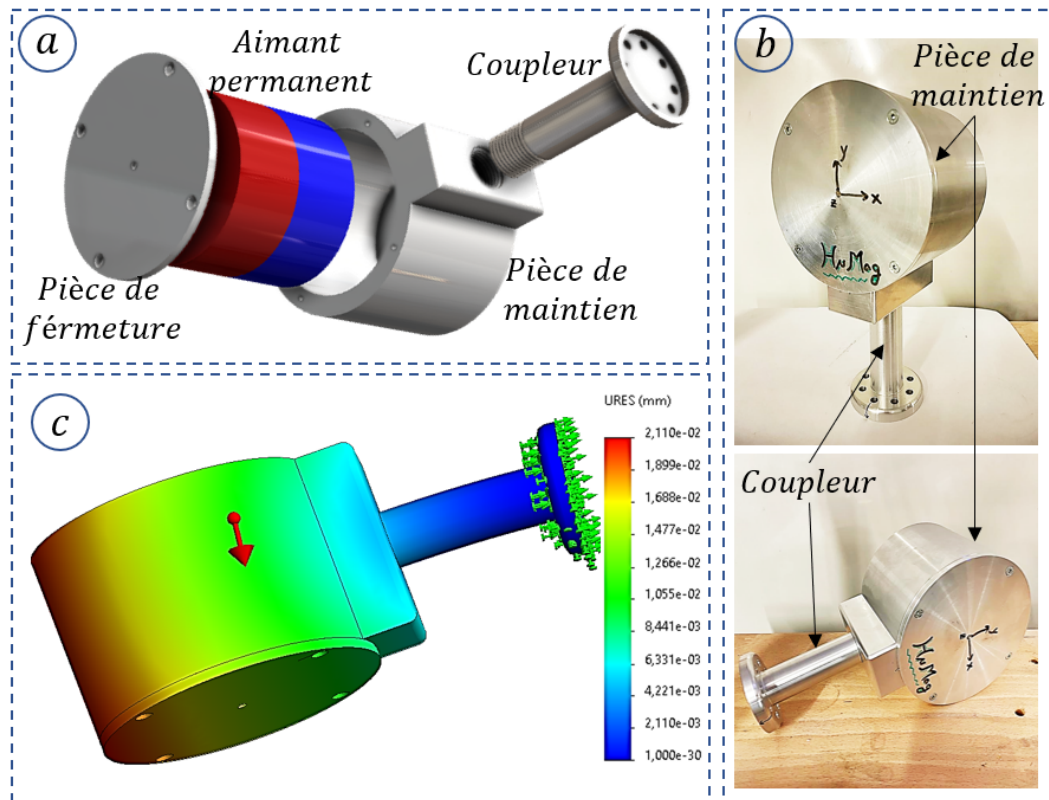


FIGURE 3.13 – Structure mécanique de l'actionneur magnétique à aimant permanent : (a)- vue éclatée de la CAO, (b)- structure magnétique fabriquée, (c)- simulation du déplacement causé par le poids de l'aimant.

Vue la géométrie de notre aimant permanent, la conception de la structure mécanique de maintien n'est pas une étape complexe. Cependant, cette structure mécanique devrait répondre à trois critères importants :

- Maintenir la charge de l'actionneur magnétique estimée à une valeur de 8 kg.
- Assurer une distance suffisante par rapport au dernier joint du robot permettant d'éviter l'interférence magnétique sur les capteurs du robot.
- Avoir une conception permettant d'exploiter les deux pôles de l'aimant pour réaliser une attraction ou une répulsion.

La structure mécanique présentée dans la Figure 3.13 est composée d'une pièce

de maintien permettant de contenir l'aimant permanent et un coupleur assurant le lien rigide entre la pièce de maintien et l'organe terminal du robot manipulateur. La structure a été conçue par usinage en utilisant deux matériaux (l'aluminium pour la pièce de maintien et l'acier pour le coupleur). Cela permet d'assurer une rigidité et limiter la conduite du champ magnétique vers l'organe terminal. Finalement, l'axe central du coupleur est choisi d'une manière perpendiculaire à l'axe de magnétisation de l'aimant pour faciliter l'exploitation des deux pôles de l'actionneur en utilisant la rotation du dernier joint du robot (satisfaire le 3^e critère).

La simulation de la déformation de l'actionneur à une position en porte à faux (situation extrême), avec un facteur de sécurité de 2 est présentée dans la Figure 3.13. Nous remarquons que le déplacement maximal est de l'ordre de 21 μm , ce résultat permet de répondre au premier critère de la structure mécanique.

3.4.5 Tests de performances

Pour valider le principe de l'utilisation d'un aimant permanent pour le guidage du cathéter magnétique. Nous avons réalisé des tests de performances magnétiques de l'actionneur sur un cathéter commercialisé. Il s'agit du cathéter Magnoflush présenté dans le chapitre 1 de l'état de l'art. Pour réaliser ces tests de performances, nous avons mis en place le banc de test présenté dans la Figure 3.14-c composé de l'actionneur magnétique, un robot manipulateur, le cathéter Magnoflush, un support de maintien et une interface utilisateur.

En déplaçant linéairement suivant l'axe de magnétisation de l'actionneur par rapport au cathéter, nous remarquons que ce dernier est attiré (Mouvement d'attraction) et que l'angle d'orientation augmente en rapprochant l'actionneur. De la même manière, en changeant la polarisation de l'actionneur (en utilisant une rotation de 180° du dernier joint du robot) nous pouvons pousser (Mouvement de répulsion) le cathéter dans le sens opposé (voir Figure 3.14-a-b).

3.5 Conclusion

Ce chapitre a été dédié au développement d'un actionneur magnétique permettant le guidage d'un cathéter. Pour ce faire, nous avons réalisé une étude sur les trois technologies d'actionnement magnétique. Il s'agit des bobines, les électro-aimants et les aimants permanents. Les performances magnétiques de ces trois technologies ont été testées théoriquement et expérimentalement, ce qui nous a permis de montrer que les aimants permanents offrent une puissance magnétique plus importante avec un encombrement réduit.

Le choix des aimants permanents, nous a conduit à étudier les actionneurs magnétiques à aimants permanents développés dans notre laboratoire dans le but de pouvoir les utiliser dans le cadre de notre application. Cette étude a confirmé que les trois actionneurs du laboratoire ont des performances de guidage intéressantes, cependant leur utilisation est limitée à des microrobots ayant la possibilité d'être piégés dans le point de Lagrange.

Dans le but de développer un actionneur magnétique capable de garantir des performances de guidage telles que l'attraction et la répulsion, nous avons prouvé

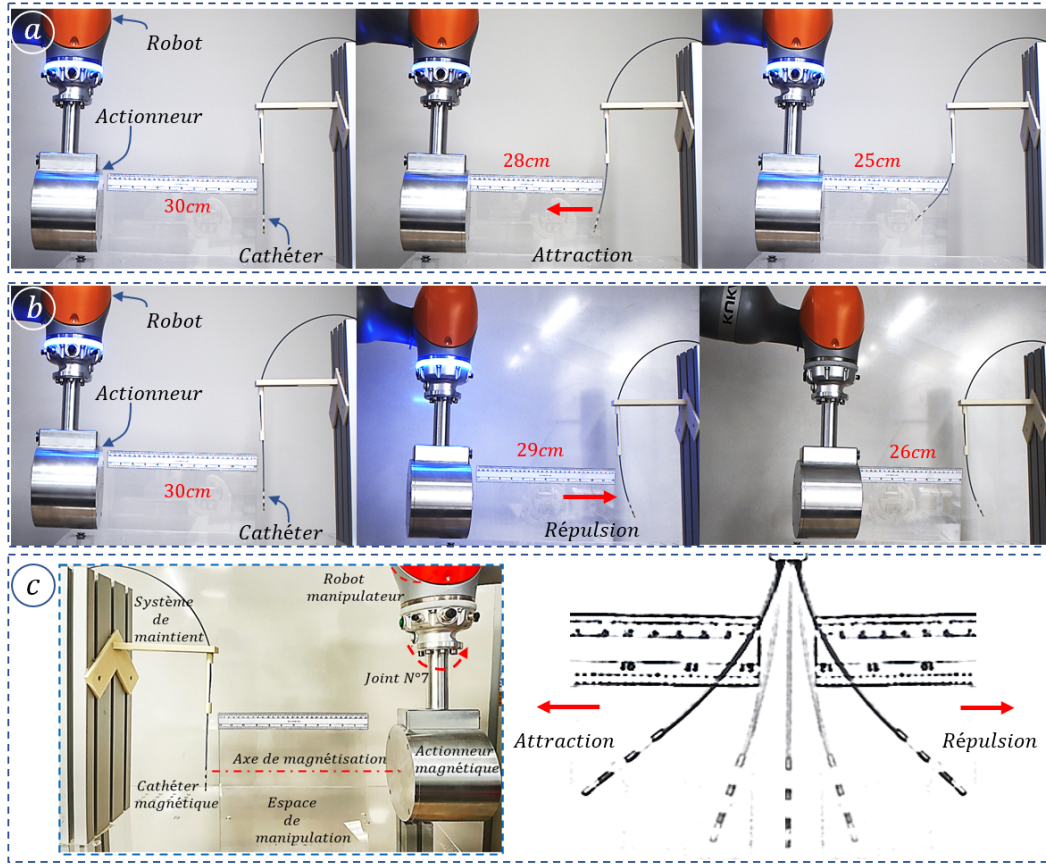


FIGURE 3.14 – Résultats des tests d'actionnement avec les deux modes : propulsion et d'attraction.

dans ce chapitre qu'un seul aimant permanent couplé à un robot manipulateur est capable de réaliser ces fonctionnalités en exploitant les deux pôles. Pour cela, nous avons commencé par identifier la géométrie de l'aimant permanent la plus adaptée à notre application, ensuite déterminer le champ magnétique nécessaire pour le guidage du cathéter ainsi que la distance d'actionnement. Cela nous a permis de dimensionner l'aimant permanent. De plus, pour pouvoir positionner l'actionneur nous avons développé une structure mécanique adaptée à notre aimant permanent. Enfin, les fonctionnalités de l'actionneur ont été démontrées par des tests de manipulation d'un cathéter magnétique commercialisé.

Stratégie et plateforme robotique pour la navigation d'un cathéter magnétique

Sommaire

4.1	Introduction	90
4.2	Stratégie de navigation du cathéter magnétique	91
4.2.1	Planification de trajectoire	91
4.2.1.1	Extraction des lignes centrales	91
4.2.1.2	Trajectoire de navigation	93
4.2.2	Calcul des poses de l'actionneur	94
4.2.2.1	Orientation de l'axe central de l'actionneur	94
4.2.2.2	Positionnement de l'actionneur	95
4.2.3	Implémentation et choix des poses	97
4.3	Plateforme robotique pour la navigation	99
4.3.1	Système d'insertion du cathéter magnétique	101
4.3.1.1	Conception et prototypage du système	101
4.3.1.2	Validation des performances du système d'insertion	103
4.3.2	Robot manipulateur	104
4.3.3	Recalage par suivi optique	106
4.3.3.1	Système de suivi optique	107
4.3.3.2	Détection de l'erreur et recalage du positionnement	107
4.3.3.3	Validation du recalage de la pose de l'actionneur	110
4.3.4	Système d'injection et de prélèvement	112
4.3.5	Système d'enregistrement de la navigation	116
4.3.6	Intégration des composants de la plateforme robotique	117
4.4	Architecture de contrôle de la plateforme	117
4.4.1	Architecture matérielle	119
4.4.1.1	Architecture modulaire	119
4.4.1.2	Protocoles de communication	120
4.4.2	Architecture logicielle	121
4.4.2.1	Interface de contrôle de la plateforme	121
4.4.2.2	Gestion des poses en collisions	123
4.5	Conclusion	125

4.1 Introduction

Les cathéters magnétiques représentent une avancée technologique visant à améliorer les procédures endovasculaires en permettant une navigation efficace dans le réseau vasculaire. Dans le cadre de nos travaux de thèse, nous avons développé un cathéter magnétique miniature qui offre des performances améliorées en matière de navigation magnétique et permet d'accéder à des zones plus éloignées de l'architecture vasculaire. Cependant, ces cathéters magnétiques requièrent l'utilisation de plateformes de guidage spécifiques pour être manipulés. Plusieurs actions sont nécessaires pour assurer une navigation complète et réussie : l'orientation de la tête du cathéter pour prendre les bifurcations, l'avancement du cathéter dans le réseau vasculaire, selon l'application l'injection ou le prélèvement de produits à travers le cathéter au niveau des zones ciblées, ainsi que la synchronisation de ces actions.

Dans le cadre de nos travaux de recherche, il est essentiel de démontrer l'efficacité de la navigation magnétique du cathéter miniature dans des modèles vasculaires. Nous devons également évaluer la faisabilité de notre système d'injection et de prélèvement dans les zones cibles, tout en concevant une plateforme robotique capable de répondre aux exigences spécifiques de notre application. Pour cela dans le présent chapitre, nous proposons dans un premier temps de présenter la stratégie de navigation du cathéter magnétique, permettant de définir les étapes et les méthodes utilisées, offrant la possibilité de calculer et de définir les paramètres et les outils nécessaires, pour faire naviguer le cathéter magnétique dans un fantôme vasculaire. En effet, cette stratégie de navigation détermine ainsi le protocole à suivre pour réaliser une procédure complète commençant par l'introduction du cathéter magnétique, la planification de la trajectoire de navigation, le calcul des poses de l'actionneur magnétique pour orienter le cathéter, jusqu'à l'injection du produit dans la zone cible. Dans un deuxième temps, nous découvrirons les composants de la plateformes robotique pour la navigation magnétique. En effet, le choix des technologies intégrées dans la plateforme ainsi que les systèmes conçus et développés dans le cadre de cette thèse seront évalués et testés pour répondre aux besoins de notre application et à la stratégie de navigation.

Dans la dernière partie de ce chapitre, nous nous concentrerons sur l'architecture de contrôle de la plateforme. Comme c'est le cas pour tout système robotique ou mécatronique, il est nécessaire de définir une architecture matérielle et logicielle qui permettra de répondre aux exigences spécifiques du fonctionnement. L'architecture matérielle sera examinée en détail pour comprendre les différentes phases de développement des composants de la plateforme, ainsi que les modes de communication utilisés pour les interactions entre eux. En parallèle, l'architecture logicielle permettra de mettre en place une interface utilisateur pour le contrôle de la plateforme robotique. Cette interface devra répondre à des besoins variés, ce qui se traduit par un nombre important de fonctionnalités permettant de réaliser des tests de performances pour l'ensemble des développements effectués dans le cadre de cette thèse.

4.2 Stratégie de navigation du cathéter magnétique

4.2.1 Planification de trajectoire

Dans le cadre de l'élaboration d'un processus permettant à l'opérateur de sélectionner une trajectoire de navigation dans le réseau vasculaire, dans cette section nous présentons l'approche adoptée pour la planification d'une trajectoire de navigation dans le réseau vasculaire. Cette approche est basée sur l'utilisation des lignes centrales et l'identification des bifurcations présentent dans le réseau vasculaire pour définir le chemin à suivre.

4.2.1.1 Extraction des lignes centrales

Dans le contexte clinique, les avancées en appareil d'imagerie médicale, tels que l'IRM ou le C-ARM, ont permis la reconstruction tridimensionnelle du réseau vasculaire à partir d'images en deux dimensions prises selon différents plans. Ce processus, connu sous le nom de segmentation [126, 127], permet d'obtenir un modèle géométrique tridimensionnel au format STL ou STEP, qui peut être manipulé à l'aide de divers logiciels. Ces formats de fichier représentent le réseau vasculaire sous la forme d'un maillage volumique défini par des facettes, des points et des segments.

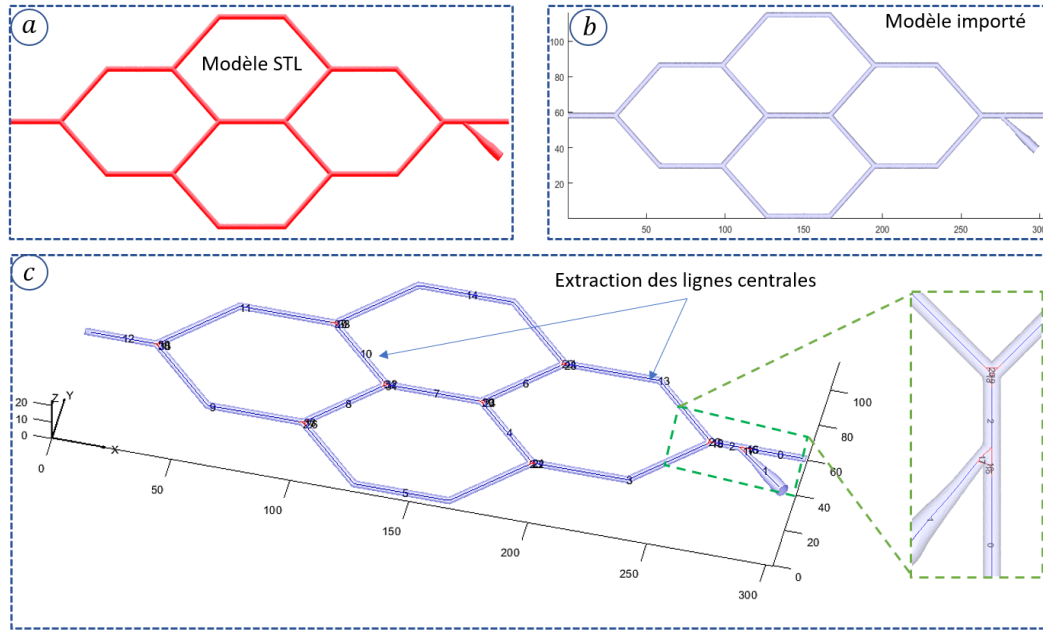


FIGURE 4.1 – Extraction des lignes centrales d'un réseau vasculaire : (a) Modèle STL du réseau vasculaire, (b) Importation et traitement du réseau vasculaire, (c) Extraction et identification des lignes centrales.

Dans le cadre de ce travail de recherche, nous considérons que la segmentation a été réalisée avec succès et nous nous concentrons sur le traitement du fichier STL, qui représente le modèle tridimensionnel du réseau vasculaire, en vue d'extraire les lignes centrales. L'identification de ces lignes est d'une importance cruciale dans

notre étude, car elles permettent de caractériser les artères, de déterminer leur type et de mesurer leurs longueurs. En effet, la connaissance de ces paramètres artériels facilite la planification de la trajectoire de navigation.

Nous avons développé une méthodologie numérique reposant sur des bibliothèques de traitement STL, de graphiques et de voxels, implémentée sous l'environnement MATLAB. Cette méthode permet d'extraire les lignes centrales à partir du modèle de réseau vasculaire au format STL. Pour ce faire, notre approche s'appuie sur plusieurs étapes essentielles, notamment l'importation du modèle STL, le pré-traitement du modèle, la conversion en structure de graphe et l'extraction des lignes centrales :

1. Importation du modèle STL :

La première étape consiste à importer le modèle de réseau vasculaire à partir du fichier STL. Pour ce faire, nous utilisons des fonctions implémentées dans MATLAB, qui permettent de récupérer les coordonnées des points et des faces du modèle. Cette importation nous permet de transformer notre modèle en format numérique.

2. Prétraitement du modèle :

Après l'importation du modèle STL, un pré-traitement est effectué pour le rendre approprié à l'extraction des lignes centrales. Ce pré-traitement comprend des opérations telles que la simplification du maillage, la suppression des parties indésirables ou le réglage de l'échelle. L'objectif principal est de réduire la complexité du modèle tout en préservant les caractéristiques essentielles du réseau vasculaire.

3. Conversion en graphe :

Une fois le modèle pré-traité, nous le transformons en une représentation de graphe dans MATLAB. Cette conversion permet de représenter le réseau vasculaire sous forme de nœuds et d'arêtes, où chaque nœud correspond à un point du modèle et chaque arête représente une connexion entre les points voisins. Pour réaliser cette conversion, nous utilisons des techniques de triangulation [128, 129].

4. Extraction des lignes centrales :

Cette étape consiste à extraire les lignes centrales qui représentent les axes principaux du réseau. Pour cela, nous utilisons l'algorithme de squelettisation disponible dans MATLAB [130]. Cet algorithme permet de réduire le graphe à une représentation squelettique en conservant les structures principales du réseau vasculaire. L'algorithme commence par identifier les nœuds d'extrémité du réseau vasculaire, qui correspondent aux points terminaux des branches. Ensuite, il recherche les chemins optimaux entre les nœuds d'extrémité, en utilisant les critères de distance et de connectivité. Ces chemins correspondent aux lignes centrales du réseau vasculaire, représentant les axes principaux des vaisseaux.

Nous avons apporté des modifications à l'algorithme de squelettisation afin de répondre à nos besoins spécifiques. Cette adaptation a été effectuée en transformant les lignes centrales extraites en données numériques, permettant ainsi de les représenter sous forme de tableaux contenant les coordonnées

tridimensionnelles (X_i, Y_i, Z_i) de chaque point constituant la ligne centrale. De plus, nous avons implémenté une structure conditionnelle afin de déterminer les relations hiérarchiques entre les artères. Cette structure conditionnelle nous permet d'identifier, pour chaque groupe de trois artères connectées, celle qui joue le rôle d'artère mère et celle qui représente l'artère fille. Cette information est essentielle pour comprendre la topologie du réseau vasculaire et faciliter la planification de la trajectoire.

4.2.1.2 Trajectoire de navigation

Après avoir extrait les lignes centrales, l'objectif principal consiste à donner à l'opérateur la possibilité de choisir une trajectoire spécifique pour guider le cathéter magnétique vers la zone cible. Pour ce faire, l'opérateur doit tout d'abord définir les points de départ et d'arrivée du cathéter. Étant donné qu'il existe plusieurs trajets possibles entre ces deux points, l'opérateur peut sélectionner les segments d'artères consécutifs pour préciser la trajectoire souhaitée. Cette approche permet d'éviter une sélection automatique du trajet le plus court, car dans la réalité, il peut être impossible d'atteindre une trajectoire minimale en raison de complications artérielles ou d'autres circonstances particulières.

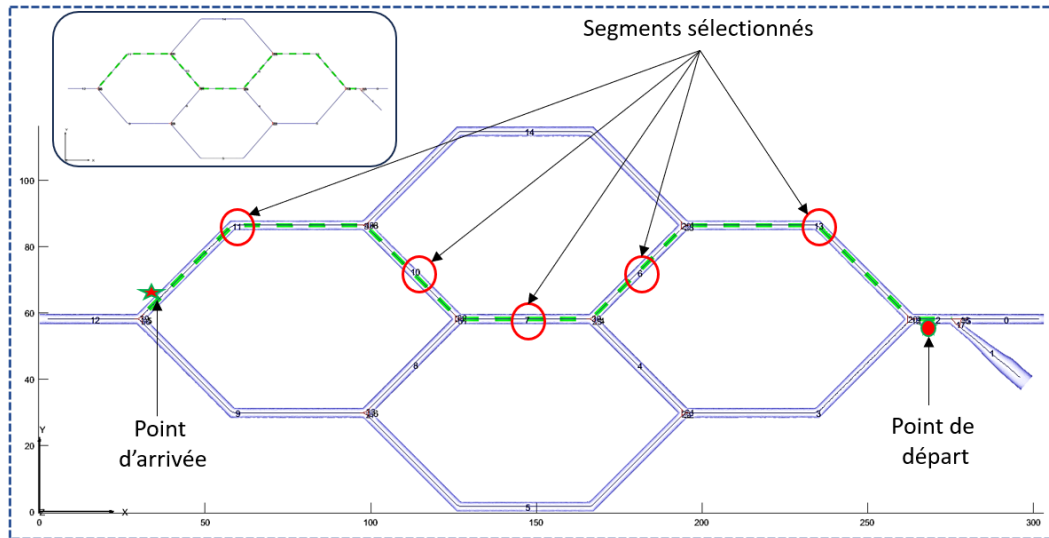


FIGURE 4.2 – Exemple de planification de trajectoire pour la navigation du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire.

Pour illustrer cela, la Figure 4.2 présente le réseau vasculaire et ces lignes centrales numérotées permettant de labelliser chaque segment d'artère. En choisissant le point de départ et d'arrivée dans les artères 2 et 11 respectivement, les chemins [2-13-6-7-10-11] et [2-13-14-11] permettent de relier entre les deux points. Dans l'exemple illustré dans la Figure 4.2 nous avons sélectionné les artères [2-13-6-7-10-11] reliant entre le point de départ et d'arrivée, ce qui permet de générer le chemin de navigation mentionné en vert.

4.2.2 Calcul des poses de l'actionneur

Dans le cadre de notre stratégie de navigation, la détermination des poses de l'actionneur revêt une importance capitale pour le guidage du cathéter magnétique. En effet, l'actionneur génère les couples et forces magnétiques nécessaires pour orienter le cathéter magnétique dans les bifurcations. Dans cette section, nous présentons l'approche permettant de calculer les poses de l'actionneur magnétique.

Avant d'entamer cette approche, il convient de préciser que la pose de l'actionneur magnétique est définie comme suit :

1. L'actionneur possède six degrés de liberté, à savoir trois translations et trois rotations, qui permettent de construire la matrice de transformation.
2. La position cartésienne de l'actionneur est exprimée par trois composantes $[X, Y, Z]$, qui déterminent ses translations et permettent de construire sa matrice de translation.
3. Les orientations de l'actionneur sont définies par les angles de rotation autour des axes $[A, B, C]$, qui représentent respectivement les rotations autour des axes Z, Y et X . Ces rotations contribuent à la construction de la matrice de rotation de l'actionneur.

4.2.2.1 Orientation de l'axe central de l'actionneur

Une orientation donnée de l'actionneur par rapport au cathéter définit le couple magnétique induit de l'interaction entre le champ magnétique de l'actionneur et les aimants du cathéter. Le couple magnétique est calculé par la formule suivante :

$$T_m = V_m \cdot \|\vec{m}\| \cdot \|\vec{B}\| \cdot \sin(\vec{m} \wedge \vec{B})$$

Où $\vec{m}$ est la magnétisation des aimants du cathéter, $\vec{B}$ est le champ magnétique généré par l'actionneur et $(\vec{m} \wedge \vec{B})$ l'angle entre la magnétisation et le vecteur du champ magnétique.

L'analyse de cette formule révèle que le couple magnétique est sensible à l'angle formé entre le champ magnétique et le vecteur de la magnétisation du cathéter. Cette observation permet de comprendre l'importance du choix de l'orientation de l'actionneur pour une manipulation efficace du cathéter, notamment au niveau des bifurcations. À cet égard, la Figure 4.3 présente l'impact de l'angle entre l'axe de rotation de l'actionneur et la ligne centrale de l'artère principale sur la déviation du cathéter magnétique. Cette variation est illustrée dans un cercle trigonométrique, qui permet d'évaluer l'orientation de l'actionneur. En effet, nous observons que lorsque l'angle se rapproche de $\frac{\pi}{2}$, la déviation du cathéter augmente considérablement et se dirige vers l'entrée de l'artère cible. En revanche, pour des angles supérieurs à $\frac{\pi}{2}$, la déviation du cathéter devient encore plus prononcée, mais cette déviation n'est pas souhaitable pour la navigation, car elle crée une contrainte supplémentaire qui empêche l'avancement du cathéter.

Sur la base de cette étude nous avons conclu que le couple magnétique est efficace en terme d'amplitude et de direction à un angle de $\frac{\pi}{2}$. Cet angle sera utilisé dans la suite de ces travaux de thèse pour calculer les poses de l'actionneur magnétique

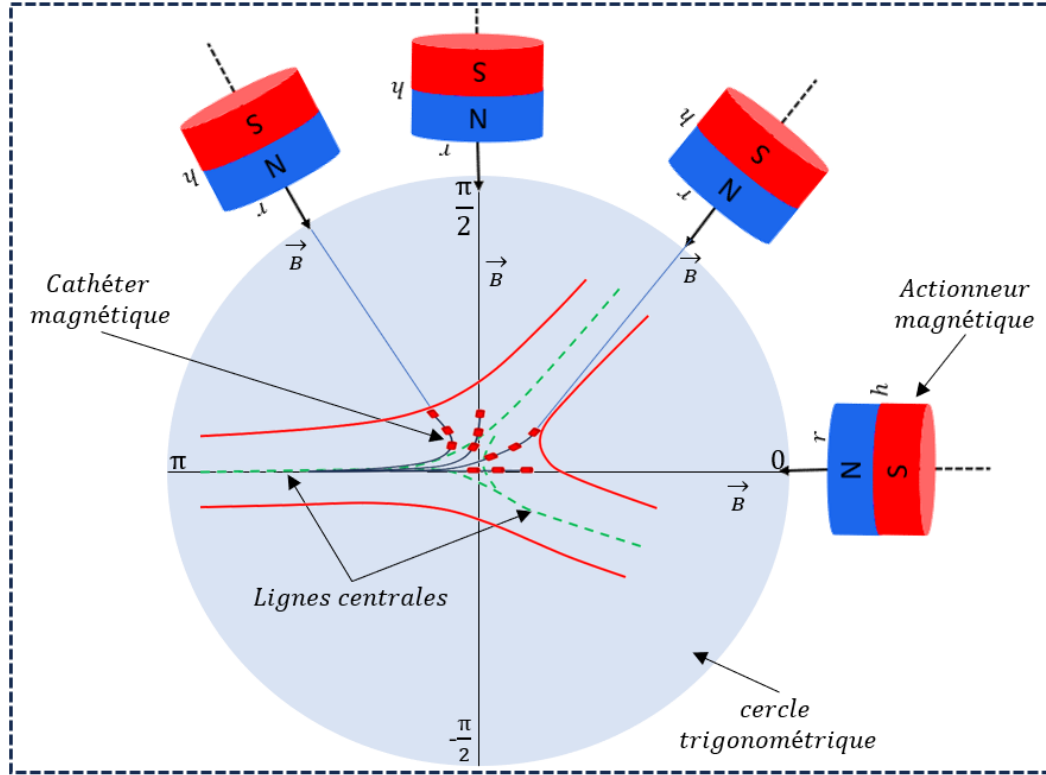


FIGURE 4.3 – Influence de l'angle entre l'axe central de l'actionneur et la ligne centrale de l'artère mère sur l'orientation du cathéter magnétique.

dans les bifurcations. Cela veut dire que l'axe de révolution de l'actionneur sera positionné perpendiculairement à l'axe central de l'artère mère.

4.2.2.2 Positionnement de l'actionneur

Le positionnement de l'actionneur magnétique implique deux paramètres cruciaux, à savoir l'orientation et la position. En ce qui concerne le premier paramètre, nous avons exposé précédemment la méthode permettant d'orienter l'axe de révolution de l'actionneur de manière perpendiculaire à l'axe central de l'artère principale. En utilisant cette méthode, une infinité de positions sont envisageables en effectuant une rotation de 360° autour de l'artère principale. Toutefois, cette rotation doit être conditionnée par la direction de l'artère cible afin d'attirer ou pousser correctement le cathéter. Quant au deuxième paramètre, il est essentiel de déterminer la distance d'actionnement magnétique, notée "d", qui varie le long de l'axe Z (l'axe de révolution de l'actionneur) et permet de définir la pose finale de l'actionneur. Cette distance permet de moduler l'amplitude de la force et du couple magnétique. Ainsi, en se basant sur l'étude réalisée dans le chapitre 3, l'actionneur magnétique a été dimensionné de manière à générer un champ magnétique de 35 mT à une distance de 15 cm. Cette valeur est trois fois supérieure à l'amplitude minimale requise pour la manipulation de notre cathéter magnétique dans des conditions physiologiquement

significatives.

En ce qui concerne la sécurité, en relation toujours avec la distance d'actionnement magnétique, plusieurs études portant sur un large échantillon d'individus, confirmant que la distance maximale entre le centre du cerveau (cercle de Willis) et la boîte crânienne est en moyenne de 8 à 12 cm [131, 132]. Cela confirme que, du point de vue sécurité et performances magnétiques, la distance de 15 cm est appropriée.

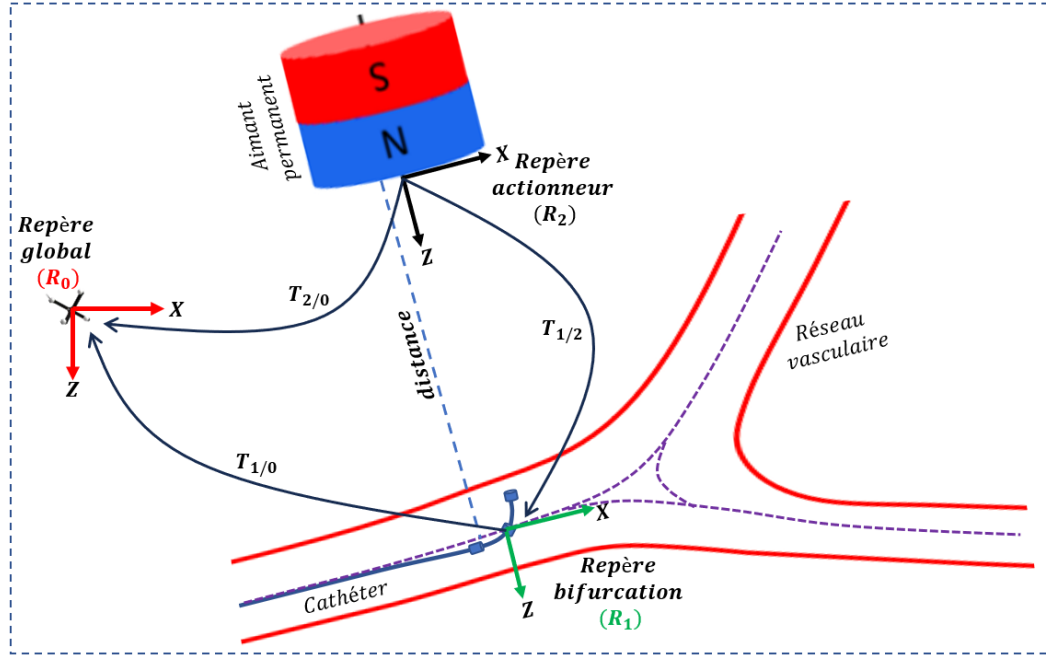


FIGURE 4.4 – Positionnement et calcul de la pose de l'actionneur par rapport à une bifurcation.

Pour calculer numériquement la pose de l'actionneur par rapport à une bifurcation, nous avons mis en place une méthode de calcul basée sur les informations tirées de chaque bifurcation. En effet, grâce à la méthode de planification de trajectoire présentée dans la section précédente, il est possible de connaître les données des axes centraux de l'artère mère et de l'artère fille ciblée. Nous utilisons ces informations dans le calcul des poses de l'actionneur illustré dans la Figure 4.4 :

1. Définir le repère de la bifurcation (R_1 [X_1 , Y_1 , Z_1]) : ce repère est défini par un point d'origine situé à 10 mm de la fin de l'axe central de l'artère mère. L'axe Z_1 est perpendiculaire à l'axe central de l'artère mère au point d'origine et dirigé vers le sens opposé de l'artère fille cible. Pour construire un repère orthonormé direct, l'axe X_1 est perpendiculaire à l'axe Z_1 et dirigé vers le sens de l'évolution de l'axe central de l'artère mère.
2. Définir le repère de l'actionneur magnétique (R_2 [X_2 , Y_2 , Z_2]) : ce dernier sera utilisé pour calculer la pose de l'actionneur. En effet, pour satisfaire les deux conditions d'orientation perpendiculaire et une distance d'actionnement $d = 15$ cm, nous orientons les deux axes X_2 et Z_2 colinéaires aux deux axes

X1 et Z1. Cela permet de mettre l'actionneur en position perpendiculaire à l'artère mère. Pour assurer la distance d'actionnement nous translatons le repère R_2 de $d = 15$ cm par rapport au repère R_1 . Nous pouvons remarquer que la matrice de transformation entre le repère R_1 et R_2 est une simple translation :

$$T_{2/1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3. Calcul de la pose finale : le but est d'exprimer la pose de l'actionneur magnétique dans le repère global du fantôme vasculaire R_0 [X0, Y0, Z0], dans le cas clinique cela revient à positionner l'actionneur dans le repère du patient. Comme les données numériques de l'anatomie du fantôme sont exprimées dans le repère global du fantôme, la transformation du repère R_2 dans le repère R_0 est connue. Enfin, la formule suivante permet d'exprimer les coordonnées de la pose de l'actionneur dans le repère global R_0 :

$$\begin{aligned} T_{2/0} &= T_{2/1} \times T_{1/0} \\ T_{2/0} &= T_{2/1} \times T_{0/1}^t \end{aligned}$$

4.2.3 Implémentation et choix des poses

Dans les sections précédentes de ce chapitre nous avons expliqué la méthodologie permettant de planifier la trajectoire de navigation ainsi que la méthode de calcul des poses de l'actionneur magnétique pour guider le cathéter au niveau des bifurcations. Nous proposons dans la présente section d'intégrer ces méthodes dans une interface utilisateur dédiée à la planification et le calcul des poses de l'actionneur magnétique.

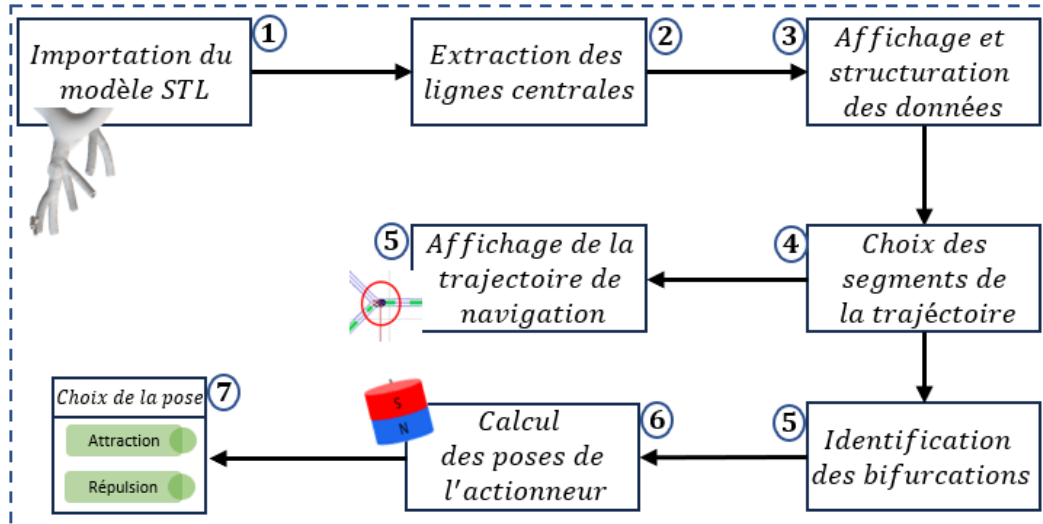


FIGURE 4.5 – Les étapes de planification des poses de l'actionneur magnétique dans un réseau vasculaire.

Pour planifier et calculer les poses de l'actionneur magnétique dans un réseau vasculaire, nous avons proposé la méthode présentée dans la Figure 4.5. Les trois premières étapes de cette méthode correspondent à la planification de trajectoire présentée dans la section précédente de ce chapitre, tandis que l'étape quatre permet de donner la main à l'utilisateur pour choisir le point de départ, le point d'arrivée et les segments constituant le chemin de navigation. A la suite de cette étape, la trajectoire planifiée est affichée et les bifurcations sont identifiées. En effet, les informations relatives à chaque bifurcation (ligne centrale, repère bifurcation et repère actionneur) sont sauvegardées et utilisées dans la méthode de calcul des poses de l'actionneur.

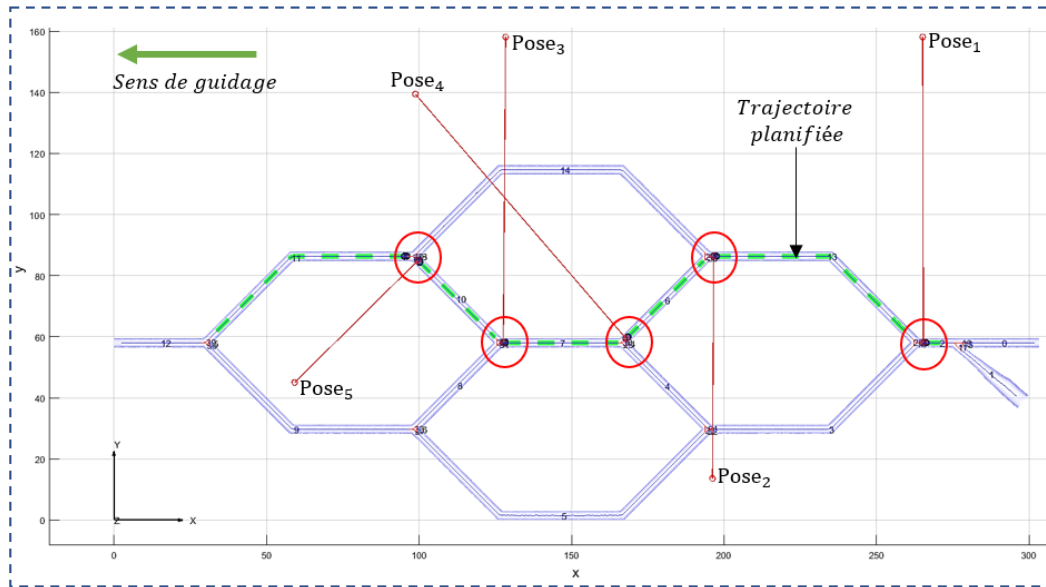


FIGURE 4.6 – Résultat de la planification de trajectoire et calcul des poses de l'actionneur pour le passage des bifurcations.

En appliquant cette méthodologie sur la trajectoire planifiée dans la Figure 4.2, nous avons obtenu les poses permettant de faire naviguer le cathéter dans les bifurcations présentes sur le chemin. Ce résultat présenté dans la Figure 4.6, montre que la trajectoire présente cinq bifurcations d'où le calcul de cinq poses de l'actionneur.

Dans le chapitre 3, nous avons montré l'intérêt d'exploiter les deux pôles de l'actionneur magnétique afin de manipuler le cathéter en mode attraction ou répulsion. De plus, nous avons même développé et conçu notre actionneur pour qu'il soit capable de répondre à ce critère. Pour cela, nous souhaitons intégrer cette option dans notre planificateur de poses d'actionneur afin de donner plus de choix à l'utilisateur en terme de poses de manipulation dans une même bifurcation.

Nous avons appliqué cela sur le même exemple de la Figure 4.6. Dans cette dernière, nous remarquons que les poses 1,3 et 4 sont dirigées vers le haut alors que les poses 2 et 5 sont dirigées vers le bas. Dans une telle situation, il est possible que les poses 2 et 5 soient dans l'une des situations suivantes :

1. Position singulière : où la pose calculée est en dehors de la la zone de mani-

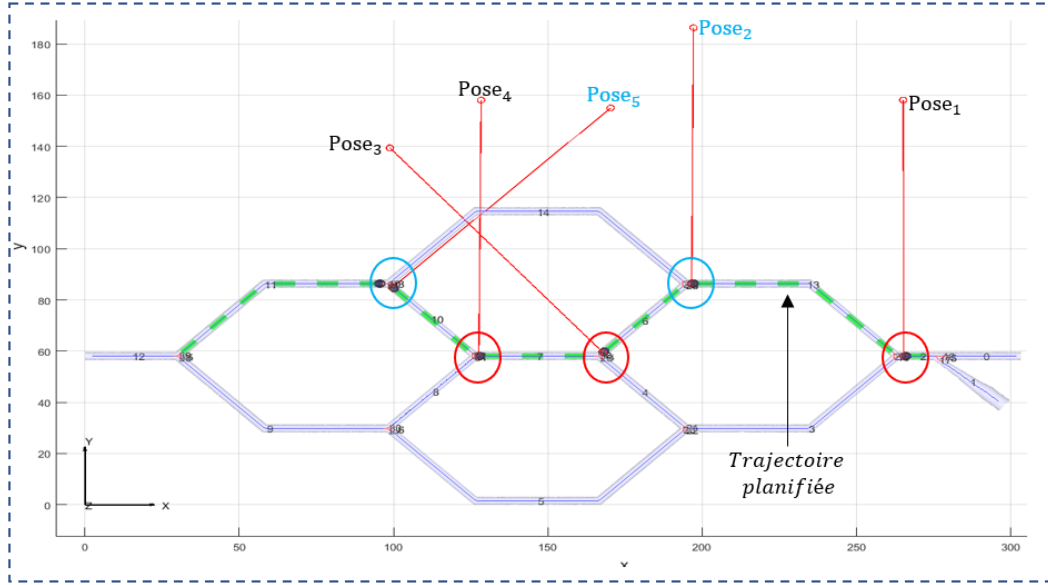


FIGURE 4.7 – Résultat de calcul des poses de l'actionneur pour le passage des bifurcations en combinant les deux modes attraction et répulsion.

pulation du robot manipulateur.

2. Position en collision : où la pose calculée est irréalisable vu que son exécution entraîne une collision avec un autre composant de la plateforme. Ce problème de collision sera traité dans la suite de ce chapitre.
3. Complexité des mouvements : il est possible que le passage de la pose précédente vers la pose suivante soit complexe. En effet, dans le but de minimiser les mouvements du robot et avoir des trajectoires robot plus simple, le changement de la pose suivante est souhaitable.

Dans l'un des cas cités ci-dessus, les deux poses 2 et 5 peuvent être exécutées en mode répulsion ce qui facilite la transition entre les poses de l'actionneur et maintient le même niveau de performances magnétiques. Le résultat de calcul des poses 2 et 5 en mode répulsion est présenté dans la Figure 4.7. En effet, les deux poses sont toujours perpendiculaires à l'artère mère ce qui ne change pas la méthode de calcul, cependant la polarisation de l'actionneur est inversée d'où l'application d'un angle de 180° autour de l'axe Y_2 du repère R_2 (repère actionneur voir Figure 4.4).

4.3 Plateforme robotique pour la navigation

Afin d'évaluer les performances de notre cathéter magnétique, de valider la stratégie de navigation et de démontrer la faisabilité et l'efficacité de notre application pour le prélèvement et l'injection dans le réseau vasculaire, nous avons mis au point une plateforme robotique de navigation pour les cathéters magnétiques (PRNCM). Cette plateforme est conçue pour reproduire certaines conditions cliniques liées à

la physiologie, ainsi que pour l'exécution des poses de l'actionneur. Elle est composée de plusieurs éléments matériels, chacun doté d'une fonctionnalité spécifique permettant d'accomplir une tâche précise. L'ensemble de ces composants confère à cette plateforme la capacité de répondre aux exigences techniques et de surmonter les défis limitant les tests et la validation des différentes méthodes et applications proposées dans le cadre de cette thèse.

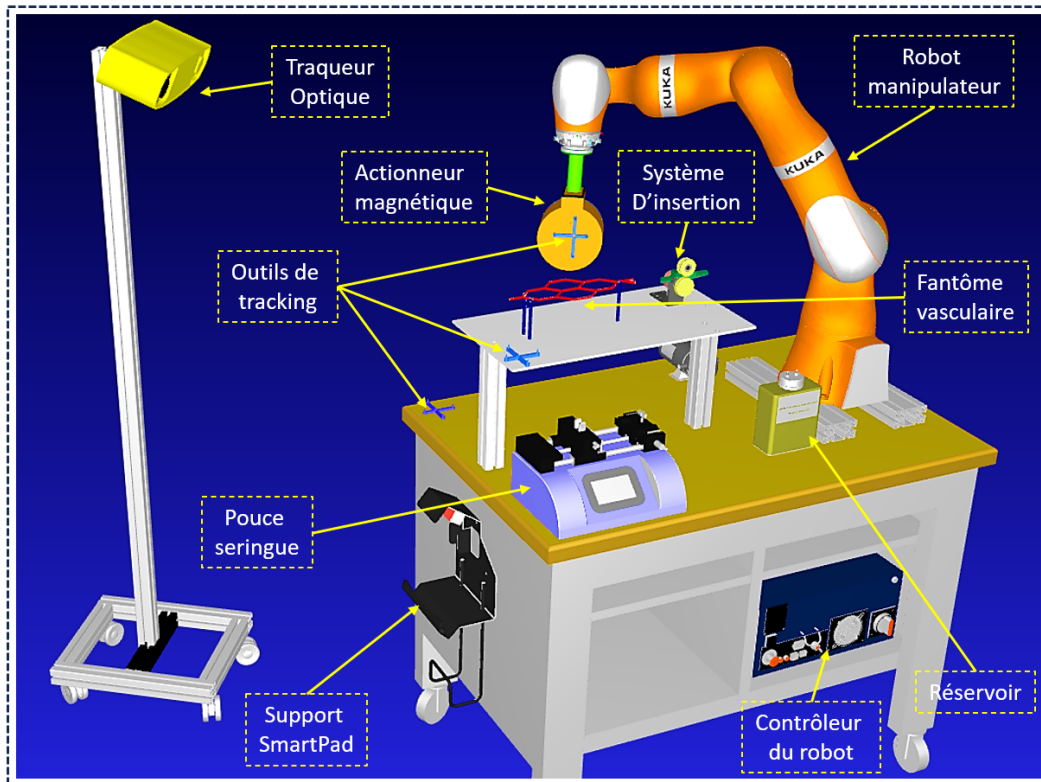


FIGURE 4.8 – Plateforme robotique de navigation pour les cathéters magnétiques.

Pour répondre à notre cahier des charges, la Figure 4.8 dévoile le modèle numérique de la plateforme robotique dédiée à la navigation. Les composants de la plateforme présentés dans la Figure 4.8, sont regroupés en trois catégories distinctes :

1. Les composants robotiques : il s'agit des composants permettant le positionnement et la navigation du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire :
 - Le robot manipulateur.
 - L'actionneur magnétique.
 - Le système d'insertion.
2. Les composants optiques : c'est les composants assurant la partie recalage de la plateforme et la visualisation des navigations magnétiques :
 - Traqueur optique.
 - Outils de recalage.
3. Les composants liés à la procédure : il s'agit des composants permettant la réalisation de l'application principale de notre travail de recherche :

- Le cathéter magnétique.
- Le pousse seringue.
- Le fantôme vasculaire et le circuit fluidique.

L'ensemble de ces composants doit être réalisé pour mettre en place la plateforme robotique. Pour cela, nous proposons dans la suite de cette section, de détailler les caractéristiques techniques de chaque composant, sa fonctionnalité ainsi que leur intégration dans la plateforme.

4.3.1 Système d'insertion du cathéter magnétique

D'un point de vue manipulation du cathéter magnétique, deux actions sont essentielles : son orientation au niveau des bifurcations et son avancement à travers l'arbre vasculaire. Pour la première action, nous avons mis en place l'actionneur magnétique décrit dans le chapitre 2, qui permet de guider le cathéter au niveau des bifurcations. Dans cette section, nous nous concentrons sur l'avancement du cathéter dans le réseau vasculaire. En effet, pour atteindre une bifurcation, il est nécessaire de faire avancer le cathéter le long de l'artère mère. À cet effet, nous avons développé le système d'insertion dédié au cathéter magnétique présenté dans la Figure 4.9-a.

4.3.1.1 Conception et prototypage du système

Le dispositif d'insertion du cathéter devra permettre d'effectuer des mouvements d'avancement, de recul et de mise à l'arrêt du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire. En effet, l'avancement du cathéter permet d'atteindre la bifurcation, sa mise à l'arrêt nous permet de positionner l'actionneur pour le guidage, tandis que son recul permet de le retirer à la fin de la procédure. Nous avons donc discerné qu'il s'agit d'un mouvement de translation qui doit être transmis au cathéter. À cet effet, deux techniques sont envisageables : la mise en œuvre d'un mouvement de translation direct ou la mise en œuvre d'un mouvement de translation indirect par conversion d'un mouvement rotatif. La première technique a été aisément écartée de notre choix, compte tenu de la longueur importante du cathéter, ce qui engendrerait un système plus encombrant. Par conséquent, nous avons opté pour la seconde technologie.

La représentation 3D de la Figure 4.9-b illustre la conception de notre système d'insertion du cathéter magnétique. Dans cette perspective, notre approche s'est orientée vers l'élaboration d'une structure mécanique réduisant considérablement l'encombrement, reposant sur l'utilisation de deux roues à engrenages, l'une étant motorisée tandis que l'autre est entraînée par la première. Cette configuration permet de générer un mouvement rotatif inversé entre les deux roues, et grâce à la présence du cathéter magnétique au point de contact des deux roues dentées, la conversion du mouvement rotatif des roues en un mouvement de translation du cathéter magnétique est rendue possible. D'un point de vue pratique, la roue non motorisée est ajustable pour pouvoir régler la pression appliquée sur le cathéter et éviter un éventuel glissement lors du mouvement.

Pour contrôler la position et la vitesse d'avancement du cathéter nous avons motorisé le système d'insertion. Le choix de la technologie et du type de moteur est

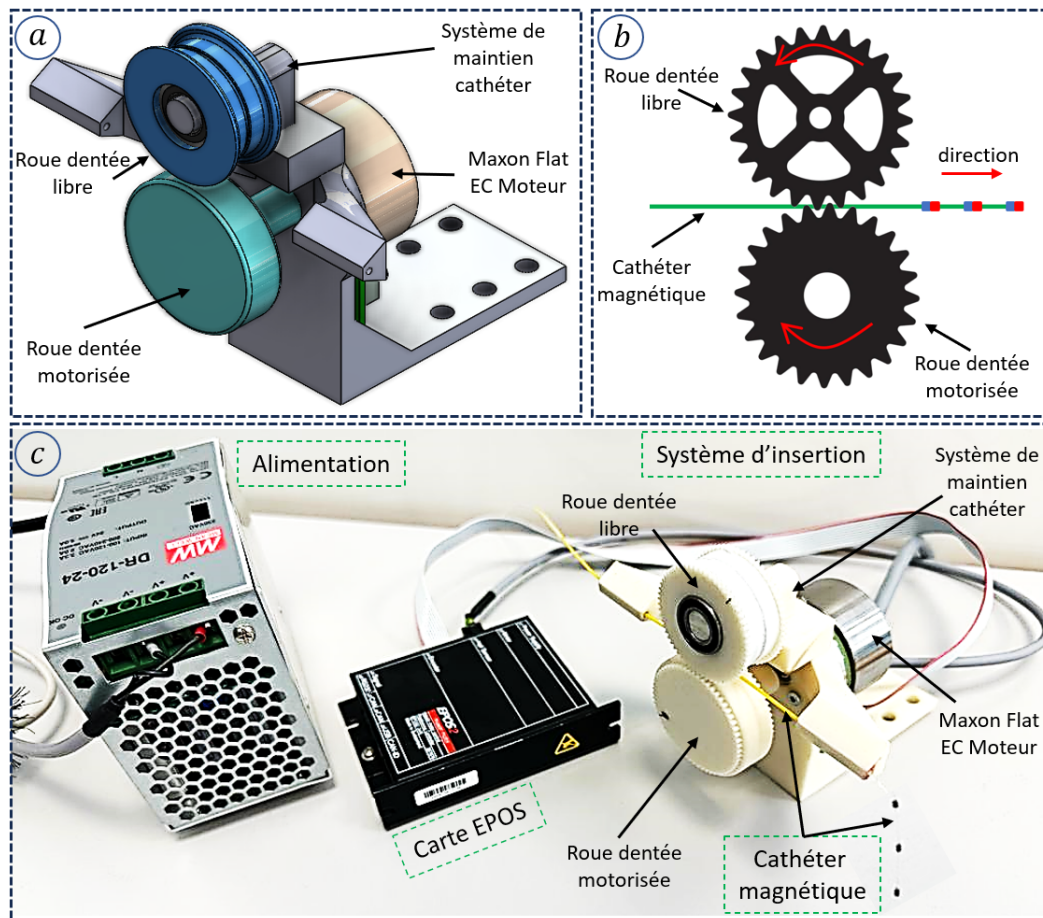


FIGURE 4.9 – Conception, prototypage et principe de fonctionnement du système d'insertion du cathéter magnétique : (a)- conception du système d'insertion du cathéter ; (b)- principe de propulsion du cathéter ; (c)- prototype du système d'insertion.

important pour pouvoir répondre aux spécificités de notre système. Le paramètre le plus important est le positionnement du cathéter, en effet, un positionnement précis améliore la navigation du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire. De plus, le moteur choisi doit disposer d'une charge radiale dynamique suffisante pour faire avancer le cathéter. Pour répondre à ce cahier des charges, nous avons fait le choix d'utiliser un moteur à courant continu sans balais BLDC (Brushless DC Motor) extrêmement fiable et conçu pour offrir de meilleures performances. Sa haute densité de puissance permet une réduction de la taille globale du système. Il fonctionne silencieusement, même à haute vitesse. Cette variante est idéale pour les applications médicales. De plus, son couple de démarrage peut atteindre jusqu'à 276 mNm. Son couple pic peut atteindre 2 278 mNm et sa vitesse maximale peut atteindre 10 000 tr/min.

Le moteur BLDC utilisé dans notre plateforme est le *EC 45 flat* fourni par l'entreprise *Maxon Motor* spécialisée dans l'entraînement de haute précision. Les caractéristiques techniques de ce moteur sont listées dans le tableau 4.1. D'après les

TABLE 4.1 – Caractéristiques techniques du moteur BLDC *EC 45 flat*.

Caractéristiques	Valeurs	Unité
Nombre de paires de pôles	8	–
Poids total du moteur	141	g
Résolution du codeur	1024	pts
Vitesse maximale	10 000	rpm
Charge radiale dynamique	21	N
Charge axiale statique	50	N

données constructeur et le test du fonctionnement de ce moteur nous avons obtenu les résultats suivants :

- Sachant que le moteur dispose d'un codeur de 1024 pts à quatre pistes (4096 qc), cela permet d'obtenir un déplacement linéaire de 3.14 cm pour chaque tour moteur.
- D'après cette information nous pouvons obtenir un déplacement minimal angulaire et linéaire de 0.09° et $7.6 \mu\text{m}$ respectivement.
- La vitesse rotative maximale du moteur est de 10 000 tr/min ce qui permet d'atteindre des vitesses linéaires allant jusqu'à 500 cm/sec.
- Le moteur peut encaisser une charge radiale allant jusqu'à 21 N ce qui est largement inférieur à la force motrice hydrodynamique maximale ($5 \cdot 10^{-6} \text{N}$).
- Ce moteur dispose d'un châssis cylindrique de 45 mm de diamètre et 27 mm de hauteur (voir Figure 4.9-a) pour un poids de 141 g.

4.3.1.2 Validation des performances du système d'insertion

Étant donné que le but principal du système d'insertion est de positionner le cathéter dans le réseau vasculaire, nous avons développé un protocole expérimental visant à évaluer les performances de ce système. Ce protocole consiste à faire évoluer le cathéter dans un canal de 5 mm de diamètre et une longueur de 140 mm. Le cathéter est contrôlé à une distance et une vitesse prédéterminée, tout en enregistrant l'opération à l'aide d'une caméra. L'évolution du cathéter implique son avancement dans le canal, suivi d'un recul vers sa position de départ.

Les tests présentés dans la Figure 4.10-a ont été réalisés en utilisant le cathéter magnétique développé dans le chapitre 2 et le système d'insertion. Les deux consignes envoyées au moteur sont la vitesse linéaire et la distance qui correspondent à 45 mm/sec et 90 mm respectivement. En se basant sur les résultats de la Figure 4.10-a, nous remarquons que le cathéter démarre de sa position initiale située à 80 mm sur la règle de référence et atteint son point final situé à 170 mm en une durée de 2 sec. Ce résultat confirme le bon fonctionnement du système d'insertion, permettant de positionner le cathéter aux point désiré.

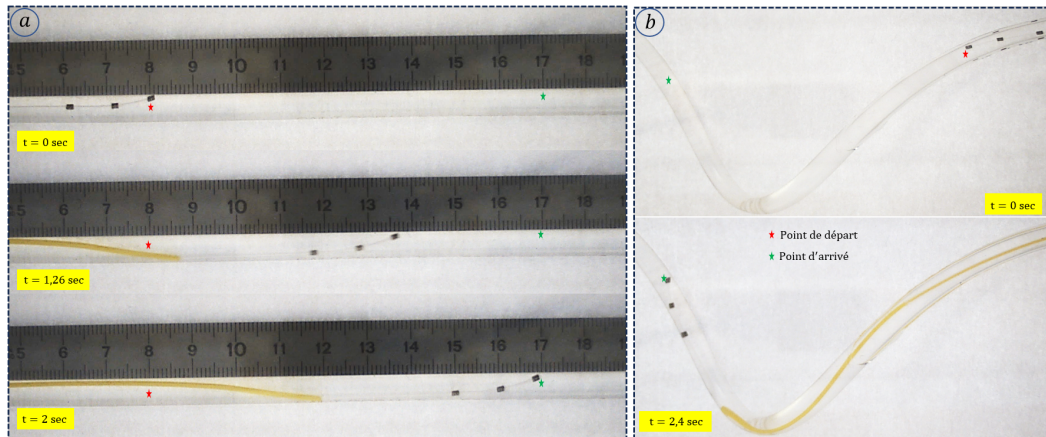


FIGURE 4.10 – Évaluation des performances du système d'insertion du cathéter : (a)- positionnement dans un canal linéaire ; (b)- positionnement dans un canal tortueux.

4.3.2 Robot manipulateur

L'utilisation d'un système de positionnement de l'actionneur magnétique par rapport aux bifurcations est nécessaire. Dans notre cas, l'actionneur est fixé à l'extrémité d'un robot manipulateur à 7 axes, le KUKA IIWA R14 présenté dans la Figure 4.11-b, qui possède 6 degrés de liberté. L'objectif principal de l'utilisation d'un robot manipulateur dans le domaine médical est de répondre aux exigences de l'espace de travail. De nombreux travaux ont démontré une meilleure navigation des cathéters magnétiques en utilisant des systèmes d'actionnement magnétiques fixes. Cependant, l'espace confinés de ces systèmes posent un problème. En utilisant un robot manipulateur, l'espace de travail n'est occupé que pendant la navigation et est libéré avant et après la procédure. C'est pourquoi nous avons choisi un robot manipulateur collaboratif.

L'enveloppe de travail du robot KUKA IIWA R14 présenté dans la Figure 4.11 démontre sa capacité étendue. En effet, il permet d'atteindre une distance maximale de 820 mm, ce qui lui confère une grande portée. De plus, le joint 1 du robot offre une flexibilité angulaire remarquable, capable de couvrir un angle allant de -170 à $+170$ degrés. Cette capacité à effectuer des mouvements étendus permet au robot de travailler dans un volume de travail important, offrant ainsi une couverture spatiale étendue pour diverses tâches. Ces caractéristiques techniques font que le KUKA IIWA R14 est le choix pour notre application médicale.

La redondance cinématique du robot KUKA IIWA R14 permet d'effectuer des mouvements dans l'espace nul, offrant ainsi une flexibilité accrue dans certaines situations. Par exemple, il peut être nécessaire de reconfigurer le bras du robot tout en maintenant la position et l'orientation de l'aimant, que ce soit pour libérer de l'espace pour un autre composant de la plateforme, permettre l'accès au patient lors d'une angiographie ou ajuster l'angle de vue pour une meilleure observation de l'arbre vasculaire lors d'un cas clinique. Grâce à la redondance cinématique, l'opérateur peut facilement modifier la configuration du bras du robot en utilisant le mouvement de l'espace nul, qui correspond aux mouvements internes du bras.

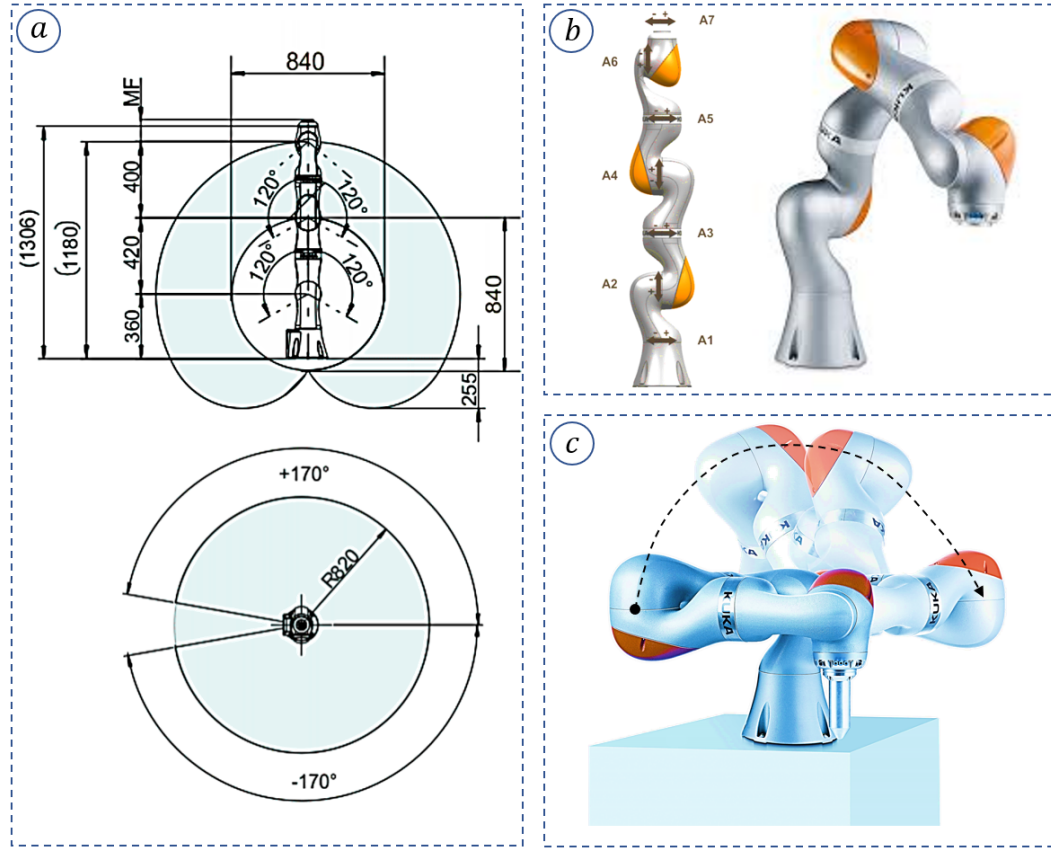


FIGURE 4.11 – Caractéristiques techniques du robot KUKA IIWA R14 : (a)- enveloppe de travail du robot ; (b)- axes du bras manipulateur ; (c)- redondance cinématique du robot collaboratif.

Cette fonctionnalité supplémentaire de manipulation offre une meilleure flexibilité et peut être utilisée lorsque nécessaire, offrant ainsi une solution adaptable aux besoins spécifiques de chaque situation. Pour le contrôle de cette redondance cinématique, le nombre de solutions en terme d'articulation est donnée par l'équation suivante :

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^\dagger \dot{\mathbf{x}} + \mathbf{N} \dot{\mathbf{q}}_c$$

où $\mathbf{N}$ est la matrice de projection de l'espace nul et $\dot{\mathbf{q}}_c$ est une commande de vitesse angulaire. $\dot{\mathbf{q}}_c$ est couramment utilisé pour optimiser certains critères.

Comme pour tout robot ou système de positionnement, la charge admissible est déterminée par la somme des couples moteurs maximaux générés au niveau des joints du robot. Comme spécifié par le fabricant, la charge admissible du robot KUKA IIWA R14 est fixée à 14 Kg, cependant, il convient de noter que cette charge maximale est applicable dans des conditions spécifiques. En effet, lorsque deux outils de masse identique sont attachés, mais avec des bras de levier différents, cela entraîne des couples résistants différents. En se basant sur les caractéristiques techniques de l'actionneur magnétique présentées dans la Figure 4.12, nous remarquons que le centre de masse de l'actionneur est défini à une distance de 163 mm le long de

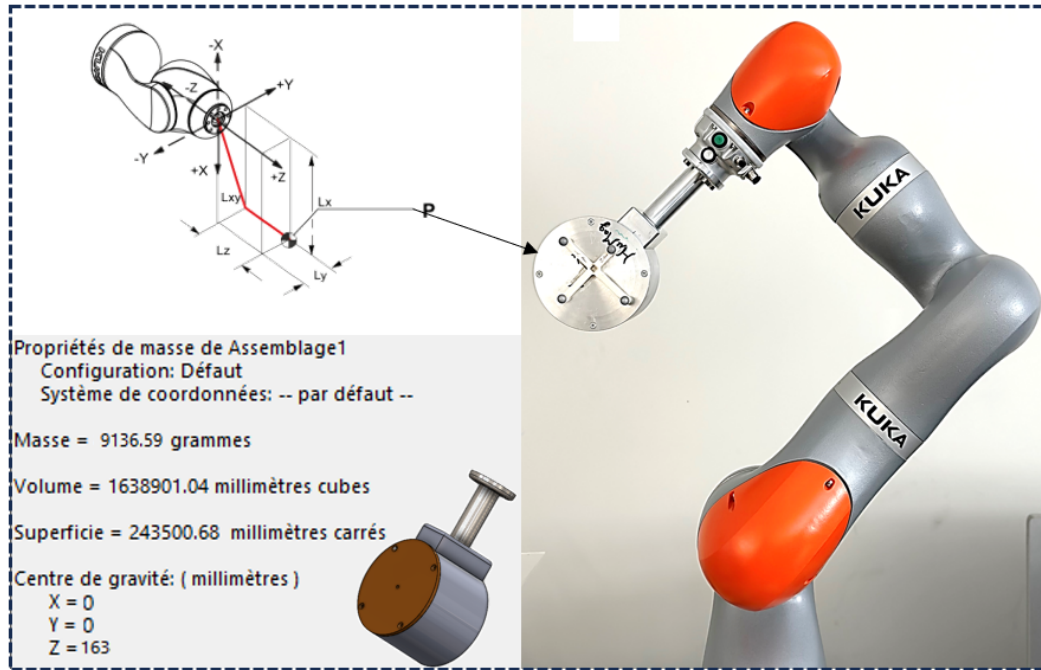


FIGURE 4.12 – Charge admissible du robot manipulateur Kuka iiwa R14.

l'axe Z de l'organe terminal et sa masse total est d'environ 9 Kg. Pour ces données techniques, le constructeur indique une charge admissible de 10 Kg.

4.3.3 Recalage par suivi optique

Dans le cadre de notre application et de nos travaux de thèse, nous avons développé une méthode de recalage de position de l'actionneur pour corriger ou mettre à jour les poses de celui-ci en cas de mouvement du fantôme vasculaire. Dans notre méthode de navigation, les poses de l'actionneur sont calculées par rapport aux bifurcations présentes sur le chemin de navigation menant à l'artère cible. Cependant, dans certaines situations (dans le cas réel), le fantôme vasculaire peut bouger pour diverses raisons, comme les mouvements naturels dus à la gravité ou les mouvements volontaires liés aux ajustements de la table patient pour un besoin d'imagerie ou autre. Lorsque de tels mouvements surviennent, la pose initialement calculée de l'actionneur risque de ne plus être adéquate, entraînant ainsi un mauvais guidage du cathéter vers l'artère cible.

Pour ces erreurs de positionnement, nous avons développé notre méthode de recalage en position dans le but d'ajuster automatiquement la pose de l'actionneur en cas de besoin. Ce recalage intervient dès que des mouvements du fantôme vasculaire sont détectés en mettant à jour la pose de l'actionneur en fonction des informations sur l'erreur induite. Grâce à cette méthode, nous sommes en mesure de garantir une navigation précise et fiable du cathéter ainsi d'offrir à l'utilisateur la possibilité de maintenir la procédure de navigation, malgré les éventuels mouvements du fantôme. En intégrant cette approche de recalage de position dans notre procédure de

navigation, nous améliorons significativement les performances de notre plateforme robotique.

4.3.3.1 Système de suivi optique

Pour réaliser le recalage de position de l'actionneur en cas de mouvements du fantôme vasculaire, notre approche s'est appuyée sur l'utilisation d'une technique de suivi optique basée sur le système Polaris Vicra, conçu par NDI (Northern Digital Inc.). Ce système offre une précision de suivi remarquable, avec une résolution de positionnement pouvant atteindre 0.1 mm, cette haute précision est essentielle pour réaliser un recalage précis de la position de l'actionneur. De plus, le système Polaris Vicra offre une zone de suivi étendue, couvrant un volume de plus de 648 132 cm³ situé à 557 mm du centre du système (voir Figure 4.13-a). Cette capacité permet de suivre simultanément les mouvements de plusieurs outils ou marqueurs dans un espace de travail étendu. Dans le cadre des interventions médicales, cette fonctionnalité est particulièrement utile, car elle permet de suivre avec précision les déplacements d'instruments dans des environnements médicaux complexes. Dans le domaine médical, le système de suivi optique Polaris Vicra trouve de multiples applications. Il est largement utilisé en chirurgie assistée par ordinateur pour suivre en temps réel les instruments chirurgicaux et les mouvements du patient pendant l'intervention. Cette utilisation permet aux chirurgiens de réaliser des actions avec une précision exceptionnelle sur le corps du patient, assurant ainsi des procédures plus sûres et plus précises.

4.3.3.2 Détection de l'erreur et recalage du positionnement

L'objectif de cette partie est de présenter la méthode utilisée pour assurer le recalage de la pose de l'actionneur en utilisant le système de suivi optique. La Figure 4.13-b illustre les composants utilisés et les changements de repère à effectuer. En effet, nous utilisons trois outils dans la plateforme robotique :

- (O_{fant}) : Cet outil est lié au fantôme vasculaire pour permettre de détecter les mouvement de ce dernier.
- (O_{ref}) : est l'outil de référence ayant un repère R_{ref} dans lequel toutes les positions calculées seront exprimées.
- (O_{rob}) : cet outil est attaché rigidement à l'actionneur magnétique porté par le robot manipulateur, permettant de détecter la pose de l'actionneur.

Comme illustré dans la Figure 4.14, cinq étapes sont nécessaires pour réaliser le recalage des poses de l'actionneur :

1. Acquisition : Cette étape intervient immédiatement lors de l'établissement d'une communication avec le traqueur optique. Lorsque les outils sont présents dans l'espace de travail du dispositif, ils sont détectés en temps réel, ce qui nous permet d'acquérir les poses de chaque outil dans le repère du traqueur optique. En conséquence, les matrices de transformation $T_{\text{vic}}^{\text{rob}}$, $T_{\text{vic}}^{\text{ref}}$ et $T_{\text{vic}}^{\text{fant}}$ illustrées dans la 4.13-b sont des données connues tant que l'acquisition est opérationnelle.

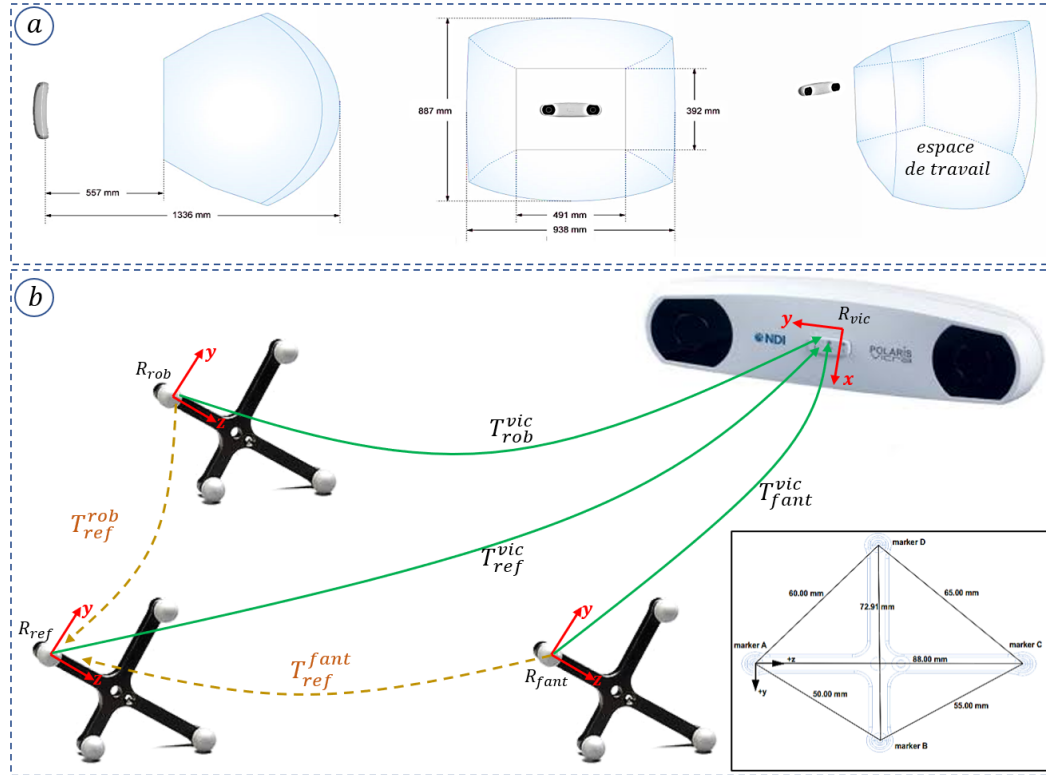


FIGURE 4.13 – Dispositif optique pour le recalage : (a)- espace de travail du système polaris vica, (b)- principe de recalage optique.

2. Transformation : c'est l'étape qui permet de connaître la pose du fantôme et de l'actionneur dans le repère référentiel R_{ref} . Pour se faire, nous devons calculer les deux matrices de transformations T_{ref}^{fant} et T_{ref}^{rob} illustrées dans la Figure 4.13-b :

$$T_{ref}^{fant} = T_{vic}^{fant} \times {}^tT_{vic}^{ref}$$

$$T_{ref}^{rob} = T_{vic}^{rob} \times {}^tT_{vic}^{ref}$$

3. Détection : à cette étape l'erreur de positionnement peut être détectée. En effet, nous commençons par extraire les valeurs de translation (X,Y,Z) et les angles d'Euler (A,B,C) des poses de l'actionneur et du fantôme à partir des matrices de transformations déjà calculées :

La quatrième colonne de la matrice de transformation représente les vecteurs de translation le long des axes X , Y et Z , respectivement :

$$\begin{cases} X_{fant} = T_{ref}^{fant}(1,4) & , & Y_{fant} = T_{ref}^{fant}(2,4) & , & Z_{fant} = T_{ref}^{fant}(3,4) \\ X_{rob} = T_{ref}^{rob}(1,4) & , & Y_{rob} = T_{ref}^{rob}(2,4) & , & Z_{rob} = T_{ref}^{rob}(3,4) \end{cases}$$

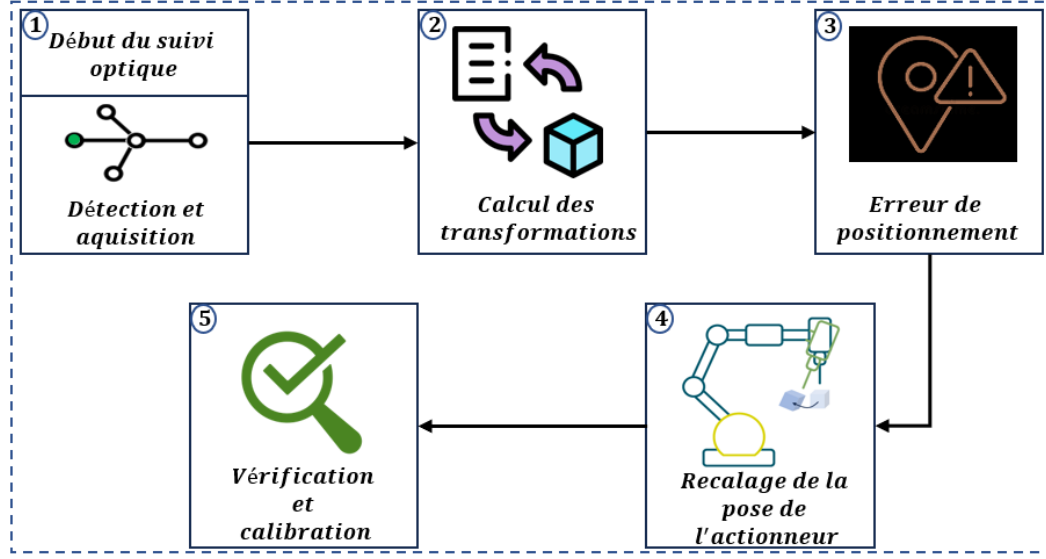


FIGURE 4.14 – Protocole de recalage des poses de l'actionneur magnétique.

Les angles d'Euler sont les rotations successives autour des axes Z , Y et X , dans cet ordre. Nous pouvons calculer ces angles en utilisant la fonction trigonométrique (**atan2**) :

$$\begin{cases} A_{\text{fant}} = \text{atan2} \left(T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(2, 1), T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(1, 1) \right) \\ B_{\text{fant}} = \text{atan2} \left(-T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(3, 1), \sqrt{[T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(3, 2)]^2 + [T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(3, 3)]^2} \right) \\ C_{\text{fant}} = \text{atan2} \left(T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(3, 2), T_{\text{ref}}^{\text{fant}}(3, 3) \right) \end{cases}$$

$$\begin{cases} A_{\text{rob}} = \text{atan2} \left(T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(2, 1), T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(1, 1) \right) \\ B_{\text{rob}} = \text{atan2} \left(-T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(3, 1), \sqrt{[T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(3, 2)]^2 + [T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(3, 3)]^2} \right) \\ C_{\text{rob}} = \text{atan2} \left(T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(3, 2), T_{\text{ref}}^{\text{rob}}(3, 3) \right) \end{cases}$$

L'extraction des poses (X, Y, Z, A, B, C) de l'outil du fantôme permet de faire une comparaison entre sa position précédente et actuelle pour détecter un éventuel mouvement et calculer l'erreur engendrée :

$$\begin{cases} \Delta X = X_i - X_f \\ \Delta Y = Y_i - Y_f \\ \Delta Z = Z_i - Z_f \end{cases} \quad \begin{cases} \Delta A = A_i - A_f \\ \Delta B = B_i - B_f \\ \Delta C = C_i - C_f \end{cases}$$

4. Correction et recalage : pour corriger l'erreur de mouvement du fantôme, il faut agir sur le robot pour repositionner correctement l'actionneur par rapport à la bifurcation. Pour cela, nous récupérons la pose actuelle de l'actionneur à travers le robot puis nous ajustons cette pose par rapport à l'erreur déjà calculée. La nouvelle pose est donc renvoyée au robot pour exécution.

5. Vérification et calibration : pour vérifier si la correction a bien été faite, nous exploitons la position de l'outil actionneur avant et après la correction pour recalculer l'erreur entre ces deux poses. Si l'erreur correspond à celle détectée sur l'outil fantôme cela veut dire que la correction a bien eu lieu. Dans ce cas, nous calibrons la plateforme pour se préparer à une nouvelle correction, cela est fait par la mise à jour de la matrice de transformation du fantôme.

4.3.3.3 Validation du recalage de la pose de l'actionneur

A- Banc de test :

Dans le but de valider le fonctionnement du recalage des poses de l'actionneur par rapport au fantôme vasculaire, nous avons mis en place un banc de test expérimental présenté dans la Figure 4.15. Ce banc est composé du système de suivi optique NDI, un repère de référence, un repère lié au fantôme, un robot ayant un outil de pointage laser au niveau de son effecteur et un repère actionneur monté sur l'outil de pointage.

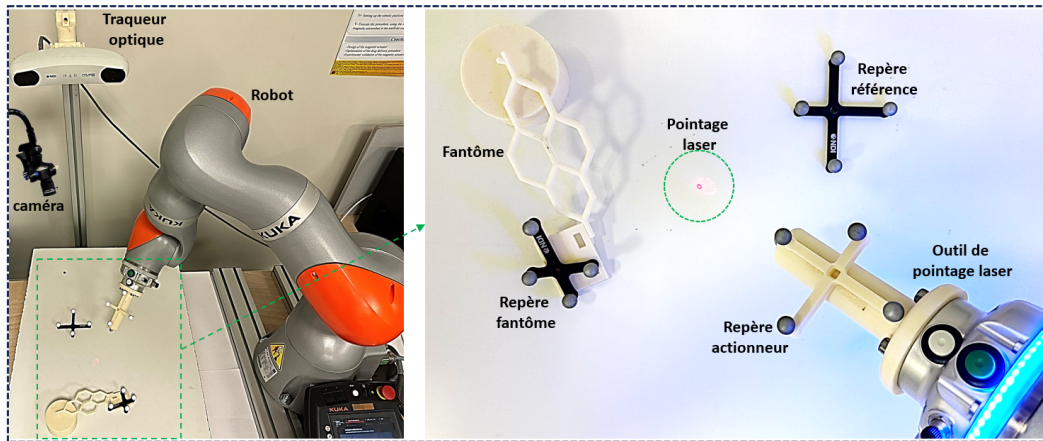


FIGURE 4.15 – Banc de test pour valider le recalage des poses de l'actionneur par rapport au fantôme vasculaire.

B- Protocole de test :

En utilisant les composants du banc présenté dans la Figure 4.15, nous testons le recalage de la pose de l'actionneur par rapport à la position du fantôme en suivant le protocole ci-après :

- Pointage : nous commençons par cibler une bifurcation du fantôme vasculaire par le laser de l'outil attaché au robot.
- Mouvement : nous appliquons un mouvement aléatoire sur le fantôme vasculaire afin de simuler un décalage entre la pose du robot et la bifurcation du fantôme. Ce décalage induit une erreur de positionnement qui peut entraîner un échec de navigation magnétique.
- Recalage : nous calculons l'erreur entre les positions initiale et finale du repère fantôme, nous corrigeons la pose du robot pour re-cibler correctement la

bifurcation en question.

C- Résultats des tests :

La Figure 4.16 présente les résultats des tests de recalage de la pose de l'actionneur lors de chaque mouvement du fantôme vasculaire. Pour ces essais, nous avons soumis le fantôme à trois mouvements aléatoires différents. Le premier mouvement est une combinaison de rotations et de translations dans les trois axes du repère de référence, créant une trajectoire complexe en trois dimensions. Les deux autres mouvements sont appliqués dans le plan du repère de référence, engendrant ainsi des déplacements dans ce plan sans impliquer de changements de hauteur.

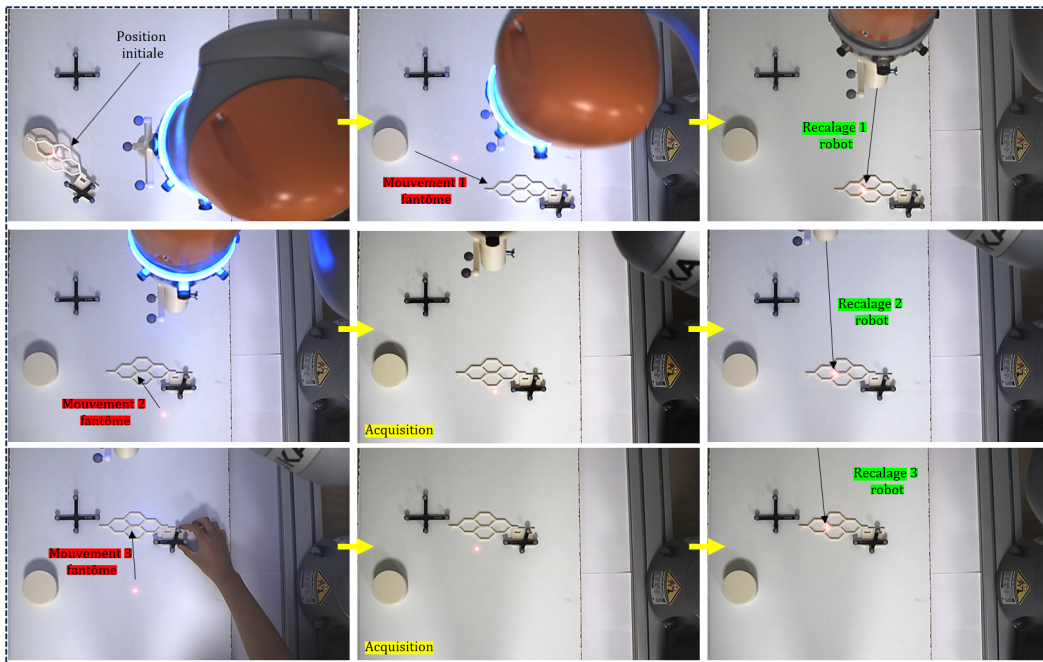


FIGURE 4.16 – Résultats des tests de recalage de la pose de l'actionneur.

Initialement, le pointeur laser du robot est positionné sur une bifurcation spécifique du fantôme (voir Figure 4.16). À chaque mouvement du modèle, nous remarquons que le robot corrige la pose de son effecteur pour suivre et cibler la bifurcation initialement sélectionnée. Ces corrections assurent un recalage entre la position du robot et le fantôme vasculaire. Cette capacité du robot à garantir le ciblage d'une bifurcation malgré les mouvements du fantôme démontre l'utilité et l'efficacité de cette fonctionnalité pour la navigation magnétique du cathéter dans le réseau vasculaire.

4.3.4 Système d'injection et de prélèvement

Dans le cadre de cette thèse, notre objectif est de développer une application médicale visant à démontrer la possibilité d'effectuer des injections ou des prélèvements ciblés à l'aide d'un cathéter magnétique. Pour atteindre cet objectif, nous avons conçu un cathéter magnétique miniature, ainsi qu'une plateforme robotique pour la navigation magnétique, et nous avons élaboré une stratégie de navigation. Cependant, pour concrétiser cette application, il est essentiel de mettre en place

un système qui permettra d'interagir avec le cathéter magnétique afin d'effectuer l'injection d'un produit ou le prélèvement depuis la zone cible. De plus, il est crucial de contrôler avec précision le volume injecté et le débit d'injection, étant donné qu'il s'agit d'une application médicale où la sécurité revêt une importance primordiale.

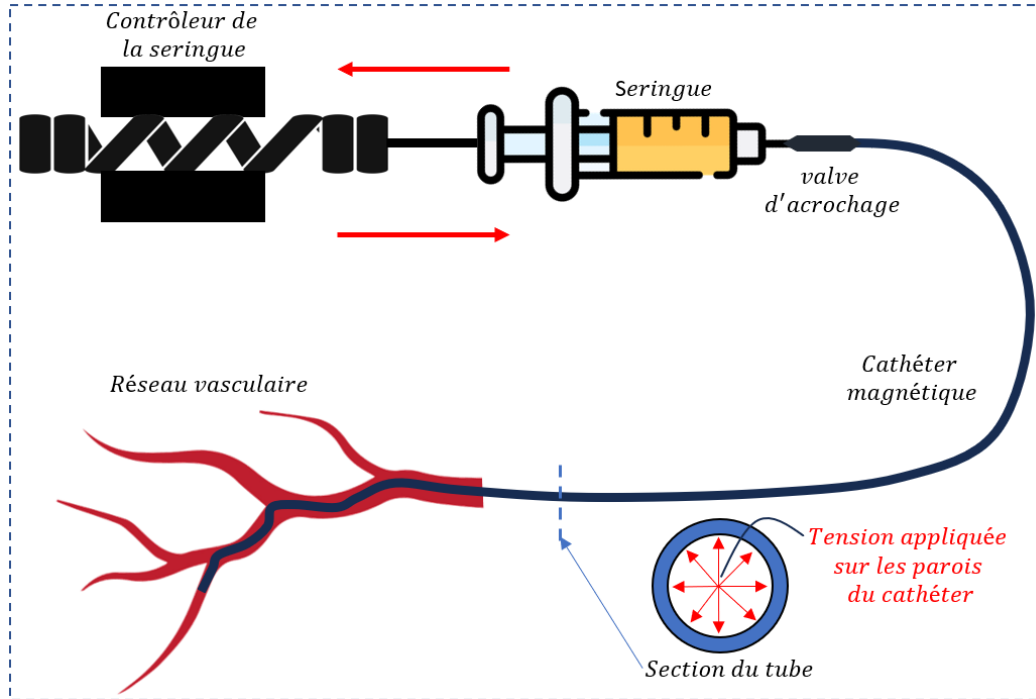


FIGURE 4.17 – Principe de fonctionnement de l'injection et le prélèvement dans le réseau vasculaire en utilisant le cathéter magnétique.

Afin de répondre aux exigences spécifiées dans le cahier des charges de ce système, nous avons présenté le principe de fonctionnement dans la Figure 4.17. Cette illustration permet d'identifier les composants nécessaires du système. Nous utilisons une seringue, qui est un composant couramment utilisé dans les applications médicales de ce type. De plus, nous interfaçons la seringue avec le cathéter à l'aide d'une valve d'accrochage qui assure une connexion étanche et sécurisée. Ainsi, pour contrôler l'injection, il suffit de manipuler la seringue en la tirant ou en la poussant, une opération que nous pouvons effectuer manuellement. Cependant, nous avons choisi d'intégrer un composant supplémentaire permettant de contrôler la direction de l'action réalisée. Ce choix a été fait principalement par la nécessité de contrôler précisément le volume, le débit et la pression de l'injection.

Le débit d'injection est le paramètre sur lequel nous agissons directement, il représente le volume de fluide qui s'écoule à travers le cathéter par unité de temps. Grâce à cette information, il est possible de contrôler le volume du liquide à injecter V . En effet, en appliquant un débit constant Q_f sur une durée t nous injectons alors un débit contrôlé donné par :

$$V = Q_f \times t$$

Pour travailler avec des pressions fluidiques permettant de maintenir une contrainte inférieure à la contrainte limite du tube du cathéter magnétique, nous procédons de la manière suivante : nous commençons par estimer la pression fluidique P_f dans le cathéter en fonction du débit, pour cela nous utilisons l'équation de Poiseuille à partir de laquelle nous pouvons exprimer la pression en fonction du débit et des caractéristiques géométriques du cathéter :

$$Q_f = \frac{P_f \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot L} \quad (4.1)$$

où P_f représente la pression fluidique dans le cathéter, r est le rayon du cathéter, η est la viscosité du fluide injecté et L est la longueur de la partie distale du cathéter.

Sachant que la loi de Laplace qui relie la pression, le rayon et l'épaisseur de la paroi d'un tube cylindrique est exprimée comme suit :

$$P_f = \frac{2 \cdot T_p}{r} \quad (4.2)$$

où T_p est la tension appliquée sur la paroi du tube (voir Figure 4.17) et r est le rayon du tube.

La limite de résistance à la traction σ_{max} représente la contrainte maximale que le matériau du cathéter peut supporter avant la rupture. La contrainte σ peut être calculée à partir de la tension T_p et de l'épaisseur de la paroi ep du cathéter :

$$\sigma = \frac{T_p}{ep} \quad (4.3)$$

En utilisant l'équation 4.1 et 4.2 dans l'équation 4.3, nous pouvons exprimer la contrainte en fonction du débit fluidique appliqué et les paramètres géométriques du cathéter :

$$\sigma = Q_f \cdot \frac{4 \cdot \eta \cdot L}{\pi \cdot ep \cdot r^3} \quad (4.4)$$

Pour déterminer la valeur maximale du débit afin de maintenir une pression adéquate, nous avons effectué des simulations en faisant varier la contrainte exprimée dans l'équation 4.4 en fonction du débit et de la viscosité du liquide injecté. Les paramètres de simulation sont résumés dans le tableau 4.2. Nous avons choisi de faire varier le débit entre 1 et 100 mL/min, cette plage couvre largement les débits sanguins des patients qui ne dépassent généralement pas les 30 mL/min. En ce qui concerne la viscosité du liquide, nous avons appliqué une variation allant de 1 à 1000 cP, englobant ainsi différents types de liquides, allant de ceux ayant une faible viscosité comme l'eau (1 cP) à la glycérine ayant une viscosité plus élevée de 1000 cP.

Selon les résultats présentés dans la Figure 4.18, nous observons que l'augmentation du débit et de la viscosité entraîne une augmentation de la contrainte exercée sur les parois du cathéter. En se basant sur les caractéristiques mécaniques du tube du cathéter, le fabricant spécifie une contrainte limite de 40 MPa. Cependant, la contrainte maximale calculée s'élève à 27,46 MPa, avec une viscosité de 1000 cP et

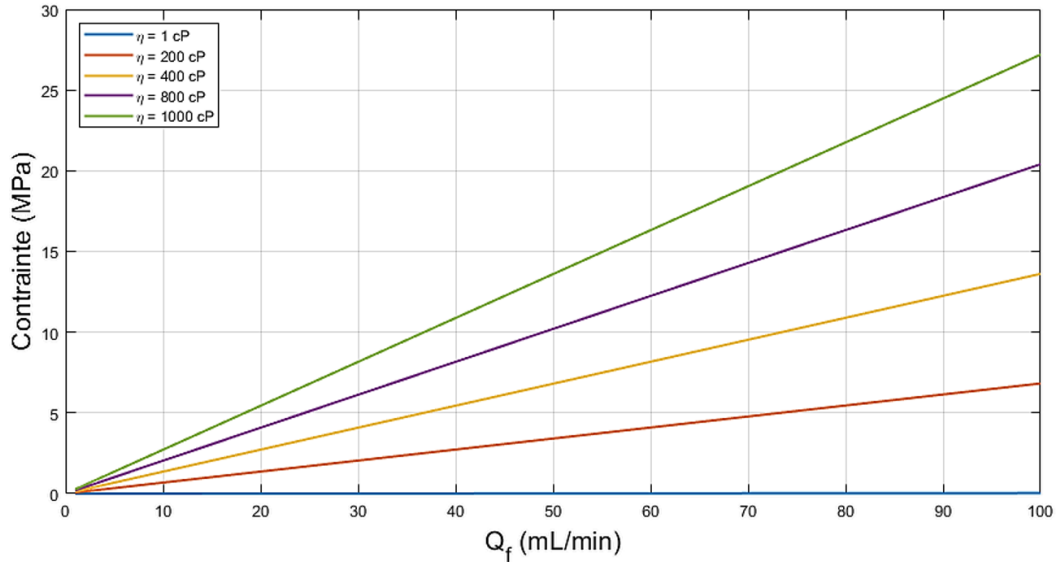


FIGURE 4.18 – Variation de la contrainte fluide sur les parois du cathéter en fonction du débit et de la viscosité du liquide.

TABLE 4.2 – Paramètres du liquide injecté et ceux du cathéter magnétique.

Paramètres	Valeurs	Unité
Débit : Q_f	[1 - 100]	mL/min
Viscosité : η	[1 - 1000]	cP
Longueur : L	10	cm
Rayon : r	0.5	mm
Épaisseur : ep	0.05	mm

un débit de 100 mL/min. Ces résultats affirment que même à des conditions extrêmes d'utilisation en terme de débit et de viscosité nous assurons une contrainte largement inférieure avec un coefficient de sécurité de 1.45.

Comme montré dans la Figure 4.19, le système d'injection et de prélèvement intègre un pousse-seringue (11 Pico Plus Elite de chez Harvard Apparatus). Ce système est conçu pour des applications médicales exigeant des débits extrêmement faibles et précis, allant de 0,54 pL/min à 11,70 mL/min avec la possibilité d'intégrer deux seringues d'un volume allant de 0,5 μ L à 10 mL. Vis-à-vis de notre application, ce pousse-seringue offre un double fonctionnement perfusion/prélèvement et il est particulièrement adaptée à des applications telle que la micro-dialyse. Grâce à sa connectivité avancée, incluant une pédale de commande, un port série USB pour le contrôle par ordinateur, des ports RS-485 (ou RJ-11 en option) pour les pompes en guirlande, ainsi que des E/S numériques pour la télécommande, nous pouvons donc intégrer son contrôle à distance dans l'interface utilisateur que nous présenterons dans la dernière section de ce chapitre.

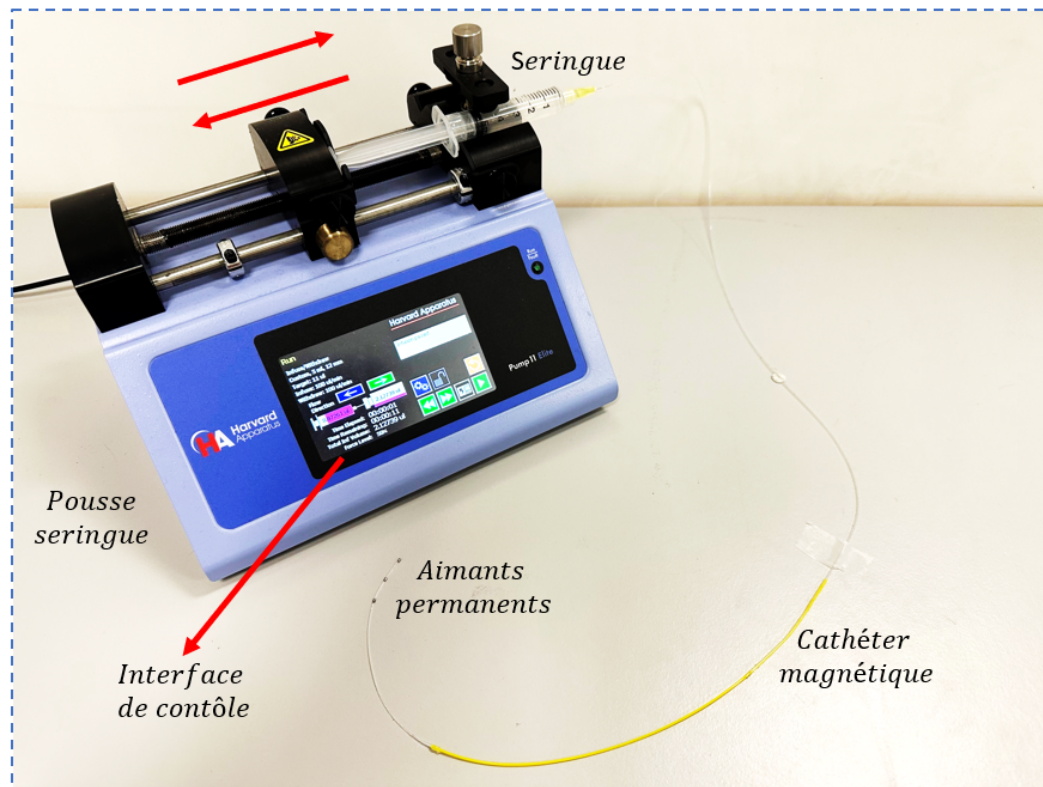


FIGURE 4.19 – Système d'injection et de prélèvement intégrant un pousse-seringue de Harvard Apparatus.

4.3.5 Système d'enregistrement de la navigation

Dans le but de pouvoir visualiser, enregistrer et analyser les navigations du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire, nous avons intégré un système de vision par caméra optique. Ce système est composé d'une caméra optique intégrée dans le plan de la table de la plateforme sous le fantôme vasculaire.

Comme illustré dans la Figure 4.20, la caméra a un champ de vision limité qui ne peut pas englober l'intégralité du fantôme vasculaire tout en maintenant une mise au point optimale sur le cathéter magnétique. Pour remédier à cela, nous avons effectué un ajustement manuel pour déterminer la distance qui permet d'obtenir une mise au point adéquate pour visualiser le cathéter de manière claire dans l'ensemble du réseau vasculaire. Ensuite, nous avons ajusté la position de la caméra dans le plan de la table de la plateforme afin d'inclure les régions que nous souhaitons visualiser dans son champ de vision. La caméra fonctionne via une connexion USB. Une interface de contrôle, permet d'obtenir une visualisation en temps réel des images capturées pour l'utilisateur. De plus, nous avons mis en place un traitement du flux d'images qui permet d'enregistrer des vidéos à une cadence de 30 images par seconde. Cet enregistrement nous permet d'analyser en détail la navigation magnétique et d'étudier les mouvements du cathéter.

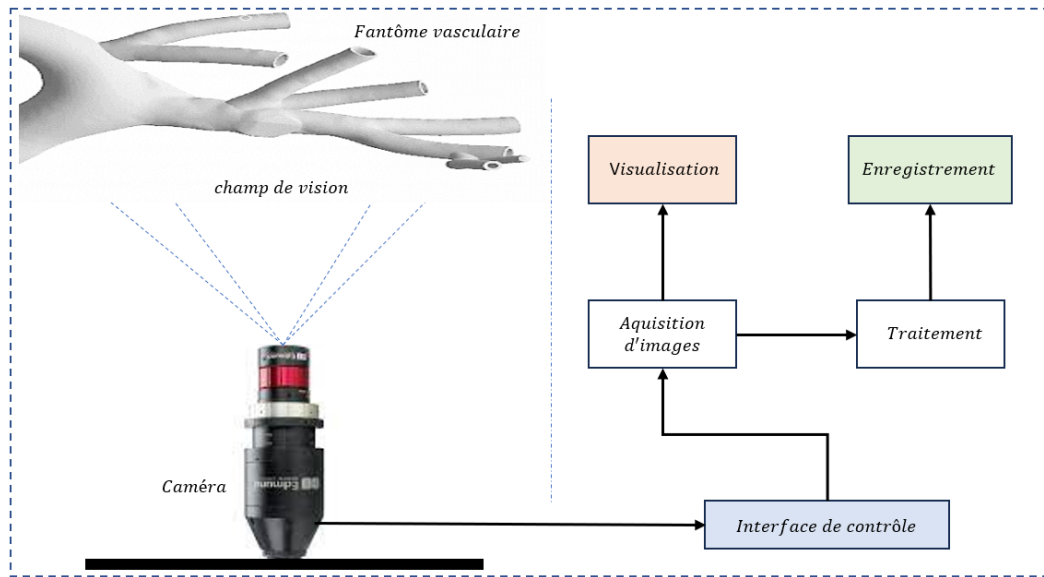


FIGURE 4.20 – Système de visualisation et d’enregistrement des données visuelles de la navigation du cathéter magnétique.

4.3.6 Intégration des composants de la plateforme robotique

Après avoir procédé au développement et à la validation des composants constitutifs de la plateforme robotique, notre attention s’est focalisée sur leur intégration en vue de garantir une ergonomie maximale lors de leur utilisation. L’objectif de cette intégration porte aussi sur la manière dont ces composants vont interagir entre eux et plus précisément l’actionneur magnétique et le fantôme vasculaire. La Figure 4.21 illustre de manière globale la configuration de la plateforme robotique élaborée dans le cadre de cette thèse. Pour effectuer cette intégration, nous avons employé une table mobile équipée d’une surface plane, sur laquelle nous avons fixé le robot à une extrémité, le support du modèle fantôme au centre, et l’outil de référence global à l’angle du plateau. Cette disposition a été conçue dans le but de positionner la base du robot manipulateur derrière le fantôme (correspondant à la tête du patient), tout en lui permettant d’opérer dans un espace périphérique. En ce qui concerne le suivi optique, une potence mobile a été mise en place pour positionner le système de suivi optique à une hauteur adéquate, garantissant ainsi une visualisation des repères fixés sur le plateau, le modèle fantôme, et l’actionneur.

4.4 Architecture de contrôle de la plateforme

Après avoir présenté la plateforme robotique dédiée au guidage des cathéters magnétiques, dans cette section présentons l’architecture de contrôle de la plateforme. En effet, pour garantir un fonctionnement optimal et un contrôle ergonomique de la plateforme, nous avons élaboré une architecture matérielle, déterminant comment les différents composants matériels de la plateforme sont inter-connectés et interagissent entre eux. Cette architecture matérielle est étroitement liée à l’architecture

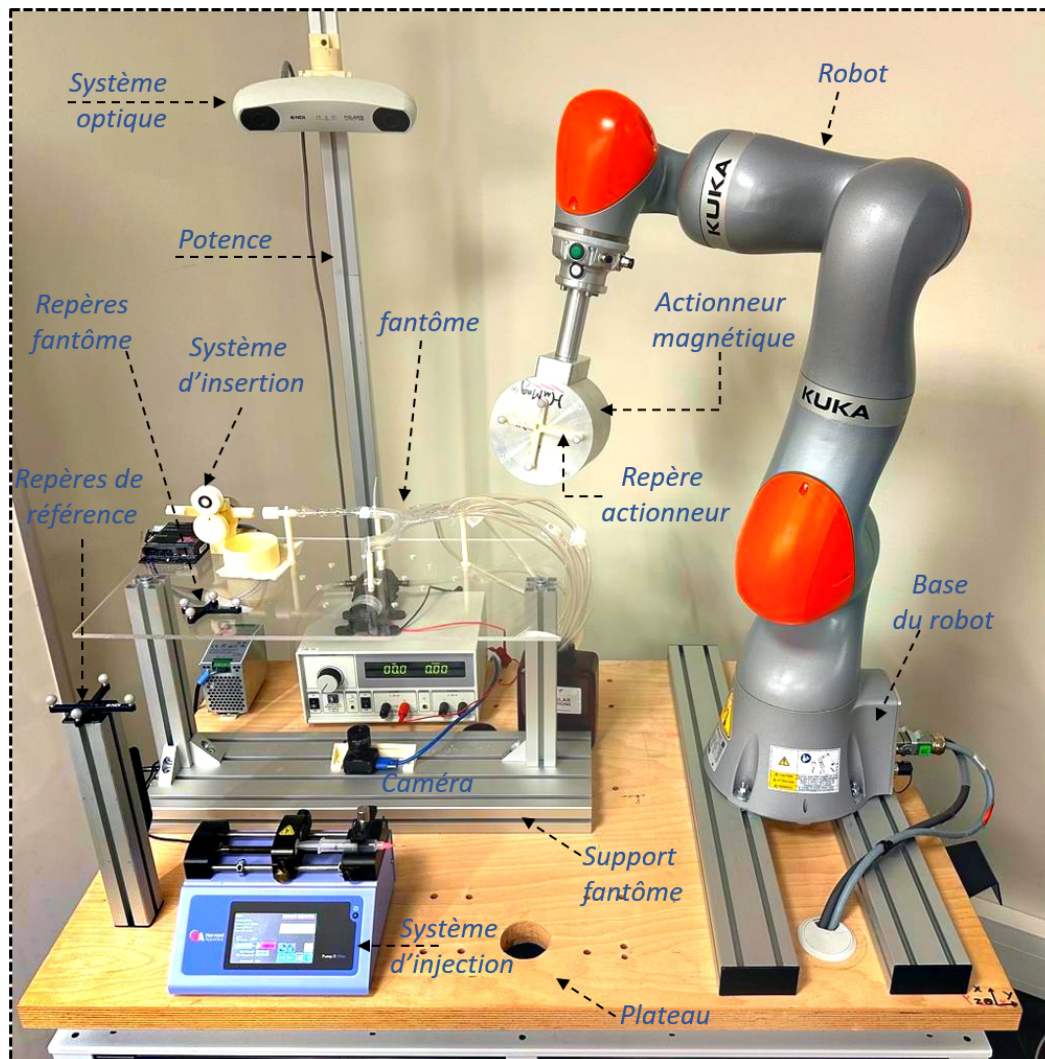


FIGURE 4.21 – Vue d'ensemble de la plateforme robotique avec les différents composants.

logicielle, qui gère l'exécution du logiciel via une interface utilisateur dédiée.

Dans la partie architecture matérielle nous nous intéressons à la coordination et la communication entre les composants matériels de la plateforme robotique, tels que le moteur, le système optique, le robot manipulateur et les protocoles de communication. Parallèlement, l'architecture logicielle constitue le cœur de la plateforme robotique, car elle orchestre les différentes opérations, traitements et décisions effectués par le robot et le cathéter magnétique. Elle s'appuie sur des modèles et des algorithmes pour gérer la navigation, la planification des trajectoires, et d'autres tâches essentielles liées au guidage du cathéter. Cette architecture logicielle est implémentée dans une interface utilisateur, permettant aux opérateurs de contrôler facilement la plateforme pendant la procédure. Il est crucial de souligner que l'interface utilisateur développée dans le cadre de cette thèse est spécifiquement conçue

pour une utilisation en recherche et développement. Par conséquent, cette interface propose un large éventail de fonctionnalités afin de faciliter l'exploration et la réalisation de tests expérimentaux. Nous sommes parfaitement conscients que, dans le contexte d'une utilisation clinique, certaines fonctionnalités pourraient être reléguées en arrière-plan, permettant ainsi de simplifier l'interface pour répondre aux besoins plus spécifiques des professionnels de la santé.

4.4.1 Architecture matérielle

4.4.1.1 Architecture modulaire

L'utilisation d'une architecture matérielle modulaire présente de nombreux avantages clés. Tout d'abord, la flexibilité offerte par cette approche permet d'adapter facilement le système aux besoins spécifiques de l'application. En utilisant des modules interchangeables, il est possible d'ajouter de nouvelles fonctionnalités ou de remplacer des composants sans avoir à redévelopper l'ensemble du système. De plus, cette évolutivité permet de mettre à niveau les performances du système au fil du temps en ajoutant simplement de nouveaux modules ou en améliorant ceux existants. En outre, l'approche modulaire simplifie les développements, car nous pouvons travailler sur les modules sans interférer avec les autres parties du système. Nous avons donc choisi cette approche dans l'optique que la plateforme est sensée évoluer au fil du temps ce qui facilite la réintégration et l'utilisation par d'autres développeurs, aussi pour les tests élémentaires permettant de valider le fonctionnement de chaque composant sans avoir besoin des autres parties de la plateforme.

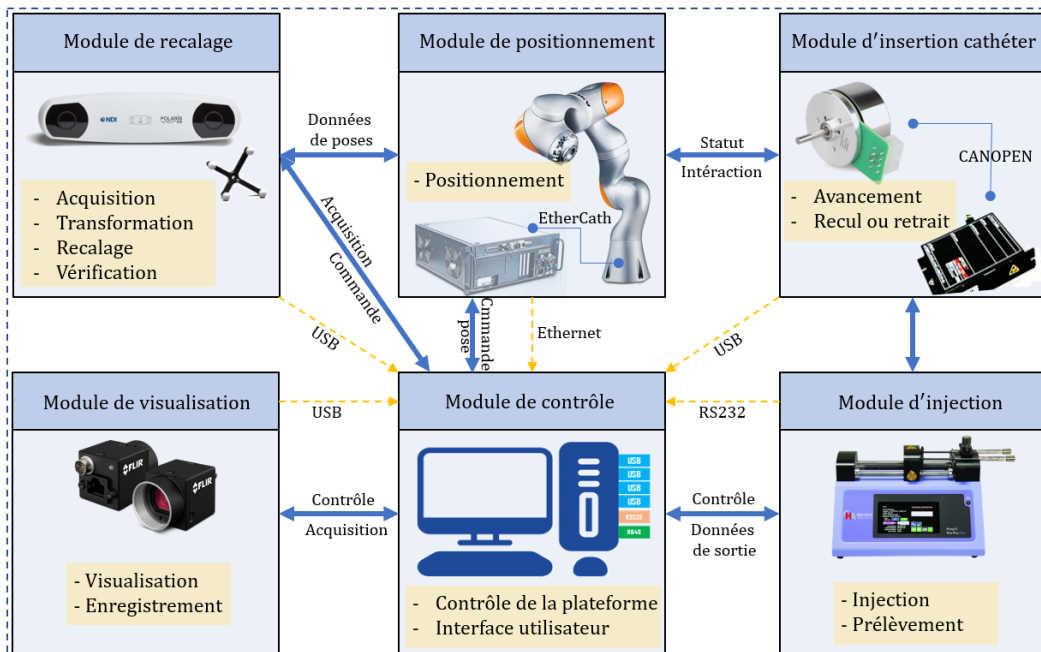


FIGURE 4.22 – Architecture matérielle de la plateforme robotique.

La figure 4.22 présente l'architecture matérielle de la plateforme robotique. Cette

architecture est composée de cinq modules matériels importants :

1. Module de contrôle : il s'agit du poste de contrôle de la plateforme permettant d'intégrer une interface utilisateur connectée à tous les autres modules pour pouvoir envoyer des commandes ou récupérer des données. Cette interface sera détaillée dans la section architecture logicielle.
2. Module de positionnement : ce module intègre le robot manipulateur, son contrôleur et l'actionneur magnétique. Ce module est responsable de l'exécution des poses de l'actionneur calculées par le planificateur de trajectoire. Pour cela il interagit avec les modules d'insertion pour une synchronisation lors de la navigation automatique, et avec le module de recalage pour exécuter la pose corrigée.
3. Module de recalage : ce module est composé du système de suivi optique connecté avec le robot pour lui envoyer la pose corrigée et de récupérer la pose actuelle du robot afin de procéder à la vérification du recalage et de la calibration. Il est également connecté au module de contrôle afin de pouvoir le commander à distance.
4. Module d'insertion : ce module est composé du moteur électrique et de la carte de contrôle EPOS2. Il permet de communiquer avec le module de positionnement et celui d'injection afin d'informer le premier de l'avancement du cathéter et le deuxième de l'arrivée du cathéter à la zone cible.
5. Module d'injection : ce module utilise le pousse-seringue au moment de l'arrivée du cathéter à la zone cible pour injecter le produit chargé dans la seringue en utilisant les données de commande issues du poste de contrôle.
6. Module de visualisation : ce module est principalement lié au poste de contrôle pour récupérer la commande de lancement de l'acquisition du flux d'image et de le renvoyer vers l'interface utilisateur.

4.4.1.2 Protocoles de communication

Pour garantir une communication fluide et efficace entre les différents modules de la plateforme robotique, nous avons mis en place des protocoles de communication spécifiques. Au niveau de la plateforme, nous avons identifié cinq types de protocoles essentiels dans la coordination et l'échange d'informations et de commandes :

1. EtherCAT - PROFINET : ce protocole est utilisé entre le contrôleur du robot et le robot manipulateur via une carte EtherCAT permettant d'avoir une vitesse de transmission et de réception assez importante qui dépasse les 500 Mbit/sec, permettant d'exécuter les commandes reçues en temps réel.
2. Ethernet : il permet de gérer la communication entre le module de contrôle et le module de positionnement. Plus précisément ce protocole lie directement le contrôleur du robot au poste de contrôle de la plateforme robotique.
3. RS232 : il s'agit du protocole natif du système d'injection et qui permet de lier le module d'injection au poste de contrôle.
4. CAN-OPEN : ce protocole est utilisé pour établir la communication entre le moteur du système d'insertion et la carte de contrôle EPOS2. Il s'agit

d'un protocole sécuritaire et prioritaire, cela veut dire que certaines actions ou commandes sont prioritaire que d'autre tels que l'arrêt d'urgence du moteur, l'interruption au cours de la procédure et la diminution de la vitesse d'avancement. Cela donne un aspect sécuritaire au module d'insertion vu que celui-ci manipule le cathéter qui se trouve au contact direct avec le corps du patient.

5. USB : les autres modules restant sont tous connectés par une liaison USB de type 3, comme illustré dans la Figure 4.22.

4.4.2 Architecture logicielle

Les développements réalisés dans ce chapitre sont principalement axés sur la stratégie de navigation et la plateforme robotique destinées au guidage du cathéter magnétique. Comme décrit dans les sections précédentes, nous avons mis en place une stratégie de navigation qui intègre une approche géométrique pour la planification de trajectoires, une approche robotique pour le positionnement de l'actionneur magnétique, ainsi qu'une plateforme dotée d'une architecture matérielle modulaire. Pour coordonner ces éléments de manière efficace, nous avons développé une architecture logicielle permettant de rendre la procédure de navigation ergonomique pour les utilisateurs. Dans cette optique, nous avons créé une interface de contrôle spécifique pour la plateforme, intégrée dans une application qui peut être installée sur un poste de contrôle. Cette interface offre aux utilisateurs la possibilité de piloter la plateforme et de guider le cathéter de manière intuitive et pratique.

4.4.2.1 Interface de contrôle de la plateforme

L'interface conçue dans le cadre de ce travail de thèse a été développée dans le but principal de fournir à l'utilisateur des fonctionnalités, lui permettant d'avoir un contrôle de l'ensemble de la plateforme robotique. Cette interface est spécialement dédiée à des applications de recherche et développement et se compose de quatre panels principaux :

- Paramétrage : cet onglet permet de spécifier les paramètres de chaque composant de la plateforme ainsi que les informations liées aux protocoles de communication. Il est essentiel pour créer des tunnels de communication entre la plateforme et le poste de contrôle.
- Vérification et contrôle : il s'agit d'un onglet de simulation virtuelle du fonctionnement de la plateforme ainsi que la vérification et le traitement des poses de l'actionneur en collisions. Cet onglet sera détaillé dans la section suivante.
- Navigation manuelle : cet onglet présenté dans la Figure 4.23 permet de réaliser des navigations du cathéter magnétique dans des réseaux vasculaires en mode manuel. Cela signifie que l'opérateur est le seul responsable de la synchronisation entre les actions permettant de réaliser la procédure de navigation. Pour ce faire, cinq parties sont disponibles dans cet onglet : le contrôle des poses du robot, la vérification du statut du repère fantôme, le contrôle de l'avancement du cathéter et le contrôle du système d'injection.

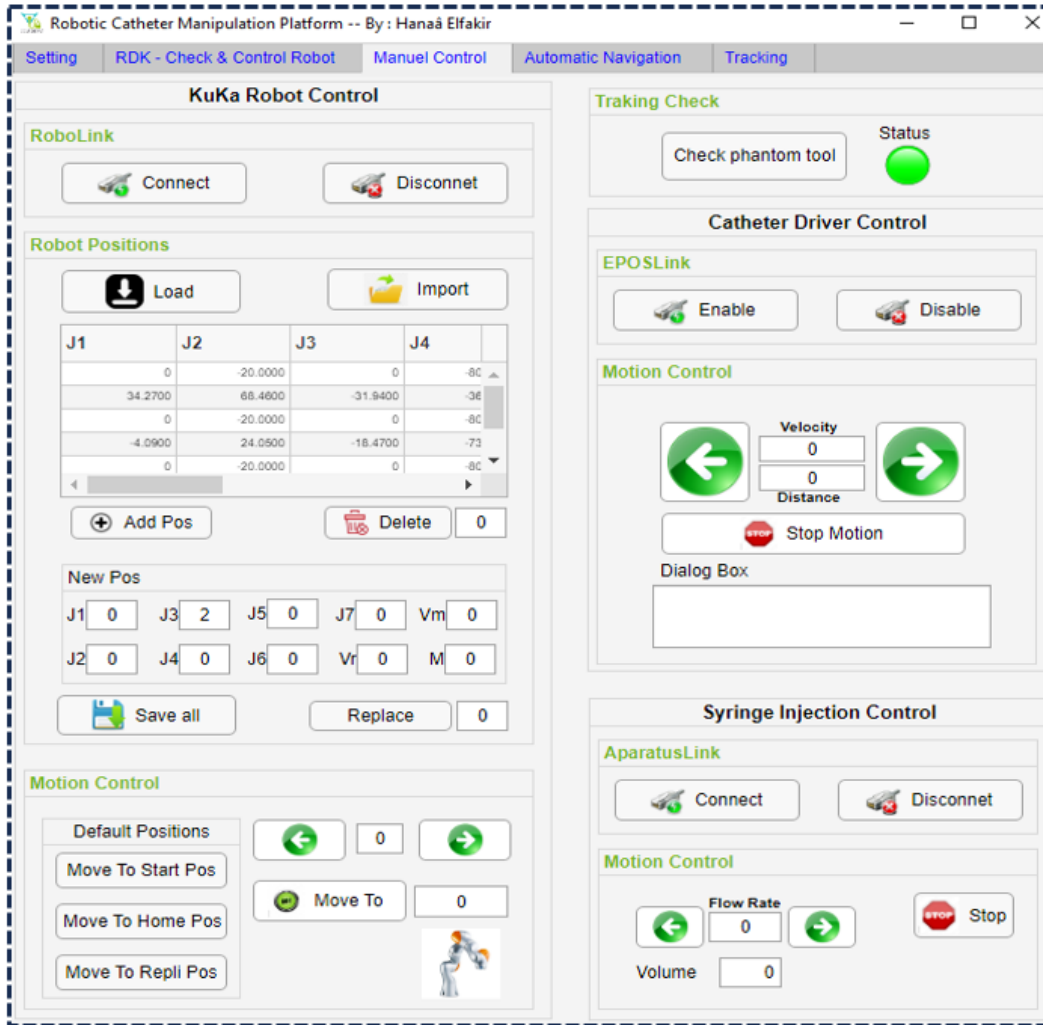


FIGURE 4.23 – Fenêtre de navigation du cathéter magnétique en mode manuel.

- Navigation automatique : contrairement au mode manuel, nous avons créé un mode de navigation du cathéter magnétique, entièrement autonome, capable de synchroniser les actions des composants de la plateforme, comme illustré dans la Figure 4.24. Avant d'activer ce mode en utilisant le bouton "Start Navigation", l'utilisateur doit charger la trajectoire planifiée ainsi que le tableau des poses de l'actionneur. Lors du lancement de ce mode de navigation, une passerelle entre le robot et le moteur du système d'insertion est activée, permettant un échange d'informations sur le statut des deux systèmes.
- Recalage : cet onglet est dédié au recalage des poses de l'actionneur utilisant la méthode démontrée et validée dans la section 4.3.3.1. A travers ce panel nous avons la possibilité de gérer la communication avec le système de suivi optique, de récupérer les matrices et les poses des outils de suivi, récupérer la pose actuelle de l'actionneur, vérifier et calibrer la position du fantôme dans le repère de référence et effectuer un recalage en cas de détection de

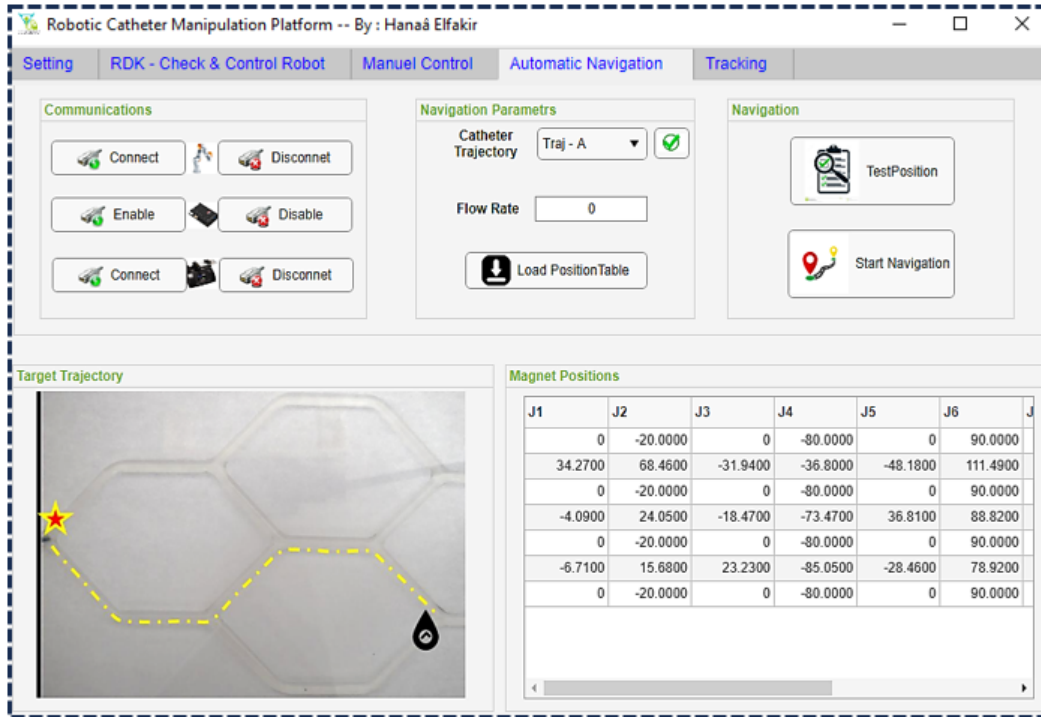


FIGURE 4.24 – Fenêtre de navigation du cathéter magnétique en mode automatique.

mouvements.

4.4.2.2 Gestion des poses en collisions

Comme il s'agit d'une plateforme robotique dotée d'un robot manipulateur et de plusieurs composants, il est important d'évoquer l'aspect sécurité lié au robot. En effet, les déplacements du robot pour positionner l'actionneur peuvent être confrontés à deux types de collisions : en position (statique) et en mouvement (dynamique).

Pour résoudre les collisions dynamiques lors des mouvements du robot, nous avons exploité les fonctionnalités avancées de celui-ci, notamment les capteurs de force intégrés dans ses articulations ainsi que les types de mouvements possibles. Ces capteurs de force nous ont permis de réaliser une surveillance en temps réel de toute collision, que ce soit avec un composant de la plateforme ou avec un opérateur qui entre dans la zone de travail. Nous avons mis en place une surveillance de choc détectant une force de 3N, qui déclenche l'arrêt immédiat du déplacement du robot, suivi d'un retrait vers sa position initiale pour éviter tout dommage ou risque. Pour pouvoir réaliser cette trajectoire sans collision, nous exploitons les trois types de mouvement PTP, LIN et CIRC, le premier vise à atteindre le point cible en suivant la trajectoire la plus courte, le deuxième réalise un mouvement linéaire entre le point initial et le point cible tandis que le dernier réalise un mouvement circulaire.

En ce qui concerne les collisions statiques, nous avons développé, dans la partie stratégie de navigation 4.2.3, une approche pour résoudre ce problème. Cette approche repose sur l'utilisation des pôles de l'actionneur afin de guider le cathéter

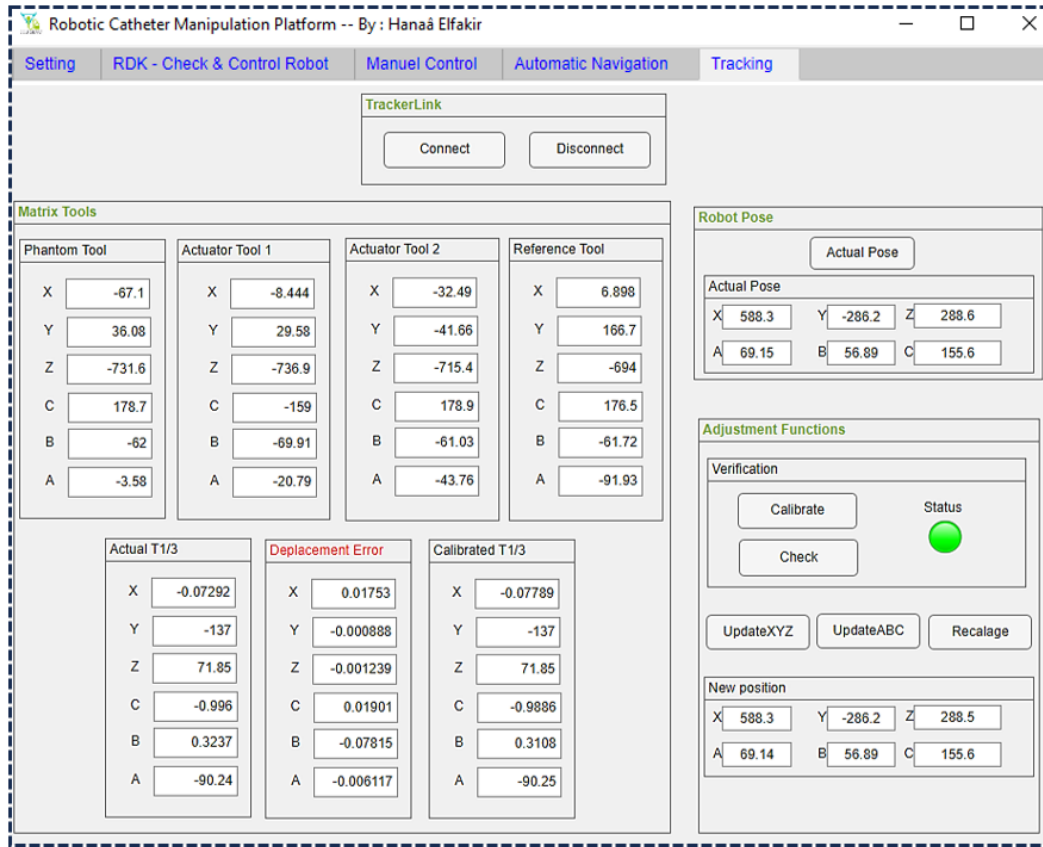


FIGURE 4.25 – Fenêtre de recalage des poses de l'actionneur par suivi optique.

par deux poses différentes au niveau d'une bifurcation. Pour exploiter cette solution, nous avons intégré une fenêtre spécifique dans notre interface de contrôle, nommé "Vérification et Contrôle" (Figure 4.26). Cette fenêtre offre une multitude d'utilisations. Tout d'abord, elle permet de simuler les mouvements du robot dans un environnement virtuel qui intègre l'ensemble de la plateforme. Ensuite, elle permet de vérifier les collisions, à la fois dynamiques et statiques, pour les poses planifiées. En cas de détection de collisions statiques, il est possible de calculer de nouvelles poses qui évitent ces situations problématiques. Cette fonctionnalité renforce grandement la sécurité, en assurant que les poses choisies sont sans risque de collision.

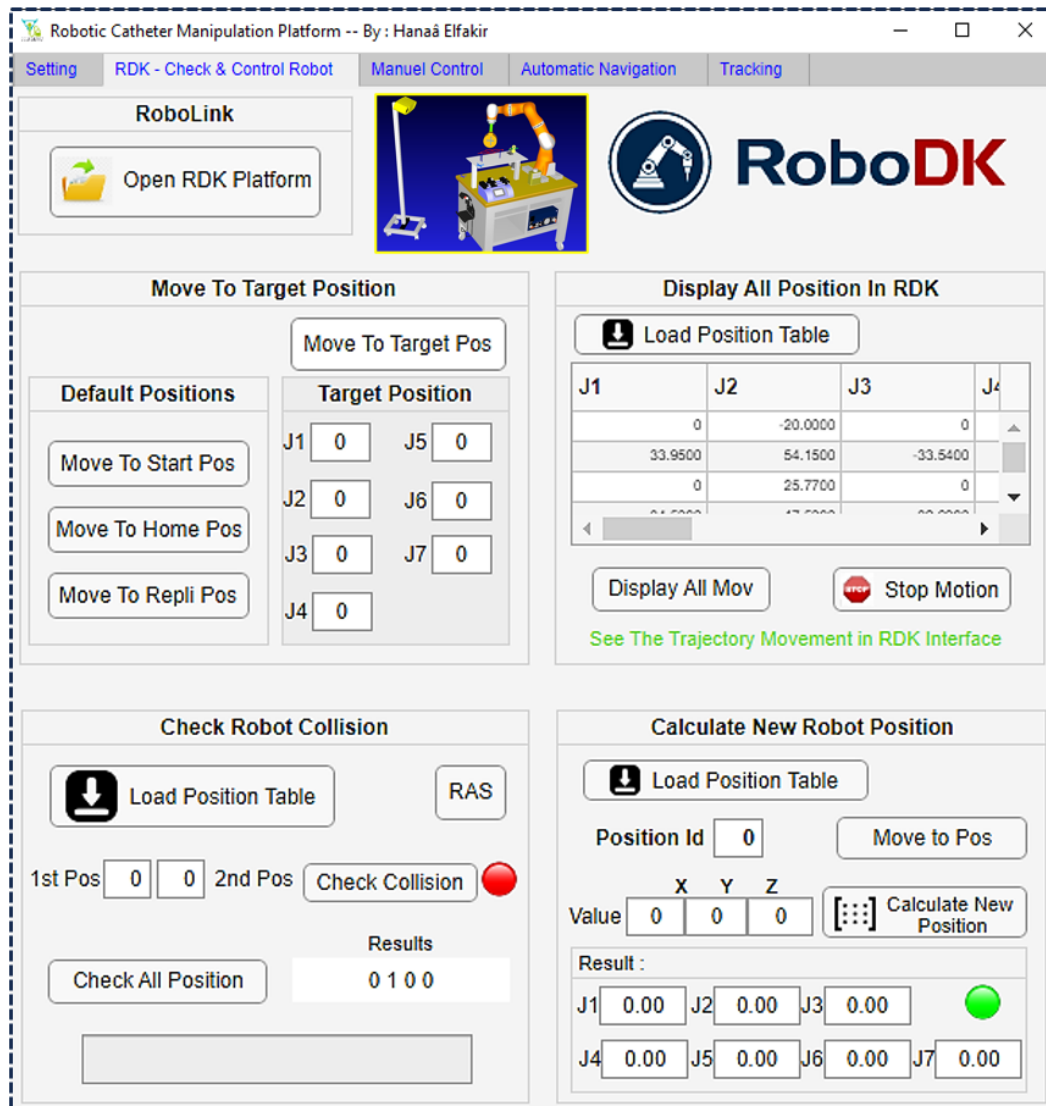


FIGURE 4.26 – Fenêtre de simulation virtuelle et vérification des collisions du robot.

4.5 Conclusion

Le présent chapitre est principalement consacré à sur trois aspects clés : la stratégie de navigation, le développement de la plateforme robotique et l'interface de contrôle. Tout d'abord, nous avons exposé notre stratégie de navigation qui repose sur la planification de trajectoire. Cette approche nécessite de définir un point de départ, de passer par les bifurcations et d'atteindre finalement l'artère cible. La planification de trajectoire permet de détecter les bifurcations présentes sur le parcours de navigation, ce qui permet ensuite de calculer les poses de l'actionneur pour un guidage magnétique du cathéter. Ces poses sont déterminées de manière perpendiculaire à l'artère principale de la bifurcation, ce qui optimise le couple magnétique et assure une orientation du cathéter vers l'artère cible au niveau d'une bifurcation.

De plus, cette stratégie de navigation a démontré la possibilité d'exploiter les deux pôles de l'actionneur magnétique pour attirer ou pousser le cathéter dans les bifurcations. Cette approche offre la flexibilité de configurer les poses de l'actionneur de manière adaptée au chemin de navigation spécifié.

Dans le but de démontrer les performances de la stratégie de navigation du cathéter magnétique, nous avons mis en place une plateforme robotique dédiée à la navigation magnétique. Cette plateforme est composée de plusieurs parties, à savoir le positionnement, l'insertion et le guidage, l'injection, ainsi que le recalage. Chacune de ces parties est dédiée à une fonctionnalité spécifique et est constituée d'un ou plusieurs systèmes : le robot manipulateur et son contrôleur sont utilisés pour le positionnement de l'actionneur dans l'espace de travail, tandis que le système d'insertion permet de faire avancer ou de faire reculer le cathéter dans les artères du réseau vasculaire. De même, le système d'injection a pour rôle d'introduire un produit dans la zone cible, tandis que le système de suivi optique assure le recalage des poses de l'actionneur en cas d'erreur de mouvement. Les technologies choisies, tels que le robot manipulateur, le système de suivi optique et le système d'injection, présentent des performances adaptées à notre application. Par exemple, le robot manipulateur offre un large espace de travail et une redondance pour un positionnement doté d'une configuration articulaire ajustable. Les systèmes intégrés dans notre plateforme ont été soumis à des tests pour valider leur fonctionnement et leur efficacité. Les tests élémentaires sur le système d'insertion du cathéter ont démontré une efficacité de positionnement de la tête du cathéter dans l'artère. De même, le système de suivi optique a été mis en évidence pour démontrer la faisabilité de corriger les poses de l'actionneur en cours de procédure, en cas de perturbation de la position du fantôme vasculaire.

Afin de mettre en marche cette plateforme robotique, nous avons développé une architecture de contrôle qui assure d'une part la synchronisation entre les différents systèmes de la plateforme, et d'autre part permet à l'opérateur de contrôler la procédure de navigation. L'architecture matérielle repose sur une configuration modulaire qui permet de former des groupes de composants dans chaque module. Ces modules peuvent communiquer entre eux, offrant plusieurs avantages : lors des tests de navigation et des tests élémentaires, les modules nécessaires sont utilisés sans avoir besoin de la présence des autres. Cela permet de tester chaque module individuellement, de le faire évoluer séparément sans affecter l'architecture des autres modules. Quant à l'architecture logicielle, nous avons développé une interface utilisateur offrant un contrôle total de la plateforme avec des fonctionnalités avancées.

Navigation du cathéter magnétique pour l'injection dans des fantômes vasculaires

Sommaire

5.1	Introduction	128
5.2	Validation des performances de la plateforme pour guider un cathéter dans un fantôme 2D	128
5.2.1	Validation des performances de navigation du cathéter magnétique	129
5.2.2	Navigation magnétique en mode hybride	134
5.2.3	Recalage en mode navigation	138
5.2.4	Synthèse des résultats	139
5.3	Validation de la navigation magnétique dans un fantôme vasculaire 3D	140
5.3.1	Planification des trajectoires de navigation	141
5.3.2	Résultats de la navigation magnétique	143
5.3.3	Synthèse des résultats	145
5.4	Application au remplissage d'un anévrisme cérébral	146
5.4.1	Caractéristiques techniques du réseau vasculaire	147
5.4.2	Protocole de la procédure d'injection	148
5.4.3	Résultats de la procédure	149
5.5	Conclusion	151

5.1 Introduction

Ces travaux de thèse visent le développement d'outils et de méthodes pour l'amélioration des approches endovasculaires. Bien que les méthodes endovasculaires se révèlent efficaces pour traiter des zones d'accès faciles, leur pertinence diminue lorsque les trajets de navigation s'allongent et les courbures s'accroissent, entravant la navigation des cathéters. Dans cette optique, nos travaux de thèse ont pour objectif d'améliorer les procédures endovasculaires en simplifiant le processus et en atténuant les contraintes et limitations associées. Dans les chapitres précédents nous avons développé un cathéter magnétique miniature permettant d'atteindre des zones ayant des diamètres d'artères faibles, une plateforme robotique pour la navigation autonome du cathéter magnétique dans le réseau vasculaire ainsi qu'une stratégie de navigation ayant pour objectif d'offrir une méthode de navigation efficace en utilisant la plateforme magnétique proposée.

Pour pouvoir valider la stratégie de navigation ainsi que les différents outils proposés, le présent chapitre est dédié aux tests expérimentaux et sera structuré en trois parties. Nous commençons tout d'abord par une phase de validation élémentaire en réalisant des tests de performances du cathéter magnétique miniature dans un fantôme 2D. Dans cette phase de validation élémentaire, nous souhaitons aussi évaluer l'efficacité de la navigation en mode répulsif et son intérêt, ainsi que le test du recalage des poses de l'actionneur au cours d'une procédure de navigation.

Après la phase de validation élémentaire, nous proposons de valider la stratégie de navigation en réalisant des tests de guidage dans un fantôme vasculaire 3D à l'échelle humaine. Notre objectif est d'évaluer la capacité de navigation dans des trajectoires planifiées, en enchaînant des bifurcations et de mesurer l'efficacité de la plateforme robotique à faire naviguer le cathéter magnétique dans des conditions variées et complexes. Enfin, après l'évaluation des performances du cathéter magnétique, la plateforme de guidage et la navigation dans les fantômes vasculaires 3D, nous exploitons la plateforme pour réaliser une application d'injection à savoir le remplissage d'anévrismes. Pour valider la faisabilité de cette application en mode automatique, nous proposons de réaliser des procédures complètes allant de l'introduction du cathéter, la navigation jusqu'à l'anévrisme et le remplissage par injection de ce dernier en utilisant le système d'injection présenté dans le chapitre précédent.

5.2 Validation des performances de la plateforme pour guider un cathéter dans un fantôme 2D

Dans les chapitres précédents, nous avons présenté les développements réalisés dans le cadre de cette thèse, notamment l'actionneur magnétique, le cathéter magnétique miniature, la plateforme de guidage et la stratégie de navigation. Cette stratégie permet de faire naviguer le cathéter magnétique miniature dans le réseau vasculaire et d'appliquer des injections ciblées. Nous souhaitons de cette section confirmer les performances de navigation du cathéter magnétique présenté dans le chapitre 3 et démontrer l'intérêt d'exploiter les deux pôles de l'actionneur magnétique pour la navigation. Enfin, nous mettons en évidence l'efficacité du recalage de

la pose de l'actionneur magnétique pendant la navigation du cathéter dans le réseau vasculaire.

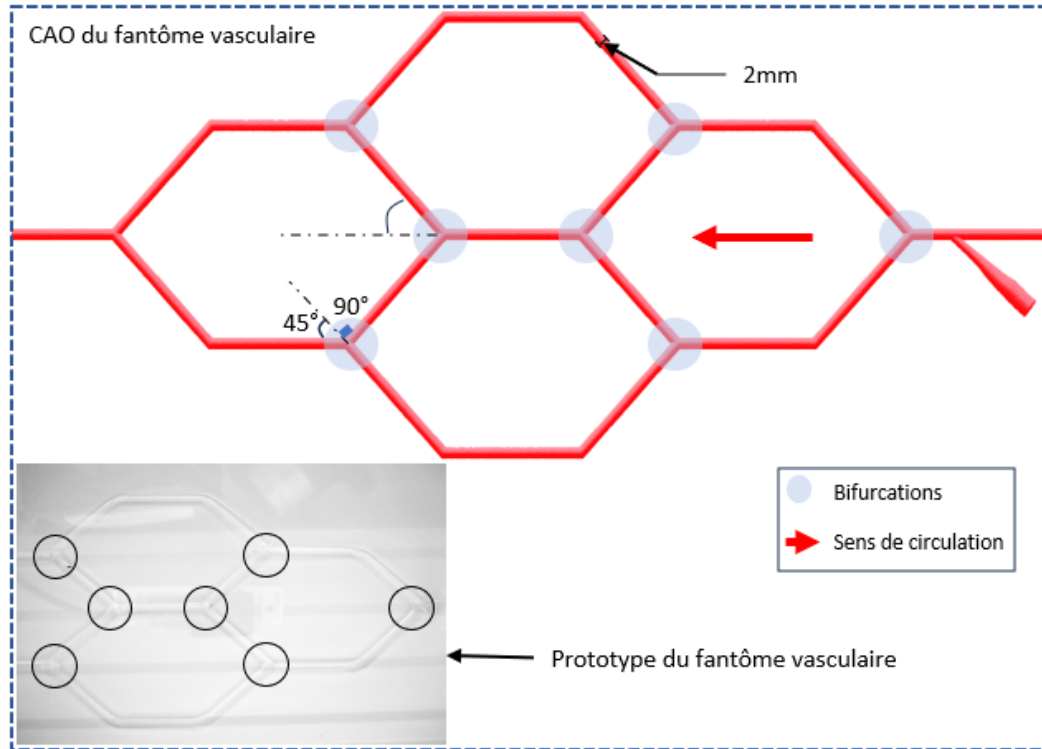


FIGURE 5.1 – Caractéristiques géométriques du fantôme vasculaire pour la validation de la stratégie de navigation.

Dans le cadre de cette étude, nous avons conçu le modèle du fantôme vasculaire présenté dans la Figure 5.1. Ce fantôme est constitué de plusieurs artères reliées entre elles et disposées dans un plan bidimensionnel. En particulier, l'artère d'entrée du fantôme donne naissance à un réseau de 11 artères, formant 7 bifurcations avant de converger vers l'artère de sortie. Les caractéristiques géométriques de ce fantôme vasculaire indiquent une longueur totale de 130 mm et les artères qui le composent présentent un diamètre identique de 2 mm. Grâce à la conception de ce fantôme vasculaire, nous avons la capacité de simuler des configurations de vaisseaux sanguins et de bifurcations beaucoup plus complexes, en particulier les angles entre l'artère mères et les artères filles ont été défini à 45° et 90° , avec la possibilité de rencontrer plus de deux bifurcations successives à 90° . Ces configurations spécifiques permettront de mettre à l'épreuve les performances de navigation de notre cathéter magnétique.

5.2.1 Validation des performances de navigation du cathéter magnétique

En utilisant notre stratégie de navigation et le fantôme vasculaire présenté dans la Figure 5.1, nous avons réalisé des navigations magnétiques dont trois seront pré-

sentées en détail dans cette section :

Trajectoire N°1 :

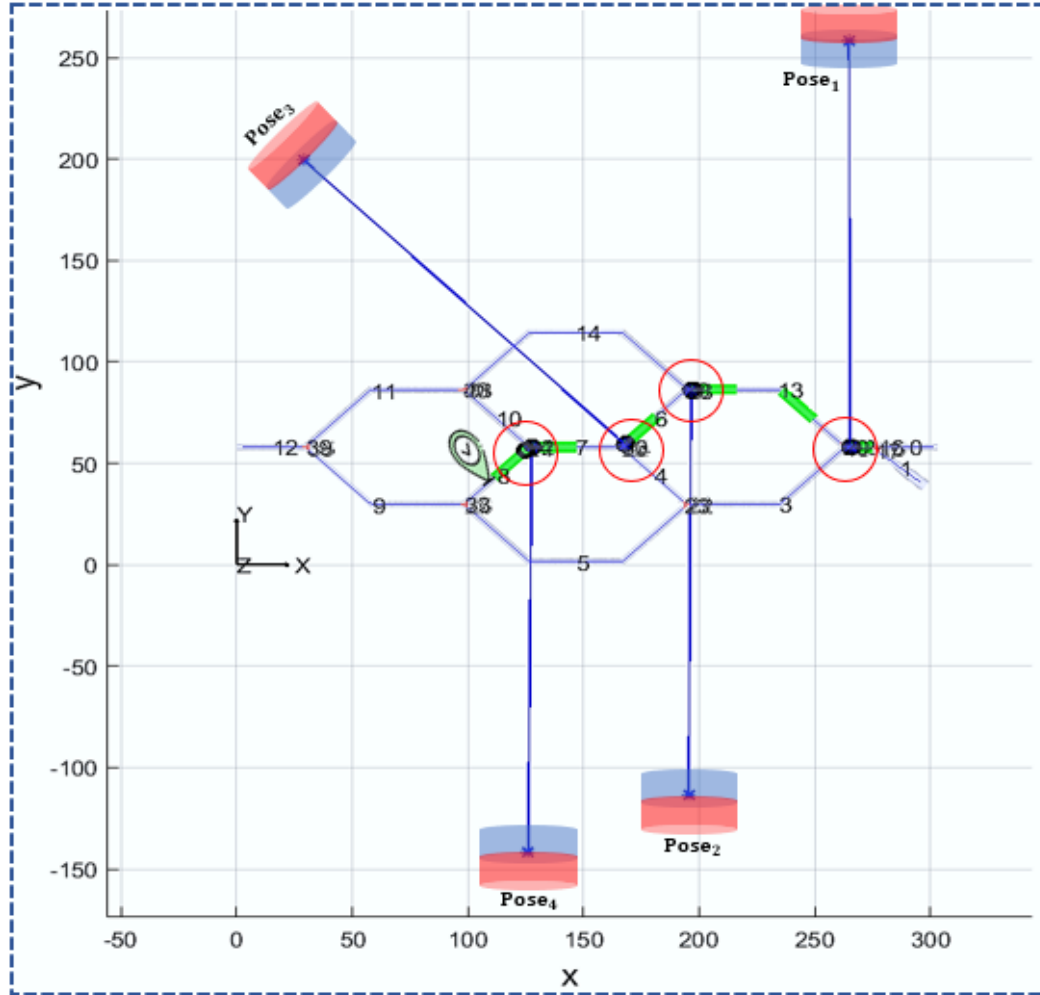


FIGURE 5.2 – Planification de la trajectoire N°1 et calcul des poses de l'actionneur magnétique.

Comme illustré dans la Figure 5.2, la trajectoire 1 consiste à faire naviguer le cathéter magnétique à partir de l'artère d'entrée jusqu'à l'artère ayant le label 8. Pour atteindre l'artère cible, le cathéter doit parcourir une longueur de 210 mm en passant par 4 bifurcations.

Le chemin de navigation sélectionné est composé des segments [2-13-6-7-8] et par conséquent de quatre bifurcations. Pour chaque bifurcation, le planificateur génère une pose de l'actionneur magnétique, qui respecte les critères géométriques définies dans la stratégie de navigation. Dans cette première phase de calcul, nous privilégions le mode attraction pour déterminer les poses de l'actionneur.

Les résultats de la navigation du cathéter magnétique sont présentés dans la Figure 5.3. Le cathéter est initialement positionné dans la 1ère bifurcation à $t = 0$

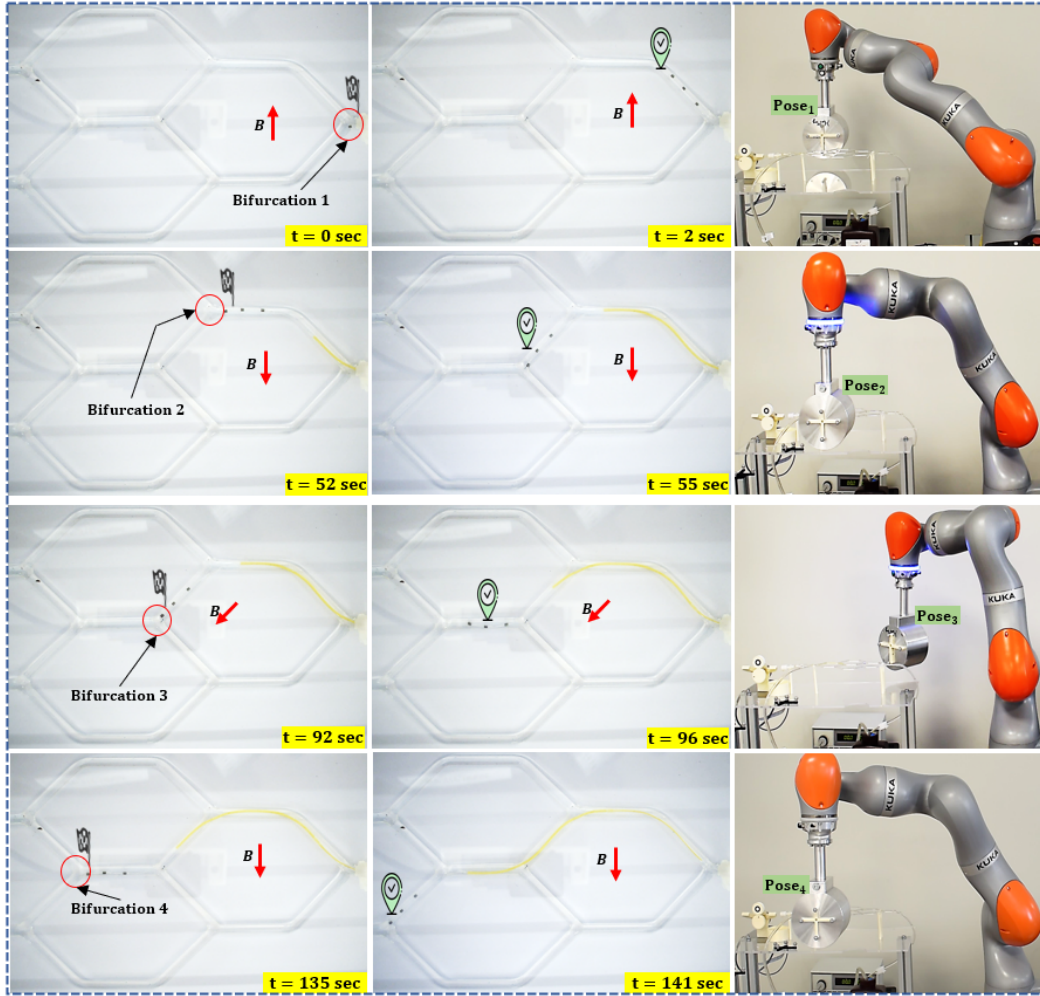


FIGURE 5.3 – Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°1.

sec, le robot manipulateur déplace l'actionneur pour atteindre la première pose lui permettant d'attirer le cathéter vers la branche cible. Après le passage de la première bifurcation, le cathéter atteint la deuxième en avançant de 80 mm, puis l'actionneur est déplacé pour atteindre sa deuxième pose permettant d'attirer le cathéter et continuer à parcourir le chemin de navigation planifié. Ce processus répété dans les deux dernières bifurcations jusqu'à atteindre l'artère cible de la trajectoire N°1. En se basant sur les résultats de la navigation dans la trajectoire N°1, nous démontrons la capacité de faire naviguer le cathéter magnétique dans des bifurcations successives en parcourant un chemin de navigation de 210 mm.

Trajectoire N°2 :

L'objectif de cette navigation est d'exécuter une trajectoire complexe de navigation du cathéter magnétique. En effet, il n'est pas toujours possible d'emprunter le chemin le plus court entre le point de départ et le point d'arrivée (voir Figure

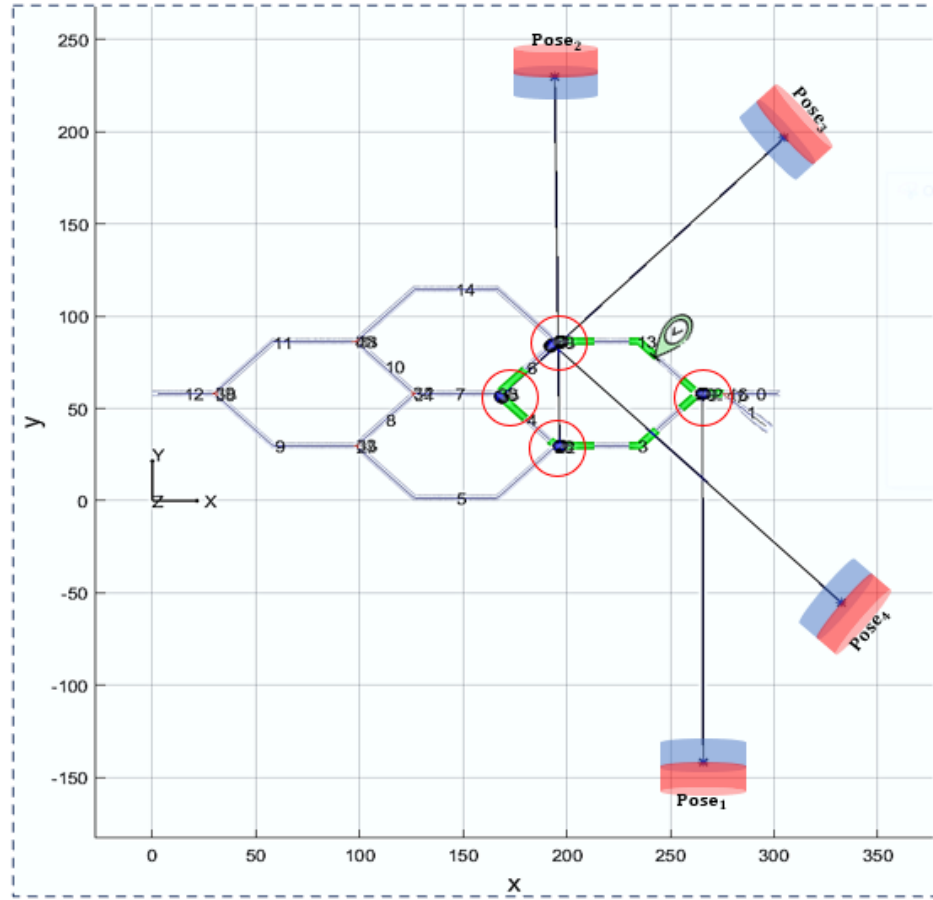


FIGURE 5.4 – Planification de la trajectoire N°2 et calcul des poses de l'actionneur magnétique.

5.4) pour diverses raisons, telles que des anomalies anatomiques. Ainsi, la trajectoire illustrée dans la Figure 5.4 permet au cathéter de parcourir un chemin de 160 mm en passant par quatre bifurcations, tandis que le chemin le plus court ne comporte qu'une bifurcation et a une longueur maximale de 40 mm. Cette différence met en évidence l'importance d'une navigation flexible du cathéter.

Les résultats de la navigation du cathéter magnétique, ainsi que la réalisation des poses de l'actionneur pour atteindre l'artère cible de la trajectoire N°2, sont illustrés dans la Figure 5.5. Pour naviguer avec cette trajectoire, les quatre poses de l'actionneur ont été exécutées pour guider le cathéter à travers les bifurcations, dont l'une présentait un angle de 90° entre l'artère principale et l'artère secondaire ciblée. La réussite de cette navigation en un temps de 131 sec démontre l'efficacité et la flexibilité de la plateforme dans la réalisation des trajectoires choisies par l'utilisateur. Ces résultats mettent en évidence la capacité de la plateforme à s'adapter aux contraintes anatomiques spécifiques et à naviguer à travers des configurations vasculaires complexes.

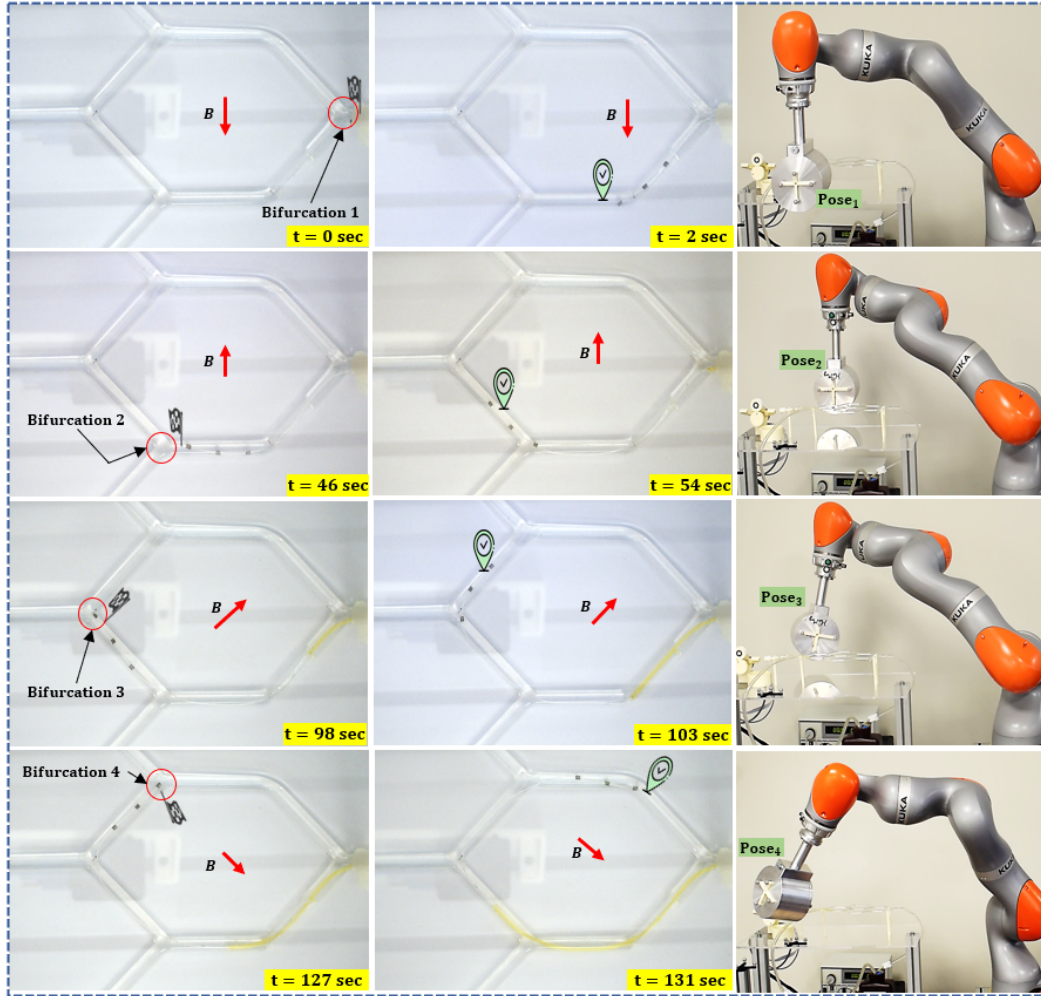


FIGURE 5.5 – Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°2.

Trajectoire N°3 :

Pour mettre à l'épreuve la stratégie de navigation, nous proposons de réaliser la trajectoire N°3 illustrée dans la Figure 5.6. Cette trajectoire permet de parcourir une longueur de 160 mm en passant par quatre bifurcations dont les deux derniers présentes un angle de 90° entre l'artère principale et l'artère fille ciblée.

Une observation notable réside dans la différence entre la trajectoire N°3 et la trajectoire N°2, qui se résume principalement au niveau de l'artère cible et de la dernière bifurcation. Cette variation nous a permis la possibilité de réaliser deux bifurcations successives de 90° , contrairement à la trajectoire N°2. Les résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°3 sont présentés dans la Figure 5.7.

La quatrième pose (dernière bifurcation) permet de guider le cathéter vers l'artère cible en avançant le cathéter par le système d'insertion. Malgré la similitude des

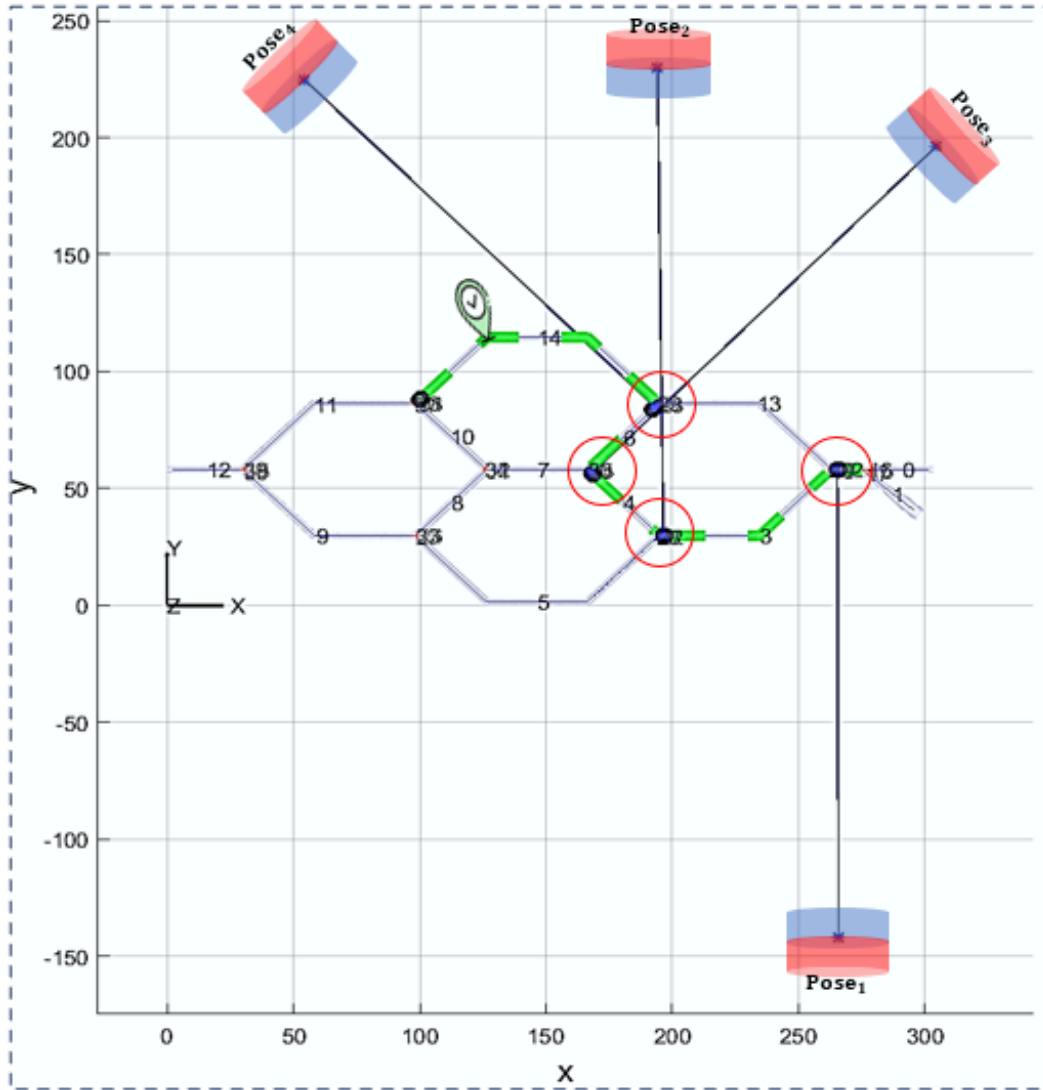


FIGURE 5.6 – Planification de la trajectoire N°3 et calcul des poses de l'actionneur magnétique.

longueurs des chemins de navigation entre la trajectoire N°3 et la trajectoire N°2, il est important de noter que le temps d'exécution de la trajectoire N°3 est inférieur à celui de la trajectoire N°2. Cette différence s'explique par le fait que la quatrième pose de la dernière bifurcation est plus proche de la précédente, ce qui permet une transition plus rapide entre les deux poses.

5.2.2 Navigation magnétique en mode hybride

Après avoir validé notre stratégie de navigation d'un point de vue performance de guidage du cathéter magnétique, hybride) pour réaliser une navigation magnétique. Comme nous l'avons décrit précédemment cette méthode utilise les deux pôles de

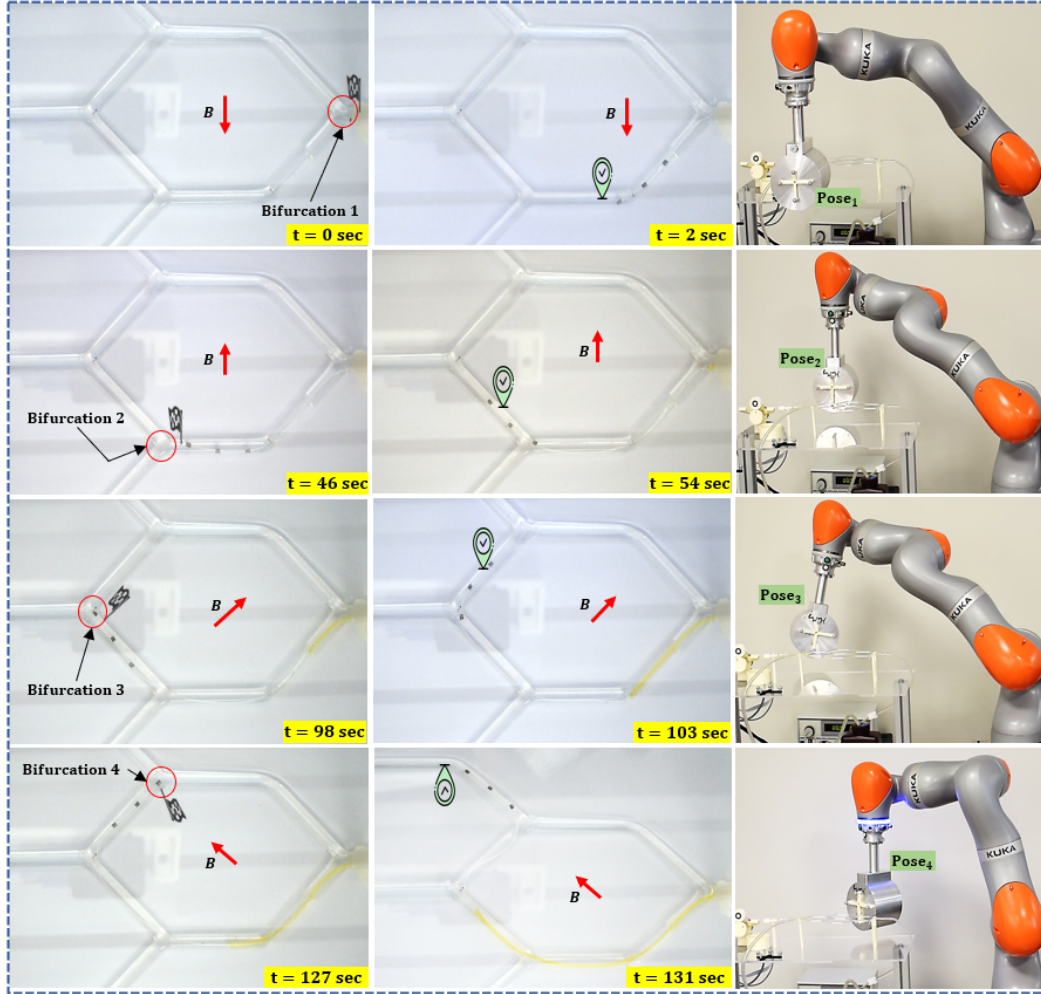


FIGURE 5.7 – Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°3.

l'actionneur magnétique pour pouvoir attirer ou repousser le cathéter dans la même bifurcation. Cela nous offre deux poses différentes de l'actionneur pour guider le cathéter magnétique.

Afin de valider cette approche, nous avons reproduit les mêmes conditions de test de la trajectoire N°1, comme illustré dans la Figure 5.2. Comme nous l'avons observé lors de la planification de cette trajectoire, ainsi que dans les tests de navigation présentés dans la Figure 5.3, les quatre poses de l'actionneur sont exécutées de manière alternée entre les deux côtés du fantôme. En d'autres termes, la pose 1 est exécutée du côté droit du fantôme, tandis que la pose 2 est réalisée du côté gauche, et de même pour les poses 3 et 4 (voir Figure 5.2). Pour réaliser ces poses sans avoir de collisions dynamiques nous avons mis en place des poses intermédiaires exécutées en mode circulaire "CIRC" pour éviter de percuter le fantôme au changement d'une pose à une autre.

Pour réaliser la même trajectoire N°1 en mode hybride, nous avons paramétré la

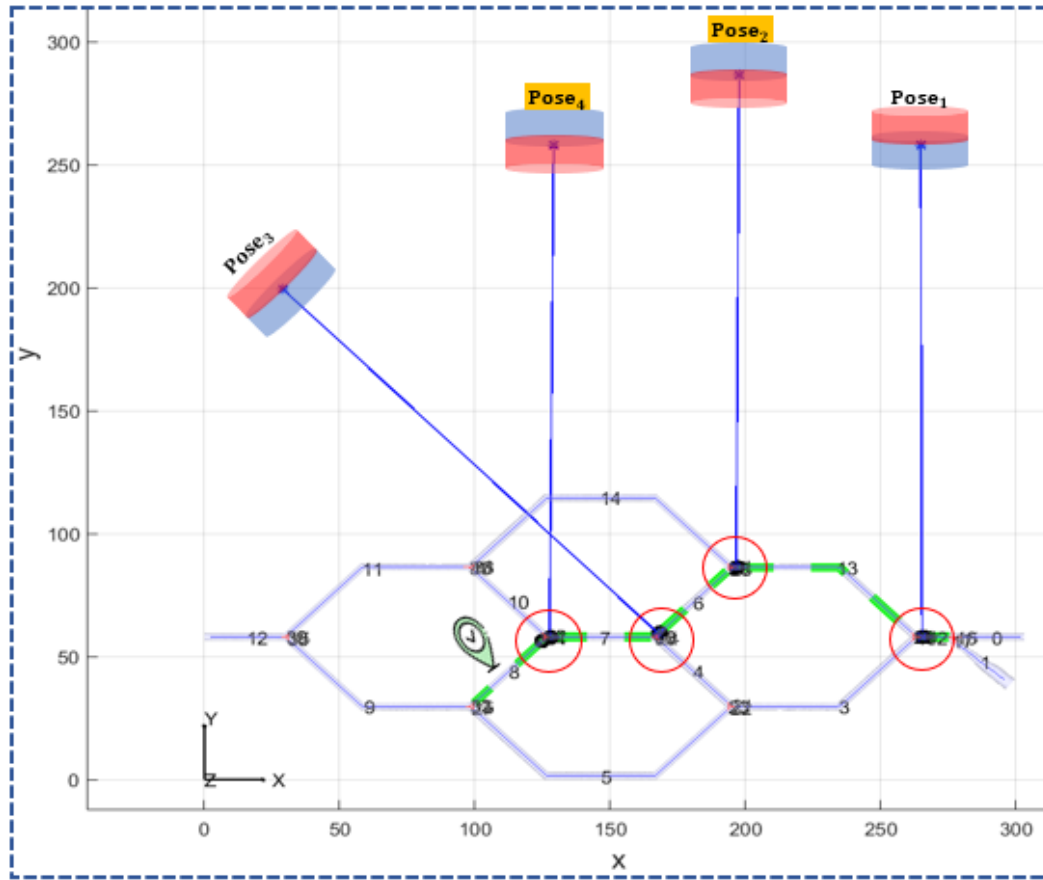


FIGURE 5.8 – Planification de la trajectoire N°1 et calcul des poses de l'actionneur magnétique en mode hybride.

pose 2 et 4 en mode répulsion lors de la planification de la trajectoire. Comme illustré dans la Figure 5.8, nous pouvons constater que les quatre poses de l'actionneur sont disposés du même côté du fantôme vasculaire. Avant de lister les avantages de cette approche, nous souhaitons dans un premier temps valider la navigation du cathéter magnétique.

Les résultats de navigation dans la trajectoire N°1 en mode répulsive pour les poses 2 et 4, présentés dans la Figure 5.9, montrent que d'un point de vue navigation magnétique, les performances de guidage du cathéter sont similaires à celles obtenues dans la navigation en mode attraction. Ce résultat renforce la faisabilité de notre approche de guidage répulsive permettant d'avoir un choix non négligeable de positions ce qui nous offre une flexibilité de navigation en cas de contraintes.

En se basant sur ces résultats de test, nous confirmons que notre approche de guidage en deux modes intégrés à notre stratégie de navigation possède plusieurs avantages importants :

- Réduire les mouvements robot : comme dans le cadre des trajectoires réalisées dans cette section, entre deux poses successives le robot devra déplacer l'actionneur dans les deux côtés du fantôme ce qui augmente la distance entre

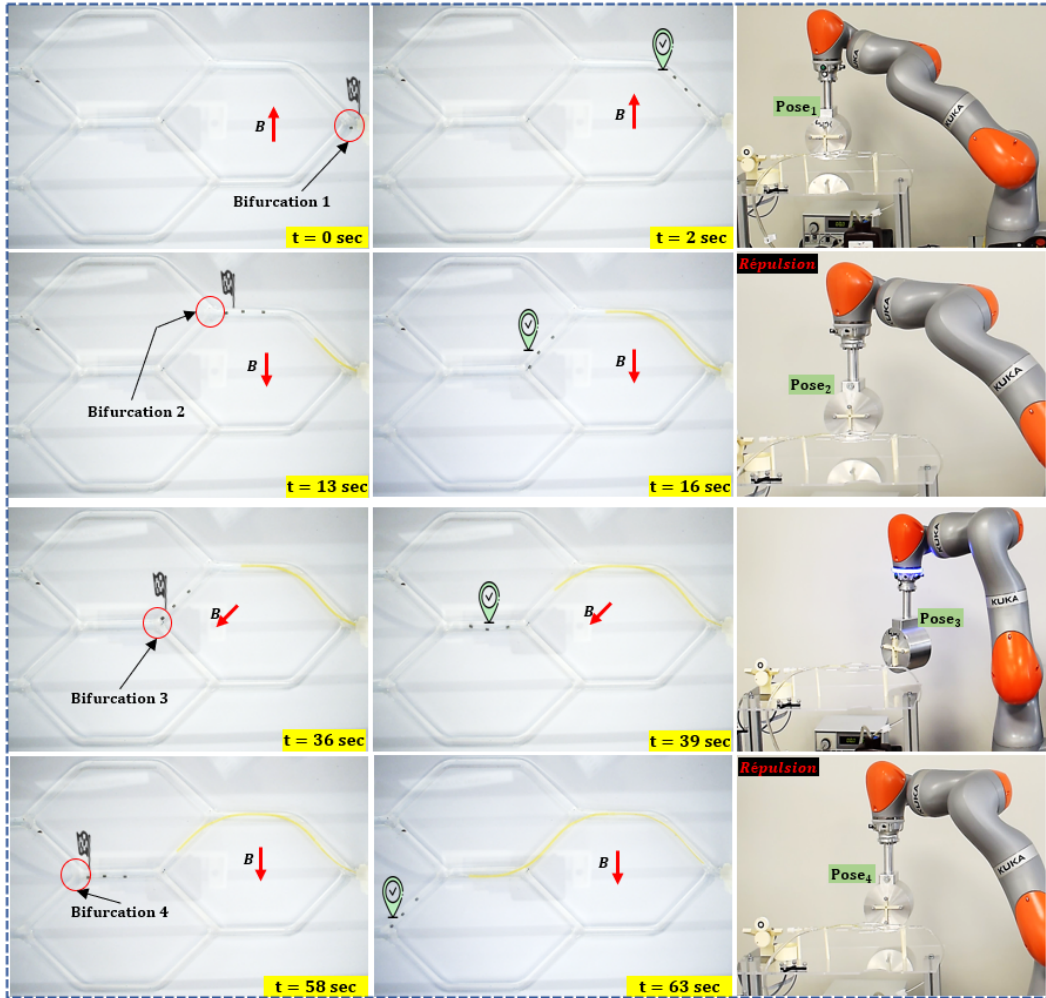


FIGURE 5.9 – Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°3 en mode hybride.

les positions ainsi que le risque de collision.

TABLE 5.1 – Les poses calculées pour la trajectoire N°1 en mode hybride.

Poses _i	Poses calculées : [X;Y;Z;A;B;C]	d	Mode
Pose 1	[641.57;-301.88;477.23;-94.80;0.50;-178.38]	—	Attraction
Pose 2	[586.24;-301.98;477.25;84.36;-0.51;178.40]	55.43	Répulsion
Pose 3	[386.28;-266.89;476.86;-135.43;0.44;-176.63]	203.01	Attraction
Pose 4	[517.86;-301.91;477.26;84.37;-0.51;178.39]	136.16	Répulsion

Le tableau 5.1 illustre les poses calculées pour la trajectoire 1 en mode hybride. Nous remarquons que les distances entre les poses sont très réduites avec le mode hybride.

— Espace de travail : la Figure 5.10-a montre la disposition des poses de l'ac-

tionneur en mode attraction, tant dis que la Figure 5.10-b illustre les poses en mode hybride. Nous remarquons clairement la différence en termes d'espace de travail. En effet, dans le deuxième cas les poses sont concentrées dans une zone spécifique libérant un large espace de travail autour du fantôme et limitant ainsi le risque de collision.

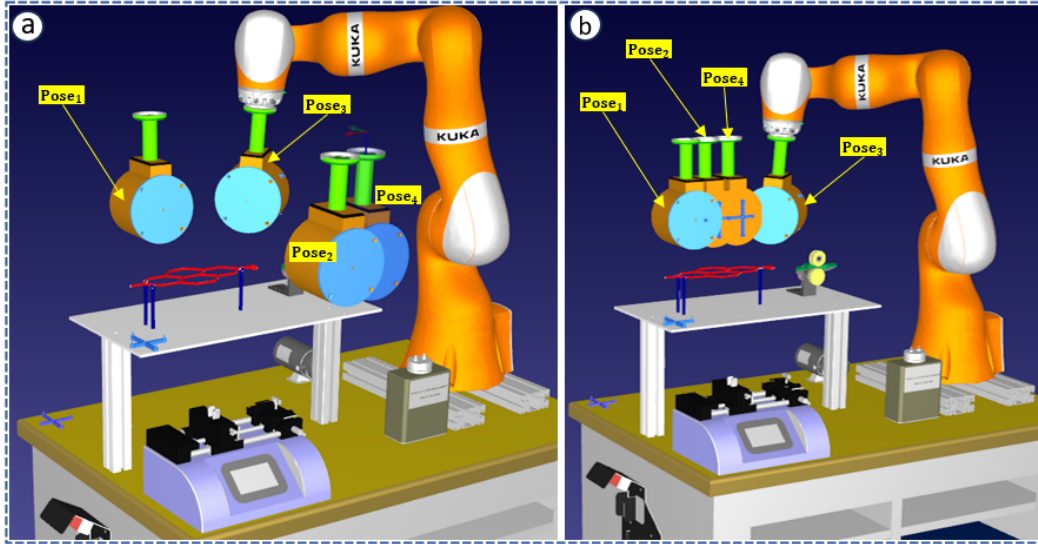


FIGURE 5.10 – Représentation des poses de l'actionneur magnétique pour la trajectoire 1 dans le simulateur virtuel : (a)- guidage en mode attraction ; (b)- guidage en mode hybride.

- Temps d'exécution de la procédure : en comparant le temps d'exécution de la trajectoire N°1 dans les deux cas (Figure 5.3 et 5.9), nous remarquons que le mode hybride permet de réduire significativement le temps d'exécution de la procédure. En effet, pour la même trajectoire, nous passons de 141 sec à 62 sec. Cela est expliqué par le fait de minimiser les mouvements entre les poses et la suppression des poses intermédiaires permettant d'éviter les collisions.

5.2.3 Recalage en mode navigation

L'objectif de cette partie est de valider le recalage des poses de l'actionneur magnétique pendant la navigation. Pour cela nous avons choisi la trajectoire N°3 présentée dans la Figure 5.9 pour appliquer une perturbation sur la position du fantôme (un mouvement aléatoire) après l'exécution de la pose 2.

La Figure 5.11 présente le résultat du recalage de la pose 2 après l'application de la perturbation. Dans un premier temps nous visualisons l'état initial de la plateforme calibrée avant le début de la navigation ainsi que la pose 2 de l'actionneur réalisée telle qu'elle est calculée dans l'étape de planification. L'application d'une perturbation modifie la pose du fantôme vasculaire. Cette perturbation est détectée par le système de suivi optique ce qui permet de calculer l'erreur entre la pose initiale et actuelle du fantôme, mettre à jour l'interface virtuelle et calculer la nouvelle pose 2. La perturbation mesurée est de 12.6° autour de l'axe Z et une légère translation

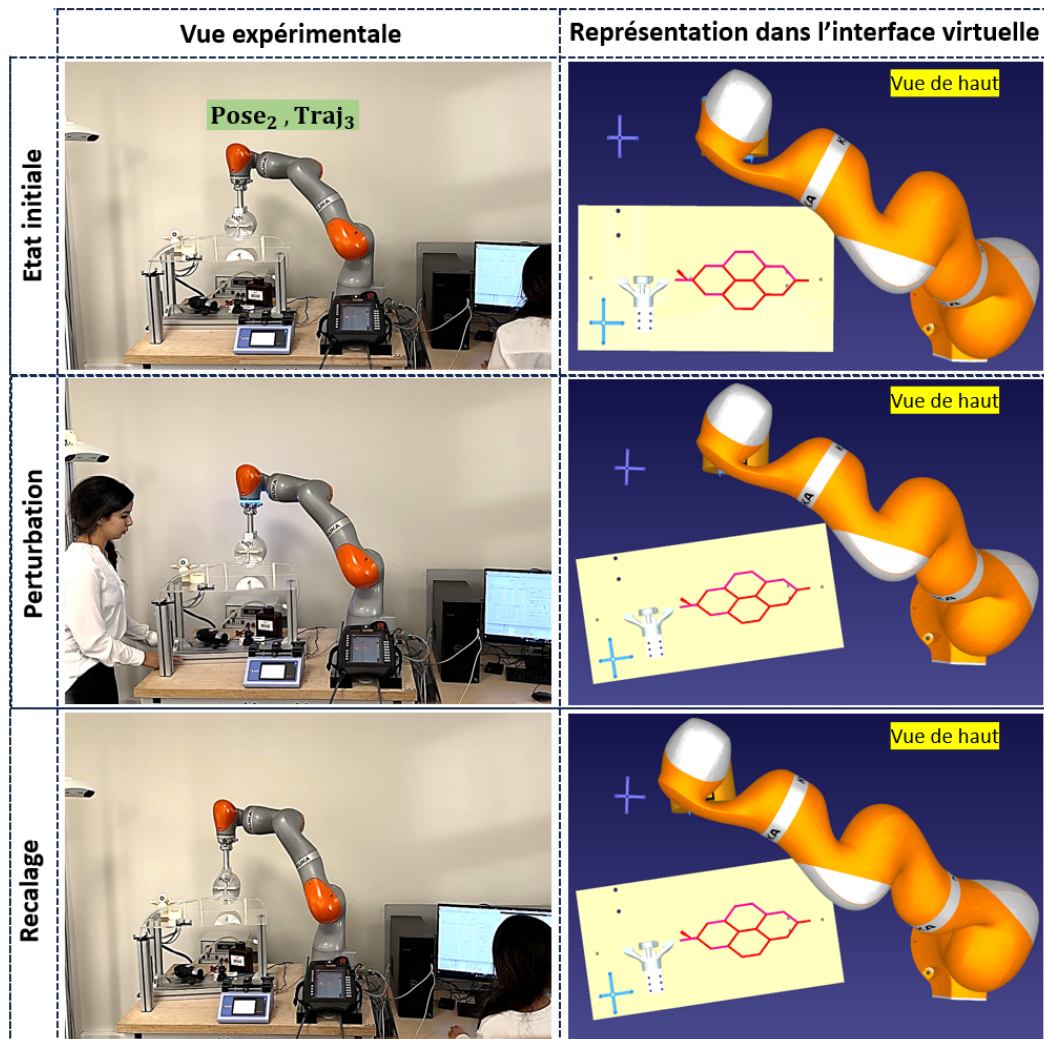


FIGURE 5.11 – Résultat du recalage de la pose 2 de l'actionneur dans la trajectoire N°3.

de 4.21 mm et 1.08 mm le long des axes X et Y respectivement. Après l'exécution de la nouvelle pose 2 calculée pour le recalage, nous remarquons que l'erreur de positionnement a été corrigée en repositionnant correctement l'actionneur par rapport à la bifurcation 2 de la trajectoire N°3.

5.2.4 Synthèse des résultats

Quatre tests de navigation du cathéter magnétique ont été présentés pour valider la stratégie de navigation. Tout d'abord, la trajectoire N°1, avec son chemin de 200 mm de longueur et ses quatre bifurcations, a démontré la capacité de notre stratégie à guider le cathéter magnétique sur des trajets plus longs. Ensuite, la deuxième trajectoire a mis en évidence la flexibilité de notre approche en naviguant sur des chemins plus complexes, permettant de faire face aux contraintes anatomiques pré-

sentes dans le réseau vasculaire. La troisième trajectoire, quant à elle, a permis de tester les performances magnétiques de notre plateforme en réussissant des bifurcations complexes allant jusqu'à 90° . Nous avons également montré que la navigation magnétique en utilisant notre plateforme peut s'exécuter en avec trois modes :

1. Mode répulsif : les poses de l'actionneur calculées au niveau des bifurcations sont toutes en répulsion.
2. Mode attractif : les poses de l'actionneur calculées au niveau des bifurcations sont toutes en attractif.
3. Mode hybride : la trajectoire contient des poses calculées en mode répulsif et d'autres en mode attractif.

Le mode hybride a montré son efficacité pour réduire le risque de collision, les déplacements du robot et le temps d'exécution de la procédure, tout en maintenant les mêmes performances de guidage magnétique. Enfin, nous avons effectué une validation expérimentale du recalage de la pose de l'actionneur au cours de la navigation, confirmant les résultats élémentaires du chapitre 4, mais cette fois-ci dans un contexte de navigation magnétique. L'ensemble de ces résultats démontrent la robustesse et l'efficacité de la stratégie de navigation en vue du guidage des cathéters magnétiques dans le réseau vasculaire.

5.3 Validation de la navigation magnétique dans un fantôme vasculaire 3D

Après la validation de notre stratégie de navigation, cette section se focalise sur la mise en œuvre des navigations du cathéter magnétique dans un environnement vasculaire reproduisant au maximum les conditions géométriques et physiologiques du réseau vasculaire humain. Pour cela, nous avons choisi un réseau vasculaire à l'échelle humaine pour guider le cathéter magnétique miniature. Cette structure vasculaire, illustrée dans la Figure 5.12, est constituée d'une artère d'entrée et de multiples artères de sortie. À l'entrée, nous retrouvons l'artère aortique, principalement utilisée dans les procédures endovasculaires pour accéder au réseau vasculaire. La crosse aortique qui donne naissance aux artères sous-clavières gauche et droite, ainsi qu'à l'artère carotide primitive qui se divise en deux branches : l'artère carotide interne (fournissant l'accès au réseau vasculaire cérébral) et l'artère carotide externe (assurant l'irrigation de la face).

Pour réaliser les navigations magnétiques nous avons défini certains paramètres physiologiques dans le tableau 5.2. Ces paramètres permettent de reproduire une circulation fluide dans un fantôme vasculaire similaire à celle du réseau vasculaire humain. Nous avons choisi un débit fluide de 700 mL/min correspondant à 15% du débit cardiaque. Cette quantité de flux est celle délivré par le cœur à destination du cerveau. D'un point de vue géométrique, le diamètre minimal des artères est de 3 mm ce qui permet d'obtenir une vitesse de flux moyenne de 40 cm/sec.

TABLE 5.2 – Paramètres géométriques et physiologiques du fantôme vasculaire.

Paramètres	Valeur	Unité
Débit fluide	700	mL/min
Diamètre Max	25	mm
Diamètre Min	2.3	mm
Vitesse moyenne	40	cm/sec
Nombre de bifurcations	9	—
Viscosité du fluide	0.04	cP

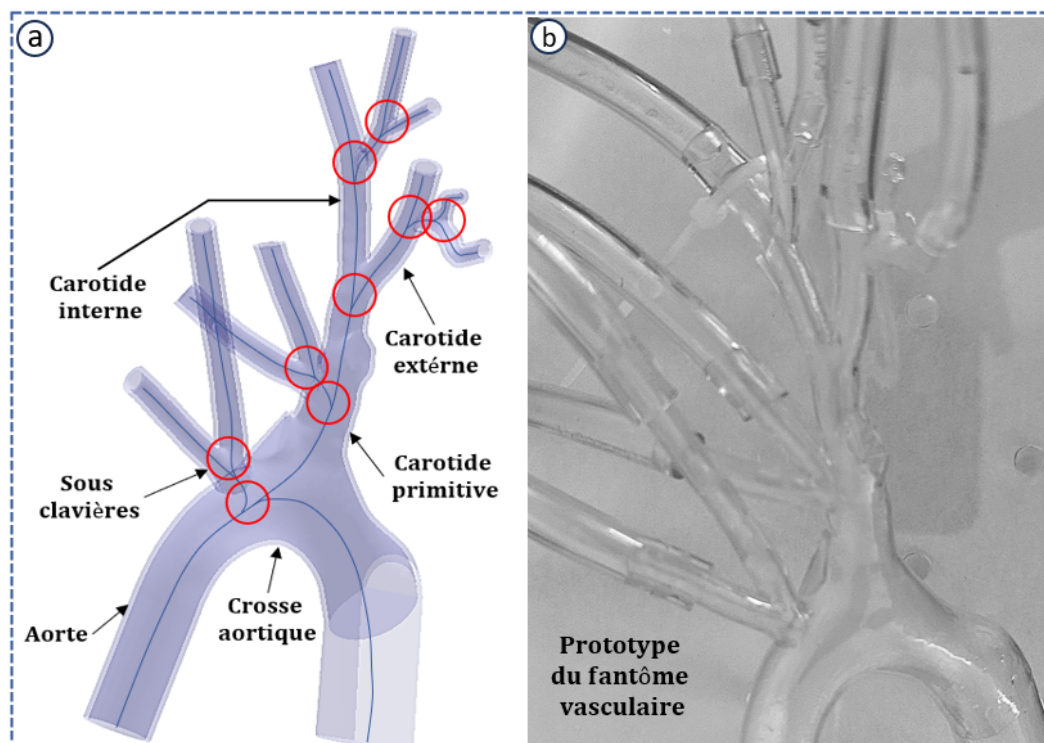


FIGURE 5.12 – Fantôme vasculaire 3D : (a)- CAO et lignes centrales du fantôme vasculaire ; (b)- prototype du fantôme vasculaire 3D.

5.3.1 Planification des trajectoires de navigation

Le fantôme vasculaire, illustré dans la Figure 5.12, met en évidence la présence de 9 bifurcations. Pour évaluer l'efficacité de notre stratégie de navigation, nous avons fait évoluer notre cathéter magnétique dans toutes les bifurcations de ce modèle. Afin d'illustrer ces navigations, nous avons sélectionné deux trajectoires particulièrement significatives, permettant d'analyser la navigation du cathéter magnétique à travers 6 bifurcations. Ces trajectoires représentent des cas pertinents pour évaluer la capacité de notre approche à naviguer de manière efficace dans des environnements vasculaires complexes et réalistes.

La première trajectoire dans ce fantôme consiste à guider le cathéter magnétique

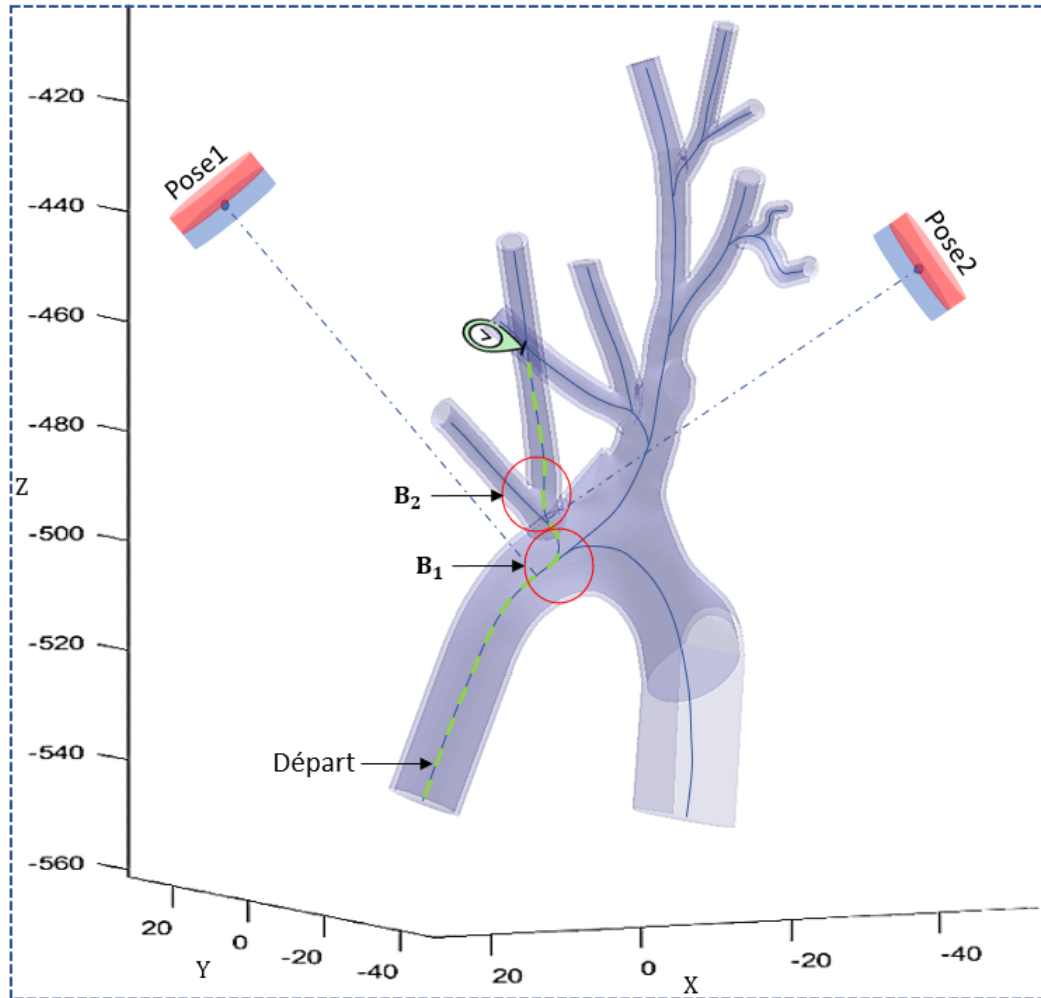


FIGURE 5.13 – Planification de la trajectoire 1 dans le fantôme vasculaire 3D.

depuis l'artère aortique jusqu'à atteindre l'artère sous-clavière gauche, tout en évitant la crosse aortique qui représente un défi majeur pour la navigation des cathéters en raison du sens de circulation du flux et du rapport de diamètre entre l'aorte et l'artère sous-clavière. Cette trajectoire, illustrée dans la Figure 5.13, comprend deux bifurcations, nécessitant le calcul de deux poses de l'actionneur magnétique pour guider le cathéter vers l'artère cible. Les deux poses de l'actionneur ont été calculées en mode attraction, permettant une navigation tout au long de cette trajectoire. Cette première trajectoire représente un cas significatif pour évaluer la capacité de notre stratégie de navigation à atteindre des cibles spécifiques dans un environnement vasculaire réaliste.

La deuxième trajectoire, présentée dans la Figure 5.14, se compose de quatre bifurcations successives, permettant au cathéter de naviguer depuis l'artère aortique, en passant par la crosse-aortique et l'artère carotide primitive, pour enfin atteindre l'artère carotide interne. La réalisation de cette trajectoire implique que le cathéter magnétique traverse un chemin de 209 mm. Lors du calcul des quatre poses de

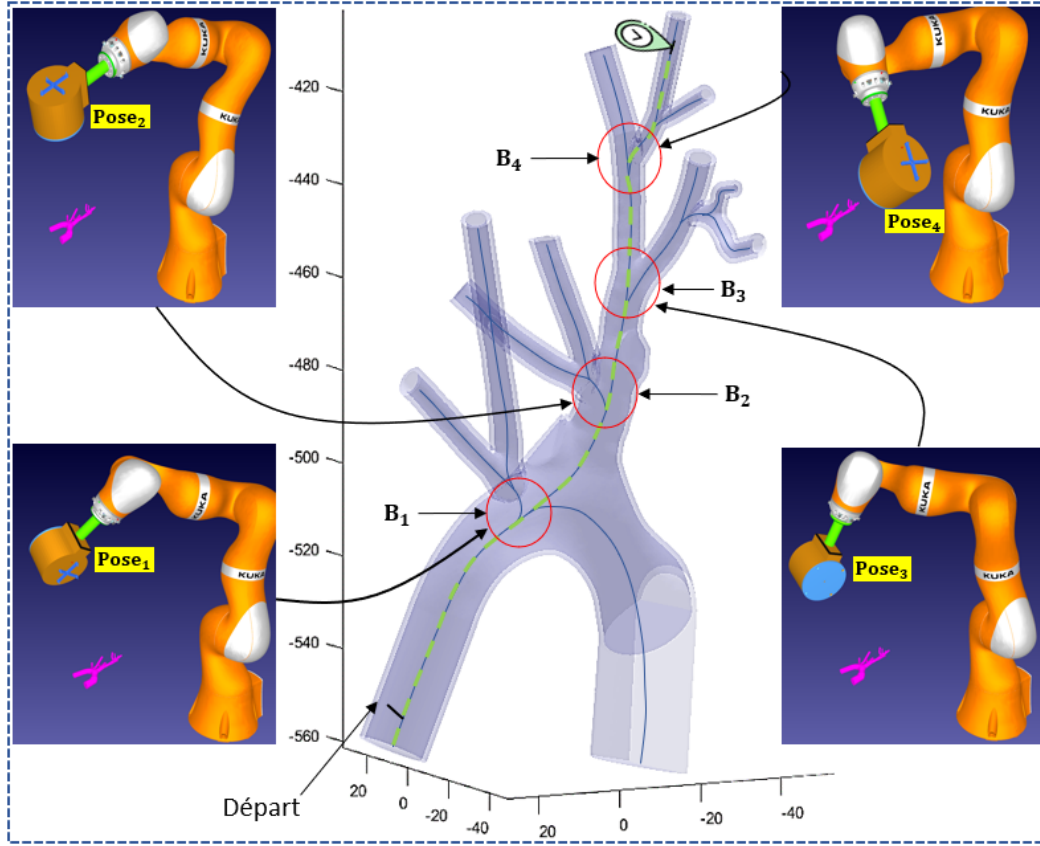


FIGURE 5.14 – Planification de la trajectoire 2 dans le fantôme vasculaire 3D.

l'actionneur magnétique nécessaires pour réaliser cette trajectoire, nous avons observé, lors de la simulation dans l'environnement de navigation virtuel (RDK), une collision avec le fantôme vasculaire au moment de la transition entre la pose 1 et la pose 2. Pour résoudre ce problème, nous avons recalculé la pose 1 en mode répulsif, tandis que les autres poses ont été calculées en mode attractif. L'utilisation du mode hybride va permettre d'exécuter les poses de l'actionneur et réaliser la navigation en évitant les collisions.

5.3.2 Résultats de la navigation magnétique

En utilisant les données physiologiques du tableau 5.2 et les poses calculées pour les deux trajectoires planifiées dans les Figure 5.13 et 5.14, nous avons réalisé le guidage magnétique du cathéter dans le fantôme vasculaire 3D. Avant de commencer la navigation, la pompe a été réglé pour délivrer un débit de 700 mL/min et le cathéter a été positionné au niveau de l'artère principale (l'aorte).

Les résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°1 sont illustrés dans la Figure 5.15. Initialement, le cathéter est positionné au niveau de l'aorte. Afin d'éviter que le cathéter suive la courbure de la crosse-aortique, l'actionneur est placé dans la pose 1 pour attirer le cathéter. Ensuite, le cathéter

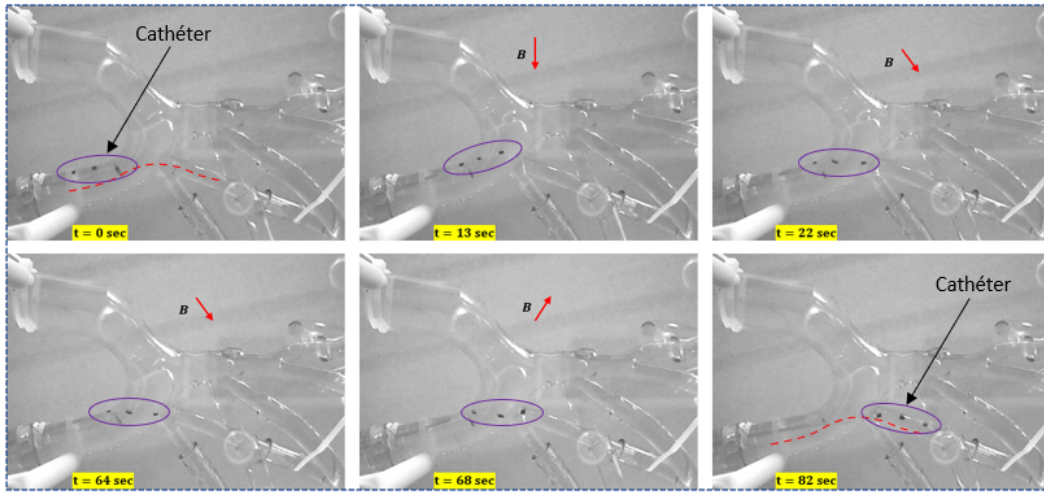


FIGURE 5.15 – Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°1 du fantôme 3D.

avance de 5 mm pour franchir la première bifurcation. Pour atteindre l'artère cible de la trajectoire, l'actionneur est déplacé vers la pose 2 tandis que le cathéter est maintenu en place. Cette modification de pose permet au cathéter d'être guidé vers la cible planifiée. Le cathéter est ensuite avancé de 40 mm, ce qui lui permet d'atteindre dans la zone cible préalablement planifiée. 82 sec est le temps de la procédure pour réaliser cette trajectoire d'une longueur de 90 mm avec deux poses de l'actionneur magnétique.

Les résultats de la navigation du cathéter magnétique pour le chemin de navigation N°2, tel que présenté dans la Figure 5.14, pour atteindre l'artère carotide interne depuis l'artère aortique sont présentés dans la Figure A.1. Étant donné qu'il s'agit de traverser quatre bifurcations, nous avons utilisé quatre poses de l'actionneur magnétique. Pour le calcul de ces poses, nous avons d'abord privilégié le mode attraction, conformément à notre stratégie de navigation. Cependant, la simulation virtuelle, indique une collision lors de la transition entre la pose 1 et la pose 2 car la pose 1 en mode attraction se trouvait en dessous du fantôme tandis que la deuxième pose se trouvait au-dessus. Pour résoudre cela, nous avons recalculé la pose 1 en mode répulsive, ce qui a permis de remonter cette position au-dessus du fantôme et de faciliter la transition entre les deux poses. Au départ, le cathéter magnétique est positionné dans l'aorte. Pour éviter de suivre la courbure de la crosse aortique, la pose 1 permet de l'orienter vers l'artère carotide primitive. Ensuite, pour suivre la trajectoire planifiée, nous déplaçons l'actionneur vers la pose 2, puis vers la pose 3, afin de faire progresser le cathéter dans l'artère carotide primitive. Enfin, arrivant à la dernière bifurcation qui divise l'artère principale en deux branches, l'une menant à l'artère carotide interne et l'autre à l'artère carotide externe, sans guidage magnétique, le cathéter est attiré vers l'artère carotide externe, vu qu'elle présente un angle de 13° par rapport à l'artère principale et par effet de gravité, tandis que l'artère carotide interne est orientée à 41° et dirigée vers le sens inverse de la gravité. C'est pourquoi nous avons besoin de la pose 4, qui permet d'orienter la tête du

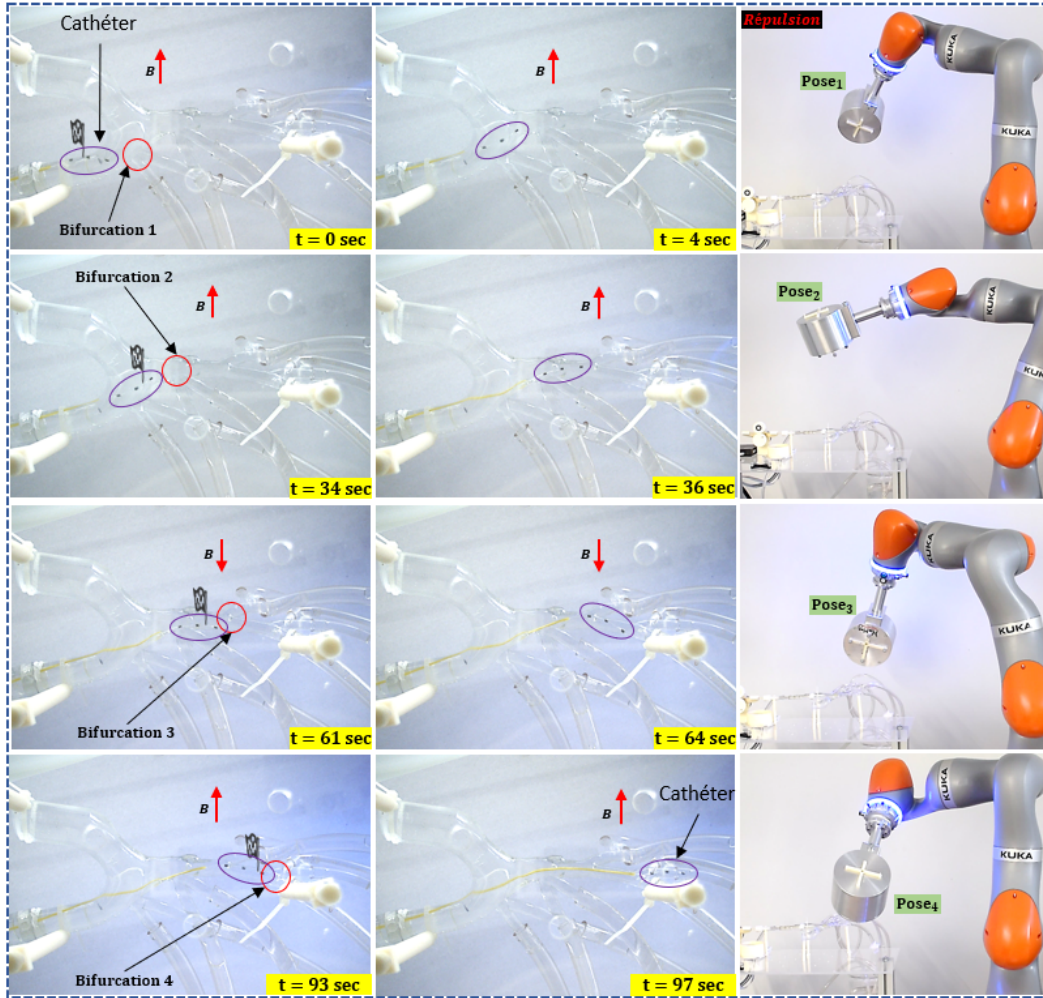


FIGURE 5.16 – Résultats de la navigation du cathéter magnétique dans la trajectoire N°2 du fantôme 3D.

cathéter magnétique vers l'artère cible avant de terminer sa progression dans cette dernière une fois que le cathéter est propulsé par le système d'insertion.

5.3.3 Synthèse des résultats

Les résultats obtenus lors des navigations magnétiques présentées dans cette section ont permis de démontrer et de confirmer les performances de notre stratégie de navigation, de la plateforme robotique et du cathéter magnétique pour évoluer dans un réseau vasculaire à l'échelle humaine, avec une architecture vasculaire en 3D. En effet, dans ce réseau vasculaire et à travers les deux trajectoires réalisées, nous avons confirmé la capacité de notre cathéter magnétique à naviguer de manière efficace dans des petites et grandes artères. Nous avons également observé que le cathéter pouvait parcourir des chemins plus longs, comme dans le cas de la trajectoire N°2, où il devait atteindre la dernière artère du fantôme vasculaire. Enfin, grâce à

TABLE 5.3 – Bilan des tests de guidage du cathéter magnétique dans les neuf bifurcations du réseau vasculaire 3D avec les deux modes de guidage.

Bifurcations	Mode attraction	Mode répulsion
B_1	Non Exécuté	Exécuté
B_2	Exécuté	Exécuté
B_3	Non Exécuté	Exécuté
B_4	Exécuté	Exécuté
B_5	Exécuté	Exécuté
B_6	Exécuté	Exécuté
B_7	Exécuté	Exécuté
B_8	Exécuté	Non Exécuté
B_9	Exécuté	Exécuté

la trajectoire N°1, nous avons constaté que le cathéter magnétique pouvait naviguer avec succès dans des bifurcations successives très rapprochées.

Le tableau 5.3 présente les résultats du guidage magnétique du cathéter dans les 9 bifurcations du fantôme vasculaire 3D. Ces résultats montrent que l'utilisation d'un seul mode ne permet pas de guider le cathéter dans toutes les bifurcations. En effet, le mode attraction permet de réaliser 77.7% des bifurcations et le mode répulsion quant à lui permet de réaliser 88.8%. Deux poses en mode attraction et une en mode répulsion n'ont pas pu être réalisé vu qu'elles présentent une collision avec le fantôme et son support. Ces résultats montrent également que la combinaison entre les deux modes à savoir la navigation en mode hybride permet de réaliser toutes les combinaisons possibles de trajectoires dans ce fantôme.

5.4 Application au remplissage d'un anévrisme cérébral

Après avoir prouvé l'efficacité de notre stratégie de navigation, ainsi que les performances du cathéter magnétique et de la plateforme robotique pour le guidage dans les réseaux vasculaires, cette section vise à démontrer la faisabilité de l'injection de produits dans des zones spécifiques du réseau vasculaire. Dans cette section, nous allons prouver la capacité de la plateforme robotique à réaliser des injections ciblées en utilisant le cathéter magnétique spécialement développé à cet effet, ainsi que le système d'injection contrôlé par l'interface utilisateur.

Les cathéters classiques sont couramment utilisés dans des procédures d'injection pour des applications médicales tels que l'embolisation des tumeurs et le remplissage d'anévrismes. L'embolisation des tumeurs consiste à injecter des particules ou des substances embolisantes dans les vaisseaux sanguins qui alimentent les tumeurs. Cette intervention vise à bloquer l'approvisionnement en sang aux tumeurs. De même, le remplissage d'anévrismes implique l'injection de matériaux spéciaux dans les cavités des anévrismes, ce qui provoque leur occlusion et réduit le risque de rupture. Cependant, malgré leur utilité dans le traitement de diverses affections, ces procédures d'injection sont confrontées à des défis significatifs. La navigation précise

des cathéters classiques jusqu'aux zones cibles affectées est complexe et peut être difficile, en particulier dans des réseaux vasculaires tortueux ou étroits ce qui rend cette procédure inutilisable pour certaines pathologies localisées dans des endroits difficilement accessible. De plus, les risques associés à ces procédures rendent la tâche délicate et nécessitent des intervenants hautement qualifiés et expérimentés.

Dans ce contexte, notre approche de navigation magnétique basée sur les performances de notre cathéter miniature et notre plateforme robotique vise à améliorer ces procédures. Notre stratégie de guidage simplifie la procédure de navigation, permettant ainsi une meilleure accessibilité aux zones cibles du réseau vasculaire. Grâce à notre système de guidage magnétique, nous visons à améliorer la précision et la sécurité des injections tout en réduisant la dépendance à l'égard de l'expertise des intervenants.

5.4.1 Caractéristiques techniques du réseau vasculaire

Pour réaliser les expériences de navigation et d'injection nous avons utilisé un fantôme vasculaire constitué de 7 artères avec un diamètre moyen de 3.7 mm et une longueur de trajet allant jusqu'à 140 mm. Ce fantôme vasculaire contient 5 bifurcations avec des angles allant de 34° à 108° . Les trajectoires disponibles dans ce fantôme vasculaire possèdent un rayon de courbure moyen de 12 mm, ce qui donne un indice sur la complexité de ce réseau vasculaire d'un point de vue navigation.

Le modèle du fantôme vasculaire intègre un anévrisme cérébral de type saciforme, il possède une morphologie de sac avec un collet de dimension modérée. Il s'agit d'un anévrisme ayant un diamètre maximal de 5.3 mm et un diamètre minimal de 3.2 mm, avec une ouverture du collet mesurant 2.6 mm. Avec ses paramètres géométriques, cet anévrisme est classifié dans la gamme de taille moyenne, affichant un volume estimé à 1470 mm^3 , équivalent à 1.47 mL.

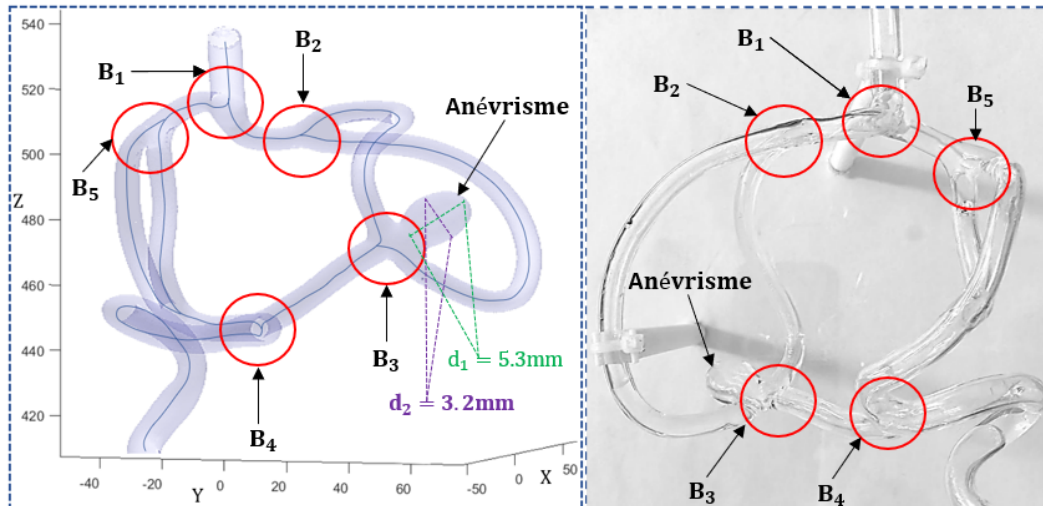


FIGURE 5.17 – Fantôme vasculaire 3D pour l'injection : (a)- CAO et lignes centrales du fantôme vasculaire ; (b)- prototype du fantôme vasculaire 3D.

5.4.2 Protocole de la procédure d'injection

L'exécution de la procédure d'injection va au-delà de l'acte même de l'injection dans un anévrisme. Il s'agit plutôt d'un processus intégral qui englobe la navigation magnétique préalable du cathéter qui assure le rôle de l'outil d'injection, entrer dans l'anévrisme et ensuite réaliser l'injection. Par conséquent, cette section se consacre à la réalisation de tests expérimentaux visant à exploiter l'ensemble des méthodes et stratégies que nous avons démontrées, en vue d'une mise en œuvre proche du contexte médical.

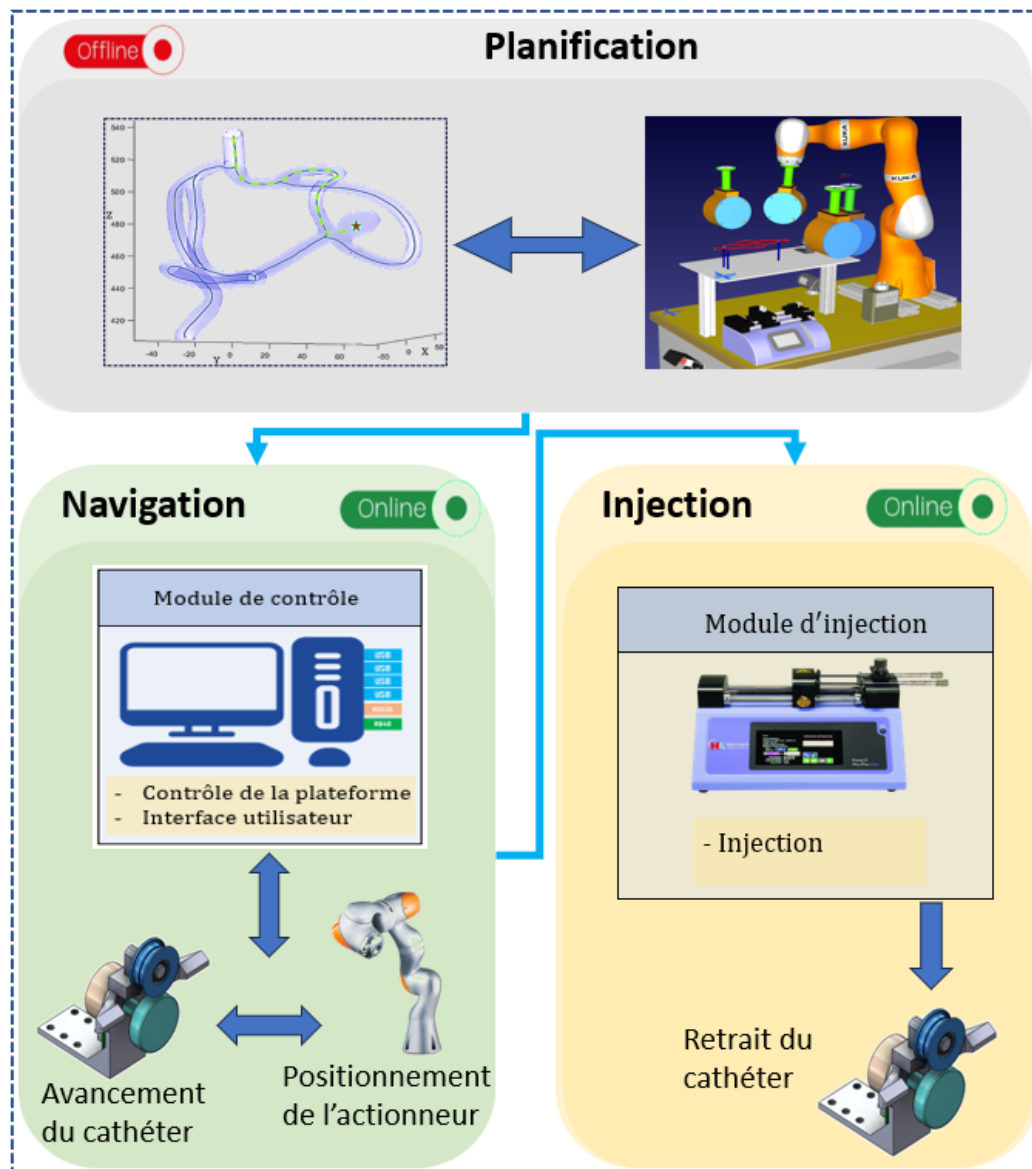


FIGURE 5.18 – Protocole de la procédure d'injection du liquide dans l'anévrisme.

Comme illustré dans la Figure 5.18, le protocole expérimental est composé de

trois phases :

1. Planification : c'est une étape essentielle qui utilise notre module de planification pour permettre à l'utilisateur de déterminer la trajectoire de navigation, calculer les poses de l'actionneur au niveau des bifurcations et vérifier la réalisation de ces poses dans l'environnement virtuel. Cette phase est exécutée hors ligne.
2. Navigation : cette étape permet de guider le cathéter magnétique de son point de départ jusqu'à l'anévrisme en suivant la trajectoire planifiée et en utilisant l'actionneur magnétique positionné au niveau des poses calculées durant l'étape précédente.
3. Injection : à la fin de la navigation, l'utilisateur active le module injection en lui indiquant le volume et le débit d'injection. Cela permet de transporter le produit qui se trouve dans la seringue à travers le cathéter et l'injecter dans l'anévrisme. A la fin de l'injection, le module d'insertion du cathéter réalise un retrait de ce dernier.

5.4.3 Résultats de la procédure

La planification de la trajectoire illustrée dans la Figure 5.19, révèle une trajectoire de navigation mesurant 83 mm, conduisant à l'anévrisme à travers trois bifurcations. La première bifurcation (B1) affiche un angle de 63° entre l'artère fille et l'artère mère, tandis que la deuxième bifurcation (B2) présente un angle plus modéré de 39° . La troisième bifurcation (B3), permet de diriger le cathéter vers l'intérieur de l'anévrisme, ce qui engendre un angle de 96° entre l'artère mère et l'axe central de l'anévrisme. Il est important de noter que chacune de ces trois bifurcations requiert un guidage magnétique, étant donné que, en l'absence de forces et de couples magnétiques, le cathéter se dirige vers l'artère fille non ciblée, que ce soit pour l'effet de la gravité dans le cas de B1, ou en raison de la tension initiale du cathéter dans les cas de B2 et B3.

La trajectoire de navigation magnétique du cathéter jusqu'à l'anévrisme est présentée dans la Figure 5.20. Étant donné que la trajectoire implique trois bifurcations, nous avons calculé trois poses de l'actionneur. Pour faciliter l'exécution de ces poses, nous avons configuré la pose 3 en mode répulsif, ce qui permet de rejoindre les deux premières poses tout en évitant la collision avec le fantôme vasculaire. Du point de vue navigation, les deux premières bifurcations présentent des caractéristiques similaires à celles rencontrées lors des essais de navigation présentés dans les sections précédentes et leur réussite semble évidente. Cependant, la particularité de cette trajectoire réside dans le passage de la troisième bifurcation, qui nécessite l'entrée de la tête du cathéter dans la cavité anévrismale. Comme le montre la Figure 5.20, l'application d'un couple magnétique permet d'orienter le cathéter vers le collet de l'anévrisme, et en avançant le cathéter, sa tête est guidée vers l'intérieur de l'anévrisme. Le contrôle de l'avancement du cathéter offre un contrôle de la position de la tête du cathéter à l'intérieur de l'anévrisme.

Une fois la tête du cathéter est positionnée à l'intérieur de l'anévrisme grâce au guidage magnétique, nous maintenons l'actionneur en position 3 pour assurer la

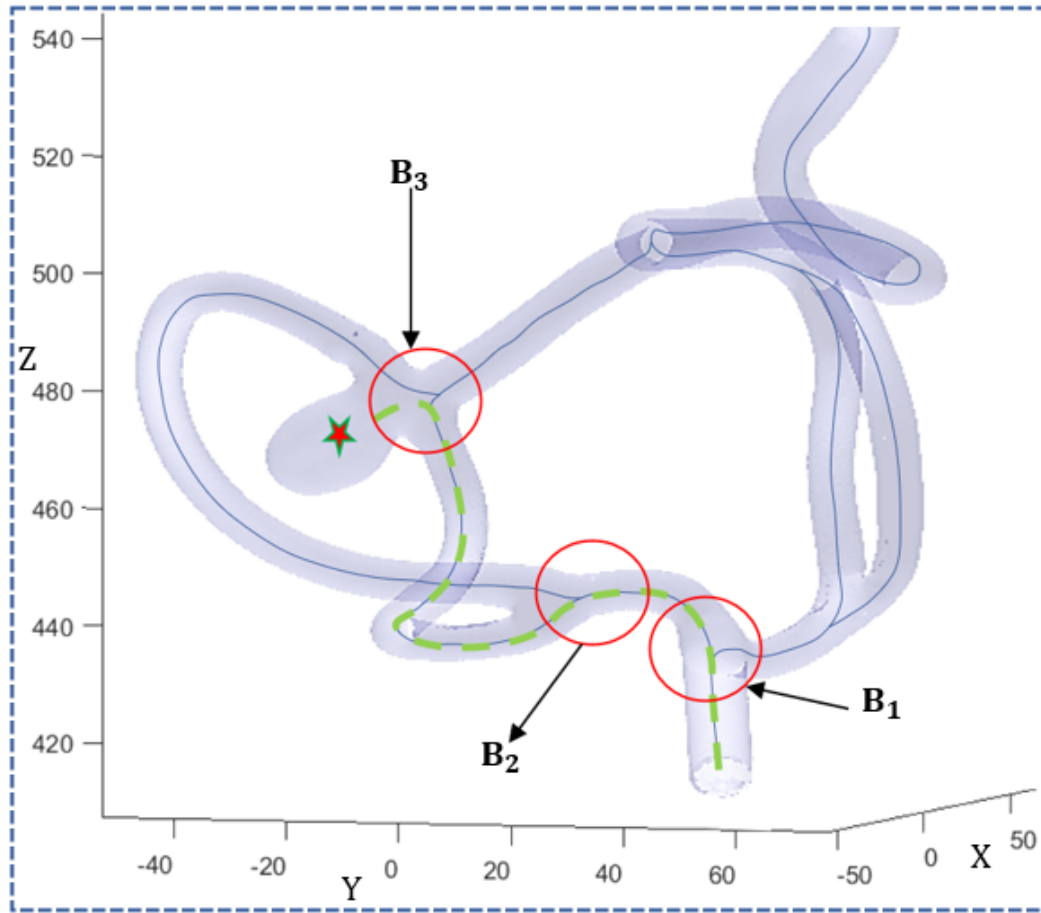


FIGURE 5.19 – Trajectoire planifiée dans le fantôme vasculaire permettant d'atteindre l'anévrisme.

stabilité de la tête du cathéter à l'intérieur de la cavité anévrismale. Conformément au protocole établi précédemment, nous commençons ensuite la phase d'injection. Cette phase requiert deux paramètres importants : le volume à injecter et le débit d'injection. Ces paramètres sont transmis au système d'injection via l'interface utilisateur. Le débit d'injection sélectionné est de $2800 \mu\text{L}/\text{min}$, tandis que le volume à injecter est de 1.47 mL , correspondant au volume total de l'anévrisme. Néanmoins, pour garantir l'injection intégrale du volume désiré, il est essentiel de tenir compte du volume du liquide remplissant le canal du cathéter. Ce canal présente un diamètre interne moyen de 0.82 mm et une longueur de 750 mm , engendrant ainsi un volume de 0.45 mL . Ce qui nous permet de programmer un volume total de 1.92 mL . Le produit que nous injectons dans l'anévrisme est une solution aqueuse composée de 30% d'eau, 60% de glycérine et 10% de colorant alimentaire (rouge).

Le résultat de la procédure d'injection pour le remplissage de l'anévrisme est illustré dans la Figure 5.21. Au début de la procédure, la tête du cathéter est maintenue à l'intérieur de l'anévrisme, tandis que le système d'injection est activé avec un débit prédéterminé de $2800 \mu\text{L}/\text{min}$. En l'espace de 12 secondes, les premières

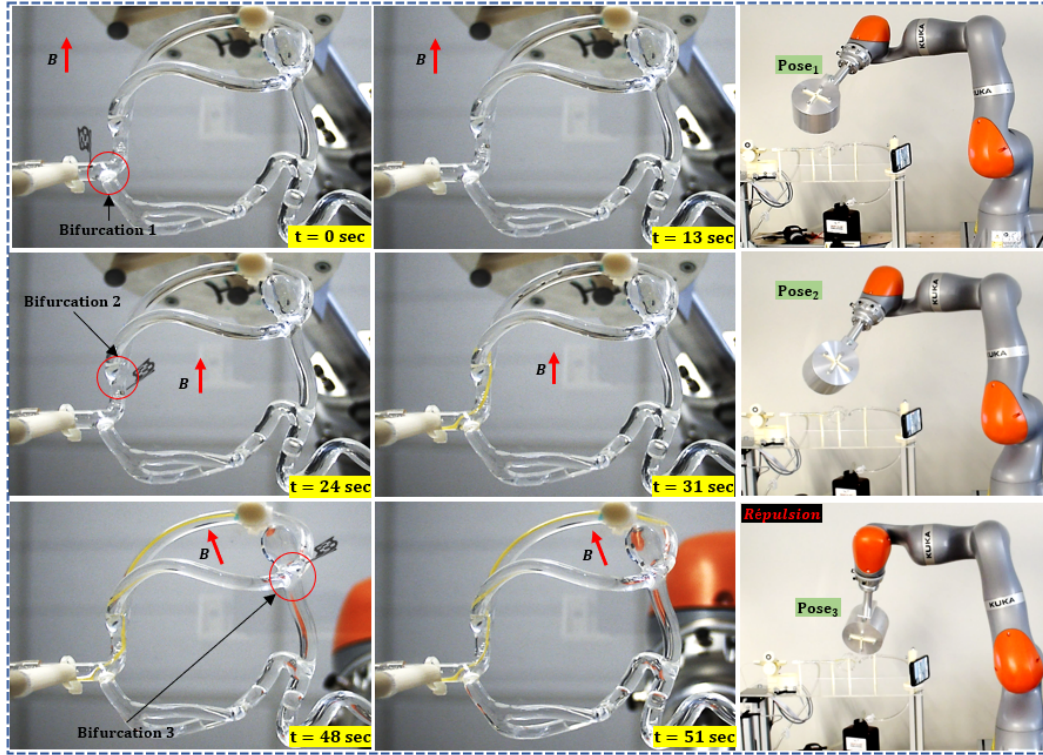


FIGURE 5.20 – Résultat de la navigation magnétique du cathéter pour atteindre l'anévrisme.

traces du produit deviennent visibles dans la zone de l'anévrisme. Puis, le canal du cathéter se remplit progressivement, et le produit commence à se diffuser à l'intérieur de l'anévrisme. Lorsque le système d'injection est arrêté, nous avons enregistré un temps total de 41 secondes, correspondant à la durée de remplissage complète de l'anévrisme. Comme montré dans la Figure 5.21, cette expérience permet de démontrer la faisabilité de remplir des anévrismes par injection de produit tout en utilisant le cathéter magnétique miniature, la stratégie de navigation et la plateforme robotique pour le guidage développés dans le cadre de cette thèse.

5.5 Conclusion

En conclusion, les travaux présentés dans ce dernier chapitre ont été consacrés à la validation expérimentale des outils et méthodes que nous avons développés dans le cadre de cette thèse. Notre démarche a débuté par la validation des performances du cathéter magnétique. Les résultats de ces tests ont confirmé la capacité du cathéter magnétique à naviguer dans des bifurcations aux angles allant jusqu'à 90° et à parcourir des trajectoires de plus de 200 mm tout en surmontant des bifurcations successives. La réussite de ces navigations magnétiques a également validé la conception et le dimensionnement de l'actionneur magnétique, démontrant sa capacité à générer des forces et des couples magnétiques adéquats pour orienter le cathéter.

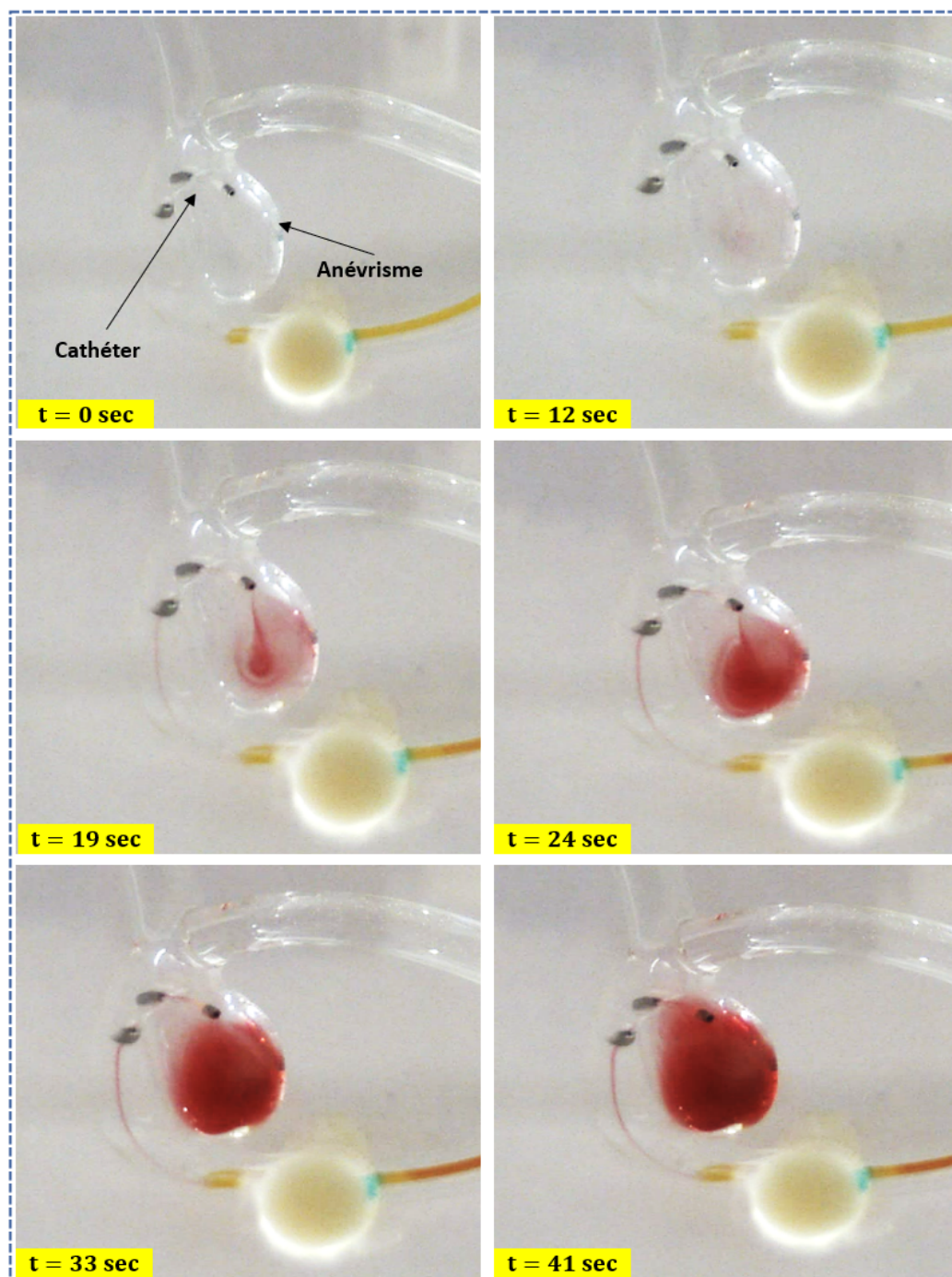


FIGURE 5.21 – Résultat du remplissage de l'anévrisme par injection de produit à travers le cathéter magnétique.

Par la suite, nous avons examiné en détail les deux modes de guidage par attraction et répulsion dans des trajectoires planifiées. Les résultats ont clairement indiqué l'efficacité et la nécessité du mode répulsif pour optimiser la navigation, compte tenu

des contraintes associées au déplacement de l'actionneur et aux risques de collision avec les composants de la plateforme. Poursuivant notre objectif de navigation dans un réseau vasculaire réaliste, nous avons utilisé un fantôme vasculaire à échelle humaine pour mettre à l'épreuve notre stratégie de navigation. Les expérimentations ont démontré avec succès la capacité de notre approche à guider le cathéter depuis une artère de départ (artère aortique) jusqu'à une artère cible (carotide interne). En plus de ces trajectoires, nous avons fait naviguer avec succès le cathéter magnétique dans les 9 bifurcations du fantôme grâce à l'utilisation du mode hybride (mode répulsif + mode attractif).

Enfin, nous avons mis en œuvre notre application de remplissage d'anévrismes dans un fantôme vasculaire présentant un anévrisme cérébral. Cette procédure expérimentale a été menée en suivant un protocole, et les résultats ont attesté de la faisabilité d'utiliser des cathéters magnétiques miniatures, de les guider magnétiquement jusqu'à l'anévrisme et ensuite remplir ce dernier avec un liquide. Nous avons ainsi démontré l'efficacité de notre application de remplissage d'anévrisme. Cependant, il convient de noter que notre approche de navigation, combinant le cathéter magnétique miniature et la plateforme robotique, présente également un fort potentiel pour d'autres applications endovasculaires. En effet, avec la capacité de notre cathéter miniature à atteindre les zones cibles grâce à sa structure en forme de canal, nous sommes en mesure d'accomplir des injections ou de transporter des médicaments et des instruments thérapeutiques.

Conclusion générale et perspectives

Sommaire

6.1	Conclusion générale	156
6.2	Perspectives	157
6.2.1	Amélioration du cathéter magnétique	157
6.2.2	Réalisation des tests <i>in-vivo</i> sur l'animal	158
6.2.3	Exploiter la plateforme pour d'autres applications	160

6.1 Conclusion générale

Ce travail de recherche a été guidé par une ambition d'améliorer les procédures d'interventions endovasculaires, à travers une solution prometteuse ayant pour but de pouvoir traiter un maximum de pathologies cérébrovasculaires et cardiovasculaires en diminuant le risque et le temps des procédures. Pour ce faire nous avons commencé tout d'abord dans le premier chapitre par la délimitation du champ des possibilités. En effet, nous avons fait des choix technologiques éclairés en optant pour le magnétisme comme principal moyen de guidage du cathéter, la robotique pour le contrôle précis de l'actionneur, et la méthode endovasculaire pour l'application des cathéters. Ces choix stratégiques ont posé les fondements d'une recherche qui permet de proposer une solution complète ayant pour objectif de simplifier l'utilisation de ces approches endovasculaires dans le milieu médical.

Dans le cadre de la solution proposée, nous avons rapidement identifié que l'atteinte d'un jalon essentiel de ce projet consiste en le développement et la mise en place d'un cathéter magnétique performant. Cela s'avère impératif pour pouvoir avancer dans la réalisation de la solution globale. Le deuxième chapitre dédié au développement du cathéter magnétique miniature, a été une étape importante. En utilisant une modélisation mécanique, basée sur la théorie des poutres, nous avons acquis une compréhension profonde du comportement de ce cathéter, ce qui a été essentiel pour sa conception. Grâce à l'algorithme d'optimisation basé sur la méthode d'optimisation génétique, nous avons réussi à proposer un cathéter miniature qui a démontré des performances importantes en termes de déflexion et de navigation. Cette avancée promet d'améliorer considérablement la précision et l'efficacité du positionnement des cathéters dans le réseau vasculaire. Le troisième chapitre a été marqué par la mise en évidence des aimants permanents comme choix optimal pour l'actionnement magnétique en termes de rapport entre la puissance magnétique et l'encombrement de l'actionneur. Ce choix a non seulement simplifié le système d'actionnement, mais a également renforcé son efficacité. En exploitant les propriétés des aimants permanents, nous avons démontré qu'un seul aimant pouvait générer des forces d'attraction et de répulsion suffisantes pour guider le cathéter au niveau des bifurcations, ce qui permet de réduire les mouvements de l'actionneur durant le guidage.

Le développement du cathéter magnétique miniature et de l'actionneur représentent une avancée significative dans le cadre de nos travaux de thèse. Cependant, pour prouver l'efficacité de la solution proposée, il est important de mettre en place une stratégie de navigation permettant de structurer la procédure de traitement. Pour cela, dans le quatrième chapitre, nous nous sommes intéressés à trois composantes clés : la stratégie de navigation, la conception de la plateforme robotique, et la mise en place de l'interface de contrôle. Notre stratégie de navigation, basée sur la planification de trajectoires et le calcul des poses de l'actionneur, a été présentée en détail. Elle requiert la définition d'un point de départ, la gestion des bifurcations, et le ciblage précis de l'artère, avec une attention particulière portée à l'orientation optimale du cathéter magnétique dans ces bifurcations, exploitant ainsi les deux pôles de l'actionneur magnétique. Pour mettre en lumière l'efficacité de cette stratégie, nous avons développé une plateforme robotique dédiée à la navigation magnétique,

intégrant des éléments permettant le positionnement, l'insertion, la propulsion, l'injection, et le recalage. Les systèmes utilisés, dont le robot manipulateur, le système d'avancement du cathéter, le système de suivi optique, et le mécanisme d'injection, ont montrés des performances remarquables. Enfin, une architecture de contrôle a été soigneusement élaborée pour orchestrer les opérations de la plateforme, délivrant une interface utilisateur ergonomique. Ce chapitre représente une avancée significative dans notre recherche, essentielle pour atteindre notre objectif global : la navigation de cathéters magnétiques miniatures dans des environnements vasculaires complexes. Ce dernier est détaillé dans le cinquième chapitre qui a servi à valider notre approche au travers d'expérimentations. Ces expériences ont montré que notre cathéter magnétique miniature, combiné à notre stratégie de navigation, peut naviguer dans des réseaux vasculaires complexes en enchainant des bifurcations pour atteindre les zones affectées et réaliser des traitements, tel que le remplissage d'anévrismes. Ces résultats prometteurs obtenues avec des fantômes anatomiques à l'échelle humaine, renforcent notre conviction que notre approche a le potentiel d'améliorer significativement les pratiques médicales endovasculaires en faveur des patients et des professionnels de la santé.

6.2 Perspectives

La plateforme robotique et la stratégie de navigation élaborées dans le cadre de cette thèse ont répondu aux exigences énoncées dans le premier chapitre. Elles ont permis le développement d'un cathéter magnétique capable de naviguer efficacement vers les artères les plus profondes, ainsi qu'une plateforme robotique simplifiant le guidage magnétique et offrant des solutions robotiques pour les contraintes de navigation. De plus, une stratégie de navigation a été mise au point pour permettre la navigation dans des fantômes vasculaires à l'échelle humaine en vue du remplissage des anévrismes cérébraux. Toutefois, nous tenons à souligner quelques points de réflexion jugés pertinents en termes de perspectives pour cette thèse. Ces éléments de réflexion sont axés sur l'évolution de la plateforme robotique en vue de tests *in-vivo* sur l'animal.

6.2.1 Amélioration du cathéter magnétique

Les cathéters utilisés dans le cadre de cette thèse ont été fabriqués en utilisant un processus simple visant à obtenir rapidement un prototype pour les tests de performances de guidage et de navigation magnétique. Le processus présenté dans le chapitre 2, est basé sur l'utilisation de la colle comme un liant permettant de lier les deux parties du cathéter ainsi que la pose des trois aimants permanents au niveau de la partie distale du cathéter. Ce processus bien qu'il nous a permis d'avoir un prototype fonctionnel, il présente certaines limitations notamment d'un point de vue durabilité, biocompatibilité et d'un point de vue performances. En effet, comme le cathéter est censé évoluer dans un milieu aqueux la colle subit une dégradation au fil du temps ce qui peut causer le déplacement des aimants sous la présence de la force magnétique. De plus, la colle induit un effet de rigidité local au point d'application que nous avons limité au maximum pour éviter de dégrader les

performances de déflexion du cathéter (Figure 6.1). Il est clair que l'utilisation d'un cathéter est limité à une seule procédure, cependant sa qualité de fabrication doit être approuvée.

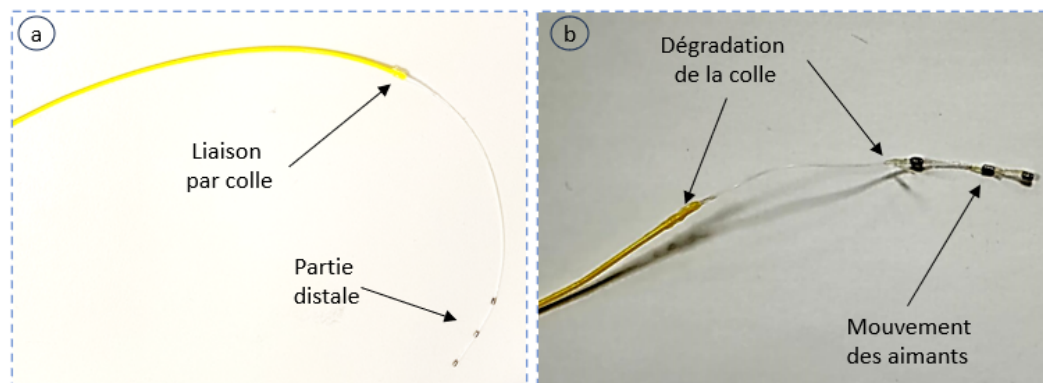


FIGURE 6.1 – Dégradation du cathéter magnétique : (a) Cathéter magnétique récent, (b) Cathéter magnétique après plusieurs tests de navigation.

Pour adresser cette problématique, de nombreuses entreprises et startups opèrent dans le domaine de la microfabrication additive ou utilisent la technique de moulage par injection, notamment selon le procédé 2K [133]. Ces deux méthodes offrent la possibilité d'obtenir une qualité finale très élevée, garantissant une homogénéité matérielle au niveau des liaisons. De plus, cette approche nous permettra d'envisager un revêtement des aimants afin d'assurer la biocompatibilité du cathéter.

6.2.2 Réalisation des tests *in-vivo* sur l'animal

Les résultats obtenus dans le cadre de cette thèse découlent des tests réalisés en laboratoire avec la plateforme robotique et la stratégie de guidage sur des modèles anatomiques. Afin de valider ces résultats et de les appliquer à des situations réelles, il est crucial de planifier des tests *in-vivo* sur l'animal. En effet, reproduire fidèlement les parois avec leurs caractéristiques élastiques, le fluide sanguin avec ses propriétés physiologiques spécifiques, ainsi que la pulsation naturelle représente un défi, entraînant des différences entre l'environnement simulé et la réalité. C'est pourquoi les tests *in-vivo* présentent une importance capitale.

La préparation de ces tests implique deux étapes cruciales en lien avec le travail accompli dans la thèse. Tout d'abord, il sera nécessaire d'adapter la plateforme robotique à un système d'imagerie médicale, puis de mener une campagne de tests sur des modèles anatomiques animaux en vue de préparer les tests *in-vivo*.

Intégration d'un système d'imagerie médicale

Dans les tests expérimentaux exposés dans le chapitre 5 de la thèse, les images de navigation ont été acquises à l'aide d'une caméra optique intégrée à la plateforme. Cependant, pour les tests *in-vivo*, l'utilisation de cette technique n'est pas possible, d'où la nécessité d'introduire un système d'imagerie médicale (Figure 6.2).

Le C-ARM est l'un des systèmes les plus couramment utilisés en neuroradiologie interventionnelle, utilisant des rayons X et un agent de contraste pour visualiser l'anatomie entre l'émetteur et le récepteur du C-ARM. Ce dernier est considéré comme un robot à 5 degrés de liberté (3 rotations et 2 translations) contrôlables par l'utilisateur. Pour obtenir une image 3D complète du réseau vasculaire, il effectue une rotation à 360 degrés autour de la tête du patient. Les spécifications de ce système le rendent plus adapté à notre plateforme robotique en raison de l'espace de travail offert et de la possibilité de synchroniser le guidage réalisé avec le suivi de la position du cathéter effectué par le système d'imagerie médicale C-ARM.

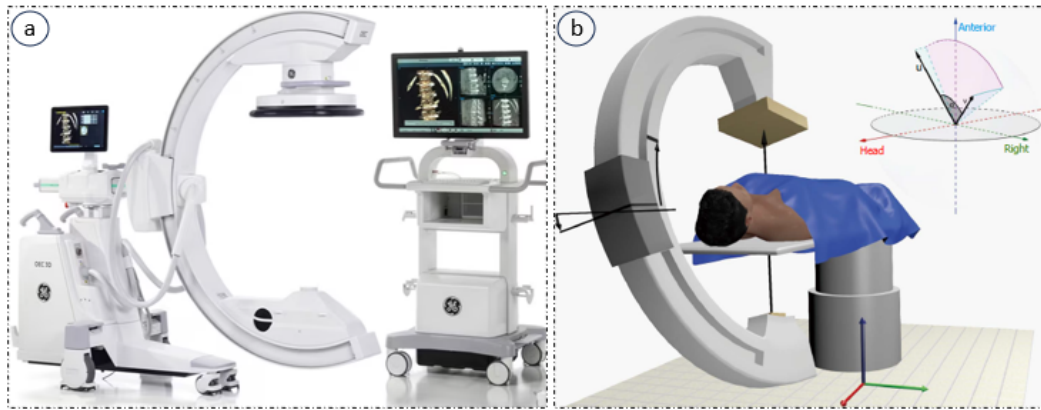


FIGURE 6.2 – Système d'imagerie médicale : (a) C-ARM de GE HealthCare, (b) Représentation géométrique du C-ARM et son repère d'acquisition [32].

Pour pouvoir s'intégrer dans une salle de neuroradiologie interventionnelle contenant un C-ARM, il est important de penser à :

- L'intégration du C-ARM dans la procédure de suivi optique pour pouvoir détecter les déplacements du C-ARM par rapport à la plateforme robotique.
- L'intégration du modèle géométrique du C-ARM dans notre interface de contrôle afin de prendre en compte les collisions entre le robot et le C-ARM dans la stratégie de navigation.

Campagne de test sur des fantômes vasculaires de type animal

L'objectif principal de cette série de tests est de permettre des navigations magnétiques du cathéter à travers l'anatomie animale, offrant ainsi une occasion unique d'appréhender les particularités anatomiques spécifiques à l'animal par rapport à celles de l'humain. Cette approche vise à anticiper et à minimiser les contraintes potentielles lors de la procédure *in-vivo*. Parallèlement, l'intégration du C-ARM dans cet environnement de test présente une importance cruciale. Elle nous permet d'évaluer non seulement l'efficacité de l'intégration du système d'imagerie médicale dans la stratégie de navigation, mais aussi d'analyser de manière approfondie son impact sur les poses de l'actionneur magnétique et les trajectoires du robot manipulateur. En élargissant notre champ d'analyse et en confrontant notre solution à des conditions plus réalistes, ces tests contribueront à renforcer les performances de notre

approche.

6.2.3 Exploiter la plateforme pour d'autres applications

Dans l'optique de rendre plus accessible l'utilisation des cathéters magnétiques pour les applications vasculaires, nous souhaitons également d'expérimenter notre plateforme pour le traitement de nouvelles pathologies vasculaires. Cette thèse a démontré la capacité de notre plateforme robotique, associée à une stratégie de guidage, à naviguer à travers le réseau vasculaire en utilisant un cathéter magnétique miniature jusqu'à l'artère où se situe l'anévrisme cérébral. Ensuite, nous avons injecté un produit pour remplir complètement l'anévrisme. Une autre application très demandée qui peut être testée avec notre plateforme est l'embolisation des tumeurs. En utilisant une colle biologique GRF (Gélatine - Resorcinol - Formaldéhyde) [134], il est possible d'occlure l'artère nourricière de la tumeur tout en préservant les autres branches de l'artère principale qui la vascularisent.

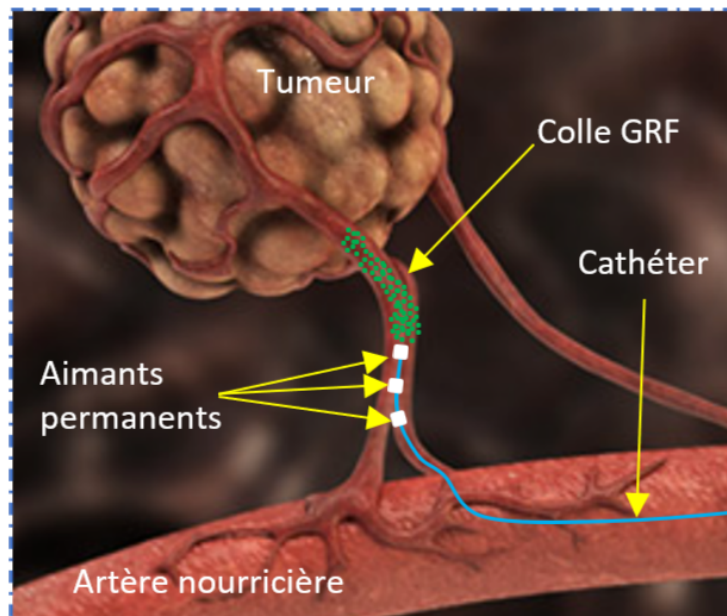


FIGURE 6.3 – Embolisation d'une artère irriguant la tumeur par injection de colle GRF.

Liste des publications

Conférences internationales

- [109] : **H. Elfakir**, N. Amari, A. Chah, and K. Belharet, "Magnetic catheter optimized for navigation in a complex vascular network," in 2022 International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM). IEEE, 2022, pp. 126-131. (Cité en page 184.)
- [120] : **H. Elfakir**, N. Amari, , M. Attou, and K. Belharet, 2022, July. Towards a Robust Steerability Magnetic Catheter with Haptic Force Feedback and Virtual Reality. In 2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) (pp. 613-619). IEEE.
- [135] : A. Chah, **H. Elfakir**, L. Meziane, and K. Belharet. (2023, June). Strategy for haptic-based guidance of soft magnetic particles in the cochlea. In 2023 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) (pp. 201-207). IEEE.
- [136] : A. Chah, **H. Elfakir**, L. Meziane, and K. Belharet. "Soft ferromagnetic microrobot navigation in the cochlea using haptic assistance," in 2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). IEEE, 2022, pp. 626-631. (Cité en page 184.)

Formulation analytique du champ magnétique généré par un aimant cylindrique

Pour un corps cylindrique de rayon R et de demi-longueur L , avec son centre de gravité à l'origine d'un système de coordonnées cylindrique (ρ, ϕ, z) et son axe de révolution confondu et aligné avec la direction de l'axe z . Une aimantation uniforme du corps selon un vecteur d'aimantation $\vec{M}$ arbitrairement choisi peut toujours être décomposée en une composante longitudinale et une autre transversale.

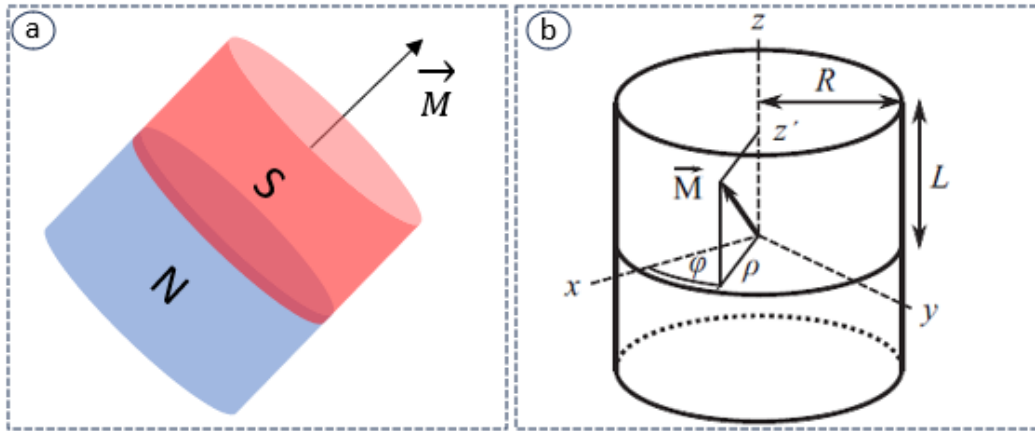


FIGURE A.1 – Paramètres du champ magnétique généré par un aimant permanent cylindrique : a- Aimant permanent cylindrique avec une aimantation suivant l'axe de révolution, b- Représentation schématique d'un cylindre aimanté de demi-longueur L et de rayon R avec un vecteur d'aimantation arbitraire $\vec{M}$.

Le champ magnétique peut être exprimé comme le gradient d'un potentiel scalaire magnétostatique.

$$H = -\nabla \Phi_m \quad (\text{A.1})$$

En général, le potentiel magnétostatique en un point r peut s'écrire de la forme suivante :

$$\Phi_r = \int^v dr' \frac{\rho(r')}{4\pi |r - r'|} \quad (\text{A.2})$$

en utilisant la formulation de charge magnétique liée, où $\rho(r')$ est la densité de charge volumique. On peut reconnaître la fonction de Green pour le Laplacien, $G(r) = (4\pi |r|)^{-1}$. Dans le problème qui nous intéresse, la densité de charge volumique se réduit à une distribution de charge superficielle r sur la surface latérale du cylindre. En coordonnées cylindriques, cela est donné par $\sigma(\phi') = M \cos \phi'$. L'intégrale dans l'équation A.1 est maintenant réduite à une intégrale sur la surface du cylindre.

$$\Phi(\rho, \varphi, z) = \frac{M}{4\pi} \int_0^{2\pi} d\varphi' \int_{-L}^L dz' \frac{(R \cos \varphi')}{(\sqrt{\rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')} + (z - z')^2)} \quad (\text{A.3})$$

Nous procédons en évaluant l'intégrale ci-dessus en plusieurs étapes, jusqu'à une forme fonctionnelle contenant des intégrales elliptiques. Tout d'abord, l'intégrale sur z' est évaluée, ce qui donne :

$$\frac{MR}{4\pi} \int_0^{2\pi} d\varphi' \cos \varphi' \ln \left(\xi + \sqrt{\xi^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')} \right) \Big|_{\xi_-}^{\xi_+} \quad (\text{A.4})$$

où la substitution $\xi_{\pm} = z \pm L$ est introduit. L'intégration par parties peut être appliquée, conduisant à l'expression simplifiée suivante :

$$\begin{aligned}
& \frac{MR}{4\pi} \left\{ [\sin \varphi' \ln \left(\xi + \sqrt{\xi^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')} \right)]_{\xi_-}^{\xi_+} \Big|_{\varphi'=0}^{\varphi'=2\pi} \right. \\
& + \int_0^{2\pi} d\varphi' \sin \varphi' \left[\frac{\rho R \sin(\varphi - \varphi')}{\sqrt{\xi^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')}} \right. \\
& \times \left. \frac{1}{\xi + \sqrt{\xi^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')}} \right]_{\xi_-}^{\xi_+} \Big\}
\end{aligned} \tag{A.5}$$

Le premier terme de cette équation s'annule dans les deux cas ($\varphi' = 0$ et $\varphi' = 2\pi$) en présence de la fonction sinus. Cela permet de simplifier encore plus cette équation :

$$\begin{aligned}
& - \frac{M\rho R^2}{4\pi} \int_0^{2\pi} d\varphi' \sin \varphi' \left[\frac{\sin(\varphi - \varphi')}{\rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')} \right. \\
& \times \left. \frac{\xi}{\sqrt{\xi^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R \cos(\varphi - \varphi')}} \right]_{\xi_-}^{\xi_+}
\end{aligned} \tag{A.6}$$

L'intégrale sur φ' est résolue par un changement de variable, $2\psi = \pi - (\varphi - \varphi')$ qui conduit au résultat suivant :

$$\begin{aligned}
& \frac{2M\rho R^2 \cos \varphi}{\pi} \int_{\frac{\pi}{2} - \frac{\rho}{2}}^{\frac{3}{2}\pi - \frac{\rho}{2}} d\psi \frac{\cos^2 \psi \sin^2 \psi}{\rho^2 + R^2 - 2\rho R (\sin^2 \psi - \cos^2 \psi)} \\
& \times \frac{\xi}{\sqrt{\xi^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R (\sin^2 \psi - \cos^2 \psi)}} \Big|_{\xi_-}^{\xi_+}
\end{aligned} \tag{A.7}$$

L'utilisation des notations abrégés et un deuxième changement de variable, $\sin(\psi) = x$, nous permet d'écrire

$$\begin{aligned}
& \rho^2 + R^2 - 2\rho R (\sin^2 \psi - \cos^2 \psi) = (\rho + R)^2 (1 - x^2 (1 - \gamma^2)) \\
& \xi_{\pm}^2 + \rho^2 + R^2 - 2\rho R (\sin^2 \psi - \cos^2 \psi) = (\xi_{\pm}^2 + (\rho + R)^2) (1 - x^2 (1 - k_{\pm}^2))
\end{aligned} \tag{A.8}$$

En remplaçant les termes de l'équation A.8 dans l'équation A.7 nous obtenons le résultat suivant :

$$\frac{2M\rho R^2 \cos \varphi}{\pi(\rho + R)^2} \int_{-\cos \frac{\varphi}{2}}^{\cos \frac{\varphi}{2}} dx \frac{(1-x^2)x^2}{1-x^2(1-\gamma^2)} \frac{\beta_{\pm}}{\sqrt{(1-x^2)(1-x^2(1-k_{\pm}^2))}} \Big|_{\xi_-}^{\xi_+} \quad (\text{A.9})$$

L'équation A.9 se compose de trois intégrales distinctes représentant des intégrales elliptiques :

$$\begin{aligned} & \frac{2M\rho R^2 \cos \varphi}{\pi(\rho + R)^2(1-\gamma^2)} \left(\frac{\gamma^2}{1-\gamma^2} \int_{-\cos \frac{\varphi}{2}}^{\cos \frac{\varphi}{2}} dx \frac{\beta_{\pm}}{\sqrt{(1-x^2)(1-x^2(1-k_{\pm}^2))}} \Big|_{\xi_-}^{\xi_+} \right. \\ & + \int_{-\cos \frac{\varphi}{2}}^{\cos \frac{\varphi}{2}} dx x^2 \frac{\beta_{\pm}}{\sqrt{(1-x^2)(1-x^2(1-k_{\pm}^2))}} \Big|_{\xi_-}^{\xi_+} \\ & \left. - \frac{\gamma^2}{1-\gamma^2} \int_{-\cos \frac{\varphi}{2}}^{\cos \frac{\varphi}{2}} dx \frac{1}{1-x^2(1-\gamma^2)} \frac{\beta_{\pm}}{\sqrt{(1-x^2)(1-x^2(1-k_{\pm}^2))}} \Big|_{\xi_-}^{\xi_+} \right) \quad (\text{A.10}) \end{aligned}$$

Après l'évaluation de chaque terme à l'aide de l'intégration tabulées, nous obtenons le résultat suivant :

$$\Phi = \frac{MR \cos \varphi}{\pi} [\beta_+ P_3(k_+) - \beta_- P_3(k_-)] \quad (\text{A.11})$$

Pour obtenir les expressions du champ magnétique, il suffit de dériver directement l'équation A.11 suivi d'un traitement mathématique similaire à celui utilisé pour le potentiel scalaire :

$$\begin{aligned} H_{\rho} &= -\frac{\partial \Phi}{\partial \rho} = \frac{MR \cos \varphi}{2\pi \rho} [\beta_+ P_4(k_+) - \beta_- P_4(k_-)] \\ H_{\varphi} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial \Phi}{\partial \varphi} = \frac{MR \sin \varphi}{\pi \rho} [\beta_+ P_3(k_+) - \beta_- P_3(k_-)] \\ H_{\varphi} &= -\frac{\partial \Phi}{\partial \rho} = \frac{MR \cos \varphi}{\pi} [\alpha_+ P_1(k_+) - \alpha_- P_1(k_-)] \end{aligned} \quad (\text{A.12})$$

où $P_i(k)$ sont les équations auxiliaires données par les formules suivantes :

$$\begin{aligned}
P_1(k) &= \kappa - \frac{2}{1-k^2}(\kappa - \varepsilon) \\
P_2(k) &= -\frac{\gamma}{1-\gamma^2}(\mathcal{P} - \kappa) - \frac{1}{1-\gamma^2}(\gamma^2\mathcal{P} - \kappa) \\
P_3(k) &= \frac{1}{1-k^2}(\kappa - \varepsilon) - \frac{\gamma}{1-\gamma^2}(\mathcal{P} - \kappa) \\
P_4(k) &= -\frac{\gamma}{1-\gamma^2}(\mathcal{P} - \kappa) + \frac{\gamma}{1-\gamma^2}(\gamma^2\mathcal{P} - \kappa) - P_1(k)
\end{aligned} \tag{A.13}$$

avec

$$\begin{aligned}
\kappa &= K(\sqrt{1-k^2}) \\
\varepsilon &= E(\sqrt{1-k^2}) \\
P &= \Pi(1-\gamma^2, \sqrt{1-k^2}) \\
\xi_{\pm} &= z \pm L \\
\alpha_{\pm} &= \frac{1}{\sqrt{\xi_{\pm}^2 + (\rho + R)^2}} \\
\beta_{\pm} &= \xi_{\pm} \alpha_{\pm} \\
\gamma &= \frac{\rho - R}{\rho + R} \\
k_{\pm}^2 &= \frac{\xi_{\pm}^2 + (\rho - R)^2}{\xi_{\pm}^2 + (\rho + R)^2}
\end{aligned}$$

En appliquant une transformation des coordonnées sur l'équation [A.12](#), avec $\rho = \sqrt{x^2 + y^2}$ et $\varphi = \text{atan } x/y$. Nous obtenons l'expression finale du champ magnétique H selon les coordonnées cartésiennes.

$$\begin{aligned}
H_x(x, y, z) &= H_{\rho}(\rho, \varphi, z) \cos(\varphi) - H_{\varphi}(\rho, \varphi, z) \sin(\varphi) \\
H_y(x, y, z) &= H_{\rho}(\rho, \varphi, z) \sin(\varphi) + H_{\varphi}(\rho, \varphi, z) \cos(\varphi) \\
H_z(x, y, z) &= H_{\rho}(\rho, \varphi, z)
\end{aligned} \tag{A.14}$$

Bibliographie

- [1] A. Vivanti, “Identification des bases génétiques des malformations anévrysmales de la veine de galien,” Ph.D. dissertation, Université Paris-Saclay, 2018. (Cité en pages [xi](#) et [9](#).)
- [2] F. Bousefsaf, “Mesure sans contact de l’activité cardiaque par analyse du flux vidéo issu d’une caméra numérique : extraction de paramètres physiologiques et application à l’estimation du stress,” Ph.D. dissertation, Université de Lorraine, 2014. (Cité en pages [xi](#) et [11](#).)
- [3] Alcimed, “4 techniques innovantes pour améliorer l’efficacité des traitements contre les tumeurs du cerveau,” [https : //www.alcimed.com/fr](https://www.alcimed.com/fr), 2023. (Cité en pages [xi](#) et [12](#).)
- [4] CiteWeb, “Les formes des anévrismes cérébrales chez l’homme,” [/neurochirurgie.insel.ch/](http://neurochirurgie.insel.ch/). (Cité en pages [xi](#) et [13](#).)
- [5] J.-M. Pernès, “Les techniques endovasculaires,” *Journal des Maladies Vasculaires*, vol. 40, no. 2, p. 84, 2015. (Cité en pages [xi](#) et [15](#).)
- [6] X. Zhang, Q. Zuo, H. Tang, G. Xue, P. Yang, R. Zhao, Q. Li, Y. Fang, Y. Xu, B. Hong *et al.*, “Stent assisted coiling versus non-stent assisted coiling for the management of ruptured intracranial aneurysms : a meta-analysis and systematic review,” *Journal of neurointerventional surgery*, vol. 11, no. 5, pp. 489–496, 2019. (Cité en pages [xi](#), [15](#) et [16](#).)
- [7] C.-T. Chang and C.-D. Chang, “Successful treatment of phlegmasia cerulea dolens with percutaneous thrombectomy and catheter-directed thrombolysis : A case report,” *Medicine*, vol. 101, no. 47, p. e31483, 2022. (Cité en pages [xi](#) et [15](#).)
- [8] C. Manelfe, R. Djindjian, and L. Picard, “Embolisation par cathétérisme fémoral des tumeurs irriguées par l’artère carotide externe : A propos de 40 cas,” *Acta Radiologica. Diag-*

- nosis*, vol. 16, no. 347_suppl, pp. 175–186, 1975. (Cité en pages xi et 15.)
- [9] C. V. robotics, “first robotic assisted pci procedures performed asia using corpath,” <https://www.haptic.ro/first-robotic-assisted-pci-procedures-performed-asia-using-corpath-grx-system/>, 2017. (Cité en pages xi et 17.)
- [10] B. Kastelein, “Niobe es lab with vdrive duo system,” [www.commons.wikimedia.org/wiki/File](http://www.commons.wikimedia.org/wiki/File:Niobe_ES_Lab_with_Vdrive_Duo_System.png) : *Niobe_ES_Lab_with_Vdrive_Duo_System.png*, 2017. (Cité en pages xi et 17.)
- [11] J. Nam, W. Lee, E. Jung, and G. Jang, “Magnetic navigation system utilizing a closed magnetic circuit to maximize magnetic field and a mapping method to precisely control magnetic field in real time,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 65, no. 7, pp. 5673–5681, 2017. (Cité en pages xi, 20 et 21.)
- [12] V. N. Le, N. H. Nguyen, K. Alameh, R. Weerasooriya, and P. Pratten, “Accurate modeling and positioning of a magnetically controlled catheter tip,” *Medical physics*, vol. 43, no. 2, pp. 650–663, 2016. (Cité en pages xi, 20 et 21.)
- [13] J. Sikorski, C. M. Heunis, F. Franco, and S. Misra, “The armm system : An optimized mobile electromagnetic coil for non-linear actuation of flexible surgical instruments,” *IEEE transactions on magnetics*, vol. 55, no. 9, pp. 1–9, 2019. (Cité en pages xi et 21.)
- [14] V. K. Venkiteswaran, J. J. Palao, and S. Misra, “A magnetically-steerable stenting catheter for minimally invasive cardiovascular interventions,” *2021 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pp. 848–854, 2021. (Cité en pages xi et 21.)
- [15] C. Chautems, A. Tonazzini, Q. Boehler, S. H. Jeong, D. Floreano, and B. J. Nelson, “Magnetic continuum device with variable stiffness for minimally invasive surgery,” *Advanced*

- Intelligent Systems*, vol. 2, no. 6, p. 1900086, 2020. (Cité en pages [xi](#), [22](#) et [29](#).)
- [16] A. Moya, M. J. Sancho-Tello, A. Arenal, M. L. Fidalgo, R. Brugada, J. M. Ferrer, J. L. Merino, F. R. Mateas, and J. L. Mont, “Innovations in heart rhythm disturbances : Cardiac electrophysiology, arrhythmias, and cardiac pacing,” *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, vol. 66, no. 2, pp. 116–123, 2013. (Cité en pages [xi](#) et [22](#).)
 - [17] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, and J. J. Abbott, “Micro-robots for minimally invasive medicine,” *Annual review of biomedical engineering*, vol. 12, pp. 55–85, 2010. (Cité en pages [xi](#) et [23](#).)
 - [18] G. Pittiglio, L. Barducci, J. W. Martin, J. C. Norton, C. A. Avizzano, K. L. Obstein, and P. Valdastrì, “Magnetic levitation for soft-tethered capsule colonoscopy actuated with a single permanent magnet : A dynamic control approach,” *IEEE robotics and automation letters*, vol. 4, no. 2, pp. 1224–1231, 2019. (Cité en pages [xi](#) et [24](#).)
 - [19] G. Pittiglio, P. Lloyd, T. Veiga, O. Onaizah, C. Pompili, J. Chandler, and P. Valdastrì, “Patient-specific magnetic catheters for atraumatic autonomous endoscopy,” *Soft robotics*, vol. 9, 03 2022. (Cité en pages [xi](#), [24](#) et [25](#).)
 - [20] F. Carpi and C. Pappone, “Stereotaxis niobe® magnetic navigation system for endocardial catheter ablation and gastrointestinal capsule endoscopy,” *Expert review of medical devices*, vol. 6, no. 5, pp. 487–498, 2009. (Cité en pages [xi](#), [17](#), [24](#), [25](#) et [27](#).)
 - [21] S. Zhang, T. Sun, Y. Xie, C. Yu, S. Jin, J. Yu, and H. Mao, “Clinical efficiency and safety of magnetic-controlled capsule endoscopy for gastric diseases in aging patients : our preliminary experience,” *Digestive diseases and sciences*, vol. 64, pp. 2911–2922, 2019. (Cité en pages [xi](#), [24](#) et [25](#).)
 - [22] L. Chinitz, D. Melby, F. E. Marchlinski, C. Delaughter, R. Fishel, G. Monir, A. Patel, D. Gibson, C. Athill, and A. Na-

- tale, “16-15 : Smart sf : Paf ablation with thermocool smart-touch® sf catheter,” *Europace*, vol. 18, no. suppl_1, pp. i4–i4, 2016. (Cité en pages [xi](#) et [27](#).)
- [23] D. Chieng, H. Sugumar, L.-H. Ling, L. Segan, S. Azzopardi, S. Prabhu, A. Al-Kaisey, A. Voskoboinik, R. Parameswaran, J. B. Morton *et al.*, “Catheter ablation for persistent atrial fibrillation : A multicenter randomized trial of pulmonary vein isolation (pvi) versus pvi with posterior left atrial wall isolation (pwi)-the capla study,” *American Heart Journal*, vol. 243, pp. 210–220, 2022. (Cité en pages [xi](#) et [27](#).)
- [24] H. K. Jeong, N. Yoon, H. W. Park, and J. G. Cho, “Radio-frequency catheter ablation without radiation exposure in a 13th week pregnant woman with wolff-parkinson-white syndrome,” *Reviews in Cardiovascular Medicine*, vol. 21, no. 2, pp. 303–307, 2020. (Cité en pages [xi](#) et [27](#).)
- [25] M. Selvaraj and K. Takahata, “A steerable smart catheter tip realized by flexible hydrogel actuator,” in *2016 IEEE 29th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. IEEE, 2016, pp. 161–164. (Cité en pages [xi](#), [27](#) et [28](#).)
- [26] S. L. Charreyron, Q. Boehler, A. N. Danun, A. Mesot, M. Becker, and B. J. Nelson, “A magnetically navigated microcannula for subretinal injections,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 68, no. 1, pp. 119–129, 2020. (Cité en pages [xi](#), [20](#) et [28](#).)
- [27] W. Lee, J. Nam, J. Kim, E. Jung, N. Kim, and G. Jang, “Steering, tunneling, and stent delivery of a multifunctional magnetic catheter robot to treat occlusive vascular disease,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 68, no. 1, pp. 391–400, 2020. (Cité en pages [xi](#), [28](#) et [29](#).)
- [28] C. Chautems, A. Tonazzini, D. Floreano, and B. J. Nelson, “A variable stiffness catheter controlled with an external magnetic field,” in *2017 IEEE/RSJ International Conference*

- on *Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, 2017, pp. 181–186. (Cité en pages [xi](#), [28](#) et [29](#).)
- [29] W. Amokrane, K. Belharet, M. Souissi, and A. Ferreira, “Modeling and validation of a magnetic actuator based rectangular permanent magnets,” in *2017 International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales (MARSS)*. IEEE, 2017, pp. 1–6. (Cité en pages [xii](#), [70](#) et [71](#).)
- [30] A. Zarrouk, K. Belharet, O. Tahri, and A. Ferreira, “A four-magnet system for 2d wireless open-loop control of micro-robots,” in *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. IEEE, 2019, pp. 883–888. (Cité en pages [xii](#), [71](#) et [72](#).)
- [31] M. Abbes, K. Belharet, H. Mekki, and G. Poisson, “Permanent magnets based actuator for microrobots navigation,” in *2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, 2019, pp. 7062–7067. (Cité en pages [xii](#), [72](#) et [73](#).)
- [32] V. Veulemans, S. Mollus, A. Saalbach, M. Pietsch, K. Hellhammer, T. Zeus, R. Westenfeld, J. Weese, M. Kelm, and J. Balzer, “Optimal c-arm angulation during transcatheter aortic valve replacement : accuracy of a rotational c-arm computed tomography based three dimensional heart model,” *World Journal of Cardiology*, vol. 8, no. 10, p. 606, 2016. (Cité en pages [xv](#) et [159](#).)
- [33] G. Britz, “An overview of neurovascular disease management,” *Methodist DeBakey cardiovascular journal*, vol. 10, no. 4, p. 212, 2014. (Cité en page [6](#).)
- [34] A. Hernandez Vela, C. Gatta, S. Escalera, L. Igual, V. Martin-Yuste, M. Sabaté, and P. Radeva, “Accurate coronary centerline extraction, caliber estimation, and catheter detection in angiographies,” *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 16, 09 2012. (Cité en page [6](#).)

- [35] F. Alverne, F. Lima, F. Rocha, D. Bandeira, A. Miranda, H. Silva, J.-S. Lee, and R. Nogueira, “Unfavorable vascular anatomy during endovascular treatment of stroke : Challenges and bailout strategies,” *Journal of Stroke*, vol. 22, pp. 185–202, 05 2020. (Cité en page 6.)
- [36] —, “Unfavorable vascular anatomy during endovascular treatment of stroke : Challenges and bailout strategies,” *Journal of Stroke*, vol. 22, pp. 185–202, 05 2020. (Cité en page 6.)
- [37] T. Gopesh, J. Wen, D. Santiago-Dieppa, B. Yan, J. Pannell, A. Khalessi, A. Norbash, and J. Friend, “Soft robotic steerable microcatheter for the endovascular treatment of cerebral disorders,” *Science Robotics*, vol. 6, p. eabf0601, 08 2021. (Cité en page 7.)
- [38] CiteWeb, “Circulation sanguine, howpublished =/http ://payen-bacquet.legtux.org/, year = ,.” (Cité en page 8.)
- [39] J. Garcier, S. Trogrlic, L. Boyer, and P. Crochet, “Anatomie du cœur et des artères coronaires,” *Journal de Radiologie*, vol. 85, no. 10, pp. 1758–1763, 2004. (Cité en page 8.)
- [40] Y. Nishimura, T. Ishii, K. Ando, S. Yuge, H. Nakajima, W. Zhou, N. Mochizuki, and S. Fukuhara, “Blood flow regulates glomerular capillary formation in zebrafish pronephros,” *Kidney360*, vol. 3, no. 4, p. 700, 2022. (Cité en page 6.)
- [41] A. Cribier, “Développement de la technique d implantation percutanée de valves aortiques (tavi) pour le traitement du rétrécissement aortique dégénératif,” *Bulletin de l’Académie Nationale de Médecine*, vol. 207, no. 1, pp. 72–81, 2023. (Cité en page 6.)
- [42] J. Roskam, “Action locale de la température sur les parois des vaisseaux sanguins,” *Archives Internationales de Physiologie*, vol. 15, no. 1-4, pp. 290–318, 1920. (Cité en page 7.)
- [43] W. Kirisattayakul, N. Kiatkitkul, M. Trakulsantirat, W. Munkong, P. Pattum, J. Iwanaga, R. S. Tubbs, A. Chaiya-

- moon, and S. Iamsaard, “Anatomical characteristics and morphometric analyses of the internal carotid artery using retrospective angiographic images,” 2023. (Cité en page 9.)
- [44] O. Maitas, T. Bob-Manuel, J. Price, A. Noor, K. Obi, N. Okoh, K. Garikapati, J. Kim, S. Jahan, and J. S. Jenkins, “Vertebral artery interventions : A comprehensive updated review,” *Current Cardiology Reviews*, vol. 19, no. 1, pp. 127–138, 2023. (Cité en page 9.)
- [45] A. CHELLALI, Y. CHERUI *et al.*, “Contributions à l analyse et au traitement des signaux biomédicaux : application aux électrocardiogrammes et l électromyogrammes.” Ph.D. dissertation, FACULTE : MATHÉMATIQUES ET INFORMATIQUE, 2021. (Cité en page 10.)
- [46] F. Khalili, P. P. Gamage, R. H. Sandler, and H. A. Mansy, “Fluid dynamics of bileaflet mechanical heart valve leaflets opening and closing phases during systole and diastole,” in *ASTFE Digital Library*. Begel House Inc., 2022. (Cité en page 10.)
- [47] E. Anglade, “Effet de la pression capillaire sur les propriétés mécaniques d’un sol reconstitué.” (Cité en page 10.)
- [48] S. Mahinrad, C. O. Tan, Y. Ma, M. Aristova, A. L. Milstead, D. Lloyd-Jones, S. Schnell, M. Markl, and F. A. Sorond, “Intracranial blood flow quantification by accelerated dual-venc 4d flow mri : Comparison with transcranial doppler ultrasound,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 56, no. 4, pp. 1256–1264, 2022. (Cité en page 10.)
- [49] H. Lin, Y. Ye, M. Wan, P. Qiu, R. Xia, and G. Zheng, “Effect of baduanjin exercise on cerebral blood flow and cognitive frailty in the community older adults with cognitive frailty : A randomized controlled trial,” *Journal of Exercise Science & Fitness*, vol. 21, no. 1, pp. 131–137, 2023. (Cité en page 11.)
- [50] C. Lacombe, J. Cros, O. Hentic, A. Couvelard, P. Ruzsiewicz, and L. de Mestier, “Les tumeurs neuroendocrines

- bien différenciées de grade 3 : définition et problématiques,” *Hépto-Gastro & Oncologie Digestive*, vol. 27, no. 7, pp. 699–708, 2020. (Cité en page 11.)
- [51] J. Boswell-Purdy, W. M. Flanagan, H. Roberge, C. Le Petit, K. J. White, and J.-M. Berthelot, “Impact du cancer sur la santé de la population au canada, 2001,” *Maladies chroniques au Canada*, vol. 28, no. 1-2, pp. 48–63, 2007. (Cité en page 11.)
- [52] C. Chouaid, C. Marchal, L. Bensimon, Q. Cormerais, M. Née, M. Belhassen, J. Blay *et al.*, “Évolution de l’épidémiologie du cancer du poumon métastatique en france entre 2013 et 2019 : étude observationnelle à partir du snads,” *Revue des Maladies Respiratoires Actualités*, vol. 15, no. 1, p. 244, 2023. (Cité en page 12.)
- [53] M. Lapointe, F. Kerbaul, F. Meckert, N. Cognard, C. Mathelin, and M. Lodi, “Cancer du sein et greffe d’organes : revue systématique et méta-analyse,” *Gynécologie Obstétrique Fertilité et Sénologie*, 2022. (Cité en page 12.)
- [54] S. C. Shah and S. H. Itzkowitz, “Colorectal cancer in inflammatory bowel disease : Mechanisms and management,” *Gastroenterology*, vol. 162, no. 3, pp. 715–730, 2022. (Cité en page 12.)
- [55] J. A. Lane, J. L. Donovan, G. J. Young, M. Davis, E. I. Walsh, K. N. Avery, J. M. Blazeby, M. D. Mason, R. M. Martin, T. J. Peters *et al.*, “Functional and quality of life outcomes of localised prostate cancer treatments (prostate testing for cancer and treatment [protect] study),” *BJU international*, vol. 130, no. 3, pp. 370–380, 2022. (Cité en page 12.)
- [56] M. Ilic and I. Ilic, “Epidemiology of stomach cancer,” *World journal of gastroenterology*, vol. 28, no. 12, p. 1187, 2022. (Cité en page 12.)
- [57] S. Li, C. Wang, J. Chen, Y. Lan, W. Zhang, Z. Kang, Y. Zheng, R. Zhang, J. Yu, and W. Li, “Signaling pathways

in brain tumors and therapeutic interventions,” *Signal Transduction and Targeted Therapy*, vol. 8, no. 1, p. 8, 2023. (Cité en page 12.)

- [58] B. Loukil, M. Badri, M. Rkhami, M. B. Salem, K. Bahri, and I. Zammel, “Epilepsie et tumeurs gliales : série de 61 cas,” *Neurochirurgie*, vol. 65, no. 2-3, p. 131, 2019. (Cité en page 12.)
- [59] C. Mhedhebi, I. B. Nacef, I. Rojbi, M. Kalthoum, N. Mchirgui, and K. Khiari, “Aspects cliniques et étiologiques des tiges pituitaires épaissies : à propos de 7 cas,” in *Annales d’Endocrinologie*, vol. 81, no. 4. Elsevier, 2020, p. 298. (Cité en page 12.)
- [60] M. Rossignol, M. Jonard, H. Cohen *et al.*, “Mortalité maternelle par accident vasculaire cérébral en France 2013–2015,” *Gynécologie Obstétrique Fertilité & Sénologie*, vol. 49, no. 1, pp. 73–78, 2021. (Cité en page 12.)
- [61] M. Assamadi, Y. Elallouchi, L. Benantar, K. Aniba *et al.*, “Accident vasculaire cérébral ischémique, complication inhabituelle d’une morsure de vipère : à propos d’un cas,” *The Pan African Medical Journal*, vol. 41, 2022. (Cité en pages 12 et 15.)
- [62] G. Duloquin, M. Graber, L. Baptiste, S. Mohr, L. Garnier, M. Ndiaye, Q. Thomas, M. Hervieu-Bègue, G.-V. Osseby, M. Giroud *et al.*, “Prise en charge aiguë des hémorragies intracérébrales spontanées,” *La Revue de Médecine Interne*, vol. 43, no. 5, pp. 293–300, 2022. (Cité en pages 12 et 15.)
- [63] J. Novotny, P. Oberdieck, A. Titova, J. Pelisek, S. Chandra-ratne, P. Nicol, A. Hapfelmeier, M. Joner, L. Maegdefessel, H. Poppert *et al.*, “Thrombus net content is associated with clinical outcome in stroke and myocardial infarction,” *Neurology*, vol. 94, no. 22, pp. e2346–e2360, 2020. (Cité en page 12.)
- [64] W. C. Merritt, H. F. Berns, A. F. Ducruet, and T. A. Becker, “Definitions of intracranial aneurysm size and morphology :

- a call for standardization,” *Surgical Neurology International*, vol. 12, 2021. (Cité en page 13.)
- [65] J. Cortese, J. Caroff, V. Chalumeau, S. Gallas, L. Ikka, J. Moret, F. Sabuzi, S. D. Popescu, A. Ozanne, L. Grimaldi *et al.*, “Determinants of cerebral aneurysm occlusion after embolization with the web device : a single-institution series of 215 cases with angiographic follow-up,” *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 2022. (Cité en page 13.)
- [66] S. Dhar, M. Tremmel, J. Mocco, M. Kim, J. Yamamoto, A. H. Siddiqui, L. N. Hopkins, and H. Meng, “Morphology parameters for intracranial aneurysm rupture risk assessment,” *Neurosurgery*, vol. 63, no. 2, p. 185, 2008. (Cité en page 13.)
- [67] S. Haulon, D. Fabre, M. Raux, Y. Goueffic, J. Mougin, A. Girault, D. Boulate, D. Mitilian, and J. Guihaire, “Anévrismes de la crosse aortique,” *JMV-Journal de Médecine Vasculaire*, vol. 45, p. S19, 2020. (Cité en page 13.)
- [68] S. Jana, M. Hu, M. Shen, and Z. Kassiri, “Extracellular matrix, regional heterogeneity of the aorta, and aortic aneurysm,” *Experimental & molecular medicine*, vol. 51, no. 12, pp. 1–15, 2019. (Cité en page 13.)
- [69] R. Ghariani, F. Frikha, M. Snoussi, F. Rekik, H. Loukil, Y. Bouattour, M. Ghribi, M. Jallouli, R. B. Salah, S. Marzouk *et al.*, “Les anévrismes artériels : une complication grave la maladie de behçet : à propos de 10 cas,” *La Revue de Médecine Interne*, vol. 40, pp. A177–A178, 2019. (Cité en page 14.)
- [70] O. MARSAFI, A. IBENYAHIA, A. MOUSSAOUI, A. BELMEKIA, and S. WAKRIM, “Anévrisme de la veine cave inférieure : à propos d’un cas,” in *Annales de Cardiologie et d’Angéiologie*, vol. 71, no. 4. Elsevier, 2022, pp. 235–239. (Cité en page 14.)
- [71] M. Samura, N. Morikage, R. Otsuka, T. Mizoguchi, Y. Takeuchi, T. Nagase, T. Harada, O. Yamashita, K. Suehiro, and K. Hamano, “Endovascular aneurysm repair with inferior mesenteric artery embolization for preventing type ii endoleak :

- a prospective randomized controlled trial,” 2020. (Cité en page 14.)
- [72] S. Hamdane, A. Benhima, B. Boutakioute, M. O. Idrissi, and N. C. I. Gannouni, “Abdominal aortic sacciform aneurysm : A case report and literature revue,” *Sch J Med Case Rep*, vol. 8, pp. 823–827, 2022. (Cité en page 14.)
 - [73] K. Kyle, M. Maher, A. C. Achhra, and N. Venna, “Contrasting cases of hiv vasculopathy associated fusiform aneurysms,” *The Neurohospitalist*, vol. 13, no. 1, pp. 69–73, 2023. (Cité en page 14.)
 - [74] P. Kan, A. Sweid, A. Srivatsan, and P. Jabbour, “Expanding indications for flow diverters : ruptured aneurysms, blister aneurysms, and dissecting aneurysms,” *Neurosurgery*, vol. 86, no. Supplement_1, pp. S96–S103, 2020. (Cité en page 14.)
 - [75] L. Saldaña, G. Vallés, F. Bensiamar, F. J. Mancebo, E. García-Rey, and N. Vilaboa, “Paracrine interactions between mesenchymal stem cells and macrophages are regulated by 1, 25-dihydroxyvitamin d3,” *Scientific reports*, vol. 7, no. 1, p. 14618, 2017. (Cité en page 14.)
 - [76] Y. Ding, Y. Xu, W. Yang, P. Niu, X. Li, Y. Chen, Z. Li, Y. Liu, Y. An, Y. Liu *et al.*, “Investigating the epr effect of nanomedicines in human renal tumors via ex vivo perfusion strategy,” *Nano Today*, vol. 35, p. 100970, 2020. (Cité en page 14.)
 - [77] M. Abbasi, J. A. Larco, M. O. Mereuta, Y. Liu, S. Fitzgerald, D. Dai, R. Kadirvel, L. Savastano, D. F. Kallmes, and W. Brinjikji, “Diverse thrombus composition in thrombectomy stroke patients with longer time to recanalization,” *Thrombosis research*, vol. 209, pp. 99–104, 2022. (Cité en page 15.)
 - [78] K. S. Lee, J. J. Zhang, V. Nguyen, J. Han, J. N. Johnson, R. Kirollos, and M. Teo, “The evolution of intracranial aneurysm treatment techniques and future directions,” *Neurosurgical Review*, vol. 45, no. 1, pp. 1–25, 2022. (Cité en page 16.)

- [79] C. Cavinato, “Caractérisation des micro-mécanismes de déformation et de rupture de la paroi d’anévrisme aortique,” Ph.D. dissertation, Lyon, 2019. (Cité en page 16.)
- [80] G. W. Britz, J. Tomas, and A. Lumsden, “Feasibility of robotic-assisted neurovascular interventions : initial experience in flow model and porcine model,” *Neurosurgery*, vol. 86, no. 2, pp. 309–314, 2020. (Cité en page 16.)
- [81] R. Inc, “Plateforme robotique r-one,” <https://www.robocath.com/fr/produits/>, 2023. (Cité en page 17.)
- [82] M. TASCHETTA-MILLANE, “First clinical uses announced of magellan robotic system for peripheral vascular disease,” <https://www.dicardiology.com/content/first-clinical-uses-announced-magellan-robotic-system-peripheral-vascular-disease>, 2011. (Cité en page 17.)
- [83] D. Jiles, *Introduction to magnetism and magnetic materials*. CRC press, 2015. (Cité en page 19.)
- [84] F. Carpi and C. Pappone, “Stereotaxis niobe magnetic navigation system for endocardial catheter ablation and gastrointestinal capsule endoscopy,” *Expert Review of Medical Devices*, vol. 6, no. 5, pp. 487–498, sep 2009. (Cité en page 19.)
- [85] C. Chautems, A. Tonazzini, Q. Boehler, S. H. Jeong, D. Floreano, and B. J. Nelson, “Magnetic continuum device with variable stiffness for minimally invasive surgery,” *Advanced Intelligent Systems*, vol. 2, 2019. (Cité en page 19.)
- [86] C. Chautems and B. J. Nelson, “The tethered magnet : Force and 5-dof pose control for cardiac ablation,” *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4837–4842, 2017. (Cité en page 19.)
- [87] D. Filgueiras-Rama, A. Estrada, J. Y. Shachar, S. C. Castrejon, D. G. Doiny, M. Ortega, E. S. Gang, and J. L. Merino, “Remote magnetic navigation for accurate, real-time catheter positioning and ablation in cardiac electrophysiology pro-

cedures,” *Journal of Visualized Experiments : JoVE*, 2013. (Cité en page 19.)

- [88] M. Vonthron, V. Lalande, G. Bringout, C. Tremblay, and S. Martel, “A mri-based integrated platform for the navigation of micro-devices and microrobots,” *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1285–1290, 2011. (Cité en page 20.)
- [89] S. Martel, O. Felfoul, J.-B. Mathieu, A. Chanu, S. Tamaz, M. Mohammadi, M. Mankiewicz, and S. 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, pp. 1169 – 1182, 2009. (Cité en page 20.)
- [90] A. Azizi, C. Tremblay, K. Gagné, and S. Martel, “Using the fringe field of a clinical mri scanner enables robotic navigation of tethered instruments in deeper vascular regions,” *Science Robotics*, vol. 4, 2019. (Cité en page 20.)
- [91] P. Giulianotti, F. Bianco, D. Daskalaki, L. Gonzalez-Ciccarelli, J. Kim, and E. Benedetti, “Robotic liver surgery : technical aspects and review of the literature,” *HepatoBiliary Surgery and Nutrition*, vol. 5, pp. 311–321, 08 2016. (Cité en page 20.)
- [92] J. C. Norton, P. R. Slawinski, H. S. Lay, J. W. Martin, B. F. Cox, G. Cummins, M. P. Y. Desmulliez, R. E. Clutton, K. L. Obstein, S. Cochran, and P. Valdastri, “Intelligent magnetic manipulation for gastrointestinal ultrasound,” *Science Robotics*, vol. 4, 2019. (Cité en page 20.)
- [93] G. Bassil, S. M. Markowitz, C. F. Liu, G. Thomas, J. E. Ip, B. B. Lerman, and J. W. Cheung, “Robotics for catheter ablation of cardiac arrhythmias : Current technologies and practical approaches,” *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 31, no. 3, pp. 739–752, 2020. (Cité en page 20.)

- [94] J. C. Norton, P. R. Slawinski, H. S. Lay, J. W. Martin, B. F. Cox, G. Cummins, M. P. Desmulliez, R. E. Clutton, K. L. Obstein, S. Cochran *et al.*, “Intelligent magnetic manipulation for gastrointestinal ultrasound,” *Science robotics*, vol. 4, no. 31, p. eaav7725, 2019. (Cité en page 20.)
- [95] D. V. Kladko and V. V. Vinogradov, “Magnetosurgery : Principles, design, and applications,” *Smart Materials in Medicine*, 2023. (Cité en page 20.)
- [96] R. Dreyfus, Q. Boehler, C. Chautems, and B. Nelson, “A navigation console to steer magnetic instruments under radio-logical guidance for neuro-vascular interventions,” EasyChair Preprint no. 8157, EasyChair, 2022. (Cité en page 22.)
- [97] J. Elrod, “A new option for catheter guidance control and imaging. eplab digest,” 2017. (Cité en page 22.)
- [98] C. Chautems, S. Lyttle, Q. Boehler, and B. J. Nelson, “Design and evaluation of a steerable magnetic sheath for cardiac ablations,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 3, no. 3, pp. 2123–2128, 2018. (Cité en page 22.)
- [99] N. Yu and R. Riener, “Review on mr-compatible robotic systems,” *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006.*, pp. 661–665, 2006. (Cité en page 24.)
- [100] R. Mehta, D. T. Hart, B. S. Nagra, Z. Liu, and B. K. Kantharia, “Successful ablation of focal left atrial tachycardia using stereotaxis niobe remote magnetic navigation system,” *Europace*, vol. 10, no. 3, pp. 280–283, 2008. (Cité en page 25.)
- [101] A. B. Willson, J. Rodès-Cabau, D. A. Wood, J. Leipsic, A. Cheung, S. Toggweiler, R. K. Binder, M. Freeman, R. DeLarochellière, R. Moss *et al.*, “Transcatheter aortic valve replacement with the st. jude medical portico valve : first-in-human experience,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 60, no. 7, pp. 581–586, 2012. (Cité en page 26.)
- [102] J.-Y. Wielandts, A. Almorad, G. Hilfiker, K. Gillis, M. E. Haddad, J. Vijgen, B. Berte, J.-B. Le Polain de Waroux,

- R. Tavernier, M. Duytschaever *et al.*, “Biosense webster’s qdot micro radiofrequency ablation catheter,” *Future Cardiology*, vol. 17, no. 5, pp. 817–825, 2021. (Cité en page 26.)
- [103] F. Sacher, L. Jesel, P. Jais, and M. Haïssaguerre, “Insight into the mechanism of brugada syndrome : epicardial substrate and modification during ajmaline testing,” *Heart Rhythm*, vol. 11, no. 4, pp. 732–734, 2014. (Cité en page 26.)
- [104] T. da Veiga, J. H. Chandler, P. Lloyd, G. Pittiglio, N. J. Wilkinson, A. K. Hoshier, R. A. Harris, and P. Valdastrì, “Challenges of continuum robots in clinical context : a review,” *Progress in Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 3, p. 032003, 2020. (Cité en page 37.)
- [105] G. Runge, M. Wiese, L. Günther, and A. Raatz, “A framework for the kinematic modeling of soft material robots combining finite element analysis and piecewise constant curvature kinematics,” in *2017 3rd International Conference on Control, Automation and Robotics (ICCAR)*. IEEE, 2017, pp. 7–14. (Cité en page 37.)
- [106] J. Till, V. Aloï, and C. Rucker, “Real-time dynamics of soft and continuum robots based on cosserat rod models,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 38, no. 6, pp. 723–746, 2019. (Cité en page 37.)
- [107] T. Beléndez, C. Neipp, and A. Beléndez, “Large and small deflections of a cantilever beam,” *European journal of physics*, vol. 23, no. 3, p. 371, 2002. (Cité en page 37.)
- [108] N. Kim, S. Lee, W. Lee, and G. Jang, “Development of a magnetic catheter with rotating multi-magnets to achieve unclogging motions with enhanced steering capability,” *AIP Advances*, vol. 8, no. 5, p. 056708, 2018. (Cité en page 37.)
- [109] H. Elfakir, N. Amari, A. Chah, and K. Belharet, “Magnetic catheter optimized for navigation in a complex vascular network,” in *2022 International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM)*. IEEE, 2022, pp. 126–131. (Cité en pages 47 et 161.)

- [110] A. B. Cohen, M. Dagli, S. W. Stavropoulos Jr, J. I. Mond-
schein, M. C. Soulen, R. D. Shlansky-Goldberg, J. A. So-
lomon, J. L. Chittams, and S. O. Trerotola, “Silicone and
polyurethane tunneled infusion catheters : a comparison of
durability and breakage rates,” *Journal of Vascular and In-
terventional Radiology*, vol. 22, no. 5, pp. 638–641, 2011. (Cité
en page 49.)
- [111] D. Panetta, L. Tollapi, A. Paolicchi, E. Marri, G. Aringhieri,
and D. Caramella, “Comparative structural analysis of po-
lyurethane and silicone catheters of totally implantable ve-
nous access devices by micro-computed tomography,” *SAGE
Open Medicine*, vol. 9, p. 20503121211059949, 2021. (Cité en
page 49.)
- [112] J. C. Palmaz, “Biopolymers for endovascular use,” in *Semi-
nars in interventional radiology*, vol. 15, no. 01. Copyright©
1998 by Thieme Medical Publishers, Inc., 1998, pp. 13–19.
(Cité en page 49.)
- [113] C. Bilgin, J. Hutar, J. Li, O. Castaño, M. Ribo, and D. F.
Kallmes, “Catheter design primer for neurointerventiona-
lists,” *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 2022. (Cité
en page 50.)
- [114] L. Pruitt, “1.122. structural biomedical polymers (nondegra-
dable),” *Comprehensive Biomaterials*, vol. 1, p. 373, 2015.
(Cité en page 50.)
- [115] S. Mirjalili and S. Mirjalili, “Genetic algorithm,” *Evolutionary
Algorithms and Neural Networks : Theory and Applications*,
pp. 43–55, 2019. (Cité en page 53.)
- [116] S. Ruder, “An overview of gradient descent optimization al-
gorithms,” *arXiv preprint arXiv :1609.04747*, 2016. (Cité en
page 53.)
- [117] H. S. Yadav and R. K. Singhal, “Comparing gradient descent
and genetic algorithm for optimization in regression analysis
for handling nonlinearity in liver cirrhosis : A survey,” in *2023*

2nd International Conference for Innovation in Technology (INOCON). IEEE, 2023, pp. 1–7. (Cité en page 54.)

- [118] K. Khan and A. Sahai, “A comparison of ba, ga, pso, bp and lm for training feed forward neural networks in e-learning context,” *International Journal of Intelligent Systems and Applications*, vol. 4, no. 7, p. 23, 2012. (Cité en page 54.)
- [119] J. K.-R. Chun, S. Ernst, S. Matthews, B. Schmidt, D. Bansch, S. Boczor, A. Ujeyl, M. Antz, F. Ouyang, and K.-H. Kuck, “Remote-controlled catheter ablation of accessory pathways : results from the magnetic laboratory,” *European heart journal*, vol. 28, no. 2, pp. 190–195, 2007. (Cité en page 54.)
- [120] H. Elfakir, N. Amari, M. Attou, and K. Belharet, “Towards a robust steerability magnetic catheter with haptic force feedback and virtual reality,” in *2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. IEEE, 2022, pp. 613–619. (Cité en pages 56 et 161.)
- [121] J. J. Abbott, E. Diller, and A. J. Petruska, “Magnetic methods in robotics,” *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, vol. 3, pp. 57–90, 2020. (Cité en page 64.)
- [122] A. Pourkand and J. J. Abbott, “Magnetic actuation with stationary electromagnets considering power and temperature constraints,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, no. 4, pp. 6964–6971, 2020. (Cité en page 66.)
- [123] Y. Zhang, M. Zhu, and Y. Chen, “Numerical study on the heat dissipation effect of the water-cooled structure of the lateral flange on the pulsed strong magnetic coil,” *IEEE Transactions on Plasma Science*, vol. 51, no. 6, pp. 1560–1567, 2023. (Cité en page 70.)
- [124] B. Shapiro, K. Dormer, and I. B. Rutel, “A two-magnet system to push therapeutic nanoparticles,” in *AIP conference proceedings*, vol. 1311, no. 1. NIH Public Access, 2010, p. 77. (Cité en page 70.)

- [125] G. Venter, “Review of optimization techniques,” 2010. (Cité en page 83.)
- [126] N. Passat, “Contribution à la segmentation des réseaux vasculaires cérébraux obtenus en irm. intégration de connaissance anatomique pour le guidage d’outils de morphologie mathématique,” Ph.D. dissertation, Université Strasbourg 1, 2005. (Cité en page 91.)
- [127] J. Arslan, H. Luo, P. Kumar, M. Lacroix, P. Dupré, A. Hodgkinson, C. Pignodel, L. Le Cam, O. Radulescu, and D. Racocceanu, “Reconstruction vasculaire 3d et analyse de lames virtuelles h&e dans l’étude du mélanome,” in *IABM2023 : Colloque Français d’Intelligence Artificielle en Imagerie Biomédicale*, 2023. (Cité en page 91.)
- [128] R. Arya, A. K. Verma *et al.*, “Geometric triangulation uncertainty for sustainable urban underwater localization in presence of malicious virtual node,” *Sustainable Energy Technologies and Assessments*, vol. 57, p. 103291, 2023. (Cité en page 92.)
- [129] H. Farhood, S. Muller, and A. Beheshti, “Surface area estimation using 3d point clouds and delaunay triangulation,” in *International Conference on Interactive Collaborative Robotics*. Springer, 2023, pp. 28–39. (Cité en page 92.)
- [130] L. Lam, S.-W. Lee, and C. Y. Suen, “Thinning methodologies-a comprehensive survey,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence*, vol. 14, no. 09, pp. 869–885, 1992. (Cité en page 92.)
- [131] Z. Zhuang and B. Bradtmiller, “Head-and-face anthropometric survey of us respirator users,” *Journal of occupational and environmental hygiene*, vol. 2, no. 11, pp. 567–576, 2005. (Cité en page 96.)
- [132] 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 ma-

- gnetic manipulation,” *Science Robotics*, vol. 7, no. 65, p. eabg9907, 2022. (Cité en page 96.)
- [133] P. Dubois, A. Aoussat, and R. Duchamp, “Prototypage rapide, généralités,” 2000. (Cité en page 158.)
- [134] G. B. GLUE, “Colle biologique grf.” (Cité en page 160.)
- [135] A. Chah, H. Elfakir, M. Larbi, and K. Belharet, “Strategy for haptic-based guidance of soft magnetic particles in the cochlea,” in *2023 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. IEEE, 2023, pp. 201–207. (Cité en page 161.)
- [136] A. Chah, H. Elfakir, L. Meziane, and K. Belharet, “Soft ferromagnetic microrobot navigation in the cochlea using haptic assistance,” in *2022 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*. IEEE, 2022, pp. 626–631. (Cité en page 161.)

Hanaâ ELFAKIR

Guidage robotisé d'un cathéter magnétique pour des applications vasculaires

Résumé : Plusieurs défis persistants dans le traitement des affections cardiovasculaires et cérébrovasculaires. Bien que la méthode endovasculaire ait apporté des améliorations significatives par rapport à la chirurgie traditionnelle, des limites subsistent, notamment en ce qui concerne la taille des cathéters et la complexité de la navigation dans les vaisseaux sanguins profonds. Cette thèse met en place une approche basée sur l'utilisation du magnétisme pour concevoir un cathéter miniature capable d'atteindre des zones plus profondes du réseau vasculaire, accompagnés d'une assistance robotique offerte par une stratégie de navigation, une plateforme robotique et une interface de contrôle afin de rendre la navigation plus simple, rapide et précise. Ces avancées visent à rendre les traitements endovasculaires plus accessibles dans les zones difficiles à atteindre, tout en réduisant la durée des procédures et l'exposition aux rayons X. Les expérimentations menées sur des modèles de vaisseaux sanguins cérébraux en 3D ont validé l'efficacité de cette approche, offrant un potentiel prometteur pour le remplissage des anévrismes cérébraux et d'autres affections vasculaires complexes.

Mots clés : Robotique médicale, actionnement magnétique, cathéter magnétique, plateforme robotique, applications vasculaires.

Robotic guidance of a magnetic catheter for vascular applications

Abstract : Several persistent challenges exist in the treatment of cardiovascular and cerebrovascular disorders. Although the endovascular method has brought significant improvements compared to traditional surgery, limitations persist, particularly concerning the size of catheters and the complexity of navigation in deep blood vessels. This thesis establishes an approach based on the use of magnetism to design a miniature catheter capable of reaching deeper areas of the vascular network, accompanied by robotic assistance provided by a navigation strategy, a robotic platform, and a control interface to make navigation simpler, faster, and more precise. These advancements aim to make endovascular treatments more accessible in hard-to-reach areas while reducing procedure duration and exposure to X-rays. Experiments conducted on 3D models of cerebral blood vessels have validated the effectiveness of this approach, offering promising potential for the treatment of cerebral aneurysms and other complex vascular disorders.

Keywords : Medical robotics, magnetic actuation, magnetic catheter, robotic platform, vascular applications.

Laboratoire PRISME, Université d'ORLÉANS
8, Rue Léonard de Vinci,
45100 Orléans

