



UNIVERSITE BATNA 2
FACULTE DE TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE



THÈSE

PRESENTÉE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE
DOCTORAT EN SCIENCES EN ÉLECTRONIQUE

OPTION

Contrôle Industriel

Thème

***Contribution à la modélisation et au
développement de lois de commande
intelligentes***

Par:

SRAIRI Fawzi

*Magister en Electronique de l'Université de Batna, 2012
Maître Assistant Classe "A", Université de Sétif*

Jury :

K. SRAIRI	Professeur	Université de Biskra	Président
L. SAIDI	Professeur	Université de Batna	Rapporteur
M.T. BENCHOUIA	Professeur	Université de Biskra	Examineur
A. DIB	Professeur	Université de O.E. Bouaghi	Examineur
N. TERKI	Professeur	Université de Biskra	Examineur
K. CHAFAA	Professeur	Université de Batna	Examineur

2017/2018

REMERCIEMENTS

J'exprime toute ma gratitude et reconnaissance à mon directeur de thèse Monsieur L. SAIDI, Professeur à l'université de Batna, pour les précieux conseils qu'il m'a su donnés et l'attention et le sérieux avec lesquels il a suivi de près mes travaux de recherche.

Je remercie chaleureusement Monsieur K. SRAIRI, Professeur à l'université de Biskra, pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury.

Je remercie également Messieurs K. CHAFAA, Professeur à l'université de Batna, A. DIB, Professeur à l'université de Oum El Bouaghi N. TERKI, Professeur à l'université de Biskra, M.T BENCHOUIA, Professeur à l'université de Biskra, pour l'honneur qu'ils me font d'avoir accepté d'examiner mon travail.

Je tiens à remercier tout particulièrement Monsieur F. DJEFFAL, Professeur à l'université de Batna, pour m'avoir guidé tout au long de ma thèse. Je lui suis profondément reconnaissant pour son soutien permanent qu'il m'a manifesté et sans lequel je n'aurais pu mener à bien ce travail.

J'exprime mes plus sincères remerciements à tous mes enseignants qui ont contribué à ma formation tout au long de mon parcours scientifique et à toute personne m'ayant aidé de près ou de loin dans la réalisation de ce travail. Je ne saurais remercier suffisamment mes parents, mes frères et sœurs et tous mes amis pour leur soutien inestimable. Que tous soient assurés de ma profonde gratitude.

SOMMAIRE

Introduction générale	1
-----------------------------	---

CHAPITRE 1 : Problématique et état de l'art

I.1	Introduction	6
I.2	Applications de la micro robotique dans la science biomédicale	6
	I.2.1. Contexte économique et sociétal	7
	I.2.2. Défis de diagnostics médicaux	7
	I.2.2.1. Diagnostic au point de service (POC).....	8
I.3.	Différents dispositifs pour des applications médicales	10
	I.3.1. Robots à capsules	10
	I.3.2. Robots de natation	14
	I.3.3. Nanoparticules.....	15
	I.3.4. Nano / micro-porteuses	16
I.4.	Commande de navigation	17
	I.4.1. Contrôle de la régulation de sortie	22
I.5.	Conclusion.....	24

CHAPITRE 2 : Outils pour la modélisation et la commande des systèmes de natation

II.1.	Introduction	26
II.2.	Conventions géométriques	26
II.3.	Types du fluide (newtonien et non newtonien)	29
II.4.	Les forces exercées sur un microrobot.....	29
	II.4.1. Force de traînée :.....	29
	II.4.1.1 Nombre de Reynolds :	29
	II.4.1.2 Coefficients de traînée pour une sphère.....	30
	II.4.1.3 Expression de la force de traînée:	31
	II.4.2 Forces surfaciques.....	32
	II.4.3 Force électrostatique :	32
	II.4.4 Force de Van Der Waals :.....	33

II.4.5	Force stérique :	34
II.4.6	Forces de contact	35
II.4.7	Poids apparent	36
II.5	<u>Présentation d'un design de microrobot spermatozoïde :</u>	36
II.5.1	<u>Description du problème :</u>	37
II.5.2	<u>Résultats de simulation :</u>	40
II.6.	<u>Conclusion</u>	43

CHAPITRE 3 : Conception et Modélisation des micro-robots

III.1	Introduction	45
III.2	Les micro-robots et leurs applications	47
III.2.1	Des robots atypiques	47
III.2.2	Thérapie ciblée	48
III.2.4	Thermothérapie.....	49
III.2.5	Embolisation physique	49
III.2.5	Capteurs embarqués	50
III.3	Conception et modélisation des micro-robots.....	51
III.3.1	Design avec flagelle sinusoïdale et partie de guidage trapézoïdale :	52
III.3.1.1	Résultats et discussion :	55
III.3.1.2	Optimisation à base de l'algorithme ABC.....	57
III.3.2	Design avec flagelle sinusoïdale	59
III.3.2.1	Modélisation analytique.....	59
III.3.2.2	Résultat de simulation	62
III.3.2.3	Optimisation de la sensibilité à base de l'algorithme génétique	64
III.4	Etude comparative des flagelles de formes sinusoïdales.....	66
III.4.1	Résultats de simulation	69
III.5	Conclusion	73

CHAPITRE 4 : Platitude des robots mobiles

<i>Chapitre 4</i>	74
-------------------------	----

IV.2.	L'équation de Navier Stokes	75
IV.3.	Etude de l'écoulement dans un canal :	76
IV.3.1.	Expérience de Reynolds	77
IV.3.2.	Équations de Reynolds	78
IV.3.3.	Équation de l'énergie cinétique turbulente	78
IV.3.4	Loi de conservation	79
IV.3.5.	Équation de Navier-Stokes.....	79
IV.3.6.	Forme générale de l'équation de Navier-Stokes	79
IV.4.	Modélisation d'un robot natatoire :	81
IV.5.	Modélisation CFD	84
IV.6.	Simulation numérique directe (DNS).....	90
IV.7.	Le contrôleur Platitude-ANFIS	92
IV.7.1.	Modèle du micro-robot :	92
IV.7.2.	Contrôleur à base de la platitude :	93
IV.7.3.	Conception du contrôleur ANFIS	93
IV.8.	MOGA Optimisation	99
IV.9.	CONCLUSION	101
Conclusion générale		102
Références		104

Liste des figures

CHAPITRE I

Figure I.1: Exemple d'un POC quantitatif donnant une concentration de glucose à partir d'une goutte de sang via un capteur ampérométrique .	8
Figure I.2: Dispositif implantable basé sur MEMS (gauche) Micropompe	9
Figure I.3: Capsule M2A	11
Figure I.4: Capsule automoteur	11
Figure I.5: Système développé par Stereotaxis	12
Figure I.6: robots à capsules	13
Figure I.7: Le capsobot	14
Figure I.8: Système de propulsion magnétique	15
Figure I.9: Nano porteuse dans un système cardiovasculaire	16
Figure I.10: Résultats de CFD de la commande d'un système natatoire dans un cœur humain	18

CHAPITRE II

Figure II.1: Les différentes forces s'exerçant sur le microrobot	27
Figure II.2: (a) la projection des forces sur le repere (b) definition des points de contact	28
Figure II.3 : Les coefficients de trainée en fonction du nombre de Reynolds	31
Figure II.4 : Résultante des forces d'interactions.	32
Figure II.5 : Force de Van Der Waals et force électrostatique dans un vaisseau sanguin	33
Figure II.6 : Microrobot fonctionnalisé	34
Figure II.7 : Force stérique dans un faisceau sanguin.	35
Figure II.8 : Micro robot à flagelle élastique.	37
Figure II. 9: Variation de la force de propulsion optimisée en fonction du rayon de la tête et une comparaison avec le modèle classique.	41
Figure II.10: Force de trainée optimisée et le poids du microrobot en fonction du rayon de la tête et une comparaison avec le modèle conventionnel.	42

CHAPITRE III

Figure III.1: Capsule endoscopique	46
Figure III.2 : Un micro-robot modulaire imite le comportement des êtres vivants	47

Figure III. 3 : Arrêts cardiaques	47
Figure III.4: Présence des pathologies au niveau du système cardiovasculaire	49
Figure III.5 : Conception visionnaire d'un micro-robot modulaire souple	49
Figure III. 6: Micro-robot au niveau cellulaire	50
Figure III. 7: Micro-robot capable de mesurer des paramètres physiologiques	51
Figure III.8 : Micro-robot avec flagelle sinusoïdale	52
Figure III.9 : Vue en coupe de la conception de micro-robot avec une description du flagell.	53
Figure III.10 : Les forces de poussée générée par les parties de guidage en fonction du temp	56
Figure III.11 : Force de poussée en fonction de la longueur de la queue λ par rapport à celle des cas classiques.....	57
Figure III.12 : Organigramme de la méthode proposée	60
Figure III.13 : Robot avec parties de guidage sinusoïdales	60
Figure III.14 : Vue en coupe de la conception de microrobot avec une description du flagell	61
Figure III.15 : Les force de propulsion, (a) Force de propulsion du lien 1, (b) Force de propulsion du lien 2, (c) Force de propulsion du lien 3 et (d) Force de propulsion totale, pour les différente valeurs d'amplitude de l'angle d'excitation.....	64
Figure III.16: force de propulsion en fonction de la longueur de la queue λ avec une comparaison avec celle des conceptions classiques.....	65
Figure III.17 : Des micro-robots avec différents flagelles.....	68
Figure III.18 : Comportement du micro-robot avec deux liaisons passives	70
Figure III.19 : Variation de la force de propulsion des différentes structures de la partie de commande	71
Figure III.20 : Variation de la force de propulsion des différentes structures du flagelle en fonction du rayon de la tête.....	72

CHAPITRE IV

Figure VI.1 : Des micro-robots dans des différentes applications médicales et militaires.....	74	
Figure IV.2 : Exemple de réalisation de l'anévrisme pour la modélisation de l'écoulement.....	76	
Figure IV.3: Distribution de la vitesse dans une conduite.....	77	
Figure IV.4: Transformation de d'écoulement laminaire en écoulement turbulent	79	
Figure IV.5 : Les principales composantes de la structure proposée	82	
Figure IV.6: Etapes de résolution d'un problème de « CFD »	84	
Figure IV.7: Le maillage d'une surface	87	
Figure IV.8: Grille structurée	Figure IV.9: Grille non structurée	89
Figure IV.10: Circulation du fluide dans un tuyau	89	

Figure IV.11: Maillage du canal contenant le micro-robot	91
Figure IV.12: Définition des variables pour la force et l'analyse de moment.....	91
Figure IV.13: La boucle de commande du micro-robot.....	92
Figure IV.14: Structure du réseau ANFIS	94
Figure IV.15: Surface de réponse ANFIS.	96
Figure IV.16: Evolution de la force en fonction du rayon de la tête	96
Figure IV.17: La force de poussée en fonction du temps.	97
Figure IV.18: Force de poussée en fonction de la longueur	98
Figure IV.19: Comportement du micro-robot incluant le paramètre de suivi de trajectoire	98
Figure IV.20: Répartition de champ de vitesse le long du canal.....	98
Figure IV.21: La surface du Pareto	101

Liste des tableaux

CHAPITRE III

Tableau III.1: LES PARAMETRES UTILISES DANS LA SIMULATION	56
Tableau III.2 : COMPARAISON ENTRE LA CONCEPTION OPTIMISEE ET SANS OPTIMISATION.....	59
Tableau III.3. Paramètres de conception de la structure proposée	66
Tableau III.4 : récapitulation des principaux résultats obtenus.	72

CHAPITRE IV

Tableau IV.1: Comparaison de la simulation et de l'expérience	85
Tableau IV.2: Densités et les viscosités de l'air, de l'eau et du miel.....	86
Tableau IV.3: Paramètres de simulation	93
Tableau IV.4: Les règles floues.....	95
Tableau IV.5: Comparaison entre les différents designs	100
Tableau IV.6: Les valeurs d'optimisation	100

Liste des acronymes

Acronyme	Signification
LIS	Chirurgie Minimale Invasive
RF	Radiofrequency
RFID	radio frequency identification
FIGS	“Fluorescence image-guided surgery”
AND	Deoxyribonucleic acid
SEM	“Scanning electron microscope”
MEMS	MicroElectroMechanical Systems
MIS	Minimally invasive surgery
CMOS	Semi-conducteurs d'oxyde métallique complémentaire
WCE	“Wireless Capsule Endoscopy”
MPF	locomotion médiane et / ou appariée
BCF	Corps et / ou de la nageoire caudale
IRM	Imagerie par résonance magnétique
MRP	Propulsion par résonance magnétique
MTB	Bactéries magnéto tactiques
PID	Proportionnel, Intégrateur, Dérivateur
3D	Tridimensionnel
GA	Algorithme Génétique
ABC	“Artificial Bee Colony“
SN	Source alimentaire
PSO	“Particle swarm optimization“
MOGA	“Genetic Algorithm Multi Objective”
ANFIS	“Adaptive Neuro Fuzzy Inference System”
CFD	“Computational Fluide Dynamics“

Nomenclature

Notation	Dénomination	Unité
α_0, λ_0	Paramètres du nombre de Reynolds	
$\bar{\Gamma}_m$	Couple magnétique	N.m
δ	Distance entre la surface du microrobot et les parois du vaisseau sanguin	m
δ_0	Déformation résiduelle permanente des parois des vaisseaux sanguins	m
δ_m	Déformation maximale des parois des vaisseaux sanguin	m
Δ	Distance entre le centre de gravité du microrobot et l'axe du vaisseau sanguin	m
ζ	Déplacement tangentiel	m
ζ_{Π}	Coefficient de traînée visqueux normal	Pa.s
ζ_{\perp}	Coefficient de traînée visqueux parallèle	Pa.s
η	Viscosité du sang	Pa.s
θ	Angle d'attaque	Deg
k	Rayon du flagelle élastique	μm
ρ	Masse volumique du microrobot	kg.m^{-3}
ρ_f	Masse volumique du sang	kg.m^{-3}
ρ_m	Masse volumique de la partie ferromagnétique du microrobot	kg.m^{-3}
σ_r	Coefficient de Poisson du microrobot	
τ	Densité surfacique du polymère greffé	m^{-2}
τ_m	Ratio de matériel ferromagnétique constituant le microrobot	
ψ	Angle entre le repère fixe et le repère local	Deg
A	Surface du microrobot	m^2
B_0	Amplitude du champ magnétique statique	T
$\nabla \bar{B}$	Gradients de champ magnétique	T.m^{-1}
C_d	Coefficient de traînée	
$\Gamma_{1,2,3}$	Fonction hydrodynamique	
λ	La longueur naturelle du flagelle	μm
$L_{1,2,3}$	La longueur des parties 1,2 et 3 du flagelle	μm
D	La largeur du flagelle	μm
$B_{1,2}$	La largeur des extrémités du flagelle trapézoïdale	μm
r	Rayon de la tête sphérique du microrobot	μm
V	Vitesse du microrobot	ms^{-1}
V_r	Vitesse relative	m.s^{-1}
V	La composante normale de la vitesse	m.s^{-1}
V_{\perp}	La composante tangentielle de la vitesse	m.s^{-1}
m	Masse du microrobot	kg
\bar{M}	Magnétisation	A.m^{-1}
\bar{n}	Vecteur unitaire normal	

R_e	Nombre de Reynolds	
V	Volume de la tête du microrobot	m^3
q	La charge du microrobot	C
ε	la permittivité diélectrique relative du milieu	$F.m^{-1}$
A_h	Constante de hamaker	J
\vec{g}	le vecteur orienté de l'accélération de la pesanteur	
V_m	Volume ferromagnétique	m^3
k_b	la constante de Boltzmann	$J.K^{-1}$
$a_{1,2,3}$	L'accélération des parties du flagelle	$m.s^{-2}$
\hat{P}	La pression	Pa
w	La pulsation	Rad/sec
c	Module de Young	Pa
I	Moment d'inertie	$kg.m^2$
\vec{F}_c	Force de contact	N
\vec{F}_D	Force de traînée	N
\vec{F}_e	Force électrostatique	N
\vec{F}_m	Force motrice ou magnétique	N
\vec{F}_s	Force stérique	N
\vec{F}_{vdw}	Force de van der Waals	N
w_e	Poids apparent	N

Liste des publications

Livres :

- [A.2] M. Meguellati, **F. Srairi**, « La transparence et la passivité d'un système de téléopération en présence d'un temps de retard constant, éditions universitaires européennes ISBN: 978-613-1-53753-0, Germany.2013, 81 pages (www.morebooks.de).

Communications Internationales :

- [C.1] S. Khesrani, A. Hassam, M. Boubezoula, **F. Srairi** « **Modeling and Control of Mobile Platform Using Flatness-Fuzzy Based Approach with Gains Adjustment**» The 6th International Conference on Systems and Control Mai 7-9, 2017 Batna, Algeria.
- [C.2] M. Meguellati, **F.Srairi**, L. Saidi and F. Djeflal, « **Control of a New Swimming Microrobot Design Using Flatness-ANFIS-Based Approach**» Proceedings of the World Congress on Engineering 2015 Vol I, WCE 2015, July 1 - 3, 2015, London, U.K. (**Best paper**)
- [C.3] **F.Srairi**, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djeflal, « **Genetic algorithm and PSO versus and analitical modelling of Swimming Microrobot** » The 14th International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, Dec 21-23, 2014, **Hammamet**, Tunisia
- [C.4] **F.Srairi**, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djeflal, « **Analytical Models and Optimization of Novel Swimming Microrobot Using ABC Computation for Biomedical Applications** » The 14th International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, Dec 21-23, 2014, **Hammamet**, Tunisia
- [C.5] M. Meguellati, **F.Srairi**, L. Saidi and F. Djeflal, «**Impact of Passive Links Configuration on Swimming Microrobot Behavior** » The 14th International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, Dec 21-23, 2014, **Hammamet**, Tunisia
- [C.6] **F.Srairi**, M. Meguellati, F. Djeflal and L. Saidi, « **Control and Analytical Modeling of New Swimming Microrobot Design Using Flatness-ANFIS Based Control** » International Parallel Conferences on Researches in Industrial & Applied Sciences April, 25th & 26th 2014; Dubai, UAE
- [C.7] **F.Srairi**, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djeflal, « **Analytical Modeling and Optimization of New Swimming Microrobot design using genetic algorithm computations** » The 14th International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, Dec 20-22, 2013, **Sousse**, Tunisia
- [C.8] M.Germoui,A.L.Mekhalifa, **F.Srairi** « **Heart sound analyses for dianosing cardiovascular disorder** » The 2nd international conference en electronics and oil Ico'13, Mars 05-06, 2013

[C.9] S.Ben Aicha, H.Mouss,F.Bencherif , **F.Srairi** « Commande Neuro-floue d'un système de clinkérisation » The 2nd international conference en electronics and oil Ico'13, Mars 05-06, 2013

[C.10] S.Ben Aicha, H.Mouss,F.Bencherif et **F.Srairi** « **Commande Neuro-floue temporelle pour la conduite du four application a la Cimenterie d'Ain Touta**» The 3rd international conference on systems and information processing Icsip'13, Mai 12-14, 2013 Guelma, Algeria.

Publications Internationales :

[J.1] **F.SRAIRI, L. SAIDI, A. HASSAM** “**Modeling Control and Optimization of a New Swimming Microrobot Using Flatness-Fuzzy-Based Approach for Medical Applications**” Arabian Journal for Science and Engineering, DIO: 10.1007/s13369-017-3011-3, 2017

[J.1] **F. SRAIRI, F. Djeffal, H. Ferhati** " **Efficiency increase of hybrid organic/inorganic solar cells with optimized interface grating morphology for improved light trapping**" Optik - International Journal for Light and Electron Optics, Volume 130, February 2017, Pages 1092-1098

[J.2] H. Ferhati, F. Djeffal, **F. SRAIRI** " **Enhancement of the absorbance figure of merit in amorphous-silicon p-i-n solar cell by using optimized intermediate metallic layers**" Optik - International Journal for Light and Electron Optics, Volume 130, February 2017, Pages 473-480

[J.3] **F. SRAIRI, F. Djeffal, L. SAIDI, M. Meguellati** " **Modeling, Control and Optimization of a New Swimming Microrobot Design**” Engineering Letters (IAENG). 2016; Volume 24, 2016, pages: 106-112.

Introduction Générale

L'évolution de la micro robotique a entraîné une réduction substantielle des risques des opérations liées à différentes tâches. Le remplacement de la chirurgie complètement invasive par une chirurgie minimale invasive (LIS) de la technologie robotique fournit des solutions efficaces. Par exemple, LIS rend les thérapies de l'appareil digestif et les opérations endovasculaires beaucoup plus faciles [1]. À une vaste gamme de robots les capsules avec différents mécanismes de propulsion ont été largement étudiées notamment les forces de contact entre le tissu de l'appareil et le robot de la capsule jouant un rôle important dans leur procédure de conception. Cependant, dans le dernier cas (c'est-à-dire les opérations endovasculaires), les robots ont l'avantage d'accès sur les capacités d'autopropulsion en tant que dispositif porteur. En effet, la synergie entre le flux sanguin est importante lorsque le contact mécanique est remplacé par des interactions fluidiques. Les porteurs sont divisés en deux grands groupes : les dispositifs attachés et les dispositifs non attachés. Alors que les dispositifs attachés sont soutenus par un mécanisme de propulsion fourni en interne, les dispositifs développés sont selon trois modèles différents : propulsion magnétique, robots biomimétiques flagellés, et les bactéries magnétotactiques [2-6]. Il est à noter que la force magnétique n'est pas assez forte pour propulser le nano / micro-navigateur avec capacité de nage dans les vaisseaux sanguins.

Dans la pratique, l'actionnement à distance est un problème critique dans la navigation par corps, surtout en nageant dans les vaisseaux sanguins. En effet, la propulsion magnétique offre un avantage par rapport à une autre méthode d'actionnement proposée [7-9]. Bien que différents actionneurs électromagnétiques aient été conçus pour des applications spécifiques, le dispositif d'imagerie par résonance magnétique (IRM) est utilisé dans la plupart des activités de recherche. Comparés à d'autres appareils, les systèmes d'IRM sont largement disponibles dans des plateformes idéales pour fournir une imagerie améliorée des tissus mous. Ils déclenchent également des gradients magnétiques

dans trois directions. Dans ce contexte, les capacités d'imagerie et d'actionnement commandées par des interfaces utilisateur sont les principales caractéristiques des plateformes d'IRM [9-12]. L'actionnement magnétique peut également être réalisé par des agencements différents de bobines et d'électroaimants pour produire une stimulation électromagnétique par mise en forme du champ. En raison du flux sanguin pulsatile, la commande d'un système cardiovasculaire humain est assez difficile. La complexité environnementale nécessite le réglage correct de l'horloge dans l'architecture du contrôleur pour maintenir un contrôleur stable et garantir l'opération. De plus, le gradient magnétique, appliqué de manière appropriée à chaque pas du temps et qui diffère d'une conception à l'autre des micro-robots, améliorera l'efficacité de la navigation. Dans la littérature, la plupart des efforts ont été orientés vers la conception de structures de micro-dispositifs et des études sont alors nécessaires pour mener une navigation automatique. En effet, étant donné l'amplitude et le signe du gradient magnétique, l'espace est défini par la conception de l'actionneur ; le champ magnétique peut cependant disparaître dans une certaine zone et la conception optimale de l'actionneur est alors requise. La combinaison du principe de la force magnétique induite et la conception de contrôle par rétroaction produit la performance souhaitée à l'intérieur des vaisseaux sanguins [13-15].

La possibilité de contrôler les micro-porteurs pour des applications médicales à ses racines en 1965. Des études d'embolisation d'anévrisme étaient en cours de développement. D'autres applications étaient également envisagées, telle qu'une délivrance de médicament magnétique utilisant des supports magnétiques. Ces méthodes s'appuient fortement sur un aimant externe ou des aiguilles magnétisées et cathéters ; cependant, comme l'aimant employé ne peut pas être implanté près du point cible tel que la lésion tumorale, l'efficacité de ciblage est réduite. Par ailleurs, plus les cibles sont situées à l'intérieur du corps humain, plus l'efficacité du ciblage est importante. En raison des limites réelles de la portée de cathétérisme, la réduction d'efficacité peut être tout à fait essentielle dans la plupart des cas [3]. Afin de surmonter ce problème, l'actionnement magnétique informatisé externe au micro-dispositif pour suivre un chemin prédéfini vers la zone cible a été introduit. Comme il a été mentionné précédemment, les scanners IRM sont largement utilisés pour l'actionnement. Néanmoins, la plupart des efforts sont orientés vers la vérification des applications d'actionnement en temps réel. Les régulateurs PID sont les régulateurs les plus utilisés en boucle fermée. En fait, l'ordonnancement des gains PID pour les systèmes non linéaires est acquis. De plus, des études ont été menées pour considérer la non-linéarité du

système dans lequel un modèle de système de champ magnétique est considéré dans une certaine mesure, comme le contrôle des mouvements des particules électroaimants. Cependant, les contrôleurs non linéaires spécialement conçus et utilisés pour la stimulation 2D ont rencontrés certaines limites. Ainsi, une nouvelle plate-forme composée d'un actionneur électromagnétique et une unité de contrôle sont nécessaires pour améliorer la performance de navigation tout en éliminant les inconvénients du contrôleur précédent [16].

La structure d'actionnement affecte l'efficacité de commande appliquée à une particule magnétique dans le domaine d'intérêt. Une configuration composée de différents électro-aimants et de bobines localisées avec une orientation appropriée est considérée dans cette recherche. La configuration conçue doit fournir toutes les forces assignées sur une particule magnétique circulant à l'intérieur de l'espace de travail. En ce qui concerne ce fait, chaque configuration admet un espace de travail où la particule peut être entraînée dans n'importe quelle direction. Une structure optimisée devrait ouvrir un espace de travail maximal. Par la suite, un modèle magnétique dans l'espace de travail stimulé par des électro-aimants est nécessaire pour optimiser la structure et la conception d'un contrôleur. Tout d'abord, le champ magnétique de chaque électro-aimant est appréhendé séparément pour étudier la conception efficace de l'orientation et de l'emplacement des électro-aimants dans la structure finale. Ensuite, l'espace de travail produit par la combinaison d'électro-aimants doit être optimisé. À ce niveau, tout vecteur de force magnétique doit être supporté par les électro-aimants. En attendant, il est supposé que le champ des électro-aimants peut être résumé pour calculer le champ magnétique total. L'hypothèse de superposition se révèle raisonnable au sein de la mesure expérimentale dans le cas où les courants aux électro-aimants sont limités. En effet, la représentation du modèle objet nageant dans l'espace de travail de l'actionneur est d'une grande importance tant qu'il définit la procédure de conception du contrôleur.

Dans cette thèse, l'espace d'état est extrait pour la configuration d'un actionneur proposée. Le modèle introduit est s'est révélé être contrôlable dans certaines conditions douces qui peuvent être facilement contrôlées. En fait, la zone où les conditions de contrôle et d'observabilité sont satisfaites est également définie par l'arrangement des bobines. Afin d'étendre cette zone, une nouvelle structure est proposée qui ajoute un champ magnétique uniforme. Dans ce cas, des études préliminaires sont faites pour tester l'actionneur initial

considéré pour commander la particule magnétique. La structure primaire est composée de quatre électroaimants horizontaux et deux bobines uniformes ; par conséquent, le contrôle optimal suggéré par deux techniques de platitude et ANFIS [17, 18] est appliqué pour les structures proposées. La simulation les résultats traduisent une satisfaction effective des conditions concernées..

Le but principal de cette thèse est de déplacer un microrobot le long d'un chemin prédéfini dans un fluide. Ce problème peut être décomposé en deux parties : la conception de l'actionneur et le contrôle. Une commande de régulation de sortie robuste est composée de la connexion parallèle de deux contrôleurs : un stabilisateur robuste et un contrôleur interne basé sur un modèle. Cette méthode est l'extension de la méthode de régulation de sortie semi-globale proposée dans pour une classe spéciale de systèmes non linéaires.

Cette thèse est organisée comme suit. Le premier chapitre est dédié à l'état de l'art sur les travaux présentés en mettant l'accent sur les inconvénients des méthodes actuelles. Préliminaire les études sur la conception de designs et de la stimulation produisent par une structure d'action potentielle sont faites en chapitre deux. Le chapitre suivant est orienté vers la modélisation et l'optimisation de la configuration d'une nouvelle conception. Enfin, le problème de la régulation des sorties est traité au quatrième chapitre. Des suggestions pour les travaux futurs sont également présentées.

Problématique et état de l'art

Chapitre 1	6
I.1 Introduction.....	6
I.2 Applications de la micro robotique dans la science biomédicale.....	6
I.2.1. Contexte économique et sociétal.....	7
I.2.2. Défis de diagnostics médicaux	7
I.2.2.1.Diagnostic au point de service (POC)	8
I.3. Différents dispositifs pour des applications médicales	10
I.3.1. Robots à capsules	10
I.3.2. Robots de natation.....	14
I.3.3. Nanoparticules	15
I.3.4. Nano / micro-porteuses.....	16
I.4. Commande de navigation.....	17
I.4.1. Contrôle de la régulation de sortie.....	22
I.5. Conclusion	24

Chapitre 1

Problématique et état de l'art

I.1 Introduction

Le remplacement de la chirurgie complètement invasive par des chirurgies mini invasives (MIS) a été à la pointe de la recherche en médecine moderne [19]. Les premiers efforts sur la chirurgie (MIS) ont commencé quand le film de science-fiction sorti en 1966 intitulé "voyage fantastique" a été diffusé. Bien que ces premières interventions médicales "fantastiques" aient abouti à une variété de thérapies et de méthodes de diagnostic, ces méthodes sont difficiles lorsque les blocs opératoires étaient inaccessibles ou présentent des risques. Ces dernières années, les méthodes (MIS) ont sensiblement progressé et sont maintenant applicables dans les vaisseaux sanguins et la thérapie des voies gastro-intestinales. L'idée principale est de conduire un microrobot à l'intérieur du tube digestif ou du vaisseau sanguin le long d'une trajectoire prédéfinie, soit pour délivrer un médicament, soit pour appliquer les thérapies à l'endroit ciblé. Par conséquent, les microrobots se trouvent dans des catégories différentes et possèdent des structures adaptées à leurs missions pour maintenir les performances requises.

I.2 Applications de la micro robotique dans la science biomédicale

La micro-robotique [20] est un domaine de recherche relativement récent qui pourrait générer une révolution dans notre exploration du micro-monde, en particulier pour l'ingénierie biomédicale ainsi que la manipulation et l'analyse biologiques. Qu'est-ce qui justifie cette révolution? Quelle sont les exigences actuelles pour le développement micro-robotique ? Cette section bibliographique est consacrée à apporter des réponses à ces questions à travers une petite synthèse.

I.2.1. Contexte économique et sociétal

Nous définissons la science biomédicale comme un ensemble de sciences appliquées issues des sciences biologiques avec des applications médicales directes. Elle vise à développer des connaissances, des techniques ou des technologies d'utilisation dans les soins de santé ou la santé publique [21].

Ce domaine est également très récent et bénéficie d'un intérêt croissant pour les sociétés modernes où les dépenses de santé représentent une partie non négligeable de leur produit brut. Les statistiques des rapports de l'organisation de coopération et de développement économiques [22] ont affiché un important marché que représente la santé. L'exemple le plus clair est que le budget de la France [23] a affiché 9,04% de son produit intérieur brut pour les dépenses de santé en 2012. Il est à noter que la récente crise économique a positivement augmenté ce rapport.

Les créations permanentes de groupes de recherche et de formation en génie biomédical sont un signal important pour montrer à quel point le domaine est attrayant [24, 25]. Les dispositifs médicaux constituent l'un des 34 marchés ciblés. Le cadre important que l'UE (union européenne) a récemment mis au point pour la recherche et l'innovation [26] contient 4 axes généraux résumés comme suit :

- Améliorer la compréhension des causes et des mécanismes sous-jacents à la santé, vieillissement et maladie.
- Améliorer la capacité à surveiller la santé et à prévenir, détecter, traiter et gérer la maladie.
- Aider les personnes âgées à rester actives et en bonne santé.
- Tester et démontrer de nouveaux modèles et outils pour la santé et la prestation de soins.

I.2.2. Défis de diagnostics médicaux

L'un des principaux enjeux des hôpitaux et de la vie des patients réside dans le diagnostic précoce. Avec l'augmentation de la population, chaque partie de la chaîne d'écoulement des patients doit être comprimée et considérée, minimisant ainsi leur temps sur place. Cette question logistique est alors un défi de diagnostic. Le diagnostic et surtout le

contrôle répété sont nécessaires à tout traitement préalable pour détecter l'apparition précoce de toute éventuelle maladie ainsi que le suivi de la progression des traitements. Pour l'exemple de la France, le diagnostic in vitro (IVD) a représenté 1,77 milliards d'euros en 2010 (inférieur à 3% du marché mondial si nous nous référons à une étude récente de L'échos [35]).

I.2.2.1. Diagnostic au point de service (POC)

Le diagnostic rapproche les tests de la position du patient et nécessite une faible consommation de réactifs et d'échantillons d'une part et un temps minimal de retournement pour l'analyse d'autre part. Un temps d'exécution court permet des décisions cliniques rapides. La croissance des diagnostics de POC est alimentée en permanence par la charge mondiale des maladies cardiovasculaires et infectieuses. Le diagnostic précoce et l'initiation rapide de traitements médicaux sont cruciaux pour le succès des soins de patients [29, 30]. Cette technologie comporte 3 axes de développement qui sont :

- Collecte, concentration et préparation des échantillons [31]
- Lecture et transduction du signal.
- Technologies d'amplification et de détection.

De nombreux efforts sont réalisés dans ces directions notamment en microplaquette micro fluïdique. La plupart du temps, POC est un test simple comme le montre la figure I.1. Certaines solutions peuvent même être embarquées voire implantées par voie sous-cutanée (Sous la peau du patient) pour une surveillance continue.



Figure I.1: Exemple d'un POC quantitatif donnant une concentration de glucose à partir d'une goutte de sang via un capteur ampérométrique [31].

Stratégies de dépistage : le diagnostic et la détection permettent d'anticiper suffisamment des maladies telles que le cancer ou le syndrome d'immunodéficience acquise (SIDA) ainsi que la maladie d'Alzheimer [32]. Cela revêt une importance cruciale parce que le taux de survie est alors augmenté par un diagnostic précoce. Les tests automatisés permettent d'atteindre un débit plus élevé et augmentent l'efficacité du diagnostic dans un contexte de dépistage massif ainsi qu'un risque sélectif élevé en les rendant moins chers et plus fiables [33].

Dispositifs implantables : Une autre ligne évolutive de la technologie du diagnostic médical est implantable. Cette idée a été considérée par Leyland C. Clark dans son article original en 1962 [34], et a été réalisée sous une forme pratique comme une électrode sous-cutanée de type aiguille par Shichiri et al dès 1982 [35]. La première application de ces dispositifs a été utilisée à des fins de traitement mais elle peut être appliquée aussi pour la surveillance [36]. Les technologies MEMS (MicroElectroMechanical Systems) ont conduit à des dispositifs qui sont maintenant industrialisés et testés sur les patients [32] (Fig.2).



Figure I.2 : Dispositif implantable basé sur les MEMS (gauche) Micropompe développée par Debiotech SA pour l'insuline, injectant 150 nL par cycle; Le système est patché sur la peau du patient (À droite) Image SEM des aiguilles MEMS intégrées pour l'injection [32].

Un dispositif implantable consiste également en la surveillance à distance in-vivo de divers signes vitaux en utilisant la technologie MEMS et les propriétés physico-chimiques [37] (concentrations chimiques, pression, température, pH) et en la transmission d'un signal mesurable. Des efforts sont consentis pour la transmission sans fil, en utilisant notamment les techniques suivantes :

- Ondes radiofréquences (RF): Cette technique est déjà utilisée pour marquer les patients avec la technologie RFID [38].
- Photonique : utilisant des photons couvrant tout le spectre de l'ultraviolet à l'infrarouge. De nombreuses propriétés intéressantes sont exploitées avec des particules fluorescentes, seulement la transmission se fait à travers le tissu mince. La chirurgie guidée par image de fluorescence (FIGS) est déjà utilisée par les praticiens [39] et de nouveaux fluorophores sont investis tels que les points quantiques [40] ou les protéines marquées et l'acide désoxyribonucléique (NDA) [41].
- Acoustique : à base d'ultrasons (pour une meilleure propagation dans les tissus). Cette technique est utilisée pour visualiser les structures internes du corps, y compris les tendons, les muscles, les articulations, les vaisseaux et les organes internes pour une éventuelle pathologie ou lésion. Les efforts actuels sont orientés pour améliorer le contraste en utilisant des microbulles [42].

A l'avenir, les implants médicaux combineront probablement la surveillance et la thérapie pour obtenir une thérapie optimisée et personnalisée.

I.3. Différents dispositifs pour des applications médicales

I.3.1. Robots à capsules

Les robots à capsules sont les porteurs conçus pour être mis en œuvre dans des applications (MIS) à grande échelle. Par exemple, un système micro-électromécanique de capsule est appliqué pour diagnostiquer des maladies gastro-intestinales. En outre, plusieurs capsules endoscopiques sont améliorées pour atteindre des zones inaccessibles par des outils manuels. La pilule M2A, appelée un robot capsule (qui était une conception jetable précoce de 26 mm de longueur et 11 mm de diamètre et avec un poids de 3,7 grammes) a été introduite et a passé des tests expérimentaux de 2000 à 2004 [3]. L'idée d'un robot capsule capable de prendre des photos à l'intérieur de l'intestin grêle remonte aux années 1980. Cependant, en raison de la forte consommation d'énergie des capteurs d'image, ces robots semblaient inapplicables. Au début des années 1990, la technologie des semi-conducteurs d'oxyde métallique complémentaire (CMOS) a introduit l'amélioration de la capsule endoscopique sans fil (WCE).



Figure I.3: Capsule M2A [44]

Récemment, la plate-forme de diagnostic est composée du PillCam SB, d'un enregistreur de données, du logiciel RAPID_R 3 et d'un poste de travail pour la mise en œuvre de la procédure de test. La prochaine version de PillCam est PillCam ESO. Les deux versions de PillCam provoquent certains effets secondaires, comme l'obstruction GI, les sténoses, ou les fistules, les troubles de déglutition et les stimulateurs cardiaques. En octobre 2005, des études sur l'élimination des troubles potentiels ont conduit à une pilule jetable offerte pour l'endoscopie de l'intestin grêle par Olympus Corporation.

Les robots à capsules actives actionnées par champ magnétique ont été introduits par Mosse et al. en 2001, Sendoh et al. en 2003, et Woo et al. et Swain et al. en 2005. Olympus a étendu la conception de capsule vers la capsule automoteur, et le robot a été doté de la capacité d'être contrôlé extérieurement par un champ magnétique externe. Dans ce sens, l'équipe de projet Norika a offert WCE une capsule alimentée par l'extérieur et attachée à un capteur d'image CCD [45]. En général, la plate-forme médicale complète a été équipée d'actionneurs appropriés pour la locomotion active, de capteurs pour le diagnostic et la thérapie, et d'outils pour employer MIS à l'intérieur du tube digestif [3].



Figure I.4: Capsule automoteur [46].

Par la suite, les méthodes de contrôle de la locomotion active ont été améliorées, comme le contrôleur suggéré dans [47]. Un système, proposé par Stereotaxis (Stereotaxis, Inc., St.

Louis, USA), a été utilisé pour entraîner l'orientation de l'extrémité du cathéter. Le système est composé de deux aimants permanents attachés à un bras robotique contrôlable et d'un aimant attaché à chaque côté de la table du patient ; il constitue la même approche étudiée dans [48]. Le M2A a été choisi pour passer un test expérimental par le système de navigation magnétique Niobe développé par Stereotaxis. Cet actionnement a fourni la maniabilité du robot en contact de frottement entre la capsule et le tissu GI et qui est considéré et modélisé dans [49,50]. Les résultats expérimentaux montrent la faisabilité de l'actionnement robotisé lorsqu'un champ magnétique uniforme est formé par un bras robotique.



Figure I.5: Système développé par Stereotaxis [51]

D'autres travaux sur les robots à capsules ont également été suggérés pour ajouter une fonction de locomotion active aux capsules endoscopiques. Le mouvement particulier d'un tel microrobot à l'intérieur d'un substrat tubulaire, déformable et glissant est considéré pour la première fois dans [52]. Le contact avec le tissu et le déplacement des points de contact sont nécessaires pour initier et transmettre les forces de la locomotive. Un autre type de robot à capsule a également été introduit par Sukho Park et al. et a passé des tests expérimentaux en 2006 [53].

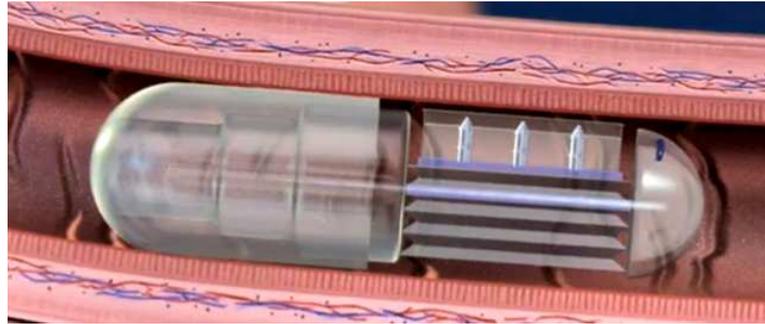


Figure I.6: robots à capsules [54]

En outre, le mouvement de rotation d'une capsule en spirale est une autre alternative à la production d'une locomotion contrôlable. Dans ce cas, un champ magnétique de rotation généré de l'extérieur joue un rôle important en tant que partie de l'actionneur de locomotion. Le mécanisme de commande proposé dans [55] contient deux barres magnétiques noyées dans la surface en spirale d'un robot à capsules stimulé par un réseau d'aimants circumférentiels. La capsule conçue et fabriquée est testée expérimentalement à travers un intestin de porc. En outre, la détection de locomotion active d'un robot à capsule en spirale est proposée dans [56], et la position calculée est utilisée pour contrôler une capsule de type spirale dans [57].

Le "Capsubot", un robot de capsule endoscopique à deux masses, est encore une autre conception de robot à capsule introduite d'abord par H. Li et K. Furuta [58]. Namkon Lee et al. présentent le développement du système de test pour le Capsubot. Ce dernier a été étudié théoriquement à l'aide d'un modèle mathématique et d'une simulation.

Le Capsubot se compose de deux parties : une enveloppe de capsule et une masse de cylindre. En déplaçant le cylindre vers l'arrière ou vers l'avant, la coque externe se déplace également dans des directions opposées. La loi de commande active est déterminée par l'optimisation d'une fonction objective. Le contrôle de suivi du Capsubot est considéré dans [59]. Il convient de noter que le Capsubot est un système sous-actionné, car il a une entrée de commande, générée par un élément piézoélectrique, et deux degrés de liberté, la coque et la position de masse interne. Il existe d'autres recherches sur l'amélioration des stratégies de contrôle pour le contrôle et le suivi de la trajectoire, comme le schéma de contrôle de l'apprentissage itératif utilisé dans [60] et le contrôle par mode glissant suggéré dans [61].



Figure I.7: Le capsobot [62]

I.3.2. Robots de natation

Comme les capsules endoscopiques sont inappropriées dans les applications de vaisseaux sanguins, une nouvelle catégorie de nano / microrobots a été introduite pour effectuer les thérapies et les tâches de diagnostic dans les parties inaccessibles du corps et à travers les veines du sang. Dans le flux sanguin, les microrobots natatoires sont des agents automoteurs efficaces. Les microrobots à commande magnétique sont dotés d'une navigation non micro-échelle tout en offrant une grande fiabilité et sécurité. Tao Mei et al. sont parmi les premiers chercheurs à faire avancer le développement de micro-robots de natation [63]. Dans leur conception, une paire de ferromagnétiques polymères, montée sur un corps en plastique en forme de bateau, est utilisée comme micro-actionneur de propulsion. En conséquence, la navigation du robot est testée tout en générant un champ magnétique alternatif par un solénoïde enroulé autour du lieu de travail du robot. Le micro-robot de natation à nageoire a également été suggéré par Shuxiang Guo et al. [64].

Dans le contexte de la propulsion bio-inspirée, Breder a introduit des mouvements de natation dans la locomotion du corps et / ou de la nageoire caudale (BCF) et de la locomotion médiane et / ou appariée (MPF) [19] [65]. En ce qui concerne le faible nombre de Reynolds dans l'application médicale, le mouvement du BCF a été suivi d'un microrobot de type ailette dans [66]. Le but principal de cette recherche était de résoudre l'inconvénient des microrobots de natation connus qui ne permettent une nage efficace que dans un sens. La modélisation

mathématique et l'expérience révèlent que l'installation de deux films minces magnétostrictifs géants est un moyen efficace de produire un mouvement de natation bidirectionnel.

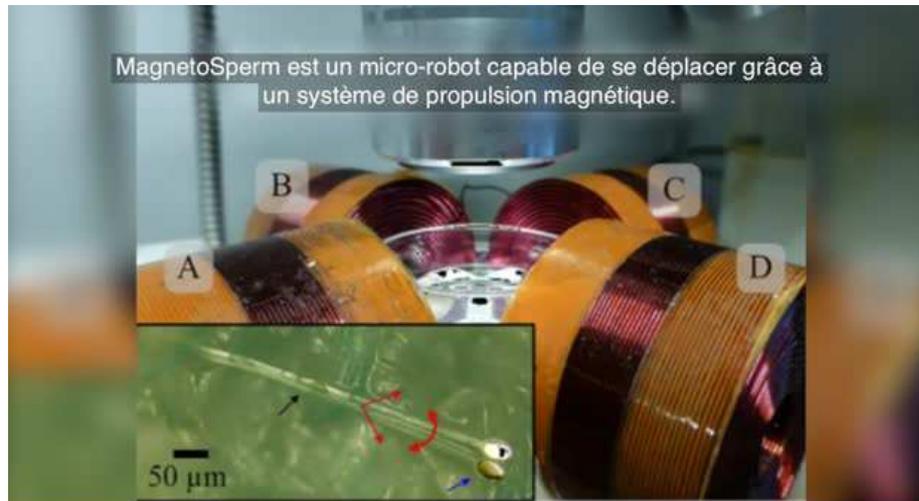


Figure I.8. Système de propulsion magnétique [67]

L'observation de la navigation bactérienne par les queues spirales et les flagelles a provoqué un microrobot nageant constitué d'une tête hélicoïdale et d'une queue élastique [68]. La tête en spirale entraîne la queue élastique lorsque le champ magnétique de rotation est tiré. La prévalence de cette conception spirale sur le corps en forme de capsule avec flagelle proposé dans [69, 70] implique le remplacement d'un moteur pas à pas avec un champ magnétique de rotation externe. Le phénomène de bifurcation, qui se produit lorsque le couple d'entraînement augmente, joue un rôle important dans le processus de déplacement. Le point où la bifurcation se produit est prouvé être une fonction des propriétés géométriques et matérielles. Il est montré que les vitesses linéaire et angulaire augmentent linéairement par le couple exercé.

I.3.3. Nanoparticules

A ce jour, l'utilisation des nanoparticules magnétisables comme supports de médicaments est l'une des méthodes les plus utilisées, avec des polymères biologiques, des liposomes, des hydrogels, des virus, ... etc., pour atteindre cet objectif. Ces supports libèrent des agents thérapeutiques sous l'influence d'ultrasons, PH, température ou interaction chimique. Les nanoparticules magnétiques sont guidées vers la zone cible par un champ magnétique qui est souvent produit par des bobines supraconductrices montées à l'extérieur du corps.

Plusieurs procédés ont été appliqués pour augmenter l'efficacité de délivrance de médicament de particules magnétiques, puisque le champ magnétique généré de l'extérieur applique des forces locales relativement petites et insuffisantes sur des particules de taille micrométrique et submicronique. De plus, une seule source ne peut pas simultanément maximiser à la fois le champ de magnétisation des particules et le gradient de champ dans tout l'espace. L'utilisation d'une ancre magnétique pour produire un gradient local aide à placer le médicament à grains magnétique à l'endroit désiré. En outre, les nanotubes et nano-disques sont suggérés pour produire des forces magnétiques efficaces.

I.3.4. Nano / micro-porteuses

L'administration contrôlée de médicaments avec un ciblage précis et une vitesse précise de libération de médicament est essentielle pour optimiser les effets d'un médicament. Le processus de livraison doit être pris en compte dans la procédure de conception du contrôleur [70]. Dans la plupart des recherches, le micro-porteur est modélisé par une sphère homogène pour étudier la navigation automatisée des micro-porteurs. Le modèle mathématique rapporté comprend la force magnétique et la force de traînée appliquée par le flux sanguin. Étant beaucoup plus petit que la force de traînée, le poids du micro-dispositif et la flottabilité peuvent être négligés dans les petits vaisseaux sanguins [71]. Maintenant que les scanners IRM génèrent à la fois l'actionnement magnétique et la modalité d'imagerie, ils sont devenus la plate-forme la plus couramment utilisée pour initier une force de déplacement sur un noyau ferromagnétique. La technique dans laquelle un scanner IRM fournit une force magnétique est appelée propulsion par résonance magnétique ou MRP.

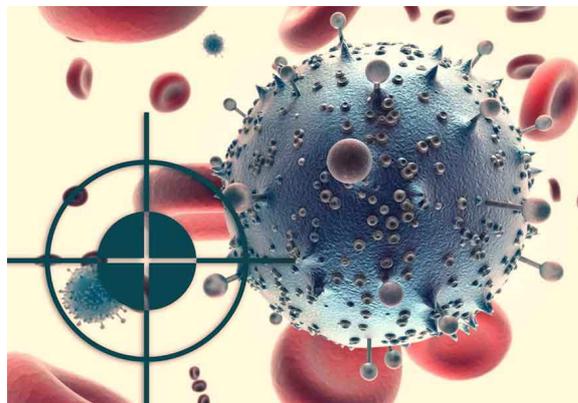


Figure I.9. Nano porteuse dans un système cardiovasculaire [72].

Afin d'actionner des micros ou nano-robots sans torsion sans besoin de matériel externe de propulsion, l'autopropulsion est toujours proposée. Par exemple, Drexler a suggéré un mécanisme artificiel de propulsion moléculaire. Les nano moteurs existent déjà dans la nature et ont été étudiés par de nombreux chercheurs qui imitent leur mécanisme de propulsion. Bell et al. présentent l'idée d'un flagelle artificiel sous la forme de nano-bobines stimulées par l'application d'un champ magnétique rotatif. Néanmoins, les contraintes technologiques, notamment pour l'incorporation d'une source d'alimentation, rendent cette configuration contingente sur le matériel de propulsion externe. Martel et al. ont proposé une nouvelle stratégie en 2005 [26] dans laquelle la combinaison de bactéries magnéto tactiques, MTB et leurs moteurs moléculaires sont utilisés comme un moyen de bio-actionnement pour les nano-robots. MTB à entraînement magnétique peut propulser une charge dans le flux sanguin avec diverses formes, de nano / microparticules à des objets plus grands. Le chargement du MTB magnétique a également été mis en œuvre par le groupe Martel pour la première fois [73]. Néanmoins, le contrôle d'orientation du microrobot d'inspiration naturelle est complété par son modèle de base.

I.4. Commande de navigation

Selon la littérature, les contrôleurs appliqués qui naviguent dans le porteur vers la zone cible sont principalement conçus par une approche de contrôleur PID utilisée sur un scanner IRM. Lorsqu'un scanner IRM est utilisé comme actionneur externe, les événements de propulsion et de suivi doivent être intégrés de manière appropriée en contrôlant le logiciel. A ce sujet, le logiciel de contrôle traite des séquences temporelles de commandes ainsi que des contraintes en temps réel, physiologiques et technologiques. L'architecture du logiciel de contrôle de scanner IRM est faite à base de synchronisation, phase de propulsion et des événements d'acquisition de suivi [74]. La faisabilité d'une architecture de contrôle avec un événement de synchronisation de durée de 0,6 ms et des événements d'acquisition de phase de propulsion et de suivi pour une durée de 41 ms est étudiée pour la navigation in vivo. L'expérience est organisée par une sphère ferromagnétique d'acier au chrome de 1,5 mm avec aimantation $M_{1.5T} = 1.35 \times 10^{-6} \text{ A/m}$ [75, 76].

Les systèmes d'IRM cliniques fournissent un gradient magnétique 3D dans l'ordre de mT / m d'amplitude à des fins d'imagerie, qui sont également utilisables pour produire une

force magnétique. La force induite pour déplacer une particule non désirée dans la portée du scanner IRM peut être représentée comme suit [71] :

$$F_{mag} = RV_{ferro}(M \cdot \nabla)B$$

où F_{mag} est la force magnétique (N), M représente la magnétisation du matériau (A / m), V_{ferro} le volume du corps ferromagnétique et B le champ magnétique (T). Le terme R est le cycle de fonctionnement représentant le temps pendant lequel les gradients magnétiques sont appliqués à chaque cycle. Lorsqu'on considère les limitations de l'amplification de la force magnétique, des matériaux magnétiques à forte aimantation sont nécessaires pour une forte force induite. Leur valeur de saturation magnétique, où il n'y a plus d'aimantation, est également plus élevée que d'autres matériaux. Typiquement, les champs magnétiques de 1,5 T induits dans la plupart des systèmes d'IRM cliniques sont assez forts pour saturer un noyau ferromagnétique.

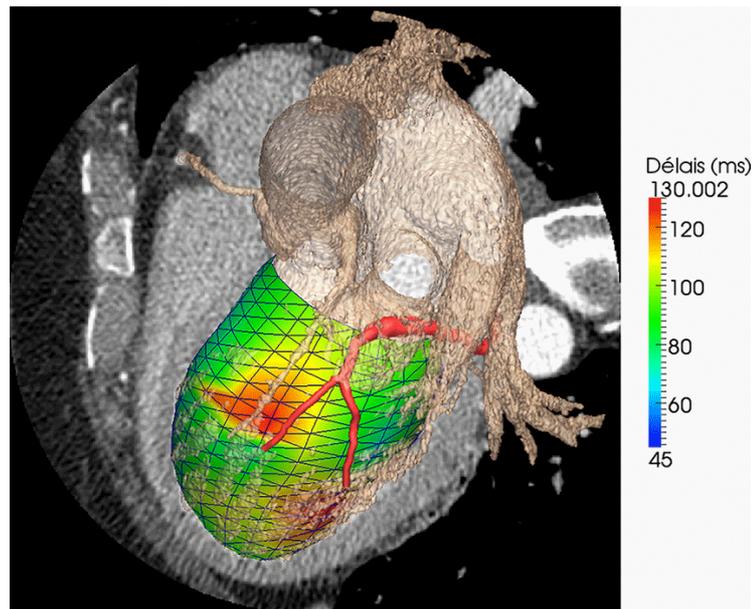


Figure I.10. Résultats de CFD de la commande d'un système natatoire dans un cœur humain [72].

La nature des contraintes en temps réel de propulsion et de contrôle résultant d'une structure d'IRM est étudiée dans [77] en utilisant la réponse à l'échelon du système fermé par un contrôleur PID discret. Ici, le micro-dispositif se déplace dans un environnement physiquement contraint, où la taille des vaisseaux sanguins varie et le comportement pulsatile du flux sanguin doit être pris en compte. La stratégie de commande par rétroaction actionnée par l'IRM comporte certaines limites. La faisabilité du contrôle en temps réel 2D de la

trajectoire dans le plan XZ à l'aide d'un régulateur PID simple est étudiée dans [78], où le trajet pré-planifié est divisé en segments rectilignes parcourus par un noyau de particules. En fait, un système de coordonnées polaires est utilisé pour exécuter la navigation le long des segments de ligne appliquant un contrôleur PID discret. Les résultats expérimentaux montrent que la particule atteint le point cible le long d'une direction X avant une direction Z. Le champ magnétique continu orienté suivant l'axe Z provoque des rouleaux de particules le long de l'axe des abscisses et glisse le long de l'axe Z; Ainsi, la force de frottement est beaucoup plus élevée le long de l'axe Z que l'axe des X.

L'application d'un régulateur PID dans la navigation en temps réel d'un cordon magnétique le long d'un chemin prédéfini via le système d'IRM clinique est améliorée dans [79]. Contrairement aux méthodes antérieures, les effets des limites environnementales tels que les forces de frottement et le débit pulsatile du sang sont plus particulièrement pris en compte. L'expérience avec écoulement régulier est répétée dans un environnement 2D à la première étape, suivie d'une expérience de débit pulsatile 1D. Les résultats expérimentaux indiquent que la particule est susceptible de montrer une oscillation remarquable dans la navigation 2D le long du chemin avec des points de passage intermédiaires. Le problème est supposé survenir à cause du temps de retard important ainsi que le fonctionnement d'un contrôleur PD normal principal. On peut également détecter qu'une particule rencontre une dérive significative le long de l'axe des X quand elle quitte le premier point de passage pour la cible suivante. Comme le suggèrent les auteurs, le coefficient de frottement est beaucoup plus élevé le long de l'axe Z par rapport à l'axe des X. En outre, des instabilités et des oscillations importantes autour des points d'équilibre sont détectables à partir de résultats expérimentaux lorsque le flux sanguin est modélisé sous la forme d'un flux pulsatile. Il est également indiqué qu'il y a un manque de robustesse au bruit et une dynamique non modélisée.

La plate-forme informatisée basée sur l'IRM est également proposée pour manipuler des porteuses de micro-dispositifs magnétiques dans un volume 3D en intégrant le même contrôleur PID dans le système de navigation en boucle fermée [80]. Une expérience 2D permet d'appliquer la navigation contrôlée sous un écoulement de repos à l'intérieur d'une réplique carotidienne humaine MR. Le débit de l'écoulement varie de 6 à 11 cm/s par une pompe mécanique et une vanne commandée par un débitmètre. En plus de la limitation du délai minimum de contrôle, les résultats montrent que le contrôleur n'est pas robuste aux bruits ambiants [77-80].

Afin d'améliorer les performances de la commande de navigation, un contrôleur non linéaire respectant le modèle mathématique du système est présenté dans [81]. À cette étape, les incertitudes du système sont traitées plus efficacement, car il existe une conception analytique du contrôleur et de l'observateur. Une conception de rétroaction en retour combinée à un observateur à gain élevé assure la stabilité le long de la trajectoire contrôlée. Comme les méthodes précédentes, la particule est liée à se déplacer dans l'espace 2D dans un plan XZ. La simulation comprend une trajectoire en 1D à l'intérieur d'un tube le long de l'axe des X avec une forme d'onde connue et une trajectoire de référence 2D en Y dans laquelle des incertitudes sont ajoutées. Les résultats de la simulation montrent un bon fonctionnement dans le suivi de position, mais le suivi de la vitesse ne correspond pas à la performance du suivi de position. Une méthode de commande optimale est suggérée dans [80] pour naviguer sur une particule ferromagnétique actionnée par un ensemble de quatre électroaimants horizontaux. Comme les simulations et les expériences précédentes, la particule ferromagnétique est supposée se déplacer dans un plan 2D le long d'un chemin prédéfini. En supposant que la position est précisément mesurable, une équation algébrique quadratique doit être résolue pour obtenir des courants d'entrée. Les résultats expérimentaux montrent un bon suivi de la trajectoire souhaitée alors que la trajectoire réelle présente un décalage de temps relatif.

Pour surmonter les inconvénients soulevés, un schéma de contrôleur non linéaire est introduit dans lequel plus d'études sont menées pour tenir compte de la non-linéarité du système. Un contrôleur de marche arrière «back-stepping» qui utilise une fonction de stabilisation de Lyapunov résout certains problèmes, en particulier lorsque la particule navigue à travers un flux pulsatile. Cette approche montre de meilleurs résultats de simulation ainsi que la robustesse au bruit ambiant et l'incertitude du système. Néanmoins, la non-linéarité du champ magnétique n'est pas prise en compte et le gradient de champ magnétique est considéré comme une commande en entrée. Par-dessus tout, la direction d'aimantation est supposée que n'a aucun effet sur la direction de la force magnétique. L'agencement ordonné des électro-aimants est également proposé pour contrôler la trajectoire des particules. Dans ce cas, le contrôleur utilisé divise le système de cascade en forme en série. La non-linéarité du système dynamique vient avant la partie linéaire, ce qui rend la conception du contrôleur plus facile. Le test expérimental de la performance du protocole révèle de bons résultats lorsque la position précise de la particule est connue. Cependant, la connaissance complète de la position de la particule n'est pas disponible pendant qu'il voyage dans le corps humain. Cet

inconvenient, renforcé par le bruit de mesure entré, rend la méthode n'est pas appropriée dans des applications médicales [77-80].

Une structure d'actionneur complète a été proposée par R. G. McNail et son groupe dans [82] et construite par trois paires coaxiales perpendiculaires d'électroaimant cylindrique. Cet instrument est appelé le système stéréotaxique magnétique. Le champ magnétique et le gradient à l'intérieur de l'espace de travail induit par les électro-aimants sont étudiés dans les articles suivants par le même groupe [83], et le modèle mathématique d'un aimant permanent implanté dans trois conditions de mouvement différentes est défini dans [84]. De même, les ordres de commande des électro-aimants sont calculés en utilisant le modèle extrait lorsqu'une fonction de coût est destinée à être minimisée. Les calculs mathématiques montrent l'exigence de grands courants dans le cas d'un alignement antiparallèle pour le vecteur de magnétisation et le vecteur de force induite.

Tel qu'indiqué, un protocole tenant compte de l'optimisation analytique et de la modélisation de l'actionneur magnétique est nécessaire, puis suivi par la conception finale du contrôleur. Bien qu'une étude analytique sur l'actionnement magnétique ait été accomplie par A. Komae et son groupe [80-84], elle doit être modifiée pour être applicable pour le suivi des trajectoires. En outre, cette approche repose sur des calculs numériques, ce qui augmente le délai et qui est devenue une question importante dans l'actionnement magnétique. De plus, la structure de l'actionneur doit être évoluée, puisque dans la plupart des applications précédentes, de grands courants sont nécessaires. La mauvaise structure conduit à un suivi de trajectoire inefficace, même si le courant et les valeurs ne sont pas limités. Il faut donc considérer à la fois la configuration de l'actionneur et le contrôleur appliqué.

En général, le but de cette thèse est de modéliser et de commander un micro-dispositif le long d'un chemin prédéfini dans un environnement fluide par actionnement de champ magnétique et par l'introduction des polymères comme des articulations actives. Dès le début, la modélisation d'un actionneur magnétique pour éliminer les défauts précédents de l'actionneur est un objectif principal. Pour ce fait, l'analyse analytique des champs magnétiques produits est nécessaire pour évaluer la maîtrise de l'ensemble du système dans l'espace de travail. Les résultats évalués aideront alors à améliorer la conception de l'actionneur en maximisant l'espace de travail tout en minimisant les courants d'entrée. Dans l'étape suivante, on calcule la force induite sur le micro-dispositif mobile, à condition que le micro-dispositif soit supposé être une particule ferromagnétique. D'où l'applicabilité de la loi

de superposition est également supposée raisonnable. La validité de cette hypothèse est prouvée par certaines expériences lorsque les courants sont limités, la conception du contrôleur sera considérée comme fournisseur d'une bonne performance de navigation dans l'existence de perturbations et d'incertitudes.

Pratiquement, la navigation automatique peut être réalisée par deux approches différentes : la trajectoire suivant la commande et le contrôle de suivi de la trajectoire. Ces méthodes de contrôle sont discriminées par rapport à la règle de synchronisation attribuée. En d'autres termes, le contrôleur de trajectoire suivant est adressé lorsqu'aucune règle de temporisation n'est considérée pour le chemin défini, tandis que le contrôleur de suivi de trajectoire traite d'un chemin temporisé. Définir la théorie de la stabilisation, et la commande par platitude et ANFIS sont deux méthodes employées pour résoudre le problème de chemin suivant. En outre, la commande de platitude peut également être utilisée pour les applications de suivi ainsi que les méthodes de régulation. Cependant, les méthodes de régulation offrent l'avantage de la continuité. Supposons que la particule ferromagnétique est supposée suivre un chemin spécifique avec une vitesse constante; Ainsi, la navigation automatique est convertie en un problème de suivi de trajectoire.

1.4.1. Contrôle de la régulation de sortie

Le problème de la poursuite asymptotique d'une trajectoire souhaitée en présence de perturbations indésirables est l'un des concepts difficiles dans la théorie du contrôle. Puisque le problème d'asservissement peut être interprété comme régulant la sortie pour suivre le signal de référence, il est classé comme un problème de régulation. Pour les systèmes multi-variables linéaires, ce problème a été introduit par Davison, Francis et Wonham dans [85-88] où l'approche géométrique a été abordée pour construire le régulateur de contrôle. Dans le travail de Francis et Wonham, le régulateur résolvant le problème de régulation via un contrôleur de rétroaction par erreur est montré pour incorporer un modèle de l'exo-système, communément appelé principe de modèle interne [89]. Selon ce principe, la propriété de régulation de sortie est robuste à la variation du paramètre d'installation si le contrôleur intègre un modèle réduit de la structure dynamique des signaux exogènes dans la réaction d'erreur [90].

Par la suite, l'extension non linéaire a été envisagée par plusieurs auteurs. Hepburn et Wonham ont étendu la théorie du modèle interne à une classe de systèmes non linéaires

définis sur des variétés différentiables [91]. Ensuite, les conditions d'existence des régulateurs ont été étudiées par Anantharam et Desoer dans le cas des signaux de référence constants [92]. Une extension des conditions introduites par Francis pour les systèmes linéaires dans [86, 88] a été présentée par Lie et Rugh aux signaux de référence constants ou lentement variables dans le temps [93]. Cette extension est appliquée en linéarisant le système autour des points de fonctionnement. Plus tard, les résultats ont été étendus au cas général dans lequel l'exo-système génère des signaux de référence variant dans le temps, y compris les signaux périodiques d'Isidori et Byrnes [94].

En effet, Isidori et Byrnes ont introduit une classe d'équations non linéaires pour obtenir une variété localement définie annulant l'erreur de suivi qui est rendue invariante par une certaine rétroaction de commande. Il a été montré que si la planification est exponentiellement stabilisable, la solvabilité du problème du régulateur de rétroaction d'état est fournie par la solvabilité de ces équations tant que les signaux de référence sont bornés et non convergents à zéro. Ils ont également démontré que les conditions d'existence sont les propriétés particulières de la dynamique nulle d'un système composite, la combinaison de la dynamique des planifications et de la dynamique des exo-systèmes [94]. Cette analyse est basée sur la théorie des collecteurs centraux développée par Kokotovic.

Plus de détails sur la résolution d'un problème de régulation de sortie ont été présentés par Byrnes et al. pour un système non linéaire dont les signaux de référence sont générés par un exo-système [95]. Dans ces travaux, le signal de commande est conçu pour incorporer le modèle interne construit de l'exo-système et est une intégration de deux composants connectés en parallèle, le cerveau-compensateur et le compensateur de stabilisation. Alors que le premier composant génère le signal de commande nécessaire pour imposer le suivi asymptotique prescrit (rejet), celui-ci stabilise le système final en boucle fermée.

En général, le problème de la régulation de sortie en présence de parties de modélisation inconnues est résolu en fonction du type dominant d'incertitude. Par exemple, si les signaux de référence à suivre ou à rejeter sont définis, mais que les paramètres du modèle mathématique de l'installation varient dans certaines limites de tolérance, le "principe d'équivalence" de certitude est utilisé pour concevoir la loi de commande de rétroaction. Une adaptation en ligne est utilisée pour mettre à jour les paramètres de la loi de contrôle avec une structure fixe. De plus, si les incertitudes de l'installation incluent également une dynamique

négligée, la robustesse aux incertitudes est réalisée avec succès en utilisant un schéma adaptatif amélioré.

D'autre part, les signaux de référence pourraient être inconnus. Dans ce cas, la stratégie de contrôle doit reconstruire cette information qui se fait habituellement via le principe du modèle interne. Ce problème est bien connu pour les systèmes linéaires depuis longtemps, et pour les systèmes non linéaires, remonte à une dizaine d'années. On suppose que les signaux de référence appartiennent à une classe de fonctions spécifiée, un suivi asymptotique est réalisé avec succès lorsque le mécanisme de rétroaction incorpore un dispositif pour reproduire les informations concernant le signal de référence. Le contrôleur basé sur un modèle interne traite juste des incertitudes d'amplitude et de phase des signaux exogènes. Dans ce contexte, toute inadéquation entre la fréquence du modèle interne et la fréquence des signaux exogènes entraîne une erreur d'état stable non nulle.

Le problème de la conception d'un contrôleur basé sur un modèle interne nécessite que les fréquences naturelles du modèle interne soient automatiquement réglées pour correspondre à un exo-système totalement inconnu. Le schéma de contrôle proposé dans ce travail aborde avec succès le suivi / rejet localement asymptotique de toute famille de signaux polynomiaux générés par un système dynamique neutre stable pour une classe spécifique de systèmes non linéaires. Ce schéma fournit un suivi asymptotique lorsque le signal de référence n'est pas connu mais peut être exprimé comme la fonction d'un nombre fini de fonctions sinusoïdales de fréquences différentes.

1.5. Conclusion

Après avoir détaillé la technologie et la science disponibles relatives à la micro-fluidité, nous avons expliqué pourquoi le travail dans les liquides constitue à la fois un environnement spécifique qui peut être orienté vers de nombreuses applications médicales ainsi que vers un cadre plus simple en termes de la physique. La conséquence logique est d'intégrer le micro robot dans ces puces micro-fluidiques. Les questions de la modélisation et de la commande d'un tel dispositif seront détaillées aux chapitres suivants.

Outils pour la modélisation et la commande des systèmes de natation

Chapitre 2	26
II.1. Introduction.....	26
II.2. Conventions géométriques.....	26
II.3. Types du fluide (newtonien et non newtonien).....	29
II.4. Les forces exercées sur un microrobot.....	29
II.4.1. Force de traînée :.....	29
II.4.1.1 Nombre de Reynolds :.....	29
II.4.1.2 Coefficients de traînée pour une sphère.....	30
II.4.1.3 Expression de la force de traînée:.....	31
II.4.2 Forces surfaciques.....	32
II.4.3 Force électrostatique :.....	32
II.4.4 Force de Van Der Waals :.....	33
II.4.5 Force stérique :.....	34
II.4.6 Forces de contact.....	35
II.4.7 Poids apparent.....	36
II.5 Présentation d'un design de microrobot spermatozoïde :.....	36
II.5.1 Description du problème :.....	37
II.5.2 Résultats de simulation :.....	40
II.6. Conclusion.....	43

Chapitre 2

Outils pour la modélisation et la commande des systèmes de natation

II.1. Introduction

Dans ce chapitre l'ensemble des forces appliquées sur un microrobot naviguant dans un milieu fluide est présenté. En d'autres termes, la modélisation d'un système de natation fait intervenir de nombreuses forces : forces hydrodynamiques, forces de contact, poids apparent du système, forces surfaciques : électrostatique, Van Der Waals et stérique. D'où une attention sur le profil de vitesse adopté par le fluide dans les canaux contenant le système de natation. En effet, la présence de bifurcations (déviations du fluide) mineures et majeures modifient fortement le profil de vitesse et la force de traînée s'appliquant sur le système. De plus, nous tentons d'examiner la prétention que l'algorithme des abeilles ABC et les techniques évolutives GA et PSO ont la même efficacité, mais avec une petite différence dans le calcul des performances. L'objectif de ce travail est de comparer l'exactitude et l'efficacité des calculs des algorithmes ABC, GA et PSO pour optimiser et améliorer la performance du dispositif microrobot. En outre, les performances de toutes ces techniques d'optimisation en termes de taux de convergence et de temps de calcul sont présentées et comparées [96-100].

II.2. Conventions géométriques

Cette section présente la définition du repère dans lequel notre étude se place. Le système qui sera étudié est un microrobot naviguant dans un système cardiovasculaire. D'où le système sous l'étude est soumis à de nombreuses forces. En fonction du type de système envisagé pour l'application, les actionneurs peuvent être soit directement implantés dans le système, ou qu'ils agissent de l'extérieur à celui-ci. Pour sélectionner correctement les différentes forces auxquelles le microrobot est soumis, des conventions géométriques sont indispensables.

Dans un canal contenant le fluide ainsi que le microrobot, les parois supérieures et inférieures des canaux C_1 et C_2 sont représentés par deux courbes parallèles de classe C^2 . On

suppose que $M_0(x, z)$ sera la position du centre de gravite du système dans le repère choisi fixe $F(0, \vec{i}, \vec{k})$ où x et z sont des coordonnées cartésiennes selon \vec{i} et \vec{k} respectivement. Ensuite on trace une courbe passant par le point M_0 qui est C_{M_0} dont le vecteur tangent unitaire \vec{i}_m et qui sera parallèle aux deux autres courbes. D'où un nouveau repère orienté $F(M_0, \vec{i}_m, \vec{k}_m)$ est obtenu au point M_0 . Pour projeter correctement les forces, on suppose un autre repère $\psi(x, z)$ attaché au système.

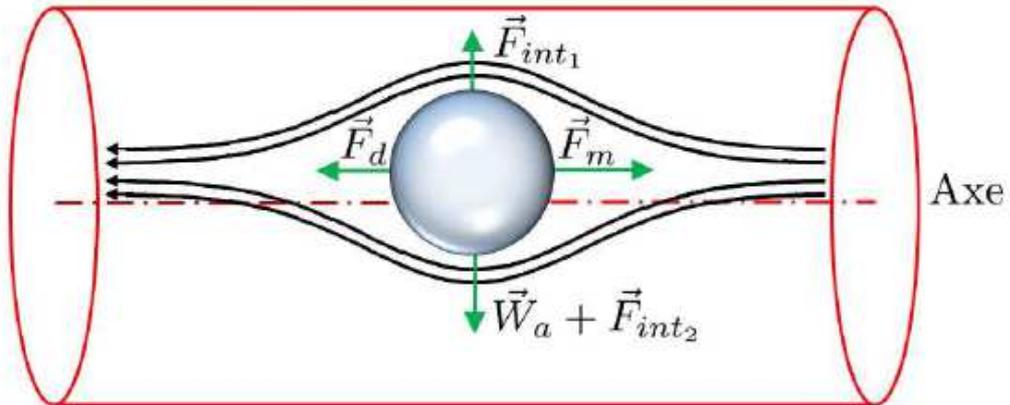
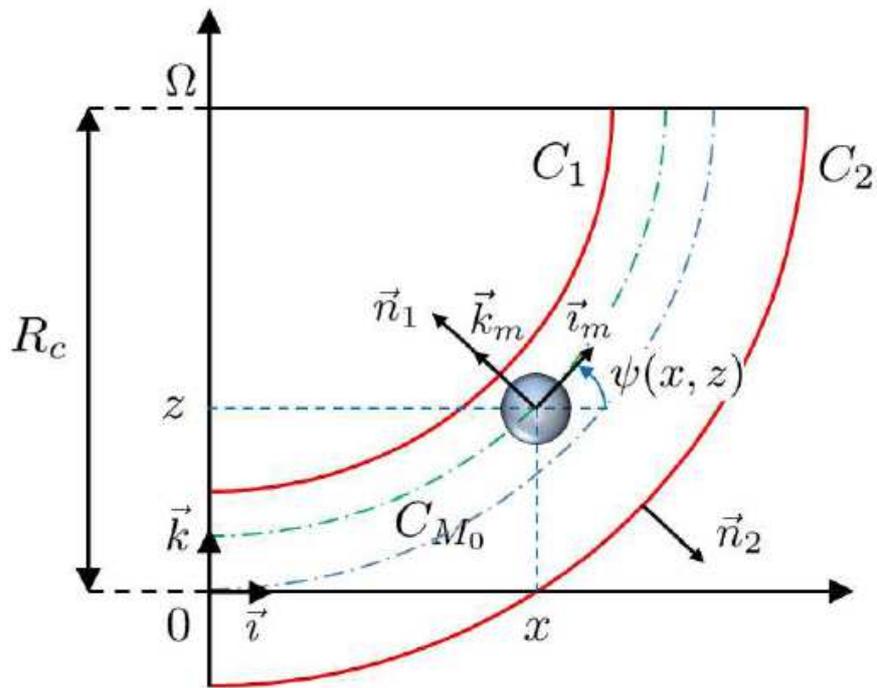


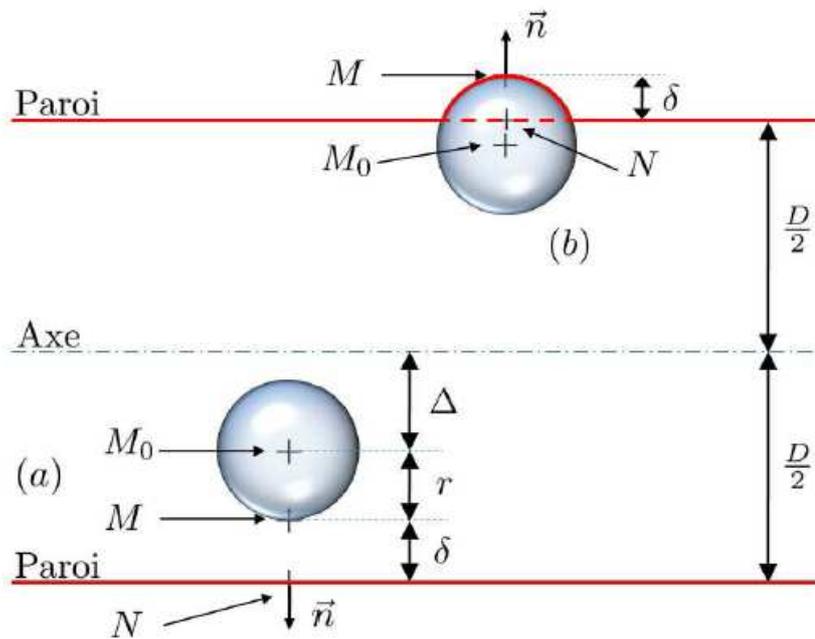
Figure II.1. Les différentes forces s'exerçant sur le microrobot [101]

\vec{n}_1 et \vec{n}_2 représentent des vecteurs normaux aux murs du canal de transport du fluide comme l'indique la figure suivante. Δ est la distance entre le centre du système et l'axe du canal. Le point M est la projection du centre de gravite du système selon \vec{n} sur la surface du système la plus proche du mur du canal (voir Figure II.2). De même, le point N est la projection du point M_0 sur le mur le plus proche (voir Figure II.2 (a)).

$\delta = NM \cdot \vec{n}$ sera la distance entre la surface du système natatoire et le mur du canal le plus proche ou encore la déformation de la paroi si le système entre en collision.



(a)



(b)

Figure II. 2 : (a) la projection des forces sur le repere (b) definition des points de contact [101]

Due à la géométrie exceptionnelle de C_1 et C_2 dans cette étude, le rayon de la courbure R_c reste constant d'où on peut déduire l'orientation $\psi(x, z)$ du repère à partir des coordonnées de la position du système natatoire $M_0(x, z)$:

$$\tan(\psi(x, z)) = \frac{x}{R_c - z}$$

Dans ce cas on peut généraliser cette approche lorsqu'on considère que les deux courbes C_1 et C_2 ne seront pas parallèles. La courbe C_{M_0} est la courbe qui représente la notion d'équidistance et passe par le point M_0 où la distance entre C_{M_0} et C_1 et C_2 sont égales à un rapport donné.

II.3. Types du fluide (newtonien et non newtonien)

Les fluides peuvent être classés selon deux grandes classes en hydrodynamique qui sont : les fluides newtoniens et non-newtoniens. Lorsque la viscosité du fluide est non constante et dépend essentiellement de paramètres tels que les caractéristiques du milieu dans lequel il circule et le taux de cisaillement, le fluide est non-newtonien. Par exemple, le sang peut se comporter comme un fluide newtonien ou non newtonien en fonction du vaisseau sanguin dans lequel il circule [102-105].

II.4. Les forces exercées sur un microrobot

II.4.1. Force de traînée

La force de traînée est issue d'une analyse dimensionnelle et non des lois de l'hydrodynamique [00]. L'expression de la force de traînée est une multiplication d'une masse volumique par une surface, une vitesse élevée au carré et un coefficient. Cette expression est validée par l'équation aux dimensions. Plusieurs expériences ont montré la validité de cette loi notamment dans le domaine de l'automobile et l'aéronautique. D'où, la force de traînée exprime le fait que, dans un milieu où le fluide est en repos, tout corps en mouvement dans ce milieu subit une force qui résiste son déplacement. Ce fait reste valable dans le cas où le fluide est en déplacement prenant en compte la vitesse relative du corps ainsi que sa direction par rapport au fluide [106].

II.4.1.1. Nombre de Reynolds

Le nombre de Reynolds [107] est un nombre adimensionnel ; il exprime le rapport entre les forces d'inerties et les forces visqueuses :

$$\text{Re} = \frac{\rho_f L \|v - v_r\|}{\eta}$$

où ρ_f et η sont respectivement la masse volumique et la viscosité dynamique du fluide.

Le nombre de Reynolds nous permet de caractériser la nature de l'écoulement du fluide :

- Si $\text{Re} \ll 1$: écoulement de Stokes.
- Si $\text{Re} \leq 2000$: écoulement laminaire.
- Si $2000 \leq \text{Re} \leq 3000$ le régime de l'écoulement est de type transitoire.

II.4.1.2. Coefficients de traînée pour une sphère

Le coefficient de traînée C_d est un nombre adimensionnel utilisé pour quantifier la résistance ou la traînée d'un objet dans un fluide. L'expression des coefficients de traînée dépend de la géométrie de l'objet. Différentes expressions du coefficient de traînée existent en fonction de la valeur du nombre de Reynolds. Lorsque le nombre de Reynolds est très inférieur à 1, le coefficient de traînée est alors donné par [108-109] :

$$C_d = \frac{24}{\text{Re}} \quad (1)$$

L'équation (1) n'étant plus valable pour des nombres de Reynolds supérieurs à 1, White [109] propose une expression différente pour le coefficient de traînée, valable pour des nombres de Reynolds allant jusqu'à $2,5 \cdot 10^5$ dans le cas d'une microparticule dans un milieu fluide :

$$C_d = \frac{24}{\text{Re}} + \frac{6}{1 + \sqrt{\text{Re}}} + 0.4 \quad (2)$$

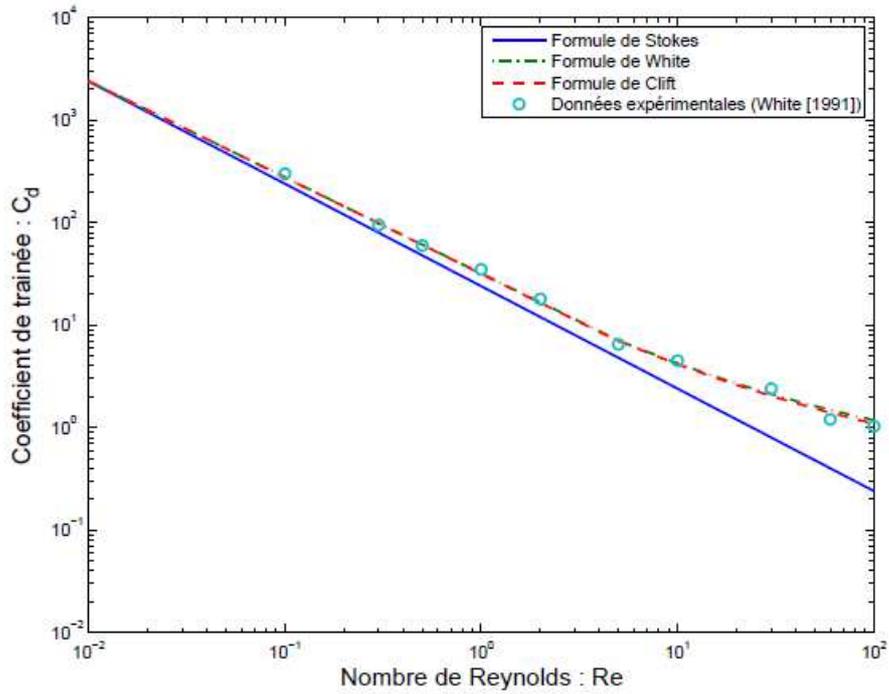


Figure II.3. Les coefficients de trainée en fonction du nombre de Reynolds [110].

II.4.1.3. Expression de la force de trainée

Dans ce qui suit et pour alléger les équations, la vitesse relative entre le système proposé et le fluide sera notée par $v_r = v - v_f$. Lorsque le milieu de navigation du système proposé est le système cardiovasculaire à titre d'exemple la force de trainée \vec{F}_d sera exprimée dans un milieu fluide infini, comme [111] :

$$\vec{F}_d = -\frac{1}{2} \rho_f \|\vec{v}_r\|^2 A C_d \frac{\vec{v}_r}{\|\vec{v}_r\|} \quad (3)$$

où \vec{v}_r est la vitesse relative du système par rapport à la vitesse du fluide, A représente l'aire frontale du système et C_d le coefficient de trainée qui est une fonction du nombre de Reynolds. Pour $Re \ll 1$ la loi de Stokes est obtenue par la substitution de l'équation du coefficient de trainée (1) dans (3) :

$$\vec{F}_d = -6\pi\eta r \|\vec{v}_r\| \frac{\vec{v}_r}{\|\vec{v}_r\|} \quad (4)$$

II.4.2. Forces surfaciques

On suppose que le système natatoire nage dans le milieu du canal c.à.d. qu'il n'est pas en contact avec les murs du canal, dans ce cas ils agissent entre eux par trois forces qui sont : la force de Van Der Waals, la force électrostatique et la force stérique. D'où la résultante de ces forces est établie par l'intégration de l'influence de chaque force avec le mur le plus proche ; ces effets sont représentés dans la figure II.4. Dans le cas général entre deux corps séparés d'une distance il existe des forces d'interaction qui sont tout particulièrement prépondérantes à petite échelle [112].

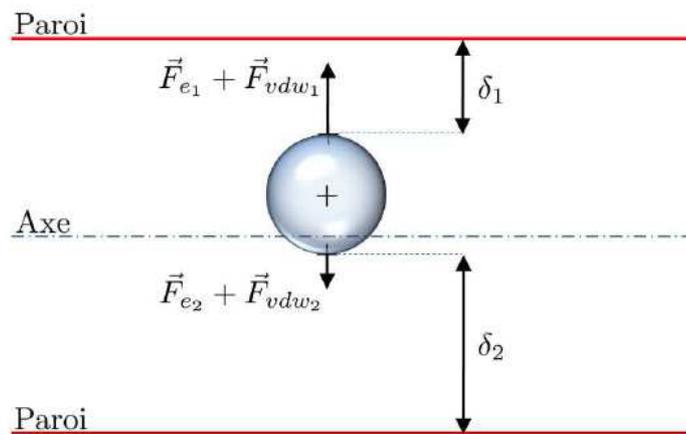


Figure II. 4 : Résultante des forces d'interactions [101].

II.4.3. Force électrostatique

Dans l'échelle micro et nanométrique l'estimation des forces électrostatique est importante dans le cadre de l'usage d'objets. Plusieurs chercheurs ont consacré leurs travaux pour la modélisation analytique et pour la détermination des expressions de cette force d'interaction en fonction du type d'interaction entre les objets (plan/plan, sphère/plan, ...). Lhemould et al. [113] font la collection des différents cas et expressions rencontrés dans la littérature. La force électrostatique notée par \vec{F}_e , entre le système natatoire et le mur du canal qui est considéré comme une surface non chargée est donnée par :

$$\vec{F}_e = \frac{q^2}{4\pi\epsilon\epsilon_0(r+|\delta|)^2} H(-\delta)\vec{n} \quad (5)$$

où q représente la charge du système, ϵ est la permittivité diélectrique relative du milieu dans lequel l'interaction se produit et ϵ_0 représente la permittivité diélectrique du vide. La fonction H est la fonction échelon.

L'expression de la valeur maximum de charge pour un système sous forme d'une sphère de rayon r est donnée par :

$$q(\mu C) = 4\pi r^2 \times 30(100r)^{-0.3} \quad (6)$$

Toutefois, dans des cas spécifiques, la force électrostatique doit être multipliée par un coefficient de taux de charge compris entre 0 et 1 (à titre d'exemple une sphère dans un système cardiovasculaire).

II.4.4. Force de van der Waals

Le système natatoire interagit aussi avec le mur du canal par la force de Van Der Waals. L'expression de cette force est donnée par (Iimura et al. [114]) :

$$\vec{V}_{vdw} = \frac{A_h}{6} \left(\frac{1}{h_n} + \frac{1}{2+h_n} + \ln \frac{h_n}{2+h_n} \right) \vec{n} \quad (7)$$

où A_h est la constante d'Hamaker et $h_n = |\delta|/r$ représente la distance normalisée entre le système et le mur. La force de Van Der Waals est ensuite obtenue par :

$$\vec{F}_{vdw} = -grad \vec{V}_{vdw} H(-\delta)$$

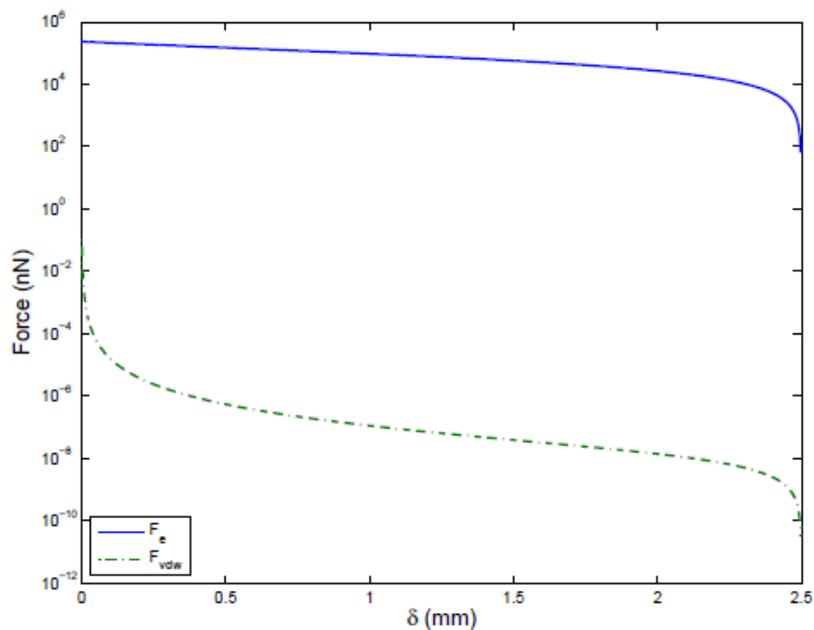


Figure II.5 : Force de Van Der Waals et force électrostatique dans un vaisseau sanguin [101].

La figure II.5 représente l'évolution de la force électrostatique et de la force de Van Der Waals d'un système sous forme sphérique dans un système cardiovasculaire. Il est noté que les deux forces ont les mêmes amplitudes, voire une amplitude supérieure pour la force de Van Der Waals. Toutefois, cette dernière force n'est plus valide lorsque la distance entre la surface du système sphérique et le mur du vaisseau sanguin est inférieure à 0,4 nm.

II.4.5. Force stérique

Dans le cas où la force de Van Der Waals sera une force attractive, la force stérique sera une force répulsive. Dans le cas thérapeutique les vecteurs sont généralement fonctionnalisés par le biais de greffons de chaînes de polymères, appelées micelles, auxquelles sont fixées des composants actifs (voir Figure II.6) [115,116].

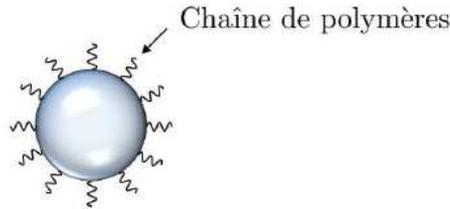


Figure II.6 : Microrobot fonctionnalisé [101]

Pour $0.2.L_0 < |\delta| < 0.9.L_0$, le potentiel d'interaction répulsif par unité de surface entre le système fonctionnalisé et l'endothélium est donné par :

$$\vec{V}_{s, p/p}(z) = -\frac{25}{\pi} k_b T L_0 \Gamma_{\max}^{3/2} \exp\left(-\frac{2\pi z}{L_0}\right) \vec{n} \quad (9)$$

où k_b est la constante de Boltzmann, T représente la température absolue, τ_{\max} la densité de greffes des polymères et z la distance entre les deux surfaces planes. L'index p/p indique une interaction plan-plan. La densité maximale du polymère greffe τ est définie à partir du rayon de giration R_g comme :

$$R_g = \frac{L_0}{3\sqrt{6}} \quad (10)$$

$$\Gamma_{\max} = \frac{0.1}{4R_g^2}$$

La force stérique répulsive est déduite à partir de l'équation 9 :

$$\vec{f}_{s, p/p}(z) = -\text{grad} \vec{V}_{s, p/p} = -50 k_b T \Gamma_{\max}^{3/2} \exp\left(-\frac{2\pi z}{L_0}\right) \vec{n} \quad (11)$$

On intègre cette équation par l'utilisation de l'approximation de Derjaguin. Elle est valable pour l'extrapolation de l'interaction entre le système et la surfaces planes où la distance entre eux est $|\delta|$.

$$\begin{aligned}\vec{F}_S(\delta) &= \vec{F}_{s,s/p}(\delta) = 2\pi r \int_{|\delta|}^{\infty} \vec{f}_{s;p/p}(z) dz \\ &= -50rL_0K_bT_{T^{3/2}} \exp\left(-\frac{2\pi|\delta|}{L_0}\right) H(-\delta)\vec{n}\end{aligned}\quad (12)$$

La Figure II.7 représente l'évolution de la force stérique dans un système cardiovasculaire. Les courbes sont similaires dans tout le système cardiovasculaire quelque soit le type des nerfs. D'où la force stérique a des valeurs faibles.

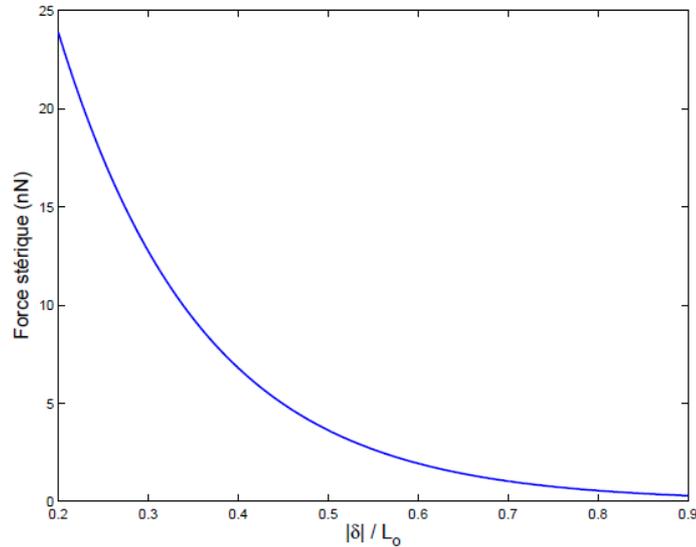


Figure II.7 : Force stérique dans un faisceau sanguin [101].

II.4.6. Forces de contact

La force de contact existe lorsque le système est toujours en collision avec les murs du canal et l'expression de cette force est donnée par [117,118] :

$$* \vec{F}_{cn} = -(k_n \delta^{3/2} + b_n \delta) H(\delta) \vec{n} \quad (13)$$

$$* K_n = \frac{4\sqrt{r}}{\frac{3}{1-\sigma_p^2} + \frac{1-\sigma_w^2}{E_w}} \quad (14)$$

$$b_n = 2\sqrt{mk_n}$$

II.4.7. Poids apparent

Tout système en natation soumis à un poids apparent, la force est résultante de la contribution de la pesanteur et de la poussée d'Archimède ; elle est donnée par [119]:

$$\vec{w}_a = V(\rho - \rho_f)\vec{g} \quad (15)$$

où V représente le volume total du système, ρ sa masse volumique et \vec{g} le vecteur orienté de l'accélération de la pesanteur.

Lorsque le système contient une partie magnétique où cette dernière sera commandée par un champ magnétique, sa masse volumique peut être décomposée en :

$$p = \tau_m \rho_m + (1 - \tau_m) \rho_c \quad (16)$$

où ρ_m et ρ_c sont la masse volumique de la partie ferromagnétique et de la charge respectivement ; $\tau_m = V_m / V$ et V_m est le volume ferromagnétique.

II.5. Présentation d'un design de microrobot spermatozoïde

La structure des microrobots à flagelle élastique tire son inspiration des êtres vivants naturels. D'où, en étudiant le déplacement d'un spermatozoïde (voir figure suivante), il est remarquable que l'oscillation du flagelle dans le fluide lui permette d'avancer. Le comportement d'un spermatozoïde n'est pas unique puisque de nombreuses bactéries utilisent le même principe de battement d'une ou plusieurs flagelles comme actionneur de propulsion.

Pour assurer le déplacement d'un spermatozoïde deux conditions sont nécessaires pour donner naissance à une force de propulsion. Si un spermatozoïde ne possède pas de tête, son déplacement sera impossible. En effet, l'oscillation d'un flagelle dans un fluide visqueux crée deux forces à chacune de ses extrémités de même amplitude mais de sens opposé. Dans ce cas, la résultante de la force de propulsion est donc nulle. Le fait que le spermatozoïde ait une tête induit une brisure de symétrie et donc une résultante de la force de propulsion non nulle. La viscosité de l'environnement a un effet important pour aider le déplacement du spermatozoïde [120-122].

II.5.1. Description du problème

La figure II.8 décrit le mouvement du microrobot de natation propulsé par le flagelle élastique avec description des paramètres de conception. Cette figure décrit l'objet d'une méthode de modélisation combiné avec les coordonnées du système et les forces exercées sur le flagelle. De plus, les principaux mécanismes du micro robot de natation inspectés sont la tête qui a une forme sphérique et le flagelle qui prend l'incidence de la forme d'onde. Dans ce travail, nous optimisons les performances du microrobot de natation où le flagelle hybride prend la forme d'onde et leurs dimensions sont des paramètres d'entrées. Ce sont ces paramètres qui vont nous permettre de déterminer la performance la plus importante en termes de force de poussée (F), la vitesse d'avancement (V), et le couple généré (M). Il est à noter que l'approche est présentée en coordonnées cartésiennes.

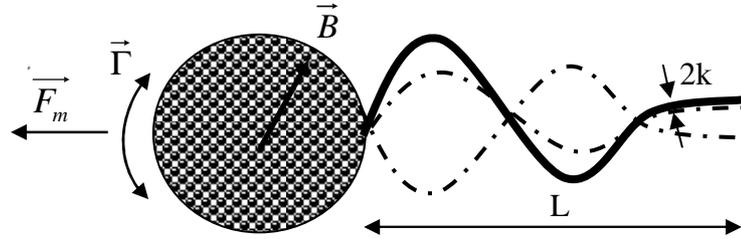


Figure II.8 : Micro robot à flagelle élastique.

Le problème consiste à optimiser la force motrice ainsi que les différentes forces exercées sur la structure dans un milieu fluide. Ces dernières sont en fonction de certains paramètres physiologiques notamment la viscosité, la densité du fluide ... etc. Ces paramètres physiologiques ont des incertitudes de mesures ou estimées sur des patients. Donc une optimisation globale est nécessaire pour assurer la commandabilité pratique de la structure proposée par [101].

Dans cette structure la force motrice générée par les vibrations du flagelle dans le fluide est donnée par :

$$\|\vec{F}_m\| = \frac{224\pi\eta}{5625} \left(\frac{\tau_m M B_0}{E_k} \right)^2 \left(\frac{\lambda_f}{\mu^2_f} \right)^4 \frac{1}{\ln\left(\frac{\lambda_f}{2\mu_f}\right) + 0.193} w r^2 \quad (17)$$

où η Viscosité du sang, B_0 la norme du champ magnétique oscillant, M est la magnétisation, τ_m est le quotient du volume magnétique du matériau sur son volume total, E_k est le module de Young du filament. Dans cette équation, on suppose l'hypothèse de petites amplitudes ;

pour cela deux paramètres : $\lambda_f = \frac{L}{r}$ et $\mu_f = \frac{k}{r}$ ont été introduits pour déterminer le rayon de la flagelle k ainsi que sa longueur L en fonction du rayon du micro robot r .

Le poids du micro robot est décrit par :

$$\|\vec{w}_a\| = V(\rho - \rho_f) \quad (18)$$

V représente le volume total du micro robot, ρ sa masse volumique, ρ_f est la masse volumique du sang. Ainsi que la force de trainée :

$$\|\vec{F}_d\| = 6\pi\eta r \|\vec{v}_r\| \quad (19)$$

où $\|\vec{v}_r\|$ est la vitesse relative entre le microrobot et le fluide.

Dans ce contexte la fonction globale à optimiser est :

$$F = \frac{F_m}{F_d + w_a} \quad (20)$$

L'algorithme génétique repose sur une boucle qui enchaîne des étapes de sélections et des étapes de croisements. Dans un premier temps, à partir d'une population de α individus, on désigne ceux autorisés à se reproduire.

On croise ensuite ces derniers, de façon à obtenir une population d'enfants, dont on peut faire muter aléatoirement certains gènes.

La performance des enfants est évaluée, grâce à la fonction fitness, et l'on désigne, dans la population totale résultante parents+enfants, les individus autorisés à survivre, de telle manière que l'on puisse repartir d'une nouvelle population de α individus.

La boucle est opérée, et l'on recommence une phase de sélection pour la reproduction, une phase de mutation, et ainsi de suite, et un critère d'arrêt permet de sortir de la boucle, par exemple un certain nombre d'itérations sans amélioration notable de la performance des individus.

L'algorithme de l'abeille artificielle (ABC) est considéré comme une technique puissante d'optimisation pour des applications en robotique [13-16]. Dans notre méthode, nous générons de façon aléatoire plusieurs populations de solutions qui ont un stage continu variant de manière adaptative. La position de la source alimentaire (SN) de générations

consécutives est obtenue comme la moyenne de la taille de la population de tous les individus comme suit :

1. Initialisation : le placement au hasard des abeilles dans un espace.
2. Déplacement des abeilles :
 - La détermination des sources de nourriture et le calcul de la quantité de nectar par les abeilles travailleurs.
 - Déplacement des tourterelles: recherche de nouvelles sources alimentaires en fonction de la proportion de la quantité de nectar.
 - Déplacement des éclaireurs: recherche de nouvelles sources alimentaires au hasard.
3. Stockage de la meilleure source de nourriture: accumulation de quantité de nectar et vérification de la meilleure source de nourriture trouvée dans l'avenir.
4. Critère d'arrêt : la procédure est poursuivie jusqu'à le critère d'arrêt est atteint.

L'algorithme ABC comporte certains paramètres qui doivent être déposés par l'utilisateur. Premièrement, c'est la population (taille des colonies) qui est estimée à 200. Le pourcentage d'abeilles témoin est de 50% et le reste est occupé par les abeilles employées. Le nombre d'éclaireurs est sélectionné pour l'algorithme ABC et la génération est 100. La fonction objective est augmentée jusqu'à atteindre la meilleure valeur possible, ce qui peut être reconnu par la procédure de sélection. Dans la méthode PSO, dans l'essaim, chaque particule se déplace avec une vitesse aléatoire, il est possible d'évaluer sa valeur et sa position selon la fonction objective physique $F(X)$ à optimiser et mémoriser les meilleures performances (position précédente). On acquiert les connaissances d'autres membres de la population (la collaboration avec les essaims) afin de déterminer la particule qui a le meilleur rendement dans la configuration actuelle de l'essaim, et on détermine également la position de chaque particule. Cet algorithme peut accélérer le temps de calcul en raison de la faible interdépendance entre les différents paramètres de PSO.

Dans la présente étude, la fonction objective physique $F(X)$ est la même pour les trois techniques d'optimisation. On vise à minimiser la fonction fitness afin d'obtenir la meilleure solution gbest dans l'essaim (la meilleure solution dans l'ensemble des meilleures solutions). Cette dernière peut conduire à une amélioration du modèle proposé. L'AG, ABC et PSO

fournissent des optimisations globales. Ainsi, les différentes approches sont appropriées pour être appliquées pour atteindre les configurations du dispositif du micro robot de natation, afin d'améliorer la performance électromécanique en satisfaisant la fonction fitness suivante :

- Maximiser le rapport $F(X)$.

où X représente le vecteur des variables d'entrée normalisées et qui est défini par $X = (r, \mu, \lambda, \eta, \rho)$. Les routines et les programmes de calculs pour ABC, GA et PSO ont été développés à l'aide de MATLAB 7.2 et toutes les simulations sont effectuées à l'aide d'un ordinateur Pentium IV, 3GHz, 2 Go RAM.

Le tableau 1 montre les paramètres des ABC, GA et PSO utilisés dans cette étude.

Tableau II.1 : Paramètres utilisés pour l'algorithme génétique, Optimisation par essaim de particules et la colonie d'abeilles artificielles

GA	PSO	ABC
Taille de Population : 20	Essaim: 20	Taille de la colonie : 20
Le nombre maximum de génération: 1060	Le nombre maximum de génération: 50000	Le nombre maximum de génération: 100
Type de sélection: Uniform	C1, C2=1,1	Pourcentage des abeilles spectatrices: 50%
Type de croisement: dispersé	W=0.9.	Le nombre des abeilles scout:1
Type de mutation: Uniforme		

II.5.2. Résultats de simulation

Le but de ce travail est de comparer les performances de ces trois techniques d'optimisation pour le développement d'une force de poussée précise pour améliorer les performances de natation de la structure du micro robot. Les paramètres d'extraction des techniques basées sur le méta heuristique ont un temps relativement court pour chacune des trois techniques, sans l'intervention de l'utilisateur pendant le déroulement de la technique.

Comme il a été mentionné, la force de poussée est le paramètre le plus important qui a un impact significatif sur la contrôlabilité et la robustesse du microrobot. Ainsi, l'augmentation de la poussée donne une meilleure maniabilité et une plus grande robustesse pour des applications fiables pour le micro robot de natation. La figure II.9 montre la variation de la force de poussée optimisée en fonction du rayon de la tête par rapport au flagelle sans optimisation. Il est clair que la force de poussée extraite d'ABC est approximativement semblable à celle extraits de la technique PSO. De plus, la force de poussée extraite soit d'ABC soit du PSO est plus grande que celle obtenue par GA. Ce résultat peut être clarifié par

les trois étapes d'optimisation en comparaison avec les techniques ABC et PSO, qui sont: la mutation, la sélection et le croisement

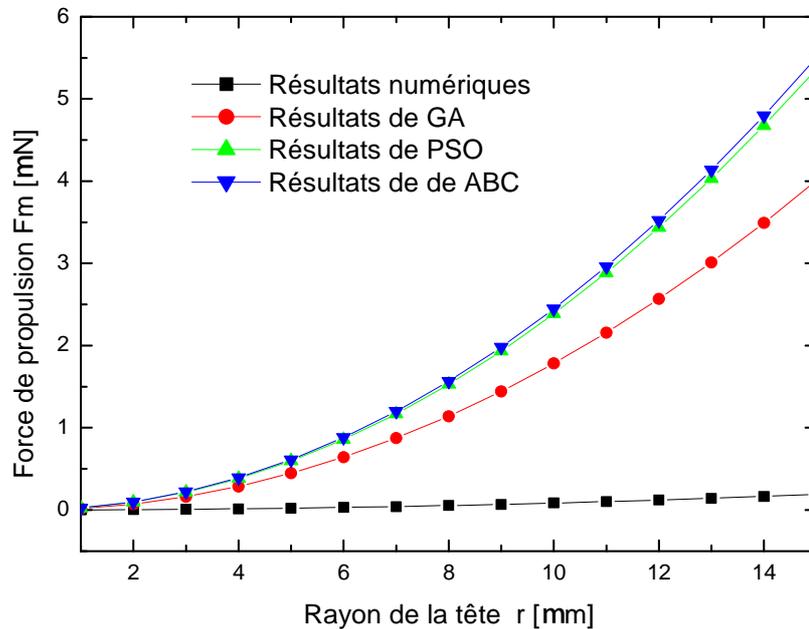


Figure II. 9 : Variation de la force de propulsion optimisée en fonction du rayon de la tête et une comparaison avec le modèle classique.

Les résultats montrent que toutes les techniques peuvent être employées pour optimiser les paramètres de modélisation de la poussée du microrobot de natation. La figure II.10 présente la force de trainée optimisée et le poids du microrobot par rapport au rayon de la tête comparé à celui du modèle conventionnel. Il en découle que la force de trainée et le poids du microrobot sont augmentés d'une manière rapide avec le rayon de la tête.

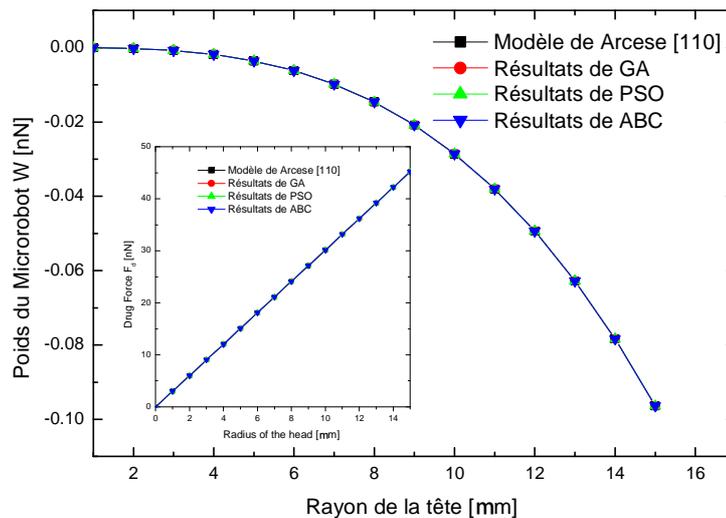


Figure II.10 : Force de trainée optimisée et le poids du microrobot en fonction du rayon de la tête et une comparaison avec le modèle conventionnel.

Le tableau II.2 montre les paramètres optimisés du micro robot de natation obtenus par l'algorithme de colonies d'abeilles et l'optimisation par essaims de particules. Il est à noter que l'ABC et les algorithmes PSO semblent atteindre les valeurs finales des paramètres en moins de générations que l'AG. On observe également que le temps de calcul pour ABC et PSO est court par rapport à la technique GA. Ce résultat peut être clarifié par le fait que le temps de calcul mesuré pour GA est dû à la troisième étape supplémentaire d'optimisation par rapport à ABC et PSO qui sont: la mutation, la sélection et le croisement.

Tableau II.2. Paramètres optimisés du microrobot obtenus par les algorithmes, colonies d'abeilles artificielles, l'algorithme génétique et optimisation par essaim de particules

	Rayon[m]	μ	λ	η [Pa.s-1]	ρ [Kg m ⁻³]	Rapport F	Temps de calcul
Calcul à base de PSO	15×10^{-6}	0.06	75	0.1457	1052.7	4.8657	3.9156 s
Calcul à base de GA	15×10^{-6}	0.06	75	0.1950	1054.549	4.8214	10.1926 s
Calcul à base de ABC	15×10^{-6}	0.06	75	0.2	1055.1	4.8659	7.5972 s
Modèle de Arcese et al [110]	15×10^{-6}	0.06	72	0.008	1062	4.2501	/

Le tableau III illustre une comparaison entre les approches de calcul de la force de poussée qui affecte la natation du microrobot. Il en ressort que les techniques ABC, PSO et GA sont des outils puissants pour fournir des résultats encourageants et peuvent être employés pour de nouvelles applications en micro robotique.

Tableau II.3. Comparaison entre les différentes approches de calcul de la force de propulsion.

Méthode	Procédure de l'optimisation (Temps de CPU (s))	Efficacité de l'approche	Plage de validité
Calcul à base de PSO	3.9156	Préci/très rapide	Large gamme
Calcul à base de GA	10.1926	Préci/ rapide	Large gamme
Calcul à base de ABC	7.5972	Préci/très rapide	Large gamme
Modèle de Arcese et al [110]	6.2244	Moins préci/très lent	Modèle limité

II.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons démontré l'applicabilité des techniques ABC, GA et PSO pour étudier un micro robot de natation. Il est clairement montré que les performances fournies par la technique ABC sont meilleures que celle offerte par les deux techniques d'optimisations, PSO et GA, en termes de temps de calcul et d'exactitude. Les comparaisons prometteuses entre les résultats conventionnels et les techniques basées sur la méta heuristique sont principalement appropriées pour étudier et optimiser les performances et les paramètres du micro robot. Il est à noter que l'approche développée peut être étendue en incluant d'autres paramètres de fonctions objectives, afin d'étudier d'autres comportements des paramètres et d'améliorer d'autres performances. Cependant, de nouveaux modèles et stratégies de contrôle devraient être développés afin de mener bien de futures recherches.

Conception et Modélisation des micro-robots

Chapitre 3	45
III.1 Introduction.....	45
III.2 Les micro-robots et leurs applications.....	47
III.2.1 Des robots atypiques.....	48
III.2.2 Thérapie ciblée.....	48
III.2.4 Thermo thérapie.....	49
III.2.5 Embolisation physique.....	50
III.2.5 Capteurs embarqués.....	50
III.3 Conception et modélisation des micro-robots.....	51
III.3.1 Design avec flagelle sinusoïdale et partie de guidage trapézoïdale :.....	52
III.3.1.1 Résultats et discussion :.....	55
III.3.1.2 Optimisation à base de l'algorithme ABC.....	58
III.3.2 Design avec flagelle sinusoïdale.....	60
III.3.2.1 Modélisation analytique.....	60
III.3.2.2 Résultat de simulation.....	64
III.3.2.3 Optimisation de la sensibilité à base de l'algorithme génétique.....	66
III.4 Etude comparative des flagelles de formes sinusoïdales.....	67
III.4.1 Résultats de simulation.....	70
III.5 Conclusion.....	73

Chapitre 3

Conception et Modélisation des micro-robots

III.1 Introduction

Les micro-robots sont des appareils extrêmement petits dont les dimensions sont moins d'un centimètre. En d'autres termes, les micro-robots sont capables de manipuler des composants de taille micrométrique. Certains chercheurs estiment que les micro-robots seront en mesure d'entrer dans les cellules vivantes pour combattre les maladies incurables dans l'avenir. Ils attendent également de construire des micro-robots qui seront en mesure de réorganiser les atomes pour créer de nouveaux objets. Simplement, les scientifiques prévoient que les micro-robots peuvent sérieusement rendre nos vies meilleures et les plus brillantes [15-19].

Au cours des quelques dernières années, les micro-robots apportent de grandes attentions et exigences scientifiques par plusieurs chercheurs et fabricants, en raison de la diversité de leurs applications dans divers domaines notamment dans le domaine de la robotique et la biomédecine [1-5]. Nous pouvons justifier que par leurs nombreuses vertus, les micro-robots sont utilisés dans plusieurs domaines tels que les chirurgies complexes, les maladies incurables et le renseignement militaire ainsi que leurs applications dans l'environnement contaminé ou dangereux pour les humains [4-11]. En ce qui concerne les chirurgies complexes, les chercheurs ont inventé des robots miniatures "capsule endoscopique" capable de découvrir les conduits intestinaux, les artères ou les veines, pour aider les chirurgiens dans leur diagnostic, sur la base de l'intégration des capteurs submicroniques [4-6].

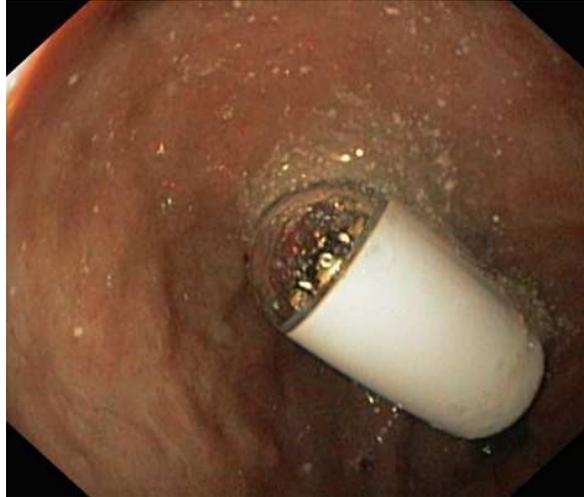


Figure III.1: Capsule endoscopique [123]

Pour les applications militaires, les chercheurs ont développé un micro-robot capable de tirer des cartes de la zone concernée ou de définir de grandes cibles mobiles [7-10]. Par conséquent, les micro-robots peuvent être considérés comme une solution alternative intéressante pour les défis scientifiques innombrables dans l'avenir.

Ce chapitre présente la modélisation des micro-robots dans le milieu de travail dans lequel ces micro-robots naviguent et effectuent toutes les opérations sous l'effet de nombreuses forces extérieures. A noter que ces dernières ont un grand impact sur la dynamique des micro-robots. Dans ce contexte nous allons focaliser l'étude sur le déplacement des micro-robots et l'imitation des mouvements des êtres vivants notamment les spermatozoïdes dans le corps humain, les bactéries et les poissons. Les recherches actuelles ont avancé dans le cadre de réalisation de micro-robots de types flagelle élastique ou hélicoïdale. Des expériences ont été réalisées en injectant des micro-robots dans des artères carotides d'un porc vivant [50].

Dans ce contexte, différentes techniques de modélisations de déplacement des micro-robots seront présentées et des techniques d'optimisation sont appliquées pour optimiser les paramètres des différentes conceptions pour augmenter la propulsion. A partir de cette étude, on pourra améliorer les performances électromécaniques des conceptions proposées.



Figure III.2 : Un micro-robot modulaire imite le comportement des êtres vivants

III.2 Les micro-robots et leurs applications

La structure des micro-robots contient des systèmes magnétiques dont le rôle est de produire un champ ou des gradients magnétiques. Ces phénomènes sont exploités pour créer une force de propulsion du micro-robot. L'actionnement par champ magnétique à distance ou par matériaux actifs est indispensable pour ne pas avoir à embarquer une source d'énergie imposante au vu des dimensions imposées par l'application. De plus, l'actionnement par champ magnétique permet une intervention dans des opérations dangereuses. A partir de l'injection, le micro-robot doit être contrôlé avec une grande précision à l'aide des champs, sans avoir une liaison avec le mécanisme extérieur. Plus précisément dans le domaine médical, un micro-robot peut sensiblement améliorer la fiabilité des diagnostics, l'efficacité des traitements, ou encore l'accès à des zones du corps humain "inaccessibles". Différentes conceptions ont été développées par des chercheurs lorsqu'on considère que l'environnement de travail est un milieu fluide à faible nombre de Reynolds [123]. D'autres conceptions sont proposées dans la littérature avec leurs applications potentielles. [124].



Figure III. 3 : Arrêts cardiaques [125]

III.2.1 Des robots atypiques

Le micro-robot est un candidat potentiel pour différentes applications spécialement dans le domaine médical. Jusqu'à maintenant, la commande des dispositifs pour des missions thérapeutiques à l'intérieur du corps humain était principalement effectuée par des cathéters. Bien que ces derniers aient résolu quelques problèmes dans de nombreuses applications, ils peuvent cependant blesser les parois des vaisseaux sanguins. Ces lésions des vaisseaux peuvent entraîner des infections ou des complications. De plus, la difficulté de commande de ces dispositifs rend l'accès à certaines parties du corps difficile, voire impossible.

L'apparition des micro-robots atypiques a amélioré les performances de traitement au sein du corps humain. Ces micro-robots sont faciles à contrôler avec une grande précision, et les composants de ces micro-robots ne contiennent pas de parties mobiles. De plus, ils ont l'avantage de pouvoir accéder à de nombreuses zones difficiles d'accès du corps humain à travers le système cardiovasculaire tel que la prostate [126].

III.2.2 Thérapie ciblée

L'inconvénient majeur de l'injection de médicament dans le corps est que lors de la prise, la grande partie active se disperse dans toutes les parties et seul un faible pourcentage arrive dans la partie à traiter. Pour assurer l'efficacité du traitement, il est nécessaire d'assurer une grande prise d'un médicament qui va sans doute accentuer les effets secondaires -potentiellement dangereux et non désirés-. La conception des micro-robots est basée sur le fait qu'ils doivent acheminer tout type de substance de manière ciblée. L'utilisation de micro robot assure la concentration élevée des médicaments tout en garantissant un évitement de diffusion généralisée de celui-ci dans le corps d'où l'augmentation de l'efficacité du traitement. En effet, la quantité de dose utilisée dans le cas de présence de micro-robot permet de réduire les effets secondaires. A titre d'exemple, pour attaquer des cellules cancéreuses l'utilisation du silvestrol [127] réduit la résistance à la chimiothérapie et l'amène au plus près de la partie tumorale. Un micro-robot, dont la mission est thérapeutique, peut aussi transporter un principe radioactif tuant des cellules cancéreuses [128].

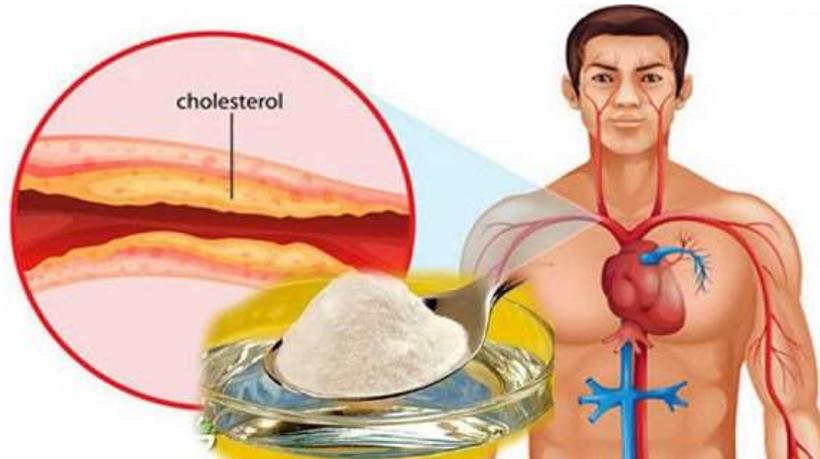


Figure III.4: Présence des pathologies au niveau du système cardiovasculaire [129]

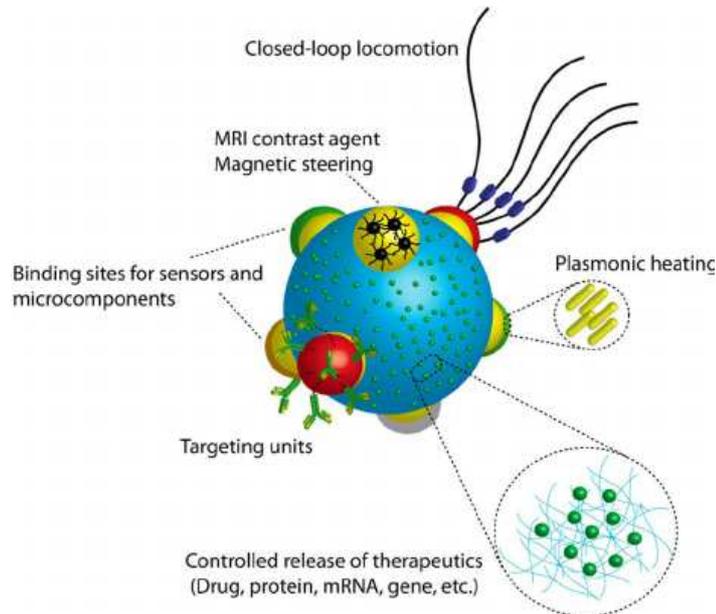


Figure III.5 : Conception visionnaire d'un micro-robot modulaire souple [130].

III.2.3 Thermothérapie

Le deuxième procédé possible de destruction des cellules malades est l'exposition de ces cellules à une source de chaleur. Plus la source de chaleur est importante, plus le temps de traitement nécessaire à la mort des cellules malades est réduit. Dans ce cas l'utilisation d'une sonde laser sous le contrôle de l'IRM s'avère efficace pour traiter les métastases cérébrales [131]. Mais les dimensions de la sonde ne nous permettent pas l'accès à toute zone du corps humain. A l'aide d'un champ magnétique à haute fréquence, un micro-robot peut être utilisé comme source ponctuelle de chaleur entraînant la nécrose de cellules [132].

III.2.4 Embolisation physique

L'usage vaste des micro-robots nous permet aussi d'emboliser un vaisseau sanguin. L'embolisation se révèle efficace pour tuer des cellules cancéreuses par le blocage des nutriments transportés par le sang. En effet, le micro-robot peut l'exploiter pour garantir le passage d'un flux sanguin là où un vaisseau sanguin a tendance à se refermer. Ce micro-robot s'immobilise à l'endroit désiré et peut être vu comme un cylindre creux laissant circuler normalement le sang [133].

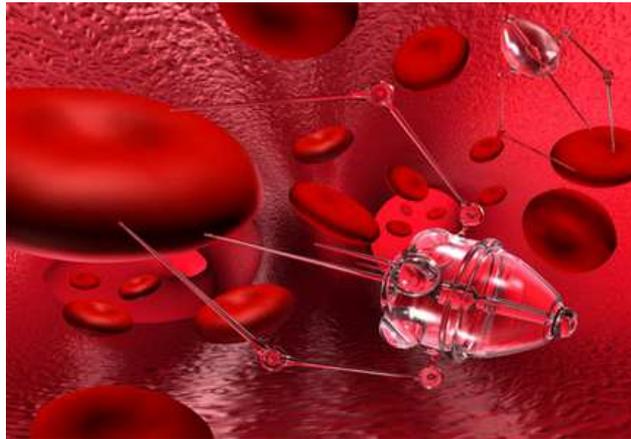


Figure III. 6: Micro-robot au niveau cellulaire [134]

III.2.5 Capteurs embarqués

Pour des fins de diagnostic, le micro-robot est capable de naviguer à travers le corps humain. La structure du micro-robot permet d'embarquer des capteurs pour mesurer des paramètres physiologiques par exemple la viscosité du sang. Dans ce contexte, les chercheurs [135] ont développés un micro-robot capable de mesurer le taux d'oxygène dans l'œil ainsi que de délivrer de manière ciblée un traitement thérapeutique.

En plus des ces applications du micro-robot dans le domaine médical, le micro-robot peut aussi être considéré comme un candidat potentiel pour d'autres domaines notamment dans le domaine militaire.

Dans la suite, nous allons décrire quelques structures des micro-robots ainsi que des critères et techniques d'optimisation pour maximiser leurs propulsions et contrôlabilités.

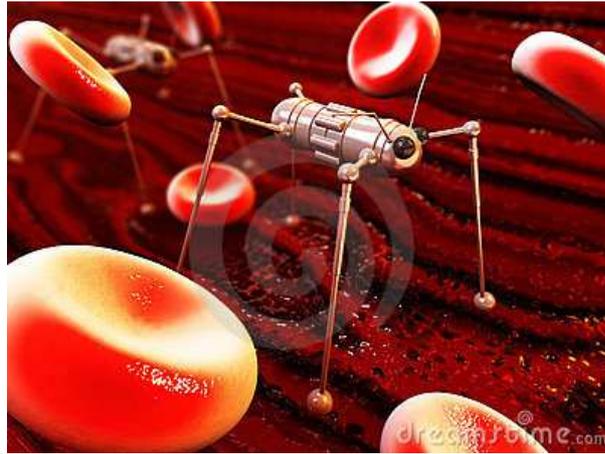


Figure III. 7: Micro-robot capable de mesurer des paramètres physiologiques [136].

III.3 Conception et modélisation des micro-robots

Récemment, de nombreuses recherches et méthodes ont été développées pour améliorer le comportement des micro-robots, y compris de nouveaux matériaux et designs [1, 2, 12]. La majorité de ces micro-robots utilisent un nombre considérable de pièces, ce qui conduit à la dégradation du comportement de ces dispositifs en termes de complexité et de coût de fabrication. Parallèlement, de nombreuses études ont été rapportées sur les structures de micro-robots basées sur la philosophie biomimétique [4]. Il est à noter que la rapidité et la contrôlabilité sont les performances les plus influents des micro-robots. Pour ces raisons, de nouvelles conceptions et matériaux doivent être mis en place afin de promouvoir les performances électromécaniques.

L'objectif du présent travail est de surmonter les limitations mentionnées ci-dessus et d'améliorer les performances des micro-robots conventionnels. Les modèles développés sont basés sur de nouvelles conceptions prenant en considération les conditions et les limitations du milieu d'applications. L'idée clé de cette contribution est de trouver la meilleure configuration et des paramètres électromécaniques qui donneront la force de propulsion maximale pour des applications fiables. Les modèles analytiques sont développés pour calculer la force de propulsion générée par un flagelle hybride. Ainsi, les conceptions proposées sont modélisées en utilisant une approche basée sur un modèle non linéaire pour faciliter la tâche de contrôle sous l'effet d'un champ magnétique. Les résultats de cette analyse montrent que les conceptions proposées peuvent être considérablement améliorées en utilisant les flagelles hybrides avec articulation active et lien épais à la fin de flagelle. Par ailleurs, les algorithmes génétiques, l'optimisation par essaim de particules et des colonies

d'abeilles artificielles sont utilisés pour améliorer à la fois les dimensions géométriques et les paramètres électromécaniques des micro-robots et également pour améliorer le comportement, le rendement et la robustesse des micro-robots étudiés. Dans ce contexte, la force de propulsion du dispositif proposé est analysée et comparée avec celle générée par des micro-robots classiques. Les résultats obtenus illustrent que les flagelles hybrides à base de IPCM ont un excellent effet sur la force de propulsion et démontrent que les conceptions proposées peuvent être considérées comme des candidats potentiels pour des applications à base de micro-robots de hautes performances.

III.3.1 Design avec flagelle sinusoïdale et partie de guidage trapézoïdale :

La présente étude propose un nouveau micro-robot natatoire comme le montre la figure III.9. Les principales composantes du micro-robot sont: la tête qui a une forme sphérique et le flagelle qui se compose de trois articulations à matériaux polymères ioniques et de trois armatures passives.

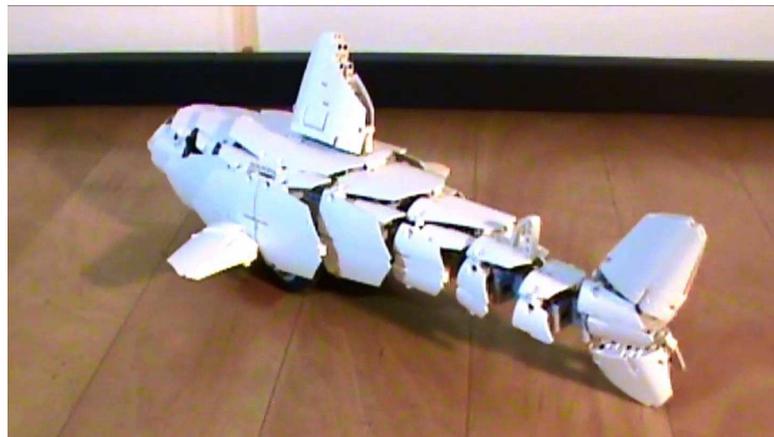


Figure III.8 : Micro-robot avec flagelle sinusoïdale [137]

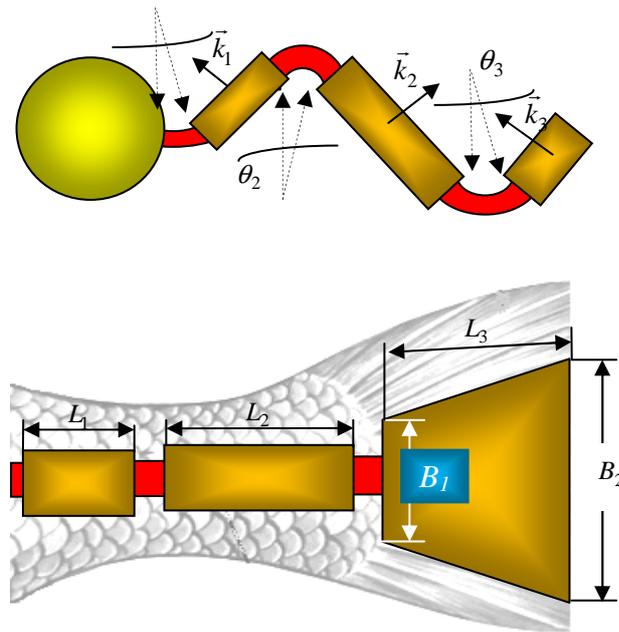


Figure III.9 : Vue en coupe de la conception de micro-robot avec une description du flagelle.

La figure III.9 montre le mouvement du micro-robot proposé propulsé par le flagelle élastique. Cet actionnement est effectué par trois articulations en polymères. Le principe de modélisation des vibrations d'un corps élastique dans un fluide est illustré ci-dessous. Le vecteur de vitesse généré par la vibration du flagelle dans le fluide est pour un point quelconque de la liaison rigide une combinaison de deux composantes qui sont : V_{\perp} et V_{\parallel} , où le premier terme représente la vitesse verticale et le second la vitesse parallèle le long du corps de liaison. L'hypothèse des flux non visqueux implique que l'effet massique virtuel introduit par le mouvement dans le sens de V_{\parallel} est négligeable [23].

Dans ce travail, un modèle analytique est proposé. Ce modèle prend les dimensions et la fréquence de la forme d'onde du flagelle hybride comme des paramètres d'entrées. Ceux-ci permettent de déterminer les paramètres de performance, tels que la force de propulsion (F), la vitesse d'avancement (V), et le couple généré (M). L'analyse est présentée en coordonnées cartésiennes. Le schéma de vue en coupe transversale du micro-robot combiné avec le système de coordonnées et les forces appliquées sur le flagelle sont présentés sur la figure III.9.

Ainsi, les équations des vitesses, générées par l'articulation en IPCM d'un point quelconque sur les liens 1, 2 et 3 sont données par :

$$\vec{V}_1(\tau_1, t) = \tau_1 \dot{\theta}_1 \vec{k}_1, 0 \leq \tau_1 < L_1 \quad (1)$$

$$\vec{V}_2(\tau_2, t) = [-\tau_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1] \vec{k}_2, 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (2)$$

$$\vec{V}_{3\perp}(\tau_3, t) = [-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) + \tau_3 \dot{\theta}_3] \vec{k}_3, 0 \leq \tau_3 < L_3 \quad (3)$$

où $\dot{\theta}_1$, $\dot{\theta}_2$ et $\dot{\theta}_3$ sont les vitesses des liaisons 1, 2 et 3 respectivement. L_1 , L_2 et L_3 sont les longueurs des liaisons 1,2 et 3.

L'accélération perpendiculaire génère la force hydrodynamique appliquée sur les parties passives de guidage est calculé par :

$$a_{1\perp}(\tau_1, t) = \frac{dV_1}{dt} = \tau_1 \ddot{\theta}_1, 0 \leq \tau_1 < L_1 \quad (4)$$

$$a_{2\perp}(\tau_2, t) = -\tau_2 \ddot{\theta}_2(t) + L_1 \ddot{\theta}_1(t) \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \quad 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (5)$$

$$a_{3\perp} = (-L_2 \ddot{\theta}_2 + L_1 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2)) (\cos(\theta_3)) \\ - (-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2)) (\dot{\theta}_3 \sin(\theta_3)) + \tau_3 \ddot{\theta}_3 \quad 0 < \tau_3 < L_3 \quad (6)$$

où $\ddot{\theta}_1$, $\ddot{\theta}_2$ et $\ddot{\theta}_3$ sont les accélérations angulaires des parties passives de guidage 1, 2 et 3. La force hydrodynamique générée par les articulations peut être obtenue en multipliant la masse virtuelle par l'accélération :

$$T_{hyd1} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) a_{1\perp} \quad (7)$$

$$T_{hyd2} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) a_{2\perp} \quad (8)$$

$$T_{hyd3} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} B^2 \Gamma_3(\omega) a_{3\perp} \quad (9)$$

où ρ_ω est la densité du fluide, D est la largeur des composantes passives de guidage 1,2. La largeur de la partie 3 est exprimée par :

$$B(\tau) = B_2 + K \tau_2, 0 \leq \tau_3 \leq L_3.$$

où :

$$K = \frac{B_1 - B_2}{L_3}.$$

et Γ_n , ($n = 1, 2$ et 3) est la fonction hydrodynamique normalisée trouvée à partir de la solution de l'équation de Navier-Stokes linéarisée.

$$\nabla \hat{U} = 0, \quad -\nabla \hat{P} + \eta \nabla^2 \hat{U} = -i\omega \rho \hat{u},$$

où \hat{U} représente le champ de vitesse, \hat{P} est la pression, ρ , η sont la densité et la viscosité du fluide, respectivement.

Nous pouvons calculer ensuite la force de propulsion en intégrant la force hydrodynamique et projeter cette dernière dans le sens de $-i$, comme mentionné ci-dessous :

$$F_{hyd1} = -\rho \omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) \frac{L_1^2}{2} \ddot{\theta}_1 \sin(\theta_1) \quad (10)$$

$$F_{hyd2} = -\rho \omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) \left[-\frac{L_2^2}{2} \ddot{\theta}_2 + L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \right] \sin(\theta_2) \quad (11)$$

$$\begin{aligned} F_{hyd3} = & -\rho \omega \frac{\pi}{4} \Gamma_3(\omega) \left[(B_2^2 L_3 + 2KB_2(L_3^2/2) + K_3^2(L_3^3/3) \right. \\ & \left. [(-L_2 L_3 \ddot{\theta}_2 + L_1 L_3 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2))(\cos(\theta_3)) \right. \\ & \left. - (-L_2 L_3 \dot{\theta}_2 + L_1 L_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2))(\dot{\theta}_3 \sin(\theta_3))] \right. \\ & \left. + (B_2^2 L_3^2 + 2KB_2(L_3^3/3) + K^2(L_3^4/4) \ddot{\theta}_3] \sin(\theta_3) \right] \quad (12) \end{aligned}$$

Ensuite, les couples hydrodynamiques sont générés en multipliant les forces de poussée par la longueur de la partie de guidage.

III.3.1.1 Résultats et discussion

Dans le tableau 1, nous décrivons les différents paramètres de la simulation. Il est à noter que la longueur naturelle du flagelle est la somme de la projection de la longueur de liens sur l'axe des abscisses.

Tableau III.1: LES PARAMETRES UTILISES DANS LA SIMULATION

Paramètres	Valeurs
Angle d'attaque (A)	60°
Pulsation (ω)	π
Longueur naturelle du flagelle (λ)	20 mm
Viscosity dynamic (η)	0.008
Fonction Hydrodynamique ($\Gamma_n, n = 1,2,3$)	1
Largeur des liens 1,2 (D)	2[mm]
Largeur de l'avant de dernier lien 3 (B_1)	2[mm]
Largeur de l'arriere de dernier lien 3 (B_2)	2.5[mm]
Densité (ρ_w)	1060[kg.m ⁻³]
Rayon du microbot (r)	2.5 [mm]

La figure III.10 montre la variation de la force de propulsion totale et la force de propulsion des parties passives de guidage 1,2 et 3 en fonction de temps. Il est clairement noté que la force de propulsion totale est approximativement similaire à la force de propulsion de la troisième partie de guidage. Nous pouvons expliquer ces résultats par l'existence de la forme trapézoïdale de la dernière partie de guidage et les autres parties sont pour le soutien à l'équilibre et le guidage du micro-robot. Ainsi, le rôle majeur de la liaison trapézoïdale (la troisième partie) est de produire une force de poussée qui pousse le micro-robot vers l'avant, cette force est l'accumulation de toutes les forces générées par les autres parties. En outre, la structure de la partie de commande proposée est une structure potentielle du flagelle idéal qui assure la rapidité et la commandabilité d'un micro-robot natatoire.

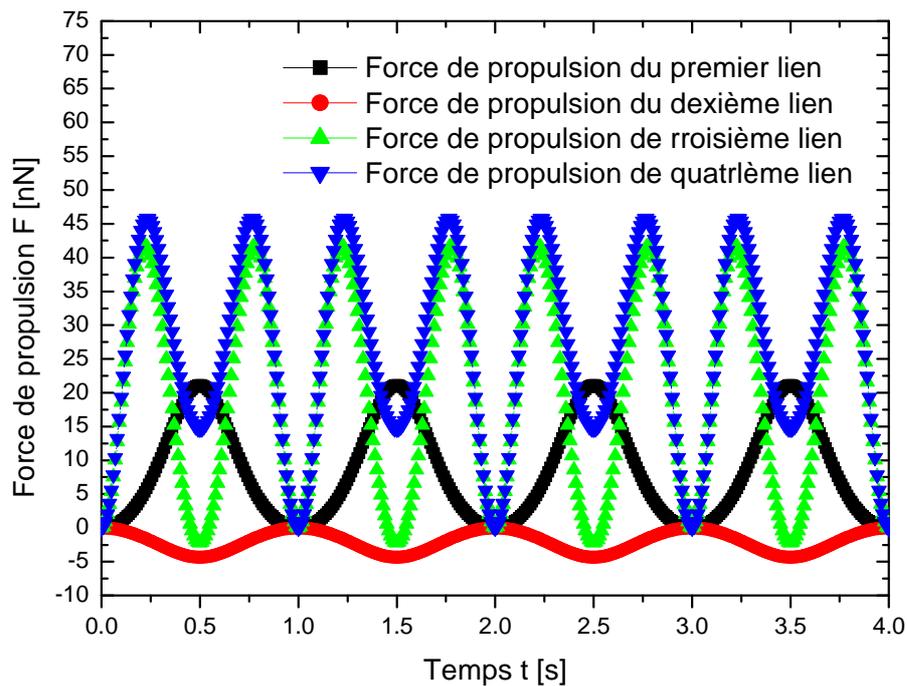


Figure III.10 : Les forces de poussée générées par les parties de guidage en fonction du temps.

Comme indiqué, la force de poussée représente le paramètre le plus important qui a un impact significatif sur la contrôlabilité et la robustesse du micro-robot. Ainsi, l'augmentation de ce paramètre conduit à une meilleure maniabilité et robustesse pour les applications natatoires d'un micro-robot fiable. La variation de la force de propulsion en fonction de la longueur de la forme sinusoïdale de la partie de guidage λ ainsi que la comparaison avec celle des structures classiques sont illustrées dans la figure III.11. De ce fait, on peut observer que la force de poussée du micro-robot proposé est plus grande que celle des cas classiques. Ce résultat montre que la structure proposée offre des meilleures forces de propulsion par rapport aux structures classiques. Il peut aussi être distingué que la force de poussée du micro-robot augmente d'une manière rapide avec la longueur naturelle du flagelle.

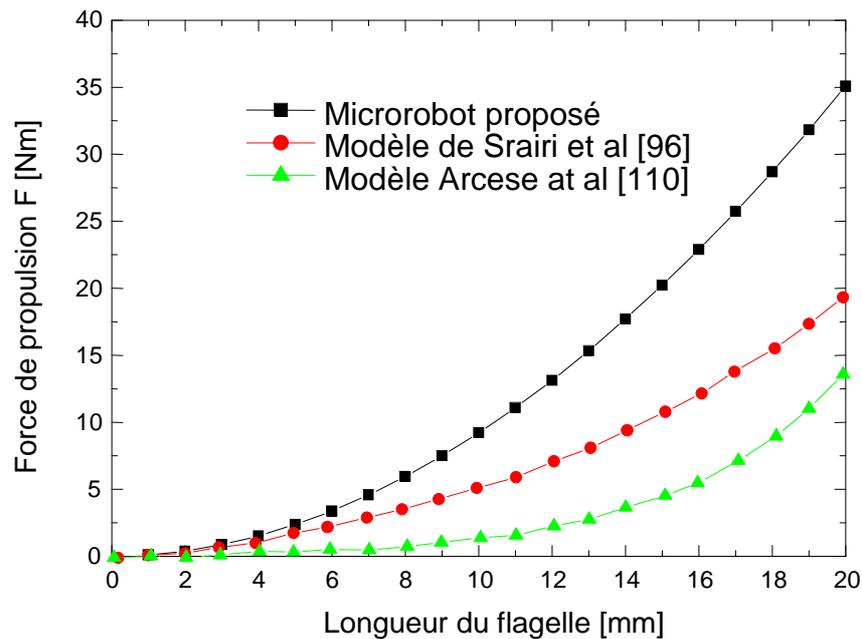


Figure III.11 : Force de poussée en fonction de la longueur de la queue λ par rapport à celle des cas classiques.

III.3.1.2 Optimisation à base de l'algorithme ABC

L'algorithme des abeilles (ABC) est l'une des nouvelles techniques d'optimisation [13]. Il est basé sur le comportement des abeilles lors de la recherche de nourriture. Cet algorithme peut être appliqué pour atteindre la meilleure conception du micro-robot afin d'améliorer la performance électromécanique en satisfaisant le critère de la fonction objective suivante : Maximisation de la force de propulsion $F(X)$.

Où $X = (L_1, L_2, L_3, \lambda, r, D, B_1, B_2)$ représente le vecteur des variables normalisées d'entrée.

Le principe de cet algorithme est basé sur la génération aléatoire des différentes populations initiales des solutions qui est dans le dernier stage soit continue variant de manière adaptative. La position de la source d'alimentation des générations consécutives est obtenue comme la moyenne des produits de taille de la population de tous les individus de la population existante comme suit :

1. Initialisation : le placement des abeilles dans un espace au hasard.
2. Le déplacement des abeilles :
 - Détermination des sources de nourriture et le calcul de la quantité de nectar par les abeilles employées.
 - Déplacement des abeilles : recherche de nouveaux aliments en fonction de la proportion de la quantité de nectar.

- Déplacement de l'abeille scoute : recherche de nouvelles sources de nourriture au hasard.
3. Stockage de la meilleure source alimentaire : l'accumulation de la quantité de nectar et de vérification de la meilleure source de nourriture trouvée.
 4. Critère d'arrêt : la procédure se poursuit jusqu'à ce que le critère d'arrêt soit atteint.

L'algorithme ABC a certains paramètres de contrôle qui doivent être ajustés comme suit : la population des ressources alimentaires (taille de la colonie) qui est pris comme 200. Le pourcentage d'abeilles spectateurs est de 50% et le reste est occupé par les abeilles travailleuses. Le nombre d'abeilles scoutes est sélectionné comme 1 pour l'algorithme ABC et la génération est considérée comme 100. Aussi, la fonction objective commence à augmenter à chaque génération jusqu'à ce qu'elle atteigne une meilleure valeur possible qui peut être déterminée par la procédure de sélection. A fin d'optimisation des paramètres électromécaniques de la structure du microrobot natatoire par cette technique d'optimisation. Les programmes de calcul de l'ABC ont été développés en utilisant MATLAB 7.2. Toutes les simulations sont effectuées sur un ordinateur pentium IV de 2 Go de RAM, 3GHz. Les valeurs des paramètres du micro-robot trouvés avec et sans optimisation de la force de propulsion totale sont présentées dans le tableau II.

Tableau III.2 : COMPARAISON ENTRE LA CONCEPTION OPTIMISEE ET SANS OPTIMISATION.

Symboles	conception optimisée	conception sans optimisation	conception classique [13]
L1 (mm)	5	5	5
L2 (mm)	10	10	10
L3 (mm)	5	5	5
λ (mm)	20	20	20
r (mm)	2.5	2.5	2.5
D (mm)	1.5	2	2
B ₁ (mm)	1.5	1.5	-
B ₂ (mm)	2.5	2.5	-
F _{max} (N)	7.519×10^{-4}	0.355×10^{-7}	2×10^{-8}

Il est clairement noté que la force de propulsion totale pour la structure optimisée est égale à 7.519×10^{-4} . Cette valeur est meilleure que les conceptions classiques (2×10^{-8}) et pour la structure sans optimisation ($0,355 \times 10^{-7}$).

III.3.2 Conception avec flagelle sinusoïdale

Dans cette partie, une nouvelle conception de micro-robot inspirée de la nature avec son analyse analytique ont été proposées, étudiées. Cette conception devrait permettre d'améliorer la performance, la robustesse et le processus de fabrication pour les applications des micro-robots. Le modèle analytique a été développé pour prédire et comparer la performance de la conception proposée à d'autres conceptions classiques. Le modèle analytique est développé pour calculer la force des actionnaires en IPCM générée par une multi-partie de guidage (flagelle). La conception proposée est développée en utilisant une approche basée sur un modèle non linéaire pour le contrôle magnétiquement. En outre, l'algorithme génétique est développé pour optimiser à la fois, la taille de la conception proposée et les paramètres électromécaniques, afin d'augmenter les performances et la robustesse du micro-robot. Ainsi, les étapes de l'approche proposée est donné par Figure III.12.

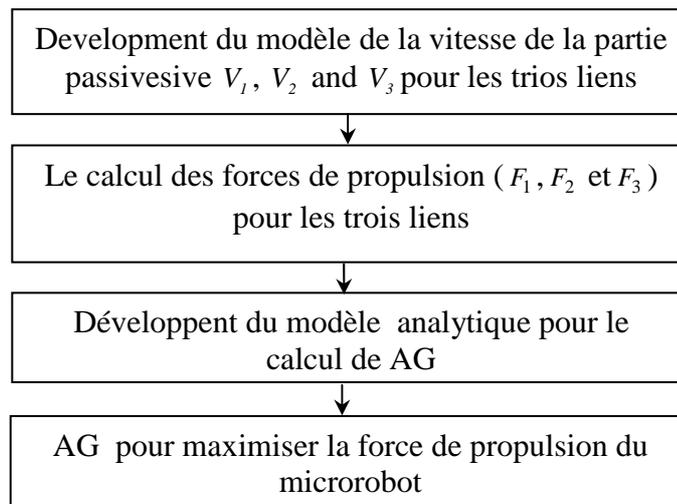


Figure III.12 : Etapes de la méthode proposée

III.3.2.1 Modélisation analytique

La présente analyse suggère une nouvelle conception d'un micro-robot pour des applications médicales comme le montre la figure III.12. Les principales composantes de la structure proposée du micro-robot sont : la tête qui a une forme sphérique et le flagelle qui se compose de trois articulations à matériaux en polymères ioniques et trois armatures passives.

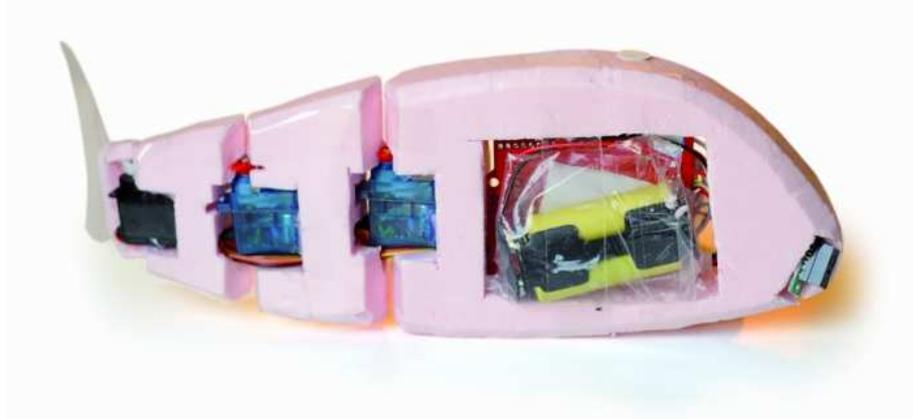


Figure III.13 : Robot avec parties de guidage sinusoïdales [138]

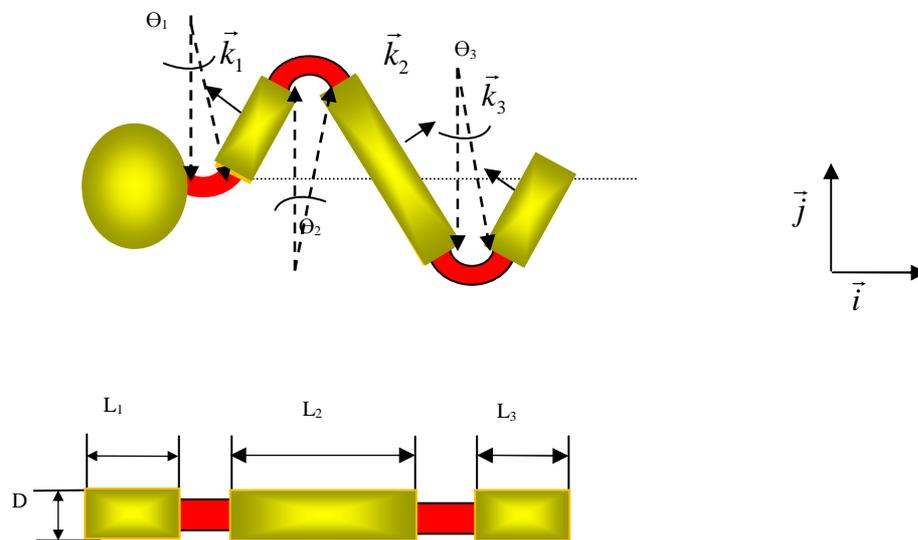


Figure III.14 : Vue en coupe de la conception de micro-robot avec une description du flagelle.

La figure III.14 illustre la structure du micro-robot propulsé par le flagelle élastique actionné par trois articulations en polymères. La description suivante de la méthode de modélisation qui a été utilisée pour résoudre le problème de couplage élastique/fluide est donnée ci-dessous. Il est à noter que le vecteur de vitesse pour un point quelconque de la partie de commande rigide est la combinaison de deux composantes, qui sont: V_{\perp} et V_{\parallel} , où le premier terme représente la vitesse verticale et le second est la vitesse parallèle le long de la partie rigide du flagelle. Ce dernier est très faible, et peut donc être négligé pour tous les calculs.

A partir de la figure III.12, nous pouvons calculer la vitesse générée par les vibrations de l'articulation en IPCM d'un point quelconque situé dans les parties de guidage 1, 2 et 3.

Cette suite peut être exprimée par la robustesse de l'approche fondée sur un modèle de micro-robot.

$$\vec{V}_1(\tau_1, t) = \tau_1 \dot{\theta}_1 \vec{k}_1, 0 \leq \tau_1 < L_1 \quad (13)$$

$$\vec{V}_2(\tau_1, t) = [-\tau_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1] \vec{k}_2, 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (14)$$

$$V_{3\perp}(\tau_2, t) = [-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) + \tau_3 \dot{\theta}_3] \vec{k}_2, 0 \leq \tau_3 < L_3 \quad (15)$$

où $\dot{\theta}_1$, $\dot{\theta}_2$ et $\dot{\theta}_3$ sont les vitesses des liaisons 1, 2 et 3 respectivement, L_1 , L_2 et L_3 sont les longueurs des parties de guidage 1, 2 et 3.

L'accélération perpendiculaire génère la force hydrodynamique appliquée sur la partie de guidage 1 et peut être calculée par :

$$a_{1\perp}(\tau_1, t) = \frac{dV_1}{dt} = \tau_1 \ddot{\theta}_1, 0 \leq \tau_1 < L_1 \quad (16)$$

où $\ddot{\theta}_1$ est l'accélération angulaire du lien 1, et la composante parallèle à la liaison 1 est négligeable. Les termes de vitesses perpendiculaires aux liaisons 2, 3 peuvent être exprimés par :

$$V_{2\perp}(\tau_2, t) = -\tau_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2), 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (17)$$

$$V_{3\perp}(\tau_2, t) = (-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2))(\cos(\theta_3)) + \tau_3 \dot{\theta}_3, 0 \leq \tau_3 < L_3 \quad (18)$$

D'où, nous pouvons en déduire les accélérations :

$$a_{2\perp}(\tau_2, t) = -\tau_2 \ddot{\theta}_2(t) + L_1 \ddot{\theta}_1(t) \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2), 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (19)$$

$$a_{3\perp} = (-L_2 \ddot{\theta}_2 + L_1 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2))(\cos(\theta_3)) - (-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2))(\dot{\theta}_3 \sin(\theta_3)) + \tau_3 \ddot{\theta}_3, 0 < \tau_3 < L_3 \quad (20)$$

où $\ddot{\theta}_2$, $\ddot{\theta}_3$ sont les accélérations angulaires des parties 2 et 3. La force hydrodynamique générée par les articulations en IPCM peut être calculée en multipliant la masse virtuelle par l'accélération :

$$T_{hyd} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) a_{1\perp} \quad (21)$$

$$T_{hyd2} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) a_{2\perp} \quad (22)$$

$$T_{hyd3} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_3(\omega) a_{3\perp} \quad (23)$$

où ρ_ω est la densité du fluide, D est la largeur de la queue et Γ_n , $n = 1, 2$ et 3 est la fonction hydrodynamique normalisée obtenue à partir de la solution de l'équation de Navier-Stokes linéarisé [6].

En intégrant la force hydrodynamique et en la projetant dans le sens $-i$, nous avons obtenu la force de propulsion comme indiqué ci-dessous.

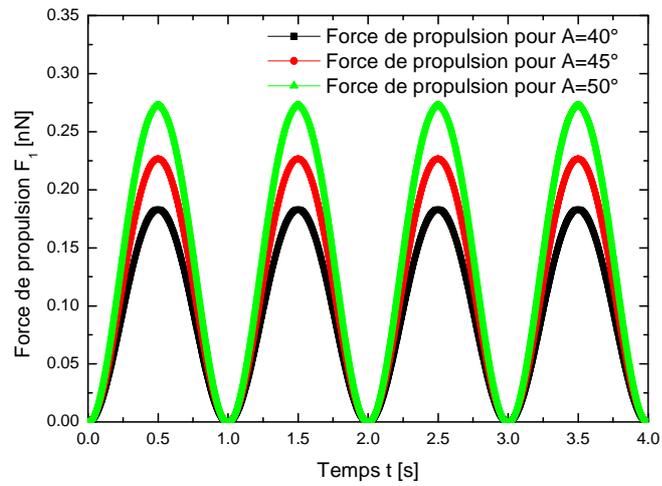
$$F_{hyd1} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) \frac{L_1^2}{2} \ddot{\theta}_1 \sin(\theta_1) \quad (24)$$

$$F_{hyd2} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) \left[-\frac{L_2^2}{2} \ddot{\theta}_2 + L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \right] \sin(\theta_2) \quad (25)$$

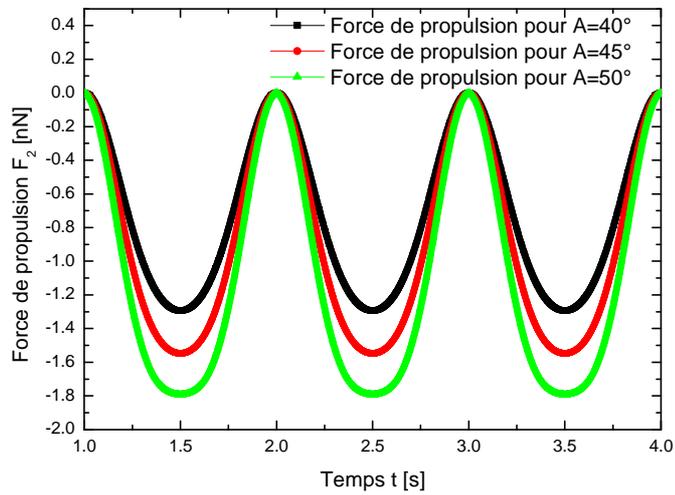
$$F_{hyd2} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) \left[(-L_2 L_3 \ddot{\theta}_2 + L_1 L_3 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2)) (\cos(\theta_3)) \right. \\ \left. - (-L_2 L_3 \dot{\theta}_2 + L_1 L_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2)) (\dot{\theta}_3 \sin(\theta_3)) + \frac{L_3^2}{2} \ddot{\theta}_3 \right] \sin(\theta_3) \quad (26)$$

D'où, on peut en déduire les couples hydrodynamiques générés en multipliant les forces de propulsion par la longueur du flagelle.

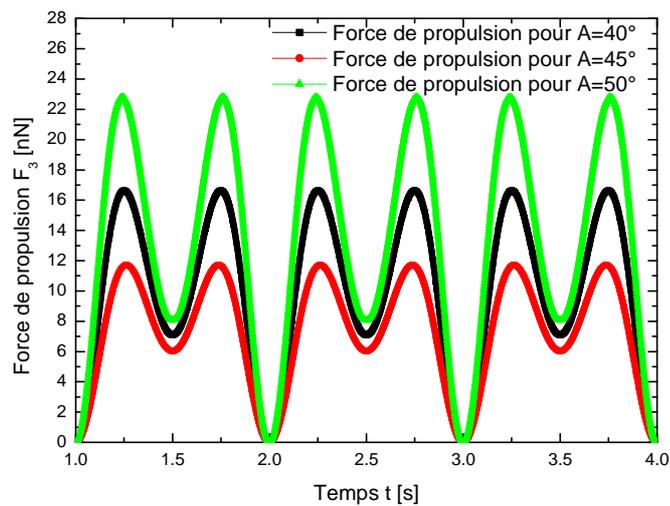
III.3.2.2 Résultat de simulation



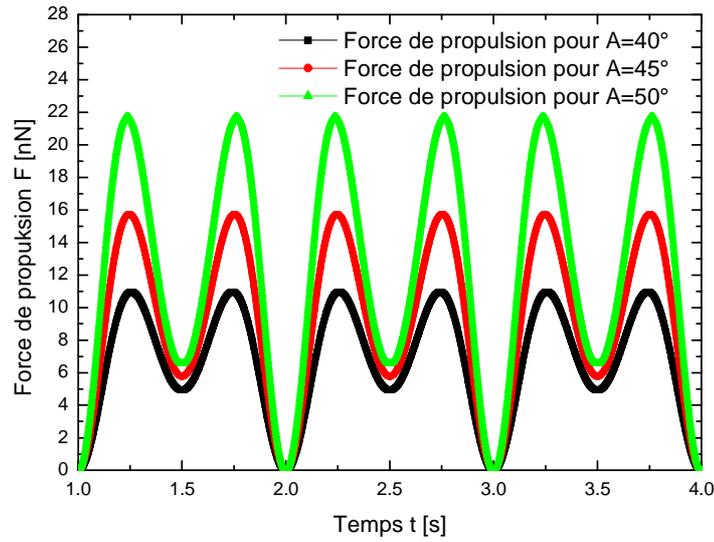
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure III.15 : Les force de propulsion, (a) Force de propulsion du lien 1, (b) Force de propulsion du lien 2, (c) Force de propulsion du lien 3 et (d) Force de propulsion totale, por les différente valeurs d’amplitude de l’angle d’excitation.

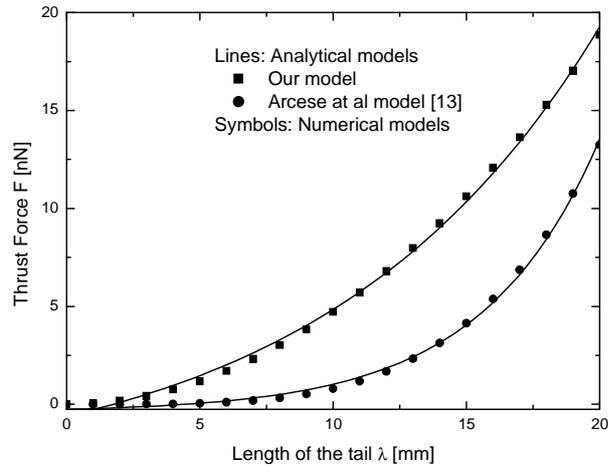


Figure III.16 : force de propulsion en fonction de la longueur de la queue λ avec une comparaison avec celle des conceptions classiques.

La figure III.15 montre l'évaluation de la force de propulsion forcée pour différentes valeurs de l'amplitude des angles d'excitation des actionneurs du flagelle, où

$$\theta(t) = A \sin(\omega t), \quad \omega = \pi, \quad \theta_1 = -\theta_2 = \theta_3, \quad \lambda = 4 * L_1 \cos(\theta_1)$$

$$L_1 = 2L_2 = L_3 = 5mm, \quad D = 2mm, \quad \rho_w = 1.053kgm^3 \quad \text{et} \quad \Gamma_n = 1, n = 1,2,3.$$

Il est clairement démontré que la force de propulsion augmente avec l'augmentation de l'amplitude d'excitation. D'où le flagelle peut résister l'effet des fluides tourbillons. L'observation intéressante est que, pour les trois valeurs d'angles d'articulation (50° , 45° et 40°) la force totale de propulsion des liens est beaucoup plus grande que celle du lien 2 et lien 1. Ainsi il est clairement démontré que la force de poussée de la structure proposée est plus grande que celui des conceptions classiques, en termes de force de propulsion, de vitesse et de commandabilité du micro-robot natatoire.

III.3.2.3 Optimisation de la sensibilité à base de l'algorithme génétique

Le principe de l'approche d'optimisation à base de l'algorithme génétique est basé sur la recherche d'un vecteur de variables satisfaisant certaines contraintes afin de fournir des valeurs acceptables pour la fonction objective. En raison de la haute performance fournie par GA pour l'optimisation globale, cette dernière peut être appliquée pour atteindre la meilleure conception du micro-robot natatoire afin d'améliorer la performance électromécanique en satisfaisant la fonction objective suivante:

Maximisation de la force de propulsion $F(X)$.

où $X = (L_1, L_2, L_3, \lambda, r, D, B_1, B_2)$ représente le vecteur d'entrée des variables normalisées.

L'optimisation des paramètres du micro-robot natatoire à base de GA, des fonctions et des programmes de calcul à base de GA ont été développés en utilisant MATLAB 7.2 et toutes les simulations sont effectuées sur un ordinateur pentium IV de 2 Go de RAM, 3GHz. Pour la mise en œuvre de l'AG, la sélection dans le tournoi utilise la sélection proportionnelle sur des paires d'individus, puis choisit parmi ces paires l'individu qui a le meilleur score d'adaptation. La sélection se fait aléatoirement, uniformément et sans intervention de la valeur d'adaptation, puis le choix du meilleur individu sur cet ensemble pour être un parent. La mutation consiste à altérer un gène dans un chromosome selon un facteur de mutation. Ce facteur est la probabilité qu'une mutation soit effectuée sur un individu. Cet opérateur est l'application du principe de variation de la théorie de Darwin et permet, par la même occasion, d'éviter une convergence prématurée de l'algorithme vers un extremum local [8-10]. Un processus d'optimisation a été réalisé pour une taille 20 de la population et le nombre maximum de générations égale à 1020, pour lequel une valeur fixe de la fonction de remise en forme a été atteinte.

La fonction objective diminue à chaque génération jusqu'à ce qu'elle atteigne une meilleure valeur possible, ce qui peut être attribué à la procédure de sélection.

Les valeurs de notre micro-robot de natation avec et sans optimisation de la force totale de propulsion sont présentées dans le tableau III.

Tableau III. 3. Paramètres de conception de la structure proposée

Symboles	Conception optimisée	Conception sans optimisation	Conception classique [110]
L1 (mm)	5.2	5	5
L2 (mm)	10.4	10	10
L3 (mm)	5.2	5	5
λ (mm)	20.8	20	20
r (mm)	2.5	2.5	2.5
D (mm)	1.702	2	2
Fmax (N)	8.098×10^{-5}	1.865×10^{-8}	1.316×10^{-8}

Il est clair que la force totale de propulsion pour la structure optimisée est égale à $8,098 \times 10^{-5}$. Cette valeur est meilleure que des micro-robots classiques.

III.3 Etude comparative des flagelles de formes sinusoïdales

L'étude des matériaux et la forme des flagelles du micro-robot devraient être envisagées afin de définir la meilleure forme de la partie de guidage du micro-robot et le meilleur matériau aussi. Cette partie est dédiée à la modélisation analytique de la conception des micro-robots multi-liens, et l'étude des effets de leurs partie de commande passive sur ses performances. En outre, afin de montrer l'influence des parties passives sur les performances du micro-robot, l'impact du nombre et de la forme de liens passifs sur le comportement de l'appareil est présenté. Dans ce contexte, cinq natures de partie de commande sont présentées et étudiées pour obtenir les meilleures performances. Cependant, les résultats montrent que le micro-robot qui contenait un nombre impair de liens a des performances plus élevées par rapport à celui qui a un nombre pair de liens. En outre, les résultats montrent une amélioration des paramètres électromécaniques du micro-robot lorsque le nombre de liaisons passives augmente.

La figure III.17 montre une coupe de vue du micro-robot étudié avec un nombre différent de liens passifs. Les principales composantes du micro-robot sont la tête et le

flagelle. Le micro-robot est propulsé par un flagelle élastique actionné par des articulations en matériaux polymères ioniques et armatures passives. La tête a une forme sphérique, qui peut porter en elle des médicaments ou des capteurs [2,6].

La description suivante de la méthode de modélisation qui a été utilisé pour résoudre le problème de vibration élastique/fluide est donnée ci-dessous. Il est à noter que le vecteur de vitesse pour un point quelconque de la liaison rigide est la combinaison de deux composantes qui sont: V_{\perp} et V_{\parallel} , où le premier terme représente la vitesse verticale et le second est la vitesse parallèle le long du corps de liaison. Ce dernier est très faible, et pour cette raison il peut être négligé pour tout le reste des calculs.

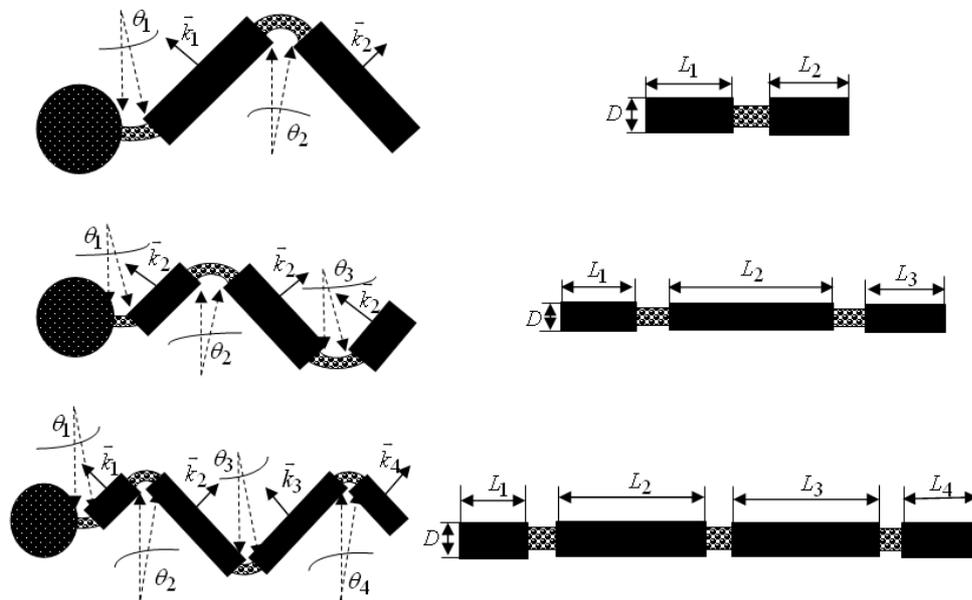


Figure III.17 : Des micro-robots avec différents flagelles

Nous pouvons calculer la vitesse, générée par des articulations en IPCM, d'un point quelconque sur les liens. Cette suite peut s'exprimer par :

$$\vec{V}_1(\tau_1, t) = \tau_1 \dot{\theta}_1 \vec{k}_1, 0 \leq \tau_1 < L_1 \quad (27)$$

$$\vec{V}_2(\tau_2, t) = [-\tau_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1] \vec{k}_2, 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (28)$$

$$\vec{V}_3(\tau_3, t) = [-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) + \tau_3 \dot{\theta}_3] \vec{k}_3, 0 \leq \tau_3 < L_3 \quad (29)$$

$$\vec{V}_4(\tau_4, t) = [-L_2 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3) + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) + L_3 \dot{\theta}_3 - \tau_4 \dot{\theta}_4] \vec{k}_4, \quad 0 \leq \tau_4 < L_4 \quad (30)$$

où $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3$ et $\dot{\theta}_4$ sont les vitesses des liaisons, L_1, L_2, L_3 et L_4 sont leurs longueurs.

L'accélération perpendiculaire qui génère la force hydrodynamique appliquée dans les liens peut être écrite comme suit :

$$a_{1\perp}(\tau_1, t) = \frac{dV_1}{dt} = \tau_1 \ddot{\theta}_1, 0 \leq \tau_1 < L_1 \quad (31)$$

$$a_{2\perp}(\tau_2, t) = -\tau_2 \ddot{\theta}_2(t) + L_1 \ddot{\theta}_1(t) \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2), 0 \leq \tau_2 < L_2 \quad (32)$$

$$a_{3\perp} = (-L_2 \ddot{\theta}_2 + L_1 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2))(\cos(\theta_3)) - (-L_2 \dot{\theta}_2 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2))(\dot{\theta}_3 \sin(\theta_3)) + \tau_3 \ddot{\theta}_3, \quad 0 < \tau_3 < L_3 \quad (33)$$

$$a_{4\perp} = (-L_2 \ddot{\theta}_2 \cos(\theta_3) + L_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3) + L_3 \ddot{\theta}_3 - \tau_4 \ddot{\theta}_4 + (L_1 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) + L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2))(\cos(\theta_3)) - \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3) L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2)) \cos(\theta_4) - (L_2 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3) + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) + L_3 \dot{\theta}_3 - \tau_4 \dot{\theta}_4) \dot{\theta}_4 \sin(\theta_4), \quad 0 < \tau_4 < L_4 \quad (34)$$

où $\ddot{\theta}_2, \ddot{\theta}_3$ and $\ddot{\theta}_4$ sont les accélérations angulaires des liens. Les forces hydrodynamiques engendrées par les articulations en IPCM sont le produit de la masse virtuelle et de l'accélération de la manière suivante :

$$T_{hyd1} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) a_{1\perp} \quad (35)$$

$$T_{hyd2} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) a_{2\perp} \quad (36)$$

$$T_{hyd3} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_3(\omega) a_{3\perp} \quad (37)$$

$$T_{hyd4} = -\rho_\omega \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_4(\omega) a_{4\perp} \quad (38)$$

où ρ_ω est la densité du fluide, est D la largeur du flagelle et $\Gamma(w)$ est la fonction hydrodynamique qui est acquise à partir de la solution de l'équation de Stokes Navier:

$$\nabla \hat{U} = 0, \quad -\nabla \hat{P} + \eta \nabla^2 \hat{U} = -i\omega \rho_\omega \hat{u}, \quad (39)$$

où \hat{U} présente le champ de vitesse, \hat{P} est la pression, ρ et η sont la densité et la viscosité du fluide, respectivement.

En intégrant la force hydrodynamique dans la direction de l'axe des abscisses, nous obtenons la force de poussée comme indiqué ci-dessous :

$$F_{hyd1} = -\rho_{\omega} \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) \frac{L_1^2}{2} \ddot{\theta}_1 \sin(\theta_1) \quad (40)$$

$$F_{hyd2} = -\rho_{\omega} \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) \left[-\frac{L_2^2}{2} \ddot{\theta}_2 + L_1 L_2 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 L_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2) \right] \sin(\theta_2) \quad (41)$$

$$F_{hyd3} = -\rho_{\omega} \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) \left[(-L_2 L_3 \ddot{\theta}_2 + L_1 L_3 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2)) (\cos(\theta_3)) \right. \\ \left. - (-L_2 L_3 \dot{\theta}_2 + L_1 L_3 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2)) (\dot{\theta}_3 \sin(\theta_3)) + \frac{L_3^2}{2} \ddot{\theta}_3 \right] \sin(\theta_3) \quad (41)$$

$$F_{hyd4} = -\rho_{\omega} \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_2(\omega) \left[(-L_2 \ddot{\theta}_2 \cos(\theta_3) + L_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3) + L_3 \ddot{\theta}_3 - \tau_4 \ddot{\theta}_4 \right. \\ \left. + (L_1 \ddot{\theta}_1 \cos(\theta_2) + L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2)) (\cos(\theta_3) - \dot{\theta}_3 \sin(\theta_3)) L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \right) \cos(\theta_4) - (L_2 \dot{\theta}_2 \cos(\theta_3) \\ \left. + L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\theta_2) \cos(\theta_3) + L_3 \dot{\theta}_3 - \tau_4 \dot{\theta}_4) \dot{\theta}_4 \sin(\theta_4) \right] \sin(\theta_4) \quad (42)$$

III.3.1 Résultats de simulation

La figure III.18 montre le comportement du micro-robot avec deux liaisons passives. Comme le montre cette figure, la variation de la force de propulsion en fonction du temps explique le déplacement du micro-robot vers l'arrière au lieu de la propulsion vers l'avant. En effet, la force de poussée de la deuxième liaison de la partie de commande est plus grande que la première, et donc conduit à la valeur négative de la force de propulsion totale.

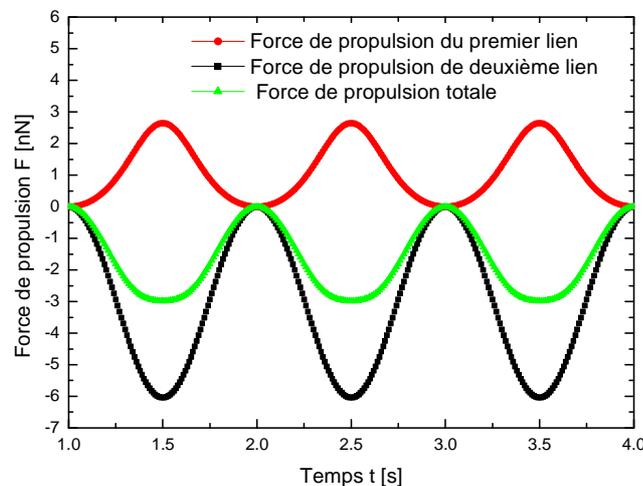


Figure III.18 : Comportement du micro-robot avec deux liaisons passives

La figure III.19 illustre la variation de la force de propulsion des différentes structures de la partie de commande utilisée en fonction de la longueur naturelle de la partie de commande par rapport à la structure classique. On peut voir que la force de poussée du micro-robot est plus grande que celle des conceptions classiques. En outre, la force de propulsion du micro-robot avec un nombre impair de liaisons passives est plus grande que celle avec le nombre pair de liaisons passives. Il est à noter que le même processus de modélisation est adoptée pour cinq et six configurations de liens passifs, d'où nous avons trouvé que la force de propulsion du micro-robot avec six liaisons passives est la même que celle avec quatre liens. A l'inverse, la force de propulsion du micro-robot avec cinq liaisons passives fournit une force de propulsion excellente pour le dispositif de micro-robot proposé. Par conséquent, le micro-robot avec un nombre élevé de liaisons passives donne une meilleure force de poussée, ce qui conduit à une amélioration de la performance électromécanique du micro-robot étudié.

Ce résultat démontre que la conception proposée a fournit de meilleures forces de propulsion par rapport à la classique. Il peut également être observé que la force de propulsion du micro-robot augmente d'une manière rapide avec la longueur naturelle de la queue.

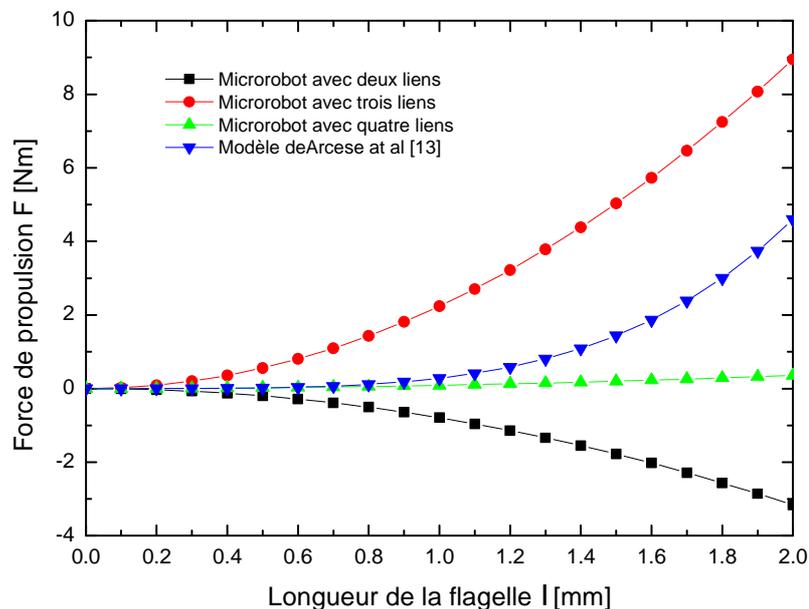


Figure III.19 : Variation de la force de propulsion des différentes structures de la partie de commande

La figure III.20 présente la variation de la force de propulsion des différentes structures de flagelle en fonction du rayon de la tête. Nous pouvons observer que la force de propulsion du micro-robot augmente lorsque le rayon de la tête augmente aussi. La différence entre la

conception proposée avec trois liaisons passives et les autres conceptions devient plus apparente. Il est important de mentionner que l'on ne peut pas augmenter arbitrairement le rayon de la tête, en raison des conditions qui seront prise en compte du fait que le rayon de la tête doit être strictement supérieur à la longueur de la queue. Cependant, un compromis entre ces paramètres devrait prendre en considération l'application du dispositif.

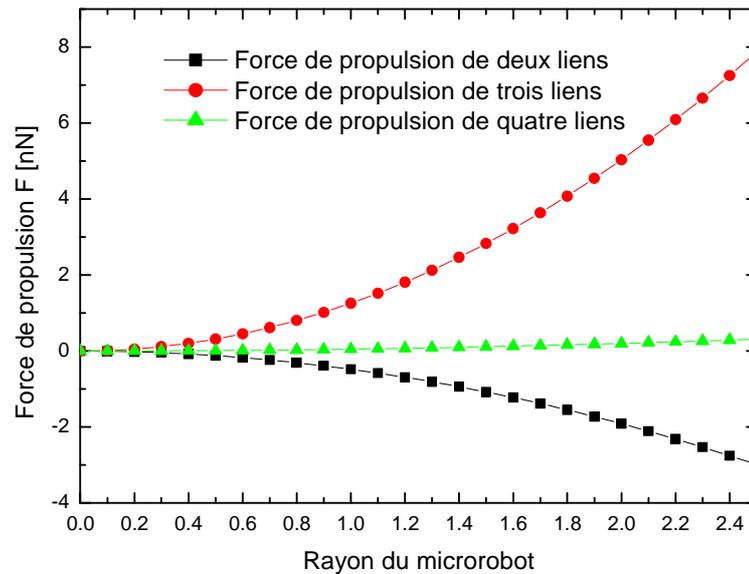


Figure III.20 : Variation de la force de propulsion des différentes structures du flagelle en fonction du rayon de la tête

Le tableau comparatif ci-dessous (tableau 4) fournit la récapitulation des principaux résultats obtenus par rapport aux autres modèles [111,112].

Tableau III.4 : récapitulation des principaux résultats obtenus.

	Modèle proposé		micro-robot untethered swimming [111]	micro-robot Bead pulling [112]
	Trois liens passifs	Cinq liens passifs		
Force de propulsion maximal	9 nN	312.60 nN	4 pN	3.9 nN
Complexités de la structure	faible	moyen	complexe	moyen
Processus de fabrication	simple	moyen	complexe	moyen
Consommation d'énergie	faible	moyen	moyen	fort

Il est clairement démontré que la conception proposée est supérieure aux autres modèles des micro-robots dans toutes les performances. En outre, la conception proposée avec cinq liaisons passives est meilleure que celle avec trois liaisons passives. Afin d'augmenter la force de propulsion du dispositif, il faut augmenter le nombre impair des liens passifs. Ce dernier point rend le processus de fabrication de ce micro-robot dur et complexe. Ainsi, il faut faire un compromis entre le nombre des liaisons passives et la technologie de fabrication.

III.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé une modélisation analytique des différentes structures des micro-robots incluant l'impact de la configuration des liens passifs. En outre, une étude comparative a été élaborée afin de montrer l'influence des liaisons passives sur les performances du micro-robot. De plus, nous avons présenté une étude analytique de cinq natures de flagelles pour montrer le meilleur comportement du dispositif. Par conséquent, la conception proposée a montré des performances élevées par rapport à d'autres conceptions. D'autre part, les résultats montrent que le cas du micro-robot qui contient un nombre impair de liaisons possède une performance plus élevée par rapport à celui qui a une paire de liens. En outre, dans le cas du micro-robot qui a un nombre impair de liaisons, une amélioration de la performance du micro-robot apparaît lorsque nous augmentons le nombre de liaisons.

Modélisation numérique et commande des micro-robots

Chapitre 4	74
IV.1. Introduction	74
IV.2. L'équation de Navier Stokes.....	75
IV.3. Etude de l'écoulement dans un canal :	76
IV.3.1. Expérience de Reynolds.....	77
IV.3.2. Équations de Reynolds.....	78
IV.3.3. Équation de l'énergie cinétique turbulente	78
IV.3.4. Loi de conservation.....	79
IV.3.5. Équation de Navier-Stokes.....	79
IV.3.6. Forme générale de l'équation de Navier-Stokes	79
IV.4. Modélisation d'un robot natatoire :	81
IV.5. Modélisation CFD	84
IV.6. Simulation numérique directe (DNS).....	90
IV.7. Le contrôleur Platitude-ANFIS.....	92
IV.7.1. Modèle du micro-robot :	92
IV.7.2. Contrôleur à base de la platitude :.....	93
IV.7.3. Conception du contrôleur ANFIS	93
IV.8. MOGA Optimisation.....	99
IV.9. CONCLUSION.....	101

Chapitre 4

Modélisation numérique et commande des micro-robots

IV.1. Introduction

De nos jours, les micro-robots prennent la part du lion dans différents domaines de recherche. Ils sont parfois d'une nécessité très importante pour des applications de précision en raison de leur vitesse en termes du temps de réponse et de leur contrôlabilité dans des environnements dangereux [100-108]. Les micro-robots d'assistance chirurgicale sont régulièrement utilisés dans les blocs opératoires. Actuellement, les chercheurs ont développé des mini-robots capsule endoscopique capable d'explorer les conduits intestinaux, artères ou des veines, pour aider le chirurgien à faire un diagnostic ; ils sont capables d'intégrer des capteurs submicroniques [101, 102].



Figure VI.1 : Des micro-robots dans des différentes applications médicales et militaires [139]

Dans ce chapitre, nous avons modélisé une nouvelle structure de natation, qui est composée par une tête sphérique et un flagelle hybride. Le principe de modélisation est basé sur la résolution des problèmes de couplage élastiques/fluides entre les vibrations du flagelle hybride et de l'environnement en cours d'exécution. Le mouvement du flagelle hybride est fortement créé par un joint actif en métal ionique polymère (IPCM) et le mouvement initial du

micro-robot est excité par un champ magnétique résultant de la bobine mis en place à la tête et qui occupe la moitié du volume de la tête. L'utilisation de la bobine dans la tête permet d'assurer une meilleure maniabilité et la stabilité du dispositif [140].

Malgré les non-linéarités du modèle analytique de la conception proposée et en raison de leurs applications ambiguës, une stratégie de commande plus précise est nécessaire pour atteindre la cible. La stratégie de contrôle présente un sujet principal dans le domaine des micro-robots. Par conséquent, l'objectif de la stratégie de contrôle proposée est d'améliorer les performances du dispositif en cours d'exécution, en termes de suivi de trajectoires et du temps de réponse. Notre stratégie basée sur le couplage entre la platitude différentielle et la commande "adaptive neuro fuzzy inference system (ANFIS)". L'utilisation de la technique platitude nous permet d'éliminer la non-linéarité du modèle analytique et de générer une trajectoire optimale. En revanche, la stratégie ANFIS est utilisée pour construire le contrôle de la loi de commande pour assurer un bon suivi de trajectoire et de minimiser l'erreur [115-116].

La modélisation analytique est complétée par le calcul de la dynamique des fluides (CFD) en raison de leurs natures complémentaires. Par conséquent, l'utilisation de la modélisation CFD donne les schémas cinématiques du joint actif. Donc, il a fallu beaucoup de temps pour capturer des effets non linéaires et complexes tels que les tourbillons. Ce dernier est ignoré dans la modélisation analytique. L'approche se concentre sur un flagelle hybride attaché à un corps [100] [117-121]. Les résultats numériques indiquent qu'il y a un bon accord entre la modélisation analytique et CFD dans de nombreux points des modèles cinématiques de l'articulation active.

IV.2. L'équation de Navier Stokes

Les équations de Navier-Stokes sont des équations aux dérivées partielles décrivent l'écoulement des fluides "newtoniens" dans des milieux continus. La solution de ces équations modélise le comportement du fluide comme un milieu continu. La dépendance mathématique de ces équations non linéaires n'a pas une démonstration. Mais une résolution approchée permet souvent de proposer une modélisation des différents phénomènes, comme les mouvements des masses d'air pour les météorologistes, le comportement des gratte-ciels et les ponts sous l'action du vent, courants océaniques ou aussi celui des dispositifs volants, trains ou voitures à grande vitesse, l'écoulement de l'eau dans un tuyau et autres écoulements dans divers fluides.

Les équations de Navier Stokes sont nommées pour honorer les travaux de deux chercheurs, le mathématicien Henri Navier qui est le premier chercheur ayant introduit en 1823 la notion de viscosité dans les équations d'Euler, et le physicien George Gabriel Stokes qui a donné une formule définitive pour l'équation de conservation de la quantité de mouvement en 1845. Depuis, divers scientifiques ont contribué à l'avancement de ce sujet de recherche.

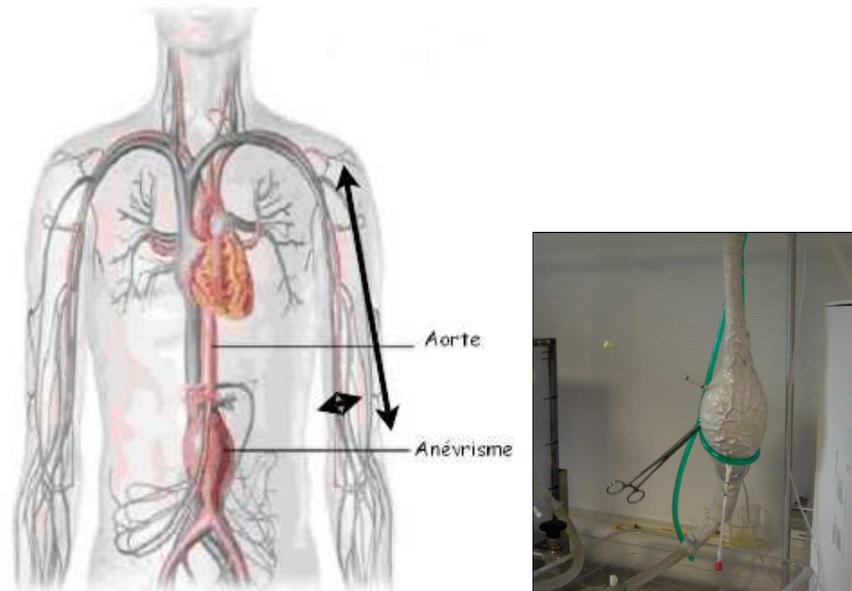


Figure IV.2 : Exemple de réalisation de l'anévrisme pour la modélisation de l'écoulement [141]

IV.3. Etude de l'écoulement dans un canal

L'écoulement dans un canal ou faisceau devient turbulent quand le nombre de Reynolds augmente, d'où des perturbations qui s'amplifient. Ce qui donne naissance à des instabilités.

IV.3.1 Expérience de Reynolds

Reynolds a montré que lorsqu'en faisant varier le diamètre D d'une conduite cylindrique horizontale, la vitesse V de l'écoulement et la viscosité ρ , l'écoulement laminaire se transforme brutalement après une courte période de transition en un écoulement turbulent. Ce cas est juste dès que le nombre adimensionnel $\frac{VD}{\rho}$ baptisé nombre de Reynolds R_e dépasse une valeur critique. Ce phénomène s'exprime par une amplification brutale des perturbations, un filet coloré horizontal se met à osciller puis disparaît du fait et l'intensification du mélange.

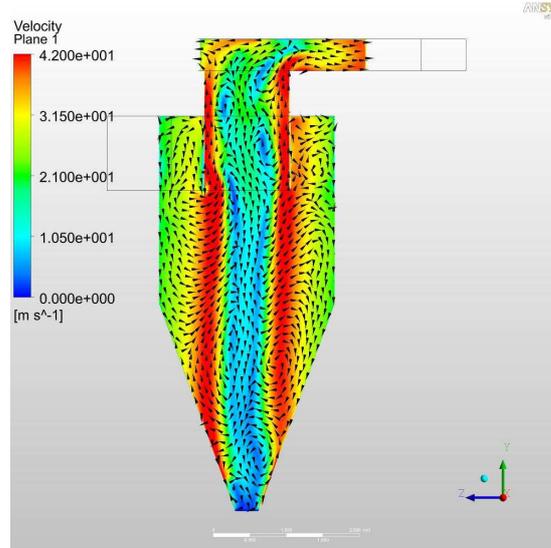


Figure IV.3: Distribution de la vitesse dans une conduite [142]

Lorsqu'on fait un enregistrement on constate que la vitesse instantanée v_i oscille autour d'une valeur moyenne \bar{V}_i et présente des fluctuations notées v'_i d'où la vitesse moyenne temporelle des fluctuations est nulle $\overline{V'_i} = 0$.

IV.3.2 Équations de Reynolds

Les corrélations entre les fluctuations de vitesse et les couplages vitesse/température provoquent une modification des équations de Reynolds.

$$\text{Continuité : } \frac{\partial V_i}{\partial x_i} = 0 \quad \text{et} \quad \frac{\partial V'_i}{\partial x_i} = 0$$

$$\text{Mouvement : } \frac{\partial V_i}{\partial t} + V_j \frac{\partial V_i}{\partial x_j} = -g_i \beta \Delta T - \frac{1}{\rho_0} \frac{\partial p_1}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\nu \frac{\partial V_i}{\partial x_j} - \overline{V'_i V'_j} \right) - 2\varepsilon_{ijk} \Omega_j V_k$$

$$\text{Chaleur : } \frac{\partial T}{\partial t} + V_j \frac{\partial T}{\partial x_j} = \frac{\sigma T^4}{\rho C_p} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\frac{\lambda}{\rho C_p} \frac{\partial T}{\partial x_j} - T' V'_j \right) + \frac{1}{\rho C_p} \frac{\partial p}{\partial t}$$

$$\text{Concentration : } \frac{\partial C}{\partial t} + V_j \frac{\partial C}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(D \frac{\partial C}{\partial x_j} - C' V'_j \right)$$

L'équation de continuité reste valable instantanément qu'en moyenne, ce qui montre que l'agitation n'a pas un effet sur l'incompressibilité, d'où le caractère de la turbulence est au

moins bidimensionnel (le plus pratiquement tridimensionnel) ; ceci est dû à l'existence d'un gradient de fluctuation dans une direction et que, dans une autre direction au moins, le gradient est nul.

$$\text{Les termes } \tau_{ijT} = \rho \nu \frac{\partial V_i}{\partial x_j} - \rho \overline{V'_i V'_j}, \quad q_{jT} = \lambda \frac{\partial T}{\partial x_j} - \rho C_p \overline{T' V'_j} \quad \text{et} \quad S_{jT} = \rho D \frac{\partial C}{\partial x_j} - \rho \overline{C' V'_j}$$

sont les valeurs moyennes des contraintes turbulentes et des flux turbulents de chaleur et de masse respectivement. Si un écoulement turbulent est permanent autour d'une moyenne il est alors considéré comme un écoulement stationnaire.

IV.3.3 Équation de l'énergie cinétique turbulente

Le produit par V'_i de l'équation du mouvement donne en moyenne :

$$\frac{dk}{dt} = \frac{\partial k}{\partial t} + V_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = -\overline{V'_i V'_j U_{ij}} - g_i \beta \overline{T' V'_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\nu \frac{\partial k}{\partial x_i} - \frac{1}{\rho_0} \overline{p' V'_i} - \overline{k' V'_i} \right) - \nu \overline{\left(\frac{\partial V'_i}{\partial x_j} \right)^2} \quad (1)$$

- Le premier membre représente le transport ou l'advection de k . D'où le terme $-\overline{V'_i V'_j U_{ij}} - \rho g_i \beta \overline{T' V'_i}$ est la turbulence produite. La première partie est le résultat de l'action de frottement par agitation dans des zones où le gradient de vitesse est moyen. La deuxième partie caractérise l'impact stabilisateur ou déstabilisateur engendré par les fluctuations et leur capacité de densité $g\beta T'$ à atténuer les tourbillons verticaux car cette dernière a comme expression : $\rho g_i \beta \overline{T' V'_i} = \rho g \beta \overline{W' T'}$.
- Pour le second membre, le deuxième terme a une forme de divergence, qui reflète la diffusion de k sous l'action de la viscosité $\nu \frac{\partial k}{\partial x_i}$ et de l'agitation turbulente $-\overline{k' V'_i}$ et de la diffusion turbulente des fluctuations de pression.
- Enfin le dernier terme représente le taux de dissipation de k sous l'impact de la destruction des petits tourbillons par la viscosité. Ce terme est toujours négatif.

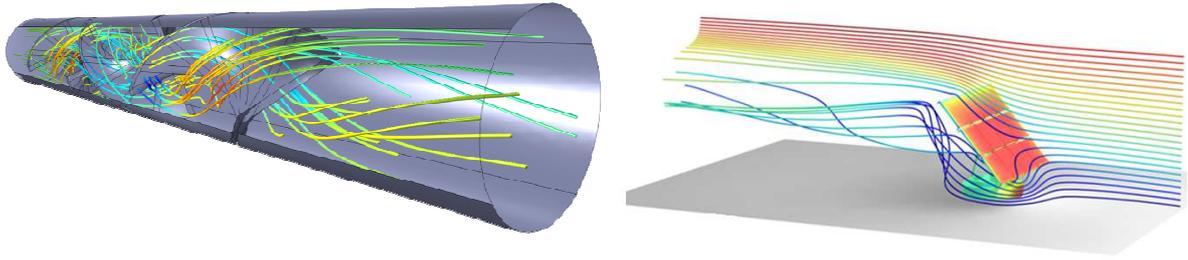


Figure IV.4: Transformation de d'écoulement laminaire en écoulement turbulent [142]

IV.3.4 Loi de conservation

Les équations de Navier-Stokes sont les équations gouvernantes de l'écoulement du fluide. Elles sont basées sur la loi de conservation des propriétés physiques du fluide. Le principe de la loi de conservation est le changement de propriétés ; par exemple la masse et l'énergie, dans un objet sont déterminées par leurs valeurs en entrée et en sortie.

Par exemple, le changement de masse dans un objet est le suivant :

$$\frac{dM}{dt} = \dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} \quad (2)$$

$$\text{Si } \dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} = 0, \text{ on a : } \frac{dM}{dt} = 0 \quad (3)$$

Ce qui signifie que M est égale à une constante.

IV.3.5 Équation de Navier-Stokes

En appliquant la masse, la quantité de mouvement et la conservation d'énergie, nous pouvons dériver l'équation de continuité, l'équation du moment et l'équation d'énergie comme suit :

Equation de continuité

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (4)$$

Équation du moment :

$$\underbrace{\rho \frac{\partial U_j}{\partial t}}_I + \underbrace{\rho U_i \frac{\partial U_j}{\partial x_i}}_{II} = - \underbrace{\frac{\partial P}{\partial x_j}}_{III} - \underbrace{\frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_i}}_{IV} + \underbrace{\rho g_j}_V \quad (5)$$

où

$$\tau_{ij} = -\mu \left(\frac{\partial U_j}{\partial x_i} + \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) + \frac{2}{3} \delta_{ij} \mu \frac{\partial U_k}{\partial x_k} \quad (6)$$

- I : Changement local avec le temps
- II : Convection momentanée
- III : Force de surface
- IV : Echange de moment moléculaire dépendant (diffusion)
- V : Force de masse

Equation d'énergie :

$$\underbrace{\rho c_\mu \frac{\partial T}{\partial t}}_I + \underbrace{\rho c_\mu U_i \frac{\partial T}{\partial x_i}}_{II} = - \underbrace{P \frac{\partial U_i}{\partial x_i}}_{III} + \underbrace{\lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x_i^2}}_{IV} - \underbrace{\tau_{ij} \frac{\partial U_j}{\partial x_i}}_V \quad (7)$$

- I : Changement d'énergie local avec le temps
- II : Terme convectif
- III : Travaux sous pression
- IV : Flux de chaleur (diffusion)
- V : Transfert irréversible d'énergie mécanique en chaleur

Si le fluide est compressible, nous pouvons simplifier l'équation de continuité et l'équation de moment comme suit :

Equation de continuité

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0$$

Équation du moment

$$\rho \frac{\partial U_j}{\partial t} + \rho U_i \frac{\partial U_j}{\partial x_i} = -\frac{\partial P}{\partial x_j} - \mu \frac{\partial^2 U_j}{\partial x_i^2} + \rho g_j \quad (8)$$

IV.3.6 Forme générale de l'équation de Navier-Stokes

Pour simplifier les équations de Navier-Stokes, nous pouvons les réécrire sous la forme générale :

$$\frac{\partial(\rho\Phi)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\rho U_i \Phi - \Gamma_\Phi \frac{\partial \Phi}{\partial x_i} \right) = q_\Phi \quad (9)$$

Nous pouvons respectivement obtenir l'équation de continuité, l'équation de moment et l'équation d'énergie.

Quand $\Phi = 1, U_j$ ou T nous pouvons respectivement obtenir l'équation de continuité, l'équation de moment et l'équation d'énergie.

IV.4. Modélisation d'un robot natatoire

La structure du micro-robot étudié est illustrée dans la figure IV.5. La conception du micro-robot proposé est composée par une tête sphérique et un flagelle trapézoïdal hybride et élastique. Le flagelle a une seule articulation en IPCM et un lien sous forme de plaques passives. La plaque est supposée rigide, mais mince et légère. Le volume de la tête est considéré comme une sphère creuse pour placer des bobines, des médicaments ou des capteurs. La bobine occupe 60% du volume total utilisé pour fournir la force motrice initiale, et le reste 40% du volume réservé pour les médicaments et les capteurs.

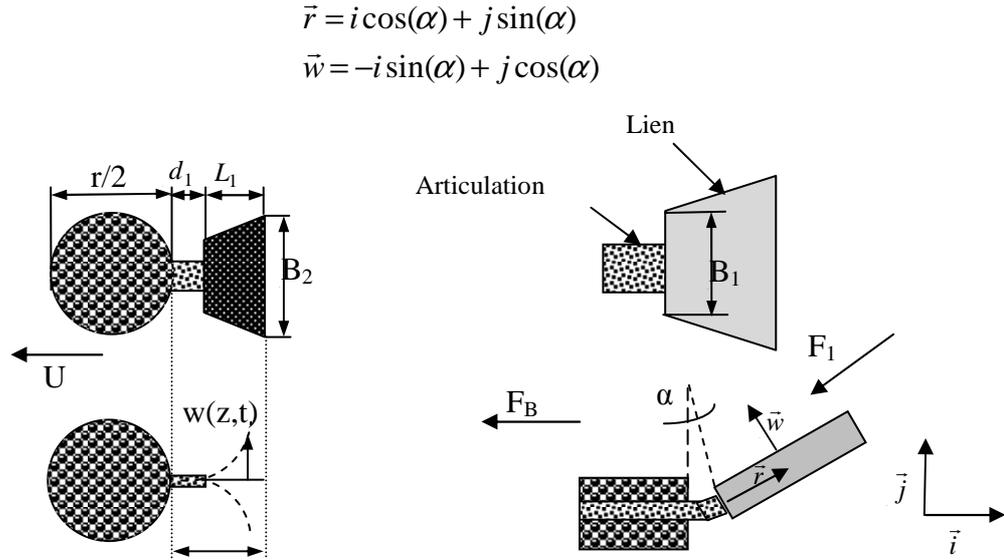


Figure IV.5 : Les principales composantes de la structure proposée

L'équation gouvernante pour la fonction de déflexion dynamique $w(X,t)$ du flagelle effectuant des oscillations de flexion est :

$$EI \frac{\partial^4 W(X,t)}{\partial X^4} + \mu \frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = F(X,t) \quad (10)$$

où E représente le module de Young, I est le moment d'inertie du flagelle, μ est la masse par unité de longueur du flagelle, F est la force extérieure appliquée par unité de longueur, X est la coordonnée spatiale le long de la longueur du flagelle et t est le temps. Les conditions aux limites de l'équation (11) sont les conditions d'extrémités usuelles liées et libres.

$$\left[W(x,t) = \frac{\partial W(X,t)}{\partial X} = \frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = \frac{\partial^3 W(X,t)}{\partial X^3} \right]_{X=0} \quad (11)$$

$$= \left[W(x,t) = \frac{\partial W(X,t)}{\partial X} = \frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = \frac{\partial^3 W(X,t)}{\partial X^3} \right]_{X=L,t=0} = 0$$

où L est la longueur du flagelle (voir Figure IV.4). Pour un flagelle en trapézoïdale se déplaçant dans un fluide, la charge externe appliquée $F(X,t)$ peut être calculée comme suit :

$$F(X,t) = -\rho_w \frac{\pi}{4} \Gamma(w) \ddot{\alpha} \lambda_f \sin(\alpha(t)) \quad (12)$$

où ρ_w représente la densité du fluide et $\Gamma(w)$ est la fonction hydrodynamique, qui est obtenue à partir de la solution de l'équation de Navier Stokes :

$$\nabla \hat{U} = 0, \quad -\nabla \hat{P} + \eta \nabla^2 \hat{U} = -i w \rho \hat{u}, \quad (13)$$

où \hat{U} présente le champ de vitesse, \hat{P} est la pression, ρ , η sont la densité et la viscosité du fluide, respectivement.

Substituant l'équation (12) dans l'équation (10) et après un réarrangement on trouve :

$$\frac{\partial^2 W(X, t)}{\partial X^2} = a \frac{\partial^4 W(X, t)}{\partial X^4} + \frac{A}{EI} \ddot{\alpha} \sin(\alpha(t)) \quad (14)$$

où

$$A = -\rho_w \frac{\pi}{4} \Gamma(w) \lambda_f, \quad a = \frac{-\mu}{EI}$$

Lorsqu'on applique les conditions aux limites mentionnées ci-dessus, nous obtenons l'expression suivante de la déflexion $W(X, t)$ du flagelle :

$$\begin{aligned} W(X, t) = & \left(-\frac{1}{2} w^2 + \frac{1}{4} A w^2 \right) t^2 + (-0.1819 a + 3.9 + 45.4458) t \\ & - 0.0249 X^2 + \left(-0.0032 a + 6.7284 \right) X - \frac{1}{8} A \cos(2tw) + (47.8928 a^3) \\ & \left(\frac{1}{a.94948} \right) \text{Exp} \left(45.6207 - \frac{1}{a} (X + 6.7543.t) \right) - 0.6728 X t + \frac{1}{8} A \\ & - (a^2 .4.8048 .10^{-4}) - (a^2 .2.3930 .10^{-5}) + 7.6361 .10^5 \end{aligned} \quad (15)$$

La vitesse linéaire du flagelle peut être calculée en utilisant la déflexion $W(X, t)$, comme:

$$U = \left[\frac{m \left(\frac{\partial w(z, t)}{\partial t} \right)^2}{C_D \rho_w S + m \left(\frac{\partial w(z, t)}{\partial z} \right)^2} \right] \quad (16)$$

L'expression de la force de propulsion F est donnée par:

$$F_{th} = \frac{C_D \rho_w U^2 S}{2} + \tau_m V \|M\| B \quad (17)$$

où τ_m le rapport magnétique, m est la masse volumique virtuelle à $z = L$ exprimé sous la forme par $m = \frac{1}{4} \pi S_c^2 \rho_w$, S présente la largeur de la queue à l'extrémité $z=L$, S et C_D sont les surfaces humidifiées et le coefficient de traînée respectivement.

IV.5. Modélisation CFD

Le calcul numérique dans la mécanique des fluides est souvent désigné par "Computational Fluid Dynamics (CFD)". Il permet d'étudier les effets des mouvements des fluides par la résolution numérique des équations régissant le comportement du fluide en fonction des approximations et des conditions aux limites qui expriment en général le compromis des résultats en terme de représentation physique par rapport aux ressources de modélisations disponibles. Les équations résolues numériquement sont les équations de Navier-Stokes pour la modélisation de l'écoulement du fluide, et les équations d'Euler Beurnouli pour la modélisation d'un corps dans le fluide, ... etc.

Dans ce cas cette approche est un outil d'un effort important, car elle nous permet l'accès à toutes les informations nécessaires (vitesse, concentration, pression) dans n'importe quel point du domaine de calcul pour un coût généralement médiocre par rapport aux expériences correspondantes.

D'une façon générale, la résolution d'un problème de "CFD" passe par trois étapes :

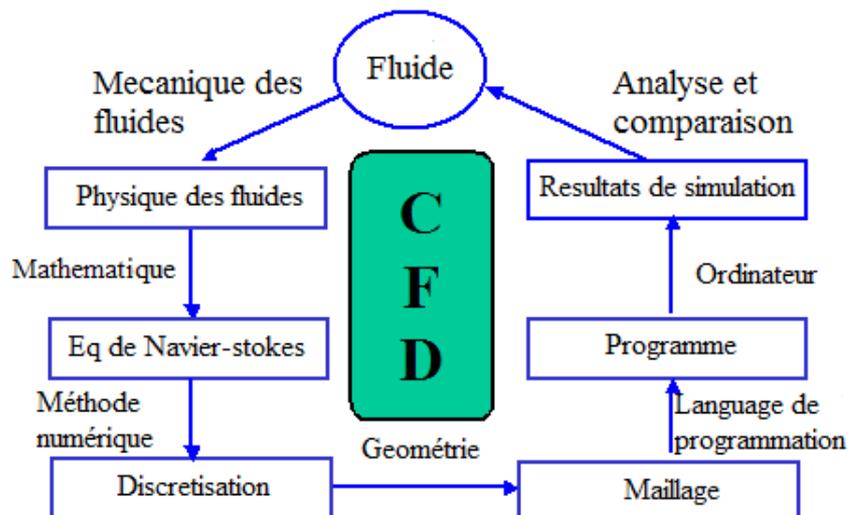


Figure IV.6: Etapes de résolution d'un problème de « CFD »

La définition du problème est basée sur la détermination d'une géométrie, d'un maillage du domaine de calcul et le choix des méthodes numériques de calcul.

La résolution numérique du problème défini passe par l'exécution des programmes informatiques.

L'utilisation des résultats : on doit vérifier d'abord la cohérence des résultats obtenus, puis ils sont examinés afin de satisfaire les exigences posées par le problème des fluides.

L'exploitation des résultats passe toujours par des logiciels numériques de post-traitement scientifique utilisés dans de nombreux domaines de la physique, ou bien par des modules de post-traitement qui se trouvent dans certains logiciels de CFD commerciaux [142].

a. Importance de la dynamique computationnelle des fluides

Il existe trois méthodes dans l'étude d'un fluide : analyse théorique, expérimentation et simulation (CFD). Comme nouvelle méthode, CFD a beaucoup d'avantages par rapport aux expériences. (voir tableau 1).

Tableau IV.1: Comparaison de la simulation et de l'expérience

	Simulation (CFD)	Expérimental
Coût	Moins cher	Trop cher
Temps	Court	Longue
Échelle	Tout	Petit / Moyen
Information	Tout	Point mesuré
Répétable	Oui	Certains
Sécurité	Oui	Dangereux

b. Application de la dynamique des fluides informatiques

Comme CFD a tant d'avantages, il est déjà généralement utilisé dans l'industrie comme l'aérospatiale, l'automobile, la biomédecine, le traitement chimique, la ventilation de la chaleur de l'air conditionné, l'hydraulique, la production d'énergie, le sport et la marine... etc.

c. Physique du fluide

Le fluide est liquide et gazeux. Par exemple, l'eau et l'air. Le fluide possède de nombreuses propriétés importantes, telles que la vitesse, la pression, la température, la densité et la viscosité.

La densité d'un fluide est sa masse par unité de volume. Si la densité du fluide est constante (ou le changement est très faible), nous appelons le fluide, fluide incompressible. Si la densité du fluide n'est pas constante, nous appelons le fluide, fluide compressible. Normalement, nous pouvons traiter l'eau et l'air comme un fluide incompressible. Si le fluide est incompressible, on peut simplifier les équations pour ce type de fluide.

$$\rho = \frac{M}{V} \left[\frac{kg}{m^3} \right]$$

La viscosité est une propriété interne d'un fluide qui offre une résistance à l'écoulement. Par exemple, agiter l'eau est beaucoup plus facile que de mélanger le miel parce que la viscosité de l'eau est beaucoup plus petite que le miel.

$$\mu = \left[\frac{Ns}{m^2} \right] = [Posie]$$

Le tableau 2 montre les densités et les viscosités de l'air, de l'eau et du miel.

Tableau IV.2: Densités et les viscosités de l'air, de l'eau et du miel

Substance	Air (18°C)	Eau (20°C)	Miel (20°C)
Densité (kg/m ³)	1.275	1000	1446
Viscosité (P)	1.82e-4	1.002e-2	190

d. Méthode des éléments finis

Les équations de Navier-Stokes sont des équations analytiques. Sa résolution est très difficile ou aucun ne peut comprendre et les résoudre, mais si nous voulons les résoudre par numériquement, nous devons les transférer sous forme discrétisée. Ce processus est appelé discrétisation. Les méthodes de discrétisation typiques sont des différences finies, éléments finis et des méthodes de volumes finis. Ici, nous introduisons la méthode des volumes finis.

e. La méthode des volumes finis

Elle consiste à intégrer la forme générale de l'équation de Navier-Stokes sur un volume de contrôle et appliquer la théorie de Gauss.

$$\int_V \frac{\partial}{\partial x_i} \Phi dV = \int_S \Phi \cdot n_i dS \quad (18)$$

On peut obtenir la forme intégrale de l'équation de Navier-Stokes :

$$\int_V \frac{\partial(\rho\Phi)}{\partial t} dV + \int_S \left(\rho U_i \Phi - \Gamma \frac{\partial\Phi}{\partial x_i} \right) \cdot n_i dS = \int_V q_\Phi dV \quad (19)$$

Pour approximer l'intégrale du volume, nous pouvons multiplier le volume et la valeur au centre du volume de contrôle. Par exemple, on a un domaine 2D comme dans la figure IV.7, pour approximer la masse et l'impulsion du volume de contrôle P , on a :

$$m = \int_{V_i} \rho dV \approx \rho_p V, \quad mu = \int_{V_i} \rho_i u_i dV \approx \rho_p u_p V \quad (20)$$

Pour approcher l'intégrale de surface, par exemple la force de pression, on a :

$$\oint_{S_i} P dS \approx \sum_k P_k S_k \quad k = n, s, e, w \quad (21)$$

Normalement nous stockons nos variables au centre du volume de contrôle, donc nous devons les interpoler, où ils sont situés à la surface du volume de contrôle. Typiquement, nous avons deux types d'interpolations, l'une est l'interpolation en amant, et l'autre est l'interpolation centrale.

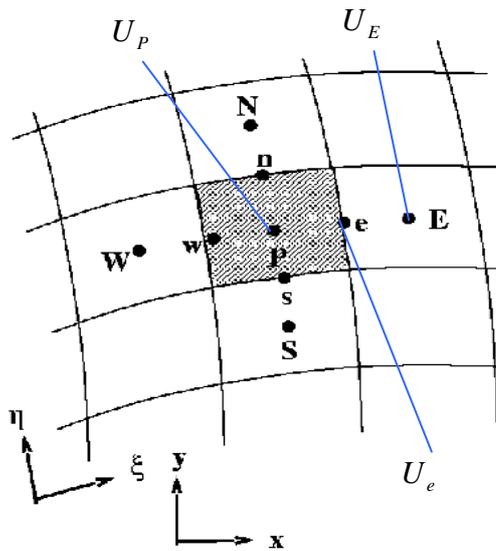


Figure IV.7: Le maillage d'une surface

Interpolation en amont :

$$U_e = \begin{cases} U_P & \text{if } (\vec{U} \cdot \vec{n})_e > 0 \\ U_E & \text{if } (\vec{U} \cdot \vec{n})_e < 0 \end{cases} \quad (22)$$

Interpolation centrale :

$$U_e = U_E \lambda_e + U_P (1 - \lambda_e) \quad ; \quad \lambda_e = \frac{x_e - x_P}{x_E - x_P} \quad (23)$$

f. Conservation de la méthode des volumes finis

Si nous utilisons l'approche par différence finie et par éléments finis pour l'équation de Navier-Stokes discrétisée, nous devons contrôler manuellement la conservation de la masse, de la quantité de mouvement et de l'énergie. Mais avec la méthode du volume fini, on peut facilement trouver que, si l'équation de Navier-Stokes est satisfaite dans chaque volume de contrôle, elle sera automatiquement satisfaite pour tout le domaine. En d'autres termes, si la conservation est satisfaite dans chaque volume de contrôle, elle sera automatiquement satisfaite dans tout le domaine. C'est la raison pour laquelle le volume fini est préféré dans la dynamique des fluides informatiques.

g. Grilles

Il existe trois types de grilles : grilles structurées, grilles non structurées et grilles structurées en blocs.

Le plus simple est la grille structurée (fig. 8). Dans ce type de grilles, tous les nœuds ont le même nombre d'éléments autour de lui. Nous pouvons les décrire et les stocker facilement. Mais ce type de grille est conseillé seulement pour le domaine simple.

Si nous avons un domaine complexe, nous pouvons utiliser une grille non structurée. Par exemple, la figure IV.9 est un profil aérodynamique. La structure du profil aérodynamique est très complexe. Le flux près de l'objet est très important et complexe, nous avons besoin d'une grille très fine dans cette région. Loin du profil aérodynamique, le débit est relativement simple, donc nous pouvons utiliser une grille grossière. Généralement, la grille non structurée convient à toutes les géométries. Elle est très populaire en CFD. L'inconvénient est que, parce que la structure des données est irrégulière, il est plus difficile de les décrire et de les stocker.

Une grille de structure de blocs est un compromis de grille structurée et non structurée. L'idée est, tout d'abord, de diviser le domaine en plusieurs blocs, puis d'utiliser différentes grilles structurées dans des blocs différents.

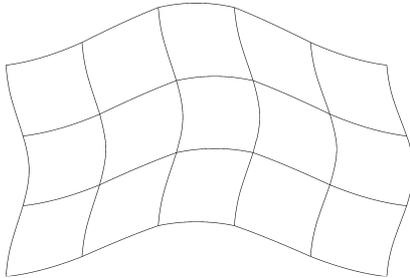


Figure IV.8: Grille structurée

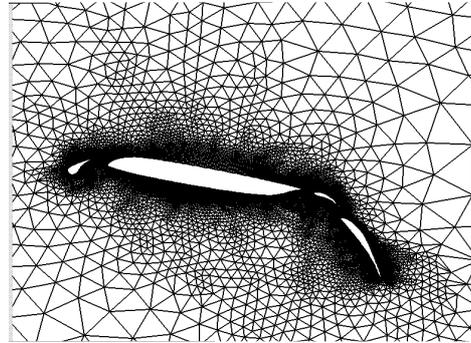


Figure IV.9: Grille non structurée

h. Conditions aux limites

Pour résoudre le système d'équations, nous avons également besoin de conditions aux limites. Les conditions aux limites typiques dans CFD sont la condition de limite sans glissement, l'état de limite axisymétrique, l'état d'entrée, l'état de limite de sortie et l'état de frontière périodique.

Par exemple, la figure IV.10 est un tuyau ; le fluide circule de gauche à droite. Nous pouvons utiliser l'entrée à gauche, ce qui signifie que nous pouvons régler la vitesse manuellement. Sur le côté droit, nous utilisons la condition de limite de sortie pour maintenir toutes les propriétés constantes, ce qui signifie que tous les gradients sont nuls.

A la paroi du tuyau, nous pouvons fixer la vitesse à zéro. Il s'agit d'une condition de limite sans glissement.

Au centre du tuyau, nous pouvons utiliser une condition de limite axisymétrique

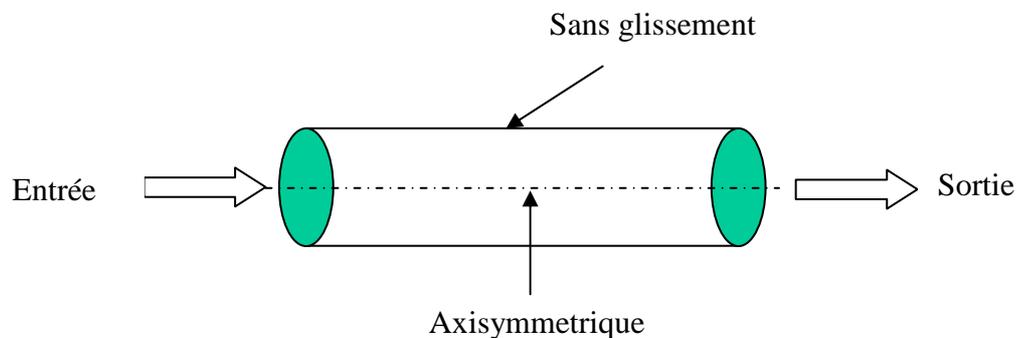


Figure IV.10: Circulation du fluide dans un tuyau

IV.6 Simulation numérique directe (DNS)

Pour éviter la modélisation des équations, on peut résoudre numériquement les équations de Navier Stokes. L'ennui c'est que cela n'est possible qu'à la nécessité de déterminer un maillage fin pour que chaque terme prenne ses valeurs locales instantanées. Il suffit alors de résoudre un grand nombre de fois les équations instantanées dans tout l'espace de l'écoulement afin d'en trouver des moyennes qui seront seules exploitables par le domaine.

Donc à un maillage très fin, on associe un grand nombre de calcul. Ce qui demande un ordinateur très puissant et doté de beaucoup de mémoire et reste à l'heure actuelle du domaine de la recherche pour des configurations géométriques simples. L'avantage est néanmoins de permettre de véritables modèles numériques utiles à la modélisation.

La modélisation 3D "CFD" nous permet de résoudre les équations de Navier Stocks en utilisant la méthode des éléments finis, où le flux est considéré comme laminaire. La structure est modélisée comme un canal cylindrique contenant la structure du micro-robot ; pour calculer la solution instable le maillage dynamique est adopté, alors que le volume du micro-robot crée d'autres conditions qui se déplacent avec le fluide. Toutes les surfaces du canal sont définies comme un mur sans conditions de glissement et un maillage uniforme tétraédrique de maille et fine est utilisé pour la grille de la structure.

Pour rendre la précision de la solution et être proche de la réalité, la taille du canal est choisi en tant que (15×10^{-3} μm de rayon et 30×10^{-3} μm de longueur), dans lequel le volume est brassé en 12, 125 nœuds, et fait face à 65 cellules ; la figure IV.11 illustre la répartition des mailles du canal contenant le micro-robot. Les forces agissant sur le micro-robot sont calculées avec la force d'excitation sinusoïdale du flagelle hybride. En particulier, les points de données numériques devraient enregistrer en raison de la construction d'une base de données numériques et de le comparer avec les résultats analytiques pour valider les résultats obtenus. Par conséquent, pour obtenir une précision des résultats, nous avons montré l'indépendance des résultats et la taille du canal contenant le micro-robot et la densité du maillage en faisant varier la taille du canal et la densité du maillage ; nous n'avons repéré aucune différence notable entre la force de poussée calculée et la distribution de vitesse.

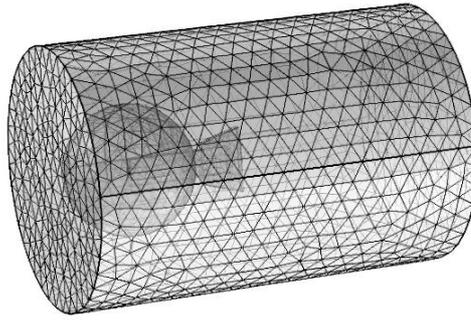


Figure IV.11: Maillage du canal contenant le micro-robot

Estimation des forces

La dynamique des fluides computationnelle permet le calcul de la force hydrodynamique agissant sur chaque partie du flagelle hybride et aussi la distribution de la vitesse. La figure 12 montre les différentes parties du corps du micro-robot et les paramètres utilisés pour l'analyse de la force hydrodynamique où C_i est le centre de masse et le centre d'inertie simultanément. Afin d'évaluer la force de poussée générée en faisant vibrer le flagelle hybride dans le liquide les équations récursives suivantes sont utilisées :

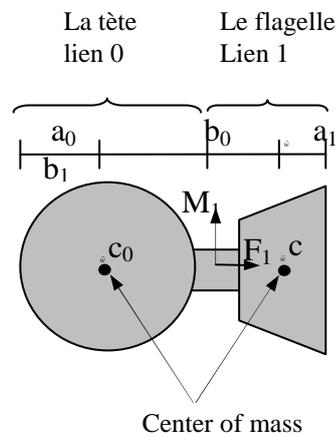


Figure IV.12: Définition des variables pour la force et l'analyse de moment.

$$F_i = F_{i+1} + m_i \ddot{X} - G_i \quad (24)$$

où m_i est la masse de chaque lien et G_i est la force localisée d'où le moment est calculé comme suit :

$$M_i = M_{i+1} + I_i \ddot{\beta} - G_i \quad (25)$$

I_i est le moment d'inertie.

IV.7. Le contrôleur Platitude-ANFIS

Le dispositif de commande d'action directe est conçu sur la base de la méthode de l'entrée de la platitude. Le contrôleur de la platitude est basé sur la production des sorties plates en fonction du signal d'entrée donné. La boucle de la structure de commande du micro-robot à base de la stratégie proposée Platitude-ANFIS est représentée sur la figure IV.13.

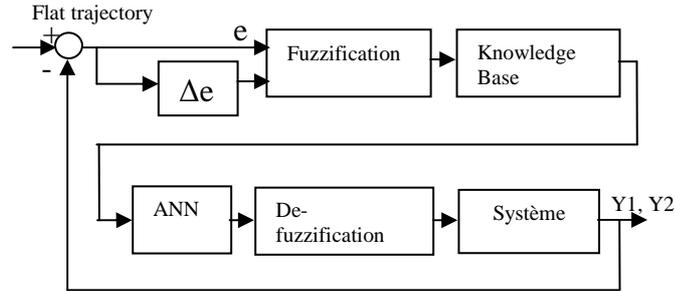


Figure IV.13: La boucle de commande du micro-robot

IV.7.1. Modèle du micro-robot

Dans cette section, nous présentons les forces qui agissent sur le micro-robot dans un environnement fluide. Ainsi, le mouvement de translation du micro-robot est exprimé par :

$$\begin{cases} \ddot{X} = U_1 \sin(\theta) + U_2 \cos(\theta) + F_{dx} \\ \ddot{Z} = U_1 \cos(\theta) + U_2 \sin(\theta) - P + F_{dz} \\ \ddot{\theta} = \lambda U_2 \end{cases} \quad \text{avec} \quad \begin{cases} U_1 = \frac{F_1}{m} \cos(\alpha) \\ U_2 = -\frac{F_B}{m} \\ \lambda = \frac{mL_1}{J} \end{cases} \quad (26)$$

où F_d est la force de traînée égale à $F_d = -6\pi\eta rU$, et $\bar{P} = \frac{V(\rho - \rho_f)\bar{g}}{m}$

V représente le volume total du micro-robot, ρ est la densité de masse, g est le vecteur de l'accélération de la pesanteur, J est le moment d'inertie.

La configuration géométrique et électromécanique du micro-robot simulé est donnée dans le tableau 3.

Tableau IV.3: Paramètres de simulation

Paramètres	Valeurs
L'amplitude de l'angle d'attaque (A)	60°
Pulsation (ω)	π
Viscosity dynamique (η)	0.008
Fonction Hydrodynamique (Γ_1)	1
Rayon du Robot (r)	$3 \cdot 10^{-3}$ [μm]
Densité du fluide (ρ_w)	1060[kg.m ⁻³]
Rapport magnétique	0.8
Longueur du flagelle	[μm]

IV.7.2. Contrôleur à base de la platitude

En choisissant les sorties plates $Y_1 = X - \frac{1}{\lambda} \sin(\theta)$, $Y_2 = Z + \frac{1}{\lambda} \cos(\theta)$ le contrôleur anticipatif sur la base de la platitude sera :

$$\left\{ \begin{array}{l}
 X = Y_1 + \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_1}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \\
 Z = Y_2 + \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_2 + g}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \\
 \theta = \arctg\left(\frac{\ddot{Y}_1}{\ddot{Y}_2 + g}\right) \\
 U_1 = -\frac{d^2}{dt^2} \left(Y_1 + \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_1}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) \left(\frac{\ddot{Y}_1}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) \\
 + \frac{d^2}{dt^2} \left[\left(Y_2 - \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_2 + g}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) + g \right] \left(\frac{\ddot{Y}_2 + g}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) \\
 U_2 = \frac{1}{\lambda} \frac{d^2}{dt^2} \left(\arctg\left(\frac{\ddot{Y}_1}{\ddot{Y}_2 + P}\right) \right)
 \end{array} \right. \quad (27)$$

IV.7.3. Conception du contrôleur ANFIS

La structure ANFIS considérée est définie comme un réseau de pré-compensation multicouche, qui a été initialement proposé comme une combinaison de la logique floue et de réseaux de neurones artificiels [15]. Les ANFIS présentent des avantages de l'apprentissage

du réseau de neurones, la capacité et la représentation de connaissance structurée utilisée dans les systèmes d'inférence floue. Dans le travail pionnier de Jang [17-18], il est démontré que ANFIS est une technique approximative concurrentielle universelle par rapport aux autres approches existantes. Afin de maintenir le micro-robot dans la trajectoire souhaitée, la stratégie du contrôle ANFIS consiste à régler en temps réel les valeurs des gains correcteurs. Le contrôleur neuro-flou développé se compose de deux entrées, l'erreur (e) et le changement d'erreur (Δe), tel qu'il est représenté sur la figure IV.14.

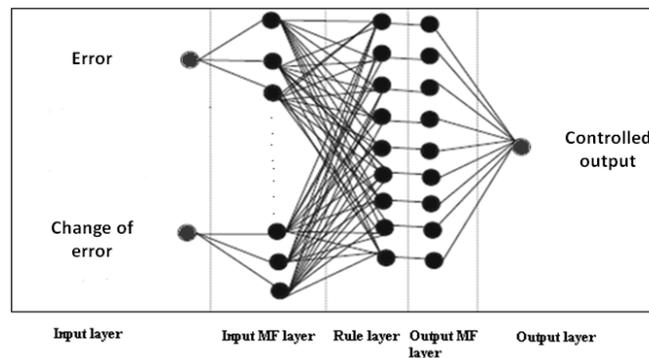


Figure IV.14: Structure du réseau ANFIS

La figure IV.14 illustre la structure du ANFIS proposée pour le contrôle du micro-robot avec deux entrées et une sortie.

Le rôle de chaque couche du réseau est décrit ci-dessous:

- Couche 1: la sortie de chaque nœud donne le degré d'appartenance de la variable d'entrée.
- Couche 2: la force de tir associée à chaque règle est calculée.
- Couche 3: le calcul du poids relatif de chaque règle est atteint.
- Couche 4: la multiplication de la force de tir normalisée par première règle floue de Sugeno est réalisée.
- Couche 5: un nœud est composé et toutes les entrées du nœud sont additionnés.

Les entrées du régulateur ANFIS sont l'erreur d'entrée et la variation de l'erreur. Elles sont modélisées par:

$$\begin{aligned}
 e(k) &= Y_{1,2Ref} - Y_{1,2} \\
 \Delta e(k) &= e(k) - e(k-1)
 \end{aligned}
 \tag{28}$$

Les entrées du contrôleur flou sont l'erreur e et sa variation Δe , et u est la sortie. L'univers des ensembles flous de e et u est $\{-1, -0,6, -0,2, 0, 0,2, 0,6, 1\}$, et les ensembles flous correspondants sont $\{NB, NM, NS, ZE, PS, PM, PB\}$. L'univers de Δe est $\{-1, -0,6, -0,2, 0, 0,2, 0,6, 1\}$, et ses ensembles flous sont $\{NB, NM, NS, ZE, PS, PM, PB\}$. Les règles de commande floue sont représentées dans le tableau. 4.

Tableau IV.4: Les règles floues

E ΔE	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
NB	NB	NB	NB	NB	NM	NS	ZE
NM	NB	NB	NM	NM	NS	ZE	PS
NS	NB	NM	NS	NS	ZE	PS	PM
ZE	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
PS	NM	NS	ZE	PS	PS	PM	PB
PM	NS	ZE	PS	PM	PM	PB	PB
PB	ZE	PS	PM	PB	PB	PB	PB

Afin de montrer l'impact de notre conception proposée et pour assurer le meilleur contrôle du dispositif de micro-robot, le contrôleur à base de platitude-ANFIS est étudié et développé, où les résultats seront comparés aux techniques conventionnelles. L'ensemble des données typiques devrait être étiré autant que possible dans l'ensemble de l'espace d'entrée-sortie des données afin de construire une base de données appropriée pour l'ensemble de l'apprentissage ANFIS.

L'ensemble de données utilisé pour l'apprentissage de notre système flou est obtenu en utilisant le logiciel Matlab. Après l'exécution de l'algorithme d'apprentissage, nous constatons que la fonction triangulaire a un taux de précision, où l'erreur enregistrée pour l'ensemble de l'apprentissage est égal à 3.1×10^{-3} , qui reflète l'erreur de suivi des trajectoires. Il est à noter que le numéro d'époque est réglée à 4000 et la méthode utilisée pour l'apprentissage FIS est l'algorithme de rétro-propagation. La comparaison entre les résultats obtenus en utilisant différentes fonctions d'appartenance est étudiée. La surface de réponse ANFIS de la partition des variables d'entrée / sortie en utilisant la fonction d'appartenance est illustrée sur la figure IV.15.

La figue IV.16 illustre l'évolution de la force de propulsion F en fonction du rayon de la tête du micro-robot. Les courbes sont tracées en supposant un champ magnétique à gradient 80 mT.m^{-1} . Cette dernière assure l'aimantation du micro-robot pour atteindre le régime de saturation. En outre, la force de propulsion dépend principalement de l'aimantation de la tête

du micro-robot. Il est clairement observé que le rayon de la tête augmente avec l'augmentation de la force de propulsion, et donc la contrôlabilité peut être améliorée.

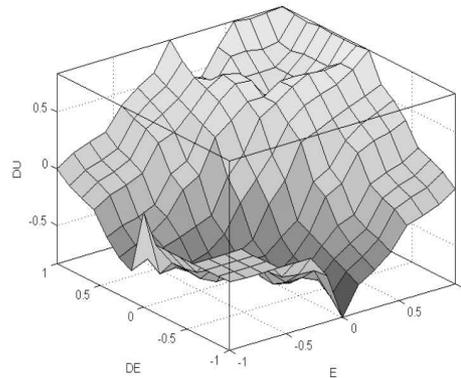


Figure IV.15: Surface de réponse ANFIS.

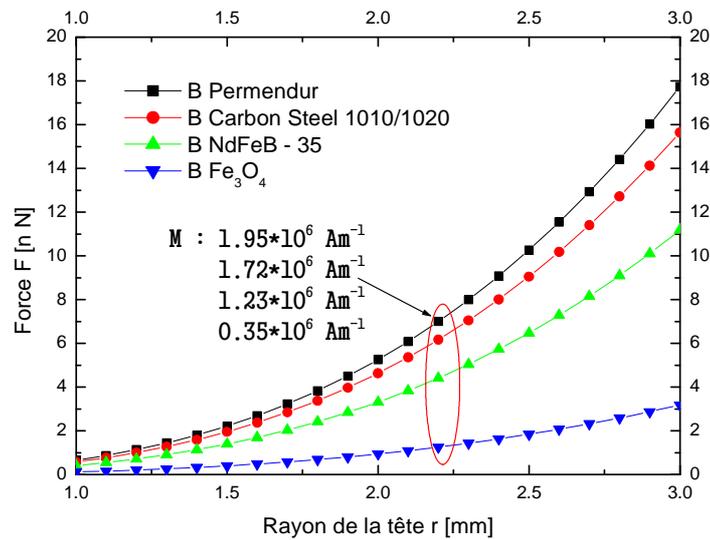


Figure IV.16: Evolution de la force en fonction du rayon de la tête

La figure 16 présente la variation de la force de propulsion en fonction du temps, quand on sait que la force de propulsion représente le paramètre le plus important dans la poussée et la direction du micro-robot de natation. Ainsi, l'augmentation de la force de propulsion permet d'améliorer les performances électromécaniques en termes de contrôlabilité et de robustesse pour un grand éventail d'applications. Les variations de la force de propulsion en fonction du temps montre que le mouvement de vibration du flagelle hybride est périodique. En revanche, l'amplitude de l'angle d'excitation a un impact direct sur les valeurs de la force de poussée. Ainsi, l'augmentation de l'angle d'excitation conduit à augmenter la force de poussée lorsque

cette dernière est en mesure de pousser le micro-robot en avant et de résister les effets des tourbillons.

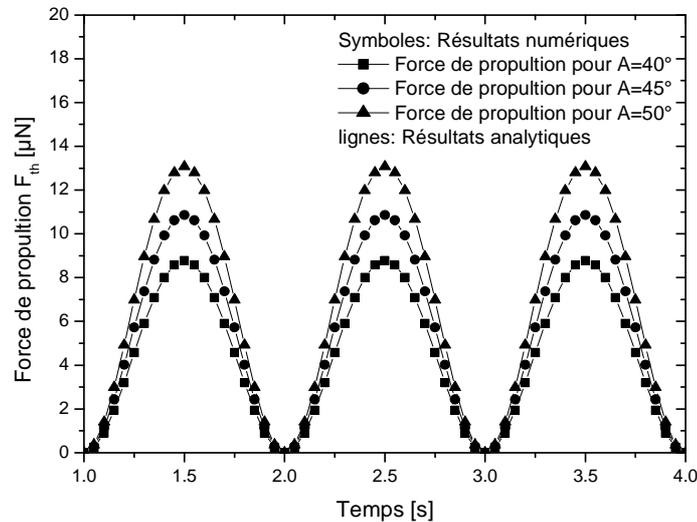


Figure IV.17: La force de poussée en fonction du temps.

La figure IV.17 représente la force de poussée en fonction de la longueur L et de la largeur W du flagelle par rapport à celle des designs classiques. Il est facile de noter que lorsque les valeurs de la longueur et la largeur sont augmentées, la force de poussée totale peut être augmentée. Ce résultat permet d'améliorer les performances du dispositif par rapport à celui qui est classique. Par conséquent, la conception proposée offre de meilleures performances par rapport à celle donnée par les structures classiques, en termes de force de propulsion, de vitesse et de maniabilité du l'micro-robot de natation.

La figure IV.18 présente le comportement du micro-robot incluant le paramètre de suivi de trajectoire en utilisant la commande basée sur la platitude et ANFIS proposée. Il est à noter qu'une valeur d'erreur de suivi importante est enregistrée pour $t = 0$ et $t = 0.5\text{s}$. Cette période est considérée comme un temps de transition, pour laquelle le comportement du dispositif devrait être amélioré. Dans ce contexte, l'erreur obtenue est plus petite que les autres résultats publiés [19]. En outre, le temps de transition fourni par notre stratégie de contrôle est plus petit que les valeurs enregistrées données par les approches conventionnelles, ce qui signifie que notre micro-robot prend un peu de temps pour suivre la trajectoire désirée.

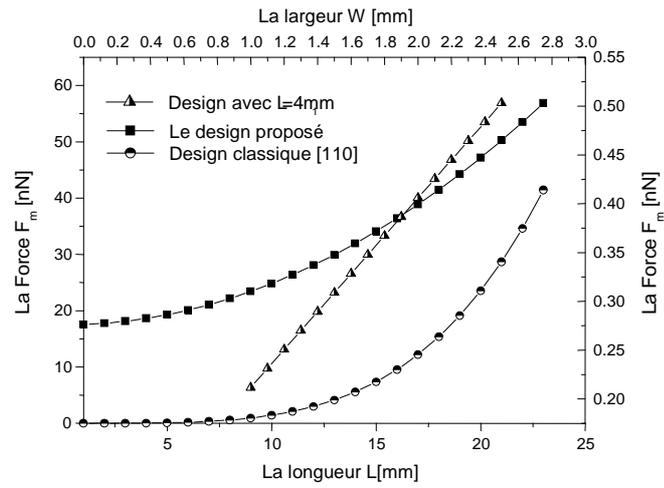


Figure IV.18: Force de poussée en fonction de la longueur

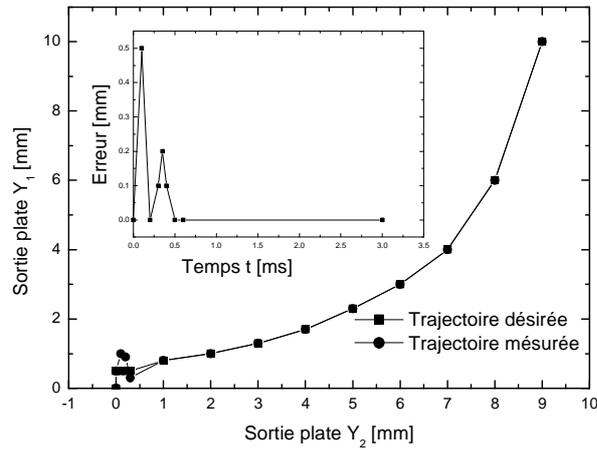


Figure IV.19: Comportement du micro-robot incluant le paramètre de suivi de trajectoire

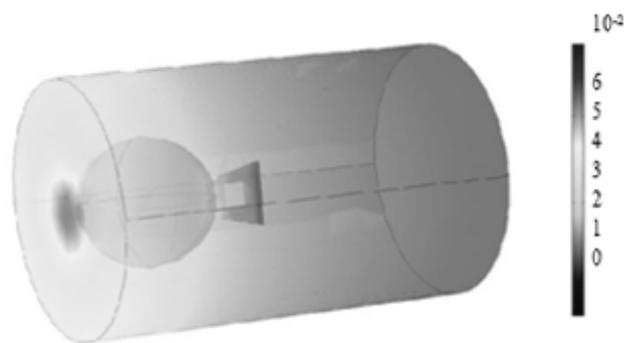


Figure IV.20: Répartition de champ de vitesse le long du canal

Il est clairement noté que la vitesse d'écoulement élevée semble être concentrée autour de l'articulation active, car cette dernière présente l'actionneur du micro-robot de natation. Dans le cas de la déflexion du flagelle hybride est positif la vitesse semble d'être plus concentrée autour de l'extrémité du flagelle hybride; où la force d'excitation est physiquement accumulée et pousse en avant le micro-robot. Nous notons que le modèle analytique ne parvient pas à montrer la force de poussée négative, mais cela est dû à l'interaction entre le flagelle hybride et le tourbillon induit par la déflexion du flagelle hybride. Ces impacts ne sont pas pris par les calculs analytiques.

IV.7. Optimisation per algorithme génétique multi-objectifs (MOGA)

Récemment, la plupart des problèmes réels d'ingénierie exigent l'optimisation simultanée des fonctions souvent concurrentes. L'algorithme d'optimisation calcule la solution de la fonction objective en fonction d'un critère d'optimisation commun entre eux. Dans la plupart des cas, les fonctions objectives ne sont pas bien définies. Donc, tout le problème sera traité comme une fonction objective à plusieurs paramètres non-mesurables. Le but de l'optimisation MOGA est simple à trouver et à mettre en œuvre ; les solutions optimales des fonctions objectives sont multiples dans l'espace de recherche.

La conception de micro-robot peut être optimisée en utilisant l'algorithme MOGA pour améliorer les performances électromécaniques. Dans ce cas, trois fonctions objectives physiques peuvent être étudiés et optimisés. Dans notre cas, il s'agit de la force de propulsion (F_{th}), le poids de micro-robot (W_a) et la force de traînée (F_D). L'utilisation de cette méthode nous permet d'établir une conception optimale du micro-robot proposé, où les critères suivants seront respectés :

- Maximisation de la force propulsion $F_{th}(X)$,
- Minimisation de la force de traînée $F_D(X)$,
- Minimisation du poids $W_a(X)$.

Où $X = (r, L, B_1, B_2, \rho, \eta)$ représente le vecteur d'entrée des paramètres de conception.

Pour la mise en œuvre de la méthode d'optimisation des paramètres électromécaniques du micro-robot de natation, des programmes ont été développés et utilisés sous le logiciel

Matlab 7.2, et les simulations sont effectuées en utilisant un ordinateur Pentium IV 3 GHz 2-GB-RAM.

Pour sélectionner la meilleure valeur, la sélection du tournoi est utilisée pour la base de données de parent. Les crossovers dispersés génèrent des valeurs binaires arbitraires. Un processus d'optimisation a été réalisé pour 20 populations et le nombre maximum de générations est considéré comme 1080 générations, pour lesquels la stabilisation de la fonction objective a été obtenue.

La solution optimale de notre problème est présentée sur figure IV.21. Cette dernière montre la surface du Pareto dans lequel chaque point représente la valeur optimale de la fonction objective correspondant à la configuration d'un des paramètres de conception. Dans ce cas, trois points sont sélectionnés et présentés dans la figure IV.21, où chacun est associé à la fonction optimale de la fonction objective. Par conséquent, la configuration de conception du micro-robot correspondante de chaque point est présentée dans le tableau IV.5. Il est clairement démontré que ces configurations indiquent que chaque modèle présente des meilleures performances, où le rapport entre la force de poussée et la somme des poids et la force de trainée $\frac{F_{th}}{W_a + F_D}$ a une valeur supérieure à un et ils sont donnés par :

$$F_D = 6\pi\eta r V_r \quad w_a = V(\rho - \rho_f)$$

Cela signifie que le micro-robot est en mesure de natation et peut résister l'effet de vortex et a une meilleure performance en termes de stabilité et de contrôlabilité.

Tableau IV.5: Comparaison entre les différents designs

Symboles	Structure 1	Structure 2	Structure 3	structure classique [110]
r (μm)	3.5x10 ⁻³	2.79 x10 ⁻³	3.10 x10 ⁻³	5 x10 ⁻³
L (μm)	3.5 x10 ⁻³	4 x10 ⁻³	4.2 x10 ⁻³	10 x10 ⁻³
B ₁ (μm)	1.7 x10 ⁻³	1.9 x10 ⁻³	1.7 x10 ⁻³	5 x10 ⁻³
B ₂ (μm)	2.5 x10 ⁻³	2.2 x10 ⁻³	2.3 x10 ⁻³	2.0 x10 ⁻³
η(Pa.s ⁻¹)	0.008	0.008	0.007	0.2
ρ (Kg.m ⁻³)	1055	1055	1060	1060
La force de propulsion	4.72x10 ⁻⁸	3.82 x10 ⁻⁸	5.65 x 10 ⁻⁸	1.316x10 ⁻⁹

Tableau IV.6: Les valeurs d'optimisation

Fonction Objective	Structure 1	Structure 2	Structure 3
Force de propulsion F _{Th}	4.72x10 ⁻⁸	3.82 x10 ⁻⁸	5.65 x 10 ⁻⁸
Poids W _a	-1.22x10 ⁻¹²	-6.24x10 ⁻¹³	-8.55x10 ⁻¹³
Force de trainée F _D	1.18x10 ⁻⁸	8.71x10 ⁻⁹	9.54x10 ⁻⁹

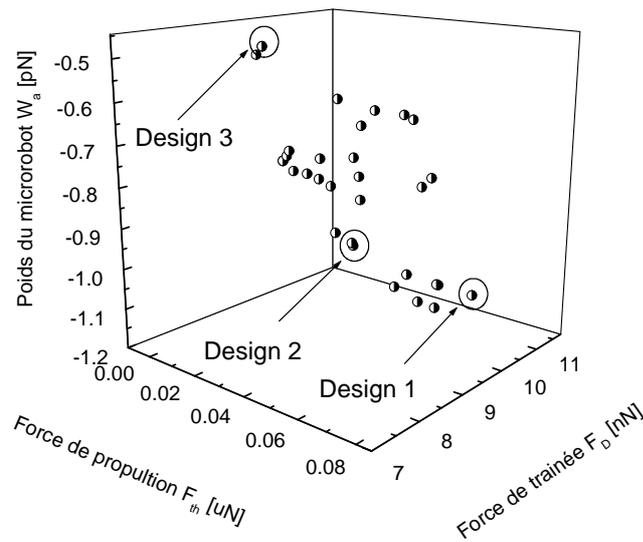


Figure IV.21: La surface du Pareto

IV.9. Conclusion

Dans ce chapitre, une nouvelle modélisation de haute performance ainsi que l'optimisation et le contrôle d'une nouvelle structure d'un micro-robot ont été présentés. La modélisation analytique a été développée afin d'évaluer les performances du micro-robot en termes de vitesse et de force de propulsion totale. La force de propulsion, la vitesse du micro-robot sont considérés comme paramètres importants pour les performances de contrôlabilité et de fiabilité élevées. Les stratégies de modélisation et de contrôle proposées ont montré une performance électromécanique élevée par rapport aux structures classiques. De plus, l'applicabilité de l'approche fondée sur la platitude-ANFIS pour l'amélioration de la conception de micro-robot et son contrôlabilité a été prouvée dans cette étude. On peut en conclure que le contrôleur basé sur ANFIS proposé est un outil efficace pour les applications à base de micro-robots de hautes performances. En outre, le modèle numérique de notre conception a été mis au point pour comparer et valider les modèles analytiques. En outre, l'utilisation de l'optimisation MOGA dans ce travail vise à l'optimisation des capacités du micro-robot. Les stratégies que nous avons développées donnent des résultats prometteurs pour les applications futures du dispositif micro-robot dans de nombreux domaines.

Conclusion Générale

Dans cette thèse nous avons présentés des méthodologies pour la modélisation ainsi que le control des classes de microrobots dont la navigation est configurée dans un milieu fluïdique. En raison de leurs micro tailles et de leur haute maîtrise, les microrobots constituent un potentiel de la médecine mini-invasive et un outil à haut débit pour le diagnostic biomédical.

D'où la convergence du développement parallèle des micro-ordinateurs augmentant les performances de traitement d'un côté et le procédé de micro / nanofabrication de l'autre côté. Outre, le contrôle magnétique - grâce à ses grands degrés de liberté, la possibilité de contrôle en 2D et ses effets non-dangereux - restent l'un des chemins les plus prometteurs pour les propulser dans les liquides. Les micro modèles développés ont émergé et se rassemblent maintenant vers des applications concrètes grâce à leurs dimensions micrométriques, une dynamique élevée, une grande maîtrise et une intégration compatible À la microfluidique.

Cette thèse ne saurait évidemment apporter une réponse exhaustive à chacun de ces trois axes de recherche précitée. Nous proposons plutôt un angle original, en se concentrant sur les avantages du robot de la dynamique à des Reynolds faibles dans des chambres confinées de microfluidique. J'espère sincèrement que les techniques et les approches développé ainsi que les modèles des designs proposés porteront les fruits pour La prochaine génération de conception et d'exploration de la microphysique, se préparant pour une extension très bientôt aux corps biologiques.

Dans cette thèse, le travail porte sur la modélisation, le contrôle d'un microrobot selon la chirurgie minimale invasive. Dans le premier chapitre, après l'analyse des problèmes de la coloscopie et la chirurgie classique conventionnelle, Les principaux inconvénients de la médecine classique sont résumés en utilisant deux aspects: La complexité de l'opération pour les médecins et la douleur induite au patient. Les travaux connexes Sur l'amélioration de la procédure conventionnelle de la chirurgie à l'aide de la robotique ont été étudiés et analysés.

Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté les bases théoriques relatives à la modélisation des microrobots navigant dans le système cardiovasculaire. Nous avons notamment donné un rapide tour d'horizon sur les forces exercées sur le corps du microrobot. En plus une amélioration des performances d'un microrobot dont le mouvement est spermatozoïde a été effectué sur la base des techniques intelligentes notamment les algorithmes génétique l'algorithme d'optimisation par essaim de particules où leurs performances ont été comparées et l'algorithme d'optimisation par essaim de particules présente des meilleurs performances. Ensuite, dans le troisième chapitre, nous avons modélisé plusieurs types de microrobots dont chacun a ses propres propriétés dans le milieu fluide. Les designs proposés sont modélisés et optimisés à l'aide des algorithmes heuristiques et les résultats obtenus sont comparés avec des design et méthodes classiques ce qui montre que les designs proposés seront des candidats potentiels pour des applications médicales.

Le quatrième chapitre a été dédié à la modélisation analytique et numérique ainsi que la commande d'un microrobot dont le flagelle est trapézoïdale. L'étude a été fondée sur la modélisation de l'écoulement du fluide par la résolution numérique de l'équation de Navier Stokes. La structure du modèle proposé est modélisée par deux approches analytique et numérique et les résultats obtenus sont comparés ou un compromis est achevé entre les deux méthodes mais il y a un écart du temps de calcul dans les deux cas, ça due à la capture des détails et des effets de l'écoulement par la méthode numérique. La stratégie de commande proposée est une combinaison de deux approches, qui sont la platitude différentielle et ANFIS. L'intérêt de cette stratégie par rapport à une commande par platitude simple a clairement été illustré sur les bonnes performances obtenues pour la commande de telle classe de robot en termes de temps de réponse et l'erreur de suivi de trajectoires.

En ce qui concerne les travaux ultérieurs envisageables, nous pouvons mentionner les possibilités suivantes :

- développement des paires contrôleur-observateur ainsi que l'étude de la stabilité conjointe.
- Développement d'un estimateur de la vitesse du sang en prenant en compte l'ensemble des forces agissant sur le microrobot.
- Pour valider les approches développées une validation expérimentale est nécessaire.

BIBLIOGRAPHIE

- [1]. L. Sadelli, M. Fruchard, A. Ferreira “2 D observer-based control of vascular microrobot,”. *IEEE Trans. Autom. Control* 62, 2194–2206 (2016)
- [2]. M. Meguellati, F. Srairi, F. Djeflal and L. Saidi “Analytical Models and Optimization of Novel Swimming Microrobot Using ABC Computation for Biomedical Applications,” 15th international conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering - STA'2014, Hammamet, Tunisia, December 21 23, 2014.
- [3]. M. Kumemura, D. Collard, R. Tourvielle, N. Lafitte, K. Montagne, S. Yoshizawa, D. Fourmy, C. Yamahata, L. Jalabert, Y. Sakai, S. Takeuchi, T. Fujii, and H. Fujita. “Integrated MEMS platform with silicon nanotweezers and open microfluidic device for molecular and cellular biomechanical assays,” In 2011 IEEE 24th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), pages 67–70, January 2011.
- [4]. Adrien Plecis. “Etude et contrôle de la charge de surface dans les dispositifs micro/nanofluidiques : nouveaux outils pour les sciences séparatives,” PhD thesis, Paris 11, January 2008.
- [5]. Anne claire Louer. “Préconcentration sélective immunologique en nanofluidique : vers l’identification rapide d’agents du risque biologique,” PhD thesis, Université Paris Sud- Paris XI, September 2013.
- [6]. R.S. Fearing. Survey of sticking effects for micro parts handling.. “Human Robot Interaction and Cooperative Robots”, Proceedings in 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 95, volume 2, pages 212–217 vol.2, August 1995.
- [7]. Kevin Y. Ma, Pakpong Chirarattananon, Sawyer B. Fuller, and Robert J. Wood. “Controlled flight of a biologically inspired, insect-scale robot,” *Science*, 340(6132):603–607, March 2013.
- [8]. Xiao Yan and Dong Sun. “Cell patterning with robotically controlled optical tweezers,” In 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 490–495, November 2013.
- [9]. Gilgueng Hwang, R´emy Braive, Laurent Couraud, Antonella Cavanna, Ouerghi Abdelkarim, Isabelle Robert-Philip, Alexios Beveratos, Isabelle Sagnes, Sinan Haliyo, and St´ephane R´egnier. “Electro-osmotic propulsion of helical nanobelt swimmers,” *The International Journal of Robotics Research*, 30(7):806–819, January 2011.
- [10]. Sangwon Kim, Famin Qiu, Samhwan Kim, Ali Ghanbari, Cheil Moon, Li Zhang, Bradley J. Nelson, and Hongsoo Choi. “Fabrication and characterization of

- magnetic microrobots for three-dimensional cell culture and targeted transportation,” *Advanced Materials*, 25(41):5863–5868, November 2013.
- [11]. Masaya Hagiwara, Tomohiro Kawahara, Yoko Yamanishi, Taisuke Masuda, Lin Feng, and Fumihito Arai, “On-chip magnetically actuated robot with ultrasonic vibration for single cell manipulations,” *Lab on a Chip*, 11(12):2049–2054, June 2011.
- [12]. Dominic R. Frutiger, Karl Vollmers, Bradley E. Kratochvil, and Bradley J. Nelson. Small, “fast, and under control: Wireless resonant magnetic micro-agents,” *The International Journal of Robotics Research*, November 2009.
- [13]. Ioan Alexandru Ivan, Gilgueng Hwang, Joel Agnus, Nicolas Chaillet, and Stephane Regnier. NIST and IEEE challenge for MagPieR: “The fastest mobile microrobots in the world,” *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 20(2):63–70, June 2013.
- [14]. N. Shinjo and G.W. Swain, “Use of a shape memory alloy for the design of an oscillatory propulsion system,” *IEEE Journal of Oceanic Engineering*, 29(3):750–755, July 2004.
- [15]. Stefano Fusco, George Chatzipirpiridis, Kartik M. Sivaraman, Olgac, Ergeneman, Bradley J. Nelson, and Salvador Pané, “Chitosan electrodeposition for microrobotic drug delivery,” *Advanced Healthcare Materials*, 2(7):1037–1044, July 2013.
- [16]. Franziska Ullrich, Christos Bergeles, Juho Pokki, Olgac Ergeneman, Sandro Erni, George Chatzipirpiridis, Salvador Pané, Carsten Framme, and Bradley J. Nelson. “Mobility experiments with microrobots for minimally invasive intraocular surgery,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 54(4):2853–2863, April 2013.
- [17]. M. Meguellati, F. Srairi, F. Djeflal and L. Saidi, "Control of a New Swimming Microrobot Design Using Flatness-ANFIS-Based Approach," *Lecture Notes in Engineering and Computer Science: Proceedings of The World Congress on Engineering*
- [18]. T. Bentrucia, F. Djeflal, D. Arar, M. Meguellati, “ANFIS-based computation to study the nanoscale circuit including the hot-carrier and quantum confinement,” *The 5th International Conference on Modeling, Simulation and Applied Optimization*, pp. 1-5, 2013.
- [19]. Samuel K. Sia and Larry J. Kricka. “Microfluidics and point-of-care testing,” *Lab on a Chip*, 8(12):1982, 2008.
- [20]. Alan E. Guttmacher, Francis S. Collins, Muin J. Khoury, Linda L. McCabe, and Edward R.B. McCabe. “Population screening in the age of genomic medicine” *New England Journal of Medicine*, 348(1):50–58, January 2003.
- [21]. L. Ferlazzo, E. Cambril, F. Leroy, L. Largeau, and O. Mauguin “Electrodeposited masks for high aspect ratio etching applications,” *JNTE 10 French Symposium on Emerging Technologies for micro-nanofabrication*, 10:76–77, 2010.
- [22]. J. Zhang, K. L. Tan, G. D. Hong, L. J. Yang, and H. Q. Gong “Polymerization optimization of SU-8 photoresist and its applications in microfluidic systems and

- MEMS” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 11(1):20, January 2001.
- [23]. Tomohiro Kawahara, Masakuni Sugita, Masaya Hagiwara, Fumihito Arai, Hiroyuki Kawano, Ikuko Shihira-Ishikawa, and Atsushi Miyawaki. “On-chip microrobot for investigating the response of aquatic microorganisms to mechanical stimulation,” *Lab on a Chip*, 13(6):1070–1078, February 2013.
- [24]. William D. Callister and David G. Rethwisch. *Fundamentals of Materials Science and Engineering: An Integrated Approach*. John Wiley & Sons, May 2012.
- [25]. Kenneth M. Ralls, Thomas H. Courtney, and John Wulff. “Introduction to Materials Science and Engineering” Wiley, September 1976.
- [26]. Bernard Espiau, François Chaumette, and Patrick Rives “Une nouvelle approche de la relation vision-commande en robotique,” 1990.
- [27]. *Microbotics*, June 2014. Page Version ID: 609712422.
- [28]. *Biomedical sciences*, July 2014. Page Version ID: 619120834.
- [29]. Cangel Pui Yee Chan, Wing Cheung Mak, Kwan Yee Cheung, King Keung Sin, Cheuk Man Yu, Timothy H. Rainer, and Reinhard Renneberg. “Evidence-based point of care diagnostics: Current status and emerging technologie,” *Annual Review of Analytical Chemistry*, 6(1):191–211, 2013.
- [30]. Anne-Claire Louer, Adrien Plecis, Antoine Pallandre, Jean-Christophe Galas, André Estevez-Torres, and Anne-Marie Haghiri-Gosnet “Pressure-assisted selective preconcentration in a straight nanochannel,” *Analytical Chemistry*, 85(16):7948–7956, August 2013.
- [31]. Anthony P. F. Turner. *Biosensors: sense and sensibility*. Chemical Society Reviews, 42(8):3184–3196, April 2013.
- [32]. S. Franc, S. Borot, P. Y. Benhamou, B. Guerci, H. Hanaire, A. Faret, Y. Reznik, C. Simon, Al. Penformis, and G. Charpentier. La pompe patch jewel® (debiotech) est plus précise, sensible et confortable que les pompes conventionnelles. *Diabetes & Metabolism*, 39, Supplement 1:A108, March 2013.
- [33]. Aris Persidis “High-throughput screening. *Bio/technology*,” 16(5):488–489, May 1998.
- [34]. Leland C. Clark and Champ Lyons “Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery,” *Annals of the New York Academy of Sciences*, 102(1):29–45, October 1962.
- [35]. M. Shichiri, R. Kawamori, Y. Yamasaki, N. Hakui, and H. Abe, “Wearable artificial endocrine pancreas with needle-type glucose sensor,” *Lancet*, 2(8308):1129–1131, November 1982.
- [36]. E. Meng and R. Sheybani “Insight: implantable medical devices,” *Lab on a Chip*, 14(17):3233–3240, July 2014.
- [37]. D. Panescu. Emerging technologies, wireless communication systems for implantable medical devices, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 27(2):96–101, March 2008.
- [38]. Diana M. Rodriguez Tobon. *RFID application for biological telemetry*. 2005.

- [39]. Robin Hui Liu and Piotr Grodzinski. "Development of integrated microfluidic system for genetic analysis," *Journal of Micro/Nanolithography, MEMS, and MOEMS*, 2(4):340–355, 2003.
- [40]. M. V. Yezhelyev, A. Al-Hajj, C. Morris, A. I. Marcus, T. Liu, M. Lewis, C. Cohen, P. Zrazhevskiy, J. W. Simons, A. Rogatko, S. Nie, X. Gao, and R. M. O'Regan. "In situ molecular profiling of breast cancer biomarkers with multicolor quantum dots," *Advanced Materials*, 19(20):3146–3151, October 2007.
- [41]. Elsa Mazari. *Microsystèmes magnétiques et "électriques pour la modification spatiotemporelle de voies de signalisation biologiques,"* Paris 11, July 2013.
- [42]. Lequan Zhang, Xiaochen Xu, Changhong Hu, Lei Sun, Jesse T. Yen, Jonathan M. Cannata, and K. Kirk Shung. "A high-frequency, high frame rate duplex ultrasound linear array imaging system for small animal imaging". *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 57(7):1548–1557, July 2010.
- [43]. Leo Y. T. Chou, Kevin Ming, and Warren C. W. Chan. "Strategies for the intracellular delivery of nanoparticles," *Chemical Society Reviews*, 40(1):233–245, December 2010.
- [44]. <http://www.gettyimages.fr/photos/m2a-swallowable-imaging-capsule> En date: 24/12/2016
- [45]. Tobias Neuberger, Bernhard Schopf, Heinrich Hofmann, Margarete Hofmann, and Brigitte von Rechenberg. "Superparamagnetic nanoparticles for biomedical applications: Possibilities and limitations of a new drug delivery system," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 293(1):483–496, May 2005.
- [46]. https://en.wikipedia.org/wiki/Capsule_endoscopy en date: 24/12/2016.
- [47]. B Hildebrandt. "The cellular and molecular basis of hyperthermia," *Critical Reviews in Oncology/Hematology*, 43(1):33–56, July 2002.
- [48]. Yuanyuan Su, Xinpan Wei, Fei Peng, Yiling Zhong, Yimei Lu, Shao Su, Tingting Xu, Shuit-Tong Lee, and Yao He. « Gold nanoparticles-decorated silicon nanowires as highly efficient near-infrared hyperthermia agents for cancer cells destruction," *Nano Letters*, 12(4):1845–1850, April 2012.
- [49]. J E Wickham. "The new surgery," *British Medical Journal (Clinical research ed.)*, 295(6613):1581–1582, December 1987.
- [50]. B. K'ubler U. Seibold "Sensorized and actuated instruments for minimally invasive," *robotic surgery*, pages 482–485, 2004.
- [51]. <http://pieces-velo.fr/arythmie-maintenant-vous-serez-en-mesure-de>. En date: 24/12/2016
- [52]. Nicolas Chaillet and Stéphane Régnier. "Microrobotics for Micromanipulation," Wiley- ISTE, London, UK : Hoboken, NJ, 1 edition edition, July 2010.
- [53]. Yuji Haraguchi, Tatsuya Shimizu, Tadashi Sasagawa, Hidekazu Sekine, Katsuhisa Sakaguchi, Tetsutaro Kikuchi, Waki Sekine, Sachiko Sekiya, Masayuki Yamato, Mitsuo Umezu, and Teruo Okano. "Fabrication of functional three-dimensional tissues by stacking cell sheets in vitro," *Nature Protocols*, 7(5):850–858, May 2012.

- [54]. <http://www.dailymail.co.uk/sciencetech/article-3588596/> date 25/12/2016
- [55]. Fiona J. Gilbert, Susan M. Astley, Maureen G.C. Gillan, Olorunsola F. Agbaje, Matthew G. Wallis, Jonathan James, Caroline R.M. Boggis, and Stephen W. Duffy. “Single reading with computer-aided detection for screening mammography,” *New England Journal of Medicine*, 359(16):1675–1684, 2008.
- [56]. Michael Goldfarb, Brian E. Lawson, and Amanda H. Shultz. “Realizing the promise of robotic leg prostheses,” *Science Translational Medicine*, 5(210):210ps15–210ps15, June 2013.
- [57]. Gabriel I. Barbash and Sherry A. Glied. “New technology and health care costs – the case of robot-assisted surgery,” *New England Journal of Medicine*, 363(8):701–704, 2010.
- [58]. George Whitesides. “The lab finally comes to the chip” *Lab on a Chip*, 14(17):3125–3126, July 2014.
- [59]. S. Sakuma, B. Turan, and F. Arai. “High throughput mechanical characterization of oocyte using robot integrated microfluidic chip” In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 2047–2052, November 2013.
- [60]. Taisuke Masuda, Miyako Niimi, Hayao Nakanishi, Yoko Yamanishi, and Fumihito Arai. “Cancer cell separator using size-dependent filtration in microfluidic chip,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, 185:245–251, August 2013.
- [61]. Elsa Mazari, Xuan Zhao, Isabelle Migeotte, Jérôme Collignon, Charlie Gosse, and Aitana Perea-Gomez. “A microdevice to locally electroporate embryos with high efficiency and reduced cell damage,” *Development (Cambridge, England)*, 141(11):2349–2359, June 2014.
- [62]. <http://les-robots-sont-nos-amis.over-blog.fr/article-les-robots-et-la-medecine-89697487.html> En date 25/12/2016.
- [63]. Yajing Song, Péter Gyarmati, Ana Catarina Araújo, Joakim Lundeberg, Harry Brumer, and Patrik L. Ståhl. “Visual detection of DNA on paper chips,” *Analytical Chemistry*, 86(3):1575–1582, February 2014.
- [64]. Mahdi Azizian, Mahta Khoshnam, Nima Najmaei, and Rajni V. Patel. Visual servoing in medical robotics: a survey. part i: “endoscopic and direct vision imaging – techniques and applications,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, pages n/a–n/a, September 2013.
- [65]. Reza Seifabadi, Sang-Eun Song, Axel Krieger, Nathan Bongjoon Cho, Junichi Tokuda, Gabor Fichtinger, and Iulian Iordachita. “Robotic system for MRI-guided prostate biopsy: feasibility of teleoperated needle insertion and ex vivo phantom study,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 7(2):181–190, March 2012.
- [66]. Kishan Dholakia, Peter Reece, and Min Gu. “Optical micromanipulation,” *Chemical Society Reviews*, 37(1):42–55, December 2007.
- [67]. <http://www.maxisciences.com/spermatozo%EFde/magnetosperm> En date 25/12/2016.

- [68]. Brahim Tamadazte. “Vision 3D et Commande par asservissements visuels pour la micromanipulation et le micro-assemblage de MEMS. Application à l’automatisation d’une station de micro-assemblage,” PhD thesis, Université de Franche-Comté, November 2009.
- [69]. T. Nammoto, K. Hashimoto, S. Kagami, and K. Kosuge. “High speed/accuracy visual servoing based on virtual visual servoing with stereo cameras,” In 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 44–49, November 2013.
- [70]. O. Kermorgant. “Partial visibility constraint in 3d visual servoing,” In 2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), pages 572–577, November 2013.
- [71]. H. Hawkeye Irving King. “Human-Machine Collaborative Telerobotics: Computer Assistance for Manually Controlled Telesurgery and Teleoperation,” Thesis, April 2014.
- [72]. <http://www.up-magazine.info/index.php/le-vivant/nanotechnologies> En date 29/12/2016
- [73]. O. A. J. van der Meijden and M. P. Schijven. The value of haptic feedback in conventional and robot-assisted minimal invasive surgery and virtual reality training: a current review. *Surgical Endoscopy*, 23(6):1180–1190, June 2009.
- [74]. Marc J. Madou. “Fundamentals of Microfabrication” The Science of Miniaturization, Second Edition. CRC Press, March 2002.
- [75]. Etienne Guyon, Jean-Pierre Hulin, and Luc Petit. “Hydrodynamique physique” CNRS Editions, Les Ulis, 3e édition, September 2012.
- [76]. A. Sanati Nezhad. “Microfluidic platforms for plant cells studies”. *Lab on a Chip*, 14(17):3262–3274, July 2014.
- [77]. David R. Walt. “Protein measurements in microwells”. *Lab on a Chip*, 14(17):3195–3200, July 2014.
- [78]. A. K. Capulli, K. Tian, N. Mehandru, A. Bukhta, S. F. Choudhury, M. Suchyta, and K. K. Parker. “Approaching the in vitro clinical trial: engineering organs on chips” *Lab on a Chip*, 14(17):3181–3186, July 2014.
- [79]. Zolt’an Gorocs and Aydogan Ozcan. “Biomedical imaging and sensing using flatbed scanners. *Lab on a Chip*,” 14(17):3248–3257, July 2014.
- [80]. Jacob N. Israelachvili. “Intermolecular and Surface Forces,” Third Edition: Revised Third Edition. Academic Press, Burlington, MA, 3 edition, June 2011.
- [81]. Michael Gauthier. “Micromanipulation robotique en milieu liquide,” PhD thesis, Université de Franche-Comté, May 2011.
- [82]. Sébastien Alvo “Etude, modélisation et mesure des forces d’adhésion à l’échelle microscopique,” PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, October 2012.
- [83]. Tiantian Xu. “Propulsion Characteristics and Visual Servo Control of Scaled-up Helical Microswimmers,” PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, March 2014.

- [84]. Chytra Pawashe, Steven Floyd, and Metin Sitti. "Modeling and experimental characterization of an untethered magnetic micro-robot," *The International Journal of Robotics Research*, 28(8):1077–1094, January 2009.
- [85]. Gilgueng Hwang, H. Salmon, L.A. Ivan, J. Agnus, N. Chaillet, S. Regnier, and A. Haghiri-Gosnet. "Large range versatile wireless microrobotic manipulators in microfluidic devices," In *2013 IEEE 26th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, pages 1179–1182, January 2013.
- [86]. Andrew T. Baisch, Onur Ozcan, Benjamin Goldberg, Daniel Ithier, and Robert J. Wood. "High speed locomotion for a quadrupedal microrobot," *The International Journal of Robotics Research*, page 0278364914521473, May 2014.
- [87]. Gabe Nelson, Aaron Saunders, Neil Neville, Ben Swilling, Joe Bondaryk, Devin Billings, Chris Lee, Robert Playter, and Marc Raibert. PETMAN: "A humanoid robot for testing chemical protective clothing," *Journal of the Robotics Society of Japan*, 30(4):372–377, 2012.
- [88]. Robert Wood, Radhika Nagpal, and Gu-Yeon Wei. Flight of the robobees. *Scientific American*, 308(3):60–65, 2013.
- [89]. Timothy S. Arthur, Daniel J. Bates, Nicolas Cirigliano, Derek C. Johnson, Peter Malati, James M. Mosby, Emilie Perre, Matthew T. Rawls, Amy L. Prieto, and Bruce Dunn. "Three-dimensional electrodes and battery architectures," *MRS Bulletin*, 36(07):523–531, 2011.
- [90]. Purcell, EM. "Life at low reynolds number". *American Journal of Physics*, 1973.
- [91]. Howard C. Berg and Douglas A. Brown. Chemotaxis in *escherichia coli* analysed by three-dimensional tracking. *Nature*, 239(5374):500–504, October 1972.
- [92]. Dongwook Kim, Albert Liu, Eric Diller, and Metin Sitti. "Chemotactic steering of bacteria propelled microbeads," *Biomedical Microdevices*, 14(6):1009–1017, December 2012.
- [93]. S. Martel, W. Andre, Mahmood Mohammadi, Zhao Lu, and Ouajdi Felfoul. "Towards swarms of communication-enabled and intelligent sensotaxis-based bacterial microrobots capable of collective tasks in an aqueous medium," In *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2009. ICRA '09*, pages 2617–2622, May 2009.
- [94]. Andrey Sokolov, Mario M. Apodaca, Bartosz A. Grzybowski, and Igor S. Aranson. "Swimming bacteria power microscopic gears," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(3):969–974, January 2010.
- [95]. F. Srairi, M. Meguellati, F. Djeflal and L. Saidi, "Control and Analytical Modeling of New Swimming Microrobot Design Using Flatness-ANFIS Based Control," *International Parallel Conferences on Researches in Industrial and Applied Sciences, IARIAS'2014, DUBAI, UAE*, pp. 76-84, 2014.
- [96]. F. Srairi, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djeflal, "Analytical Modeling and Optimization of New Swimming Microrobot design using genetic algorithm computations," *14th IEEE International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, STA'2013*, pp. 265-268, Sousse, Tunisia, 2013.

- [97]. Wei Gao, Xiaomiao Feng, Allen Pei, Christopher R. Kane, Ryan Tam, Camille Hennessy, and Joseph Wang. “Bioinspired helical microswimmers based on vascular plants” *Nano Letters*, 14(1):305–310, January 2014.
- [98]. A. Ashkin, J. M. Dziedzic, J. E. Bjorkholm, and Steven Chu. “Observation of a singlebeam gradient force optical trap for dielectric particles” *Optics Letters*, 11(5):288–290, May 1986.
- [99]. S. Fukada, H. Maruyama, T. Masuda, and F. Arai. “3d fabrication and manipulation of hybrid nanorobots by laser for single cell analysis” In 2012 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS), pages 479–481, November 2012.
- [100]. H. Maruyama, F. Arai, and T. Fukuda. “On-chip pH measurement using functionalized gel-microbeads positioned by optical tweezers” *Lab on a Chip*, 8(2):346–351, February 2008.
- [101]. H. Marino, C. Bergeles, and B.J. Nelson. “Robust electromagnetic control of microrobots under force and localization uncertainties,” *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 11(1):310–316, January 2014.
- [102]. Z. Wang, Y. Wang, J. Li, and G. Hang. “A micro biomimetic manta ray robot fish actuated by SMA,” In 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pages 1809–1813, December 2009.
- [103]. E. Smela. “Conjugated polymer actuators for biomedical applications,” *Advanced Materials*, 15(6):481–494, March 2003.
- [104]. J. Gafford, Y. Ding, A. Harris, T. McKenna, P. Polygerinos, D. Holland, A. Moser, and C. Walsh. “Shape deposition manufacturing of a soft, atraumatic, deployable surgical grasper” *Journal of Medical Devices*, 8(3):030927–030927, July 2014.
- [105]. Dominic R. Frutiger. *MagMites: “Design, Fabrication, and Control of Wireless Resonant Magnetic Micromachines for Dry and Wet Environments,”* PhD thesis, ETHZ, 2010.
- [106]. V. Andrieu, L. Praly, et A. Astolfi, “High gain observers with updated gain and homogeneous correction terms”, *Automatica*, vol. 45(2), p. 422–428, 2009.
- [107]. L. Arcese, A. Cherry, M. Fruchard, et A. Ferreira, “Dynamic behavior investigation for trajectory control of a microrobot in blood vessels”, *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, p. 5774–5779, 2010.
- [108]. L. Arcese, A. Cherry, M. Fruchard, et A. Ferreira, “High gain observer for backstepping control of a mri-guided therapeutic microrobot in blood vessels”, *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, p. 3.9–354, 2010.
- [109]. L. Arcese, A. Cherry, M. Fruchard, et A. Ferreira, “Optimal trajectory for a microrobot navigating in blood vessels”, *IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 1950–1953, 2010.
- [110]. L. Arcese, M. Fruchard, F. Beyeler, A. Ferreira, et B. J. Nelson, “Adaptive backstepping and mems force sensor for an mri-guided microrobot in the

- vasculature”, IEEE International Conference on Robotics and Automatics, p. 4121–4126, 2011.
- [111]. L. Arcese, , M. Fruchard, et A. Ferreira: Propulsion and Navigation Control of MRI-Guided Drug Delivery Nanorobots, Springer - NanoRobotics : Current Approaches and Techniques. A paraitre. 2011, Chapter 13
- [112]. L. Arcese, , M. Fruchard, et A. Ferreira, “Endovascular magnetically-guided robots : navi-gation modeling and optimization”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011.
- [113]. M. Athans, “The role and use of the stochastic linear-quadratic-gaussian problem in control system design”, IEEE Transactions on Automatic Control, vol. 6, p. 529–552, 1971.
- [114]. Athans, M. et Falb, P. L. 1966, Optimal control : an introduction to the theory and its applications, Mac Graw Hill, New York.
- [115]. S. R. Atmakuri, E. Lev, C. Alviar, E. Ibarra, A. E. Raizner, S. L. Solomon, et N. S. Kleiman, “Initial experience with a magnetic navigation system for percutaneous coronary inter-vention in complex coronary artery lesion”, Journal of the American College of Cardiology, vol. 47(3), p. 512–521, 2006.
- [116]. C. Batur, T. Sreeramreddy, et Q. Khasawneh, “Sliding mode control of a simulated mems gyroscope”, American Control Conference, p. 4160–4165, 2005.
- [117]. R. Bawa, 2008, “Nanoparticle-based therapeutics in humans : A survey”, Nanotechnology Law& Business, vol. 5(2), p. 135–155.
- [118]. E. Diller, Naicheng Zhang, and M. Sitti. “Bonding methods for modular micro-robotic assemblies,” In 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 2588–2593, May 2013.
- [119]. H. Salmon, L. Couraud, and Gilgueng Hwang. “Swimming property characterizations of magnetic polarizable microrobots,” In 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pages 5520–5526, May 2013.
- [120]. Z. Wang, G. Hang, J. Li, Y. Wang, and K. Xiao “A microrobot fish with embedded SMA wire actuated flexible biomimetic fin” Sensors and Actuators A: Physical, 144(2):354–360, June 2008.
- [121]. P. Pouponneau, G. Bringout, and S. Martel “Therapeutic magnetic microcarriers guided by magnetic resonance navigation for enhanced liver chemoembilization,” a design review. Annals of Biomedical Engineering, 42(5):929–939, May 2014.
- [122]. H. Horiguchi, K. Imagawa, T. Hoshino, “Fabrication and Evaluation of Reconstructed Cardiac Tissue and Its Application to Bio-actuated Microdevices,” IEEE Trans on nanobioscience, Vol. 8, pp. 349-359, 2009.
- [123]. F. Srairi, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djefal, “Analytical Modeling and Optimization of New Swimming Microrobot design using genetic algorithm computations,” 14th IEEE International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, STA'2013, pp. 265-268, Sousse, Tunisia, 2013.

- [124]. F. Djeflal, D. Arar, N. Abdelmalek, M.A. Abdi, R. Mahamdi, A. Errachid, "A junctionless-multigate design to improve the electrical performances for deep submicron ISFET-based sensors," *Sensor Letters*, Vol. 9, pp. 2309-2311, 2011.
- [125]. T. Bendib, F. Djeflal, M. A. Abdi, D. Arar, "An Analytical analysis of the sensitivity behaviour for deep submicron ISFET sensors," *Third International Conference Electrical Engineering Design, ICEEDT09*, Sousse, Tunisia, 2009.
- [126]. M. Meguellati, F. Djeflal, D. Arar, F. Douak and L. Khettache, "New RADFET Dosimeter Design For Radioactive Environment Monitoring Applications," *Eng Lett*, Vol. 20, EL 20-4-06, 2012.
- [127]. M. Meguellati, F. Djeflal, "New Dual-Dielectric Gate All Around (DDGAA) RADFET dosimeter design to improve the radiation sensitivity," *Nuc Instr and Meth in Phys Res*, Vol. A 683 pp. 24-28, 2012.
- [128]. D. Arar , F. Djeflal , T. Bentrchia, M. Chahdi, "New junctionless RADFET dosimeter design for low-cost radiation monitoring applications," *Physica Status Solidi (C) Current Topics in Solid State Physics* Vol. 11, pp. 65-68, 2014.
- [129]. <http://ento2.net/2016/08/poderosa-bebida> En date 26/12/2016
- [130]. M. Meguellati, F. Djeflal, D. Arar, T. Bendib, L. Khettache, "RADFET dosimeter design for environment monitoring applications," *Proceedings of the International Conference on Microelectronics, ICM'2012*, Algiers, Algeria, pp. 1-4, 2012.
- [131]. Dennis E. Curtin, Robert D. Lousenberg, Timothy J. Henry, Paul C. Tangeman, Monica E. Tisack "Advanced materials for improved PEMFC performance and life," *Journal of Power Sources* Vol. 131, pp. 41-8, 2004. .
- [132]. T. Bentrchia, F. Djeflal, D. Arar, M. Meguellati, "ANFIS-based computation to study the nanoscale circuit including the hot-carrier and quantum confinement," *The 5th International Conference on Modeling, Simulation and Applied Optimization*, pp. 1-5, 2013.
- [133]. T. Bentrchia, F. Djeflal, E. Chebaaki, "ANFIS-based approach to study the subthreshold swing behavior for nanoscale DG MOSFETs including the interface trap effect," *The 24th International Conference on Microelectronics*, pp.1-4, 2012.
- [134]. <http://www.bit-tech.net/blog/2009/08/26/what-nanotech> En date 26/12/2016
- [135]. J. Jang, "ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system," *J. IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics*, Vol. 23, pp. 665–685, 1993.
- [136]. <http://marcusqkpreston.soup.io/since/375766928>. En date 26/12/2016
- [137]. L. Arcese, F. Matthieu, B. Felix, A. Ferreira, B. J. Nelson, " Adaptive Controller and Observer for a Magnetic Microrobot," *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 29, pp. 1060-1067, 2013.
- [138]. Jin-liang Yan, and Zhi-yue Zhang, "Two-grid Methods for Characteristic Finite Volume Element Approximations of Semi-linear Sobolev Equations," *Engineering Letters*, vol. 23, no.3, pp189-199, 2015.
- [139]. COMSOL Multiphysics, URL <http://www.femlab.com>.
- [140]. <http://www.robots-et-compagnie.com/robot-nature>.

- [141]. Zhongda Tian, Shujiang Li, Yanhong Wang, and Quan Zhang, "Multi Permanent Magnet Synchronous Motor Synchronization Control based on Variable Universe Fuzzy PI Method," Engineering Letters, vol. 23, no.3, pp180-188, 2015.
- [142]. <https://www.linkedin.com> En date 26/12/2016
- [143]. [.https://fr.wikipedia.org/wiki](https://fr.wikipedia.org/wiki) En date 26/12/2016



Modeling Control and Optimization of a New Swimming Microrobot Using Flatness-Fuzzy-Based Approach for Medical Applications

F. Srairi¹ · L. Saidi¹ · A. Hassam²

Received: 1 August 2017 / Accepted: 5 December 2017
© King Fahd University of Petroleum & Minerals 2017

Abstract

Recently, researches in the interventional microrobots have taken the lion's share in the field of biomedical devices. The aim of biomedical microrobots is to reach inaccessible areas of the human body and deliver drugs in high position. This work presents a new approach to elaborate a new physics-based model for novel self-propelled swimming microrobots. The robot is composed of an ellipsoidal head and hybrid tail that are propelled by a joint polymer metal composite actuator. Green's function is used to solve the coupled elastic/fluid problems caused by the vibrating hybrid tail in a fluid. This method allowed producing the velocity of microrobot. For the control of the swimming microrobot in hazardous environment, the flatness-fuzzy-based control strategy is developed to eliminate the effect of nonlinear model and to generate the optimal trajectory of flat outputs. The fuzzy technique is aimed to adjust the law control gains in real time for improving the precision of the proposed microrobot in tracking the desired trajectory in fluid. The multi-objectives genetic algorithm is employed to optimize both the reference trajectory and the design parameters in order to enhance the time response and to minimize the dynamic tracking error of the trajectory. To achieve this, a numerical model based on accurate solutions of Navier–Stokes equations is developed. The results of the simulation show that the proposed design with ellipsoidal head gives better performance in comparison with that achieved by the conventional structure.

Keywords Control · Flatness-fuzzy · Medical applications · Modeling · Optimization · Swimming microrobot

1 Introduction

Nowadays, the researches in the microrobot domains are a hot topic in different applications. In particular, in the medical applications, the microrobot can be used to make easy therapeutic operations [1–3]. It opens a wide field in mini-invasive and noninvasive diagnostic and therapy. The essential tasks of the microrobot in this field are the localization of the drug and screening many diseases. Over the past decade, developments in micro- and nanotechnology have allowed the researchers to manufacture miniature devices capable of propulsion at the micro- and nanoscale and load the drug and submicron embedded sensors. The primary challenges in this scale are the locomotion and its stimulus. The electroactive

polymers, also known as artificial muscles, can be considered as an attractive candidate for high performance for aquatic robots [3–8].

Taken into account that the microrobot swims in a viscous environment, some investigations have been implicated in the development of microrobot designs. Based on the locomotion mode, several researches and practices are developed. For instance, Chen et al. [9] presented a new noninvasive microrobot with two contra-rotating spiral type propellers; in this investigation, an external magnetic field is applied to ensure the spiral motion. However, speed limitation is the main disadvantage of this microrobot. Another swimming microrobot with different structures is based on the biomimetic principles. Different designs have been proposed by the researchers for such microrobots with distinguishing physical features [2–4]. Several microrobot designs are biologically inspired basing on the helical tail, elastic tail or beating flagella. However, the contributions in the biomimetic investigation point out some problems in terms of controlling microrobot through using magnetic fields actuators. The control of magnetic microrobot needs nonlinear analysis [9,10].

✉ F. Srairi
srairi.fawzi@gmail.com

¹ LAAAS, Department of Electronics, Université Mostefa Benboulaïd - Batna 2, 05000 Batna, Algeria

² LAS, Department of Electronics, University of Setif, 19000 Sétif, Algeria

Some models have been developed based on finite or discrete elements; while these methods are very useful to planning the microrobot's trajectory, high computational costs of online control is the main drawback [11–15].

This research work intends to suggest a new physics-based model for novel self-propelled swimming microrobots. The robot is composed by an ellipsoidal head and hybrid tail propelled by a joint in polymer metal composite actuator. Green's function is used in our investigation for solving the coupled elastic/fluid problems created by vibrating hybrid tail in a fluid. This latter allows us to produce the velocity of microrobot. The designed controller is based on the use of fuzzy controller to adjust flatness law gains. This integrated technique improves the system performance, cost effectiveness and efficiency of the intended controller. In addition, the flatness-fuzzy-based control strategy has been used to control our swimming microrobot in hazardous environment. Moreover, our control strategy is based on the flatness technique to eliminate the effect of nonlinear model and generate the optimal trajectory of flat outputs. With differential flatness approach, the dynamical model can be written in the Brunovsky form. Transformation into the Brunovsky form can be succeeded for change of parameters for the system state variables and the system's control input. The fuzzy technique ensures the precision of our microrobot to track the desired trajectory in the fluid. In addition, a multi-objective genetic algorithm is used to optimize both the reference trajectory and the design parameters to enhance the rapidity of the response time and minimize the dynamic error of tracking trajectory. Eventually, the numerical model of the proposed design is carried out based on accurate solution of Navier–Stokes equations. A good agreement is achieved between the analytical and numerical models (result of computational fluid dynamics (CFD)). On the other hand, vortices and shedding are skipped in analytical modeling because it takes much high computational time but it catches many nonlinear complex effects.

2 Modeling and Methodology

The proposed model of swimming microrobot takes the shape and the movement imitation of the fish and returns significant performance parameters such as thrust force (F_{th}), forward velocity (V_x) and generated torque (M_x). The study is performed in cartesian coordinates. The structure of the robot along with the system of coordinates and forces applied on the structure are illustrated in Figs. 1 and 2. This model consists of the body in ellipsoidal shape, a hybrid tail and the active joint connecting them, in which the active joint is modeled by the torques. These torques are the main parameters that conduct the motion of the whole components of microrobot. The hybrid tail is moved owing to the forces and torques that

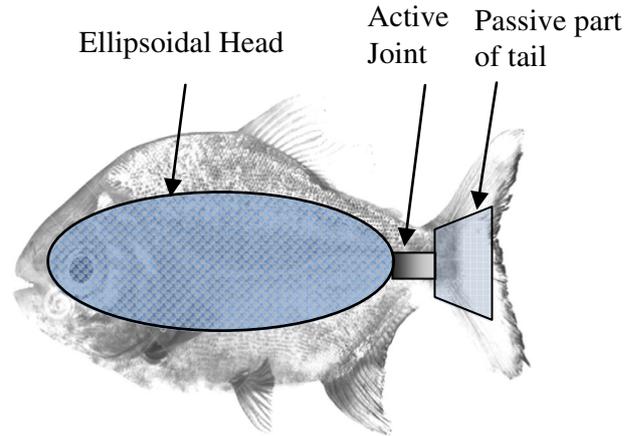


Fig. 1 Swimming microrobot design with an active joint

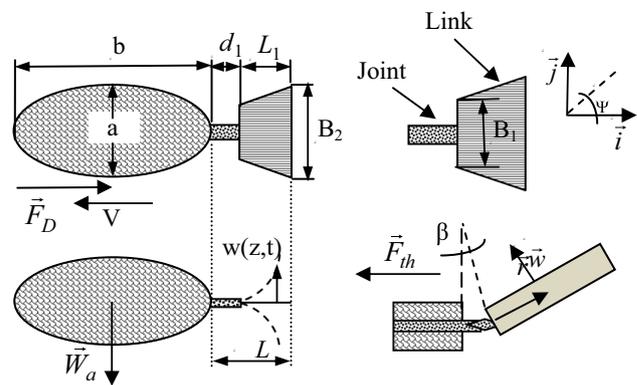


Fig. 2 Cross-sectional view of proposed swimming microrobot with a description of its hybrid tail

are imposed on it. Based upon the work environment, the microrobot is designed to swim in the human's artery, since we predict that the Reynolds number of the robot would be significantly smaller than one.

In order to study the movement of the microrobot, it is essential to calculate the flexural oscillations of the hybrid tail, denoted as $w(x, t)$, at a given point x and time t . The governing equation of the dynamically deflection of hybrid tail is given by:

$$EI \frac{\partial^4 W(x, t)}{\partial X^4} + m \frac{\partial^2 W(x, t)}{\partial X^2} = F(x, t) \tag{1}$$

where $W(x, t)$ presents the lateral deflection of the hybrid tail in the Z-direction, E is the effective Young's modulus of the tail, I is the moment of inertia of the hybrid tail cross section, m is the mass per unit length of the hybrid tail, $F(x, t)$ is the external exerted force generated by the active joint in the Z-direction, x is the spatial coordinate along the length of hybrid tail and t is the time.

The boundary conditions for hybrid tail and the initial conditions are:

$$\left[W(x, t) = \frac{\partial W(x, t)}{\partial x} = \frac{\partial^2 W(x, t)}{\partial x^2} = \frac{\partial^3 W(x, t)}{\partial x^3} \right]_{x=0} = \left[W(x, t) = \frac{\partial W(x, t)}{\partial x} = \frac{\partial^2 W(x, t)}{\partial x^2} = \frac{\partial^3 W(x, t)}{\partial x^3} \right]_{x=L} = 0 \tag{2}$$

where L is the length of the hybrid tail, and by taking the Fourier transform of the governing Eq. (1), we obtain the following formula:

$$\frac{d^4 W(X)}{dx^4} - q^4 W(X) = \tilde{F}_{\text{hydro}} \tag{3}$$

$$q^4 = w^2 m / EL$$

in which $W(X)$ and \tilde{F}_{hydro} are the Fourier transform of $w(x)$ and $F(x)$, respectively, q is the frequency parameter of the hybrid tail. The boundary conditions and the initial conditions for $W(X)$ are equal to those for $w(x, t)$, where each partial derivatives are replaced by full derivatives and the spatial variable by its value.

For hybrid tail moving in a fluid, the general form of \tilde{F}_{hydro} is given by

$$\tilde{F}_{\text{hydro}}(\xi|w) = -\frac{\pi}{4} \rho_w D^2 \xi \Gamma(w) W(X), \quad 0 \leq \xi \leq x \leq L \tag{4}$$

where ρ_w presents the fluid density, D the width of the hybrid tail and $\Gamma(w)$ the hydrodynamic function that depends on the geometry and size of the hybrid tail and the frequency of the motion [16].

The width of the tail D is calculated by:

$$D = B_2 + k\xi \quad 0 \leq \xi \leq x \leq L \tag{5}$$

where $k = \frac{B_1 - B_2}{L}$

It is practical to elaborate the solution of Eq. (3) in integral form, based on the theory of Green's functions. The suitable Green's function for Eq (3) satisfies:

$$\frac{\partial^4 G(x, \xi)}{\partial x^4} - q^4 G(x, \xi) = \delta(x - \xi) \tag{6}$$

where $l^*G(x, \xi) = \delta(x, \xi)$ in which $\delta(x - \xi)$ is the Dirac delta function, l is the differential operator and l^* is hint operator of the differential operator.

The solution of Eq. (6) is supposed:

$$G(x, \xi) = \begin{cases} a \sin(q\xi) + b \cos(q\xi) + c \sinh(q\xi) \\ + d \sinh(q\xi) \\ 0 \leq \xi \leq x \leq L \end{cases} \tag{7}$$

In this case the constants, $a-d$ are determined such that the Green's function meets the following conditions:

- The boundary conditions at each end of the hybrid tail, freed and linked to the head, are:

$$G(x, 0) = 0, \quad G''(x, 0) = 0, \\ G'(x, L) = 0 \text{ and } G'''(x, L) = 0$$

- The continuity conditions of vibration, position of the tail and moment at each points are:

$$G(x, x^+) = G(x, x^-), \quad G'(x, x^+) = G'(x, x^-), \\ G''(x, x^+) = G''(x, x^-) \text{ and } G'''(x, x^+) = G'''(x, x^-)$$

- The shearing force discontinuity in a point when we applied the excitation force of magnitude one is:

$$G'''(x, x^+) - G'''(x, x^-) = 1$$

The constants $a-d$ can be calculated using the above conditions and lead to contradictory values. This contradiction is owing to the resonant condition.

By applying the Fredholm alternative theorem [17,18], the modified problem takes the form:

$$\frac{\partial^4 G_m(x, \xi)}{\partial x^4} - q^4 G_m(x, \xi) = \delta(x - \xi) + \left(-\frac{2}{L}\right) \sin(\lambda\xi) \sin(\lambda x) \tag{8}$$

The solution of modified Green's is of the form:

$$G_m(x, \xi) = G_c(x, \xi) + G_p(x, \xi) \tag{9}$$

where $G_c(x, \xi)$ and $G_p(x, \xi)$ are the complimentary solution and the particular solution, respectively.

Hence, the solution is given by:

$$G(x, \xi) = -\frac{\sin(qx)}{2Lq^3} \xi \cos(q\xi) + a \sin(q\xi) + b \cos(q\xi) + c \sinh(q\xi) + d \cosh(q\xi) \quad 0 \leq \xi \leq x \leq L \tag{10}$$

Using the boundary conditions mentioned in Eq. (2), the contradiction is eliminated, and we find the solution with relationship of constants as:

$$\begin{aligned}
 G(x, \xi) = & -\frac{\sin(qx)}{2Lq^3} \xi \cos(q\xi) + x \sin(q\xi) \\
 & + \frac{\tanh(qL) \sinh(qL)}{2q^3} \sinh(q\xi) \\
 & + \frac{\cos(qx)}{2q^3} \sin(q\xi) - \frac{\cosh(qx)}{2q^3} \sinh(q\xi) \\
 0 \leq \xi \leq x \leq L
 \end{aligned}
 \tag{11}$$

For the initial mathematical problem, the solution of Eq. (1) takes the form:

$$w(x, t) = G(x, \xi)F \tag{12}$$

Based on the Lighthill’s theory of slender body [19], the microrobot model is considered slender, where the tail is flexing periodically with the exerted force given by:

$$F = m \frac{d^2 \beta}{dt^2} \tag{13}$$

where $w(x, t) = \beta(x, \xi)|_{x=\xi}$, it proves practical to change the variable by using $\xi = \xi(t)$ so that:

$$\frac{d\beta}{dt} = \frac{d\beta}{d\xi} \frac{d\xi}{dt} = v \frac{d\xi}{dt} \tag{14}$$

The thrust force of the microrobot in this case is calculated by integrating the hydrodynamic force along the tail and projecting it in the $-\vec{i}$ direction; we find the thrust forces as:

$$F_{th} = -\rho_w \frac{\pi}{4} D^2 \Gamma_1(\omega) \lambda_f \ddot{\beta} \sin(\beta) \tag{15}$$

where $\lambda_f = \frac{D^2 L^2}{2} - \frac{2kDL^3}{3} + \frac{k^2 L^4}{4}$.

The mean thrust force \bar{T} produced by the tail can be calculated as:

$$\bar{T} = \left[\frac{m}{2} \left(\left(\frac{\partial w(x, t)}{\partial t} \right) - v^2 \left(\frac{\partial w(x, t)}{\partial x} \right) \right) \right]_{x=L} \tag{16}$$

where the mean thrust force can take values of drag force F_D expressed as:

$$F_D = \frac{1}{2} C_D \rho_w V^2 A \tag{17}$$

in which C_D is the drag coefficient and A is the surface area immersed in fluid. When the mean thrust force balances with the drag force, we can solve the speed of our swimming microrobot:

$$V = \left[\frac{m \left(\frac{\partial w(x, t)}{\partial t} \right)^2}{C_D \rho_w A + m \left(\frac{\partial w(x, t)}{\partial x} \right)} \right]_{x=L}^{\frac{1}{2}} \tag{18}$$

The hydrodynamic resistance of fluid is classically modeled using the numerical solution of Navier–Stokes equation.

The head of our microrobot has the ellipsoidal shape for simulating the sperm head, in order to decrease the resistance of fluid. The process of fabrication of this later uses the femtosecond laser micromachining strategy [20]. The drag force applied on the head in case of incompressible fluid is approximated by:

$$F_d = -\frac{1}{2} \rho A C_D V_r^2 \tag{19}$$

where ρ presents the fluid density, A is the microrobot’s frontal face and C_D is the drag coefficient depending on Reynolds number; for a head of microrobot immersed in fluid in laminar flow, the drag coefficient is given by:

$$C_D = \frac{24}{Re}, \quad Re = \frac{2a\rho V}{\eta} \tag{20}$$

in which a is the minor radius of ellipsoidal shape of the head.

For a microrobot’s head which is ellipsoid, the drag force is given by:

$$F_d = 6\pi \eta a v k' \tag{21}$$

where k' is the corrector shape form, the expression of k' is calculated as:

$$k' = \frac{\frac{3}{4}(\alpha^2 - 1)}{\frac{(2\alpha^2 - 1)}{(\alpha^2 - 1)^{1/2}} \ln[\alpha^2 + (\alpha^2 - 1)^{1/2}] - \alpha} \tag{22}$$

where $\alpha = \frac{b}{a}$ b is the major radius of ellipsoidal shape. The Knudsen number has a sufficient value to neglect the impact of Brownian motion [3]. The translational movement of the proposed microrobot is given by

$$m \frac{d\vec{v}}{dt} = \vec{F}_{th} + \vec{F}_D + \vec{W}_a \tag{23}$$

where the apparent weight is $W_a = V_h(\rho - \rho_f)$, V_h is the microrobot volume.

The configuration of the simulated swimming microrobot is given in Table 1.

Table 1 Microrobot design and simulation parameters

Parameters	Values
Magnitude attack angle (A)	50°
Pulsation (w)	π
Viscosity dynamic (η)	0.008
Hydrodynamic function (Γ_1)	1
Minor robot’s radius (a)	50 (μm)
Major robot’s radius (b)	120 (μm)
Fluid density (ρ_w)	1060 (kg m^{-3})
Tail length (L)	1 (mm)

3 Flatness-Fuzzy-Based Investigation

Flatness is a property of some class of systems known as flat systems; this class contains state variables called flat outputs, where all other system’s variables and the dynamic behavior of the system can be deduced from the flat outputs [21]. The problem of tracking trajectory of our microrobot in fluidic environment can be solved without approximating and integrating the system equations. In fact, the flatness investigation will be used to design a robust controller. The state representation of microrobot model can be exploited to design a controller:

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 \\ \sin \psi & 0 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} \tag{24}$$

where $[x, y, \psi]$ are the generalized coordinate, v is the linear velocity and w represents the angular velocity.

By choosing the flat outputs $J = (J_1, J_2) = (x, y)$, the model can be linearized in closed loop; then, the microrobot model can be written as:

$$\begin{bmatrix} \dot{J}_1 \\ \dot{J}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & 0 \\ \sin \psi & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v \\ w \end{bmatrix} \tag{25}$$

For solving the singularity problem between the inputs and the flat outputs, the input prolongation of linear velocity v must be introduced:

$$\dot{x} = v \cos \psi, \quad \dot{y} = v \sin \psi, \quad \dot{v} = z_1, \quad \dot{\psi} = w \tag{26}$$

where z_1 represents the new system input, the double time derivatives of the system equations gives:

$$\begin{bmatrix} \ddot{J}_1 \\ \ddot{J}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \psi & -v \sin \psi \\ \sin \psi & v \cos \psi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z_1 \\ w \end{bmatrix} \tag{27}$$

The demonstration that the system is flat essentially based on the following equations:

$$\begin{aligned} (x, y) &= (J_1, J_2) \\ v &= \sqrt{\dot{J}_1^2 + \dot{J}_2^2} \\ \psi &= \tan^{-1} \left(\frac{\dot{J}_2}{\dot{J}_1} \right) \\ z_1 &= \dot{v} = \frac{\dot{J}_1 \ddot{J}_1 + \dot{J}_2 \ddot{J}_2}{\sqrt{\dot{J}_1^2 + \dot{J}_2^2}} \\ w &= \dot{\psi} = \frac{\dot{J}_1 \ddot{J}_2 - \dot{J}_2 \ddot{J}_1}{\dot{J}_1^2 + \dot{J}_2^2} \end{aligned} \tag{28}$$

where Eq. (28) demonstrates that all system variables are expressed as function of the choosing flat outputs (and their

time derivatives). Therefore, we deduce that the microrobot model is flat.

The following set of equations presents the diffeomorphism where a relationship can be established between the choosing flat output and the original system variables. This relationship allows the controllability of full state in the flat outputs space.

$$\begin{aligned} J_1 &= x \\ J_2 &= y \\ \dot{J}_1 &= v \cos \psi \\ \dot{J}_2 &= v \sin \psi \\ \ddot{J}_1 &= z_1 \cos \psi - vw \sin \psi \\ \ddot{J}_2 &= z_1 \sin \psi + vw \cos \psi \end{aligned} \tag{29}$$

3.1 Fuzzy Controller

Due to the applications of microrobot in medical field, it needs to be controlled in real time with high precision. In this context, the fuzzy controller is coupled with the flatness strategy in order to adjust the law control gains in real time and correct the robot behavior in running environment [22].

The proposed control approach is shown in Fig. 3 where the inputs of the fuzzy controller are the error between measured and desired trajectory and its derivative.

$$\begin{aligned} e_{1,2} &= J_{1d,2d} - J_{1,2} \\ \dot{e}_{1,2} &= \dot{J}_{1d,2d} - \dot{J}_{1,2} \end{aligned} \tag{30}$$

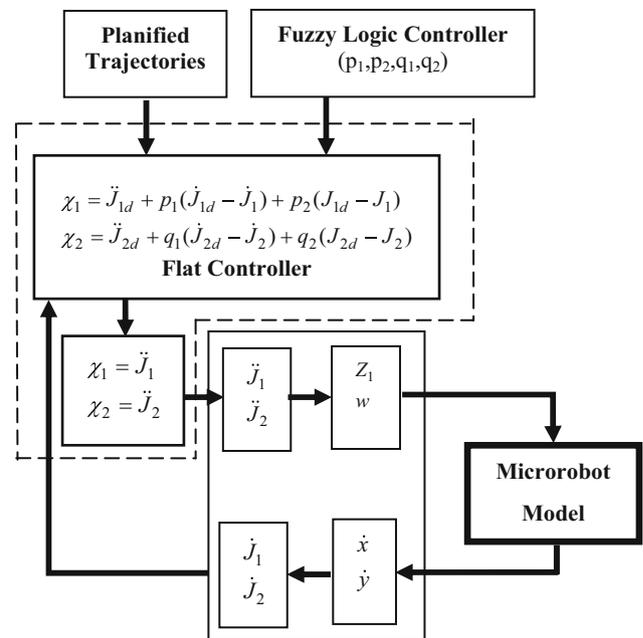


Fig. 3 Flowchart of proposed control strategy

Table 2 Rules of fuzzy controller

\dot{e}_1	e_1		
	N	Z	P
N	PB/PB	PS/PM	PS/Z
Z	PM/PM	Z/Z	PM/PM
P	PM/Z	PM/PM	PB/PB

The fuzzy controller outputs are the linear and angular velocities. The membership functions of the inputs are shaped like triangles with three fuzzy sets which are {N, Z, P}, and the variations of discourse universe of $e_{1,2}$ and $\dot{e}_{1,2}$ are normalized into the range $[-2, 2]$ and $[-10, 10]$, respectively. The triangular shape of membership functions is justified by the fact that it is linear, easy to implement, and gives good results. Thus, the membership functions of outputs p_1, q_1 and p_2, q_2 are constants with four partitions denoted as : {Z, PS, PM, PB}; Table 2 shows the fuzzy control rules.

The flowchart of the proposed strategy is shown in Fig. 3. The principle of proposed strategy is based on transforming the error and its derivative into fuzzy controller where the values of outputs controller were evaluated according to the fuzzy rules and exploited to adjust the gain values of law flatness controller presented in Eq. (31).

$$\begin{aligned} \chi_1 &= \ddot{J}_{1d} + p_1(\dot{J}_{1d} - \dot{J}_1) + p_2(J_{1d} - J_1) \\ \chi_2 &= \ddot{J}_{2d} + q_1(\dot{J}_{2d} - \dot{J}_2) + q_2(J_{2d} - J_2) \end{aligned} \tag{31}$$

The control law is a function of error and its derivative is written as [23–25]:

$$\begin{aligned} \chi_1 &= \ddot{J}_{1d} + p_1\dot{e}_1 + p_2e_1 \\ \chi_2 &= \ddot{J}_{2d} + q_1\dot{e}_2 + q_2e_2 \end{aligned} \tag{32}$$

where J_{1d} and J_{2d} represent the desired trajectories of flat outputs that can expressed in polynomial form:

$$\begin{aligned} J_{1d} &= a_3t^3 + a_2t^2 + a_1t + a_0 \\ J_{2d} &= b_5t^5 + b_4t^4 + b_3t^3 + b_2t^2 + b_1t + b_0 \end{aligned} \tag{33}$$

where the constants $a_i, i = 0, \dots, 3$ and $b_i, i = 0, \dots, 5$ are determined by the terminal conditions (Table 3).

Table 3 Terminal condition of the systems variable

Terminal condition for state variables	Terminal conditions in flat outputs
$x(0), y(0), \psi(0), v(0)$	$J_1(0), \dot{J}_1(0), \ddot{J}_1(0)$
$z_1(0), w(0)$	$J_2(0), \dot{J}_2(0), \ddot{J}_2(0)$
$x(t_f), y(t_f), \psi(t_f), v(t_f)$	$J_1(t_f), \dot{J}_1(t_f), \ddot{J}_1(t_f)$
$z_1(t_f), w(t_f)$	$J_2(t_f), \dot{J}_2(t_f), \ddot{J}_2(t_f)$

4 CFD Modeling

2D computational fluid dynamic modeling makes available the distribution of pressure and hydrodynamic force acting on swimming microrobot face. This sequence of information is used to compute the resulting thrust forces accumulated in the hybrid tail. In this study, the dynamic mesh update is employed, and the microrobot design is localized in cylindrical channel, while the microrobot creates another condition of moving for the fluid volume. So, the boundary surface is defined as walls with zero sleep condition, and the tetrahedral mesh form is used in this case.

4.1 Estimation of Acting Forces and Moments

For calculating the total force and moments acting on the faces of the structure design, we use the information of pressure distribution and the hydrodynamic force density acting on each grid of one. Figure 4 presents the different parameters used to calculate the force and moment of the microrobot in fluid environment. In which, C_i is the center of mass and inertia one. From the distribution of pressure along the hybrid tail, we can estimate the hydrodynamic moment around C_i and the localized hydrodynamic force G_i too. We are interested in finding the moment and the force acting on the hybrid tail and providing also the information about thrust forces. For finding the force and moment, the following recursive equation are used:

$$F_i = F_{i+1} + m_i\ddot{X} - G_i \tag{34}$$

where m_i is the mass of the link i and G_i is the localized force; and the moment is calculated as:

$$M_i = M_{i+1} + I_i\ddot{\beta} - G_i \tag{35}$$

where I_i presents the moment of inertia

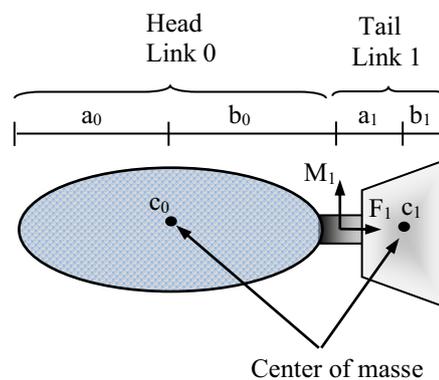


Fig. 4 Definition of variables for force and moment analysis

5 Results and Discussion

The microrobot with trapezoidal shape tail can achieve forward motion under proper amplitude and phase excitation conditions, where a hybrid tail is considered as a practical maneuver for underwater microrobots. Figure 5 shows the CFD results for the swimming microrobot with trapezoidal tail, where excitation angle has large amplitude, $A = 50^\circ$. The actuator kinematic model was found through trial and error. The total thrust is mostly positive around the end of tail, so Fig. 5 shows the velocity field distribution in this event. It is clearly shown that the concentration of flow velocities seems to be around the active joint. However, we note that the analytical calculation defeat to produce mainly critical values of thrust force, such as the negative force arises from interactions of vortices induced by the hybrid tail. Further, such effects are not captured by the analytical calculation.

Figure 6 presents the variation of the drag force as a function of the relative velocity; from this figure, it is clear that the ellipsoidal shape of the head has a very strong impact for decreasing the drag force. However, the design parameters of the head have been chosen from these results, so the variations of the drag force values are represented in function of relative velocity; it is clear that when the relative velocity increases the force increases in an almost linear manner with low gradient. Further, the direct proportion is present between the volume of the head and the drag force values, so when the volume of the head decreases the drag force decreases. Based on these results, we choose the ratio $\alpha = 1.5$ to keep the head's volume for loading drug and sen-

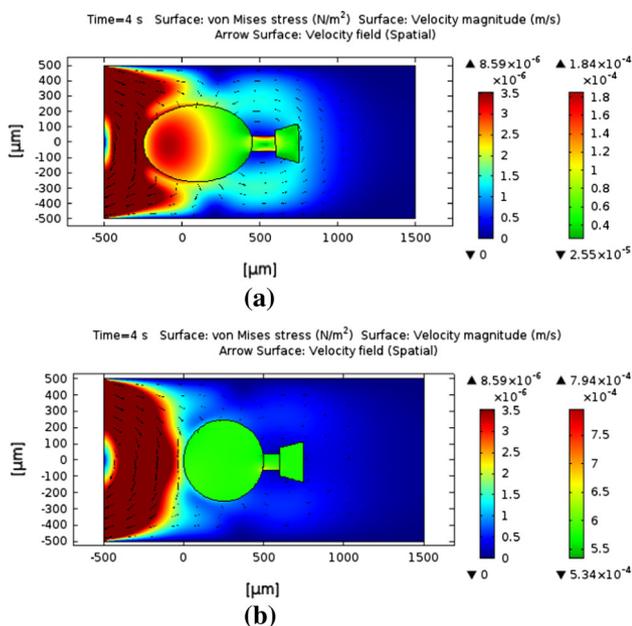


Fig. 5 Velocity field for predominantly backward: a the proposed design, b the Conventional design

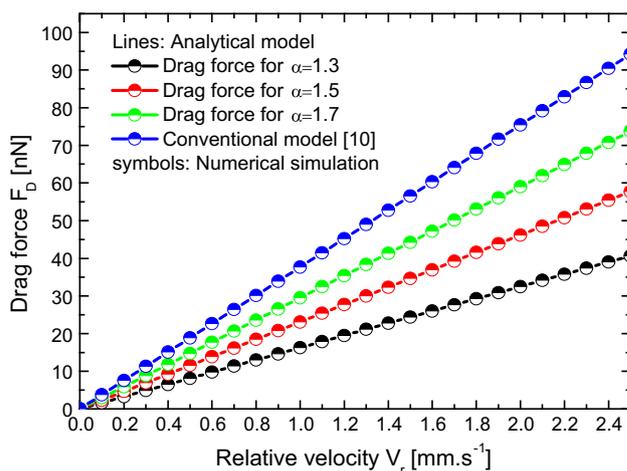


Fig. 6 Drag force as a function of the length tail with different value of ratio between minor and major head radius

sors. The ellipsoidal form allows us to increase the ability to control the microrobot; however, in terms of comparison of these results with conventional model, it is clearly shown that the drag force of our design is very small than that of the conventional.

Figure 7 presents the variations of the thrust force as a function of the length of the hybrid tail. It is clear that the harvesting of thrust force is important when the length increases. So this curve allows us to choose the best length of the tail, where the accumulate force is considered. The thrust force in this case presents the strength of the actuator of our microrobot, so it is necessary to increase it in order to ensure good controllability of our system; from these results the variation range of the values of the thrust force compared to the variation range of the drag force is sufficient to control the robot. In addition, in terms of comparison with conventional case the thrust force of our microrobot is bigger than one.

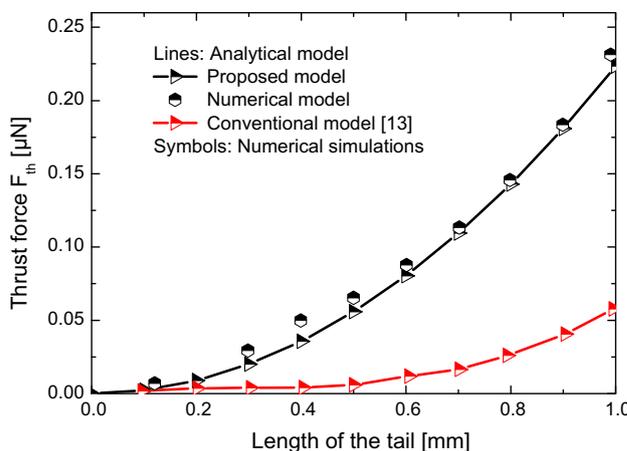


Fig. 7 Thrust force as a function of the tail length and its comparison with numerical results

On the other hand, some disagreements are found between the predictions from the analytical model and the numerical simulation. This is because the (much more computationally expensive) numerical calculation is able to capture fine effects, such as three-dimensional flows and vortex shedding.

5.1 MOGA Optimization Problem

Recently, most engineering techniques require the multi-objective optimization of often competing functions. The use of optimization algorithm allows us to find the optimal solution of the objective functions based on common optimization criterion and satisfying some constraints between them. In most practical cases, the fitness functions are undefined prior. So, the optimal solution will be found by testing the problem as multi-objective functions without measurable parameters. The objective to use a multi-objective genetic algorithm (MOGA) optimization technique is to obtain optimal solutions and implement them in the research space to improve the performances of the micro-robot design [26].

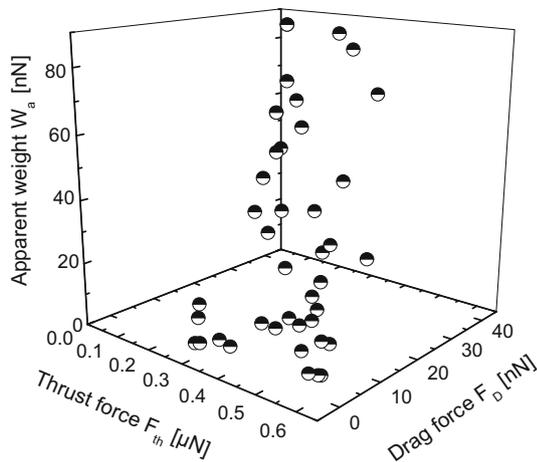


Fig. 8 Pareto-optimal solutions of the swimming micro-robot design

For increasing the electromechanical performances of our design, it is interesting to use the MOGA-based optimization approach. In this case, the calculation process is carried out using a Pentium IV (2.8GHZ) 4 GB RAM computer, in MATLAB 2012 environment. To implement the MOGA, an initial random population size of 20 was selected, produced and evolved for maximum number of generations equal to 1084; specifically 10 pairs of parents are selected for each iteration of uniform selection, and each couple produces two children with two crossovers, and these children are used uniform for the fitness function.

The aim of this investigation is to optimize the electromechanical performances of the proposed design. Thus, the performances of the micro-robot will be enhanced with satisfying the following criteria:

- maximization of the thrust force $F_{Th}(X)$.
- minimization of the weight of the micro-robot $w_a(X)$.
- minimization of the drag force $F_D(X)$.

where X representing the normalized variables vectors is given by $X = (a, b, L, B_1, B_2, \rho, \eta, \alpha)$.

The overall fitness function is optimized by the “weighted sum approach” method

$$F(X) = w_1 F(X) + w_2(1/w_a(X)) + w_3(1/F_D(X)) \quad (36)$$

In which w_i , $i = 1, \dots, 3$ are the weight parameters that satisfy $\sum_i w_i = 1$.

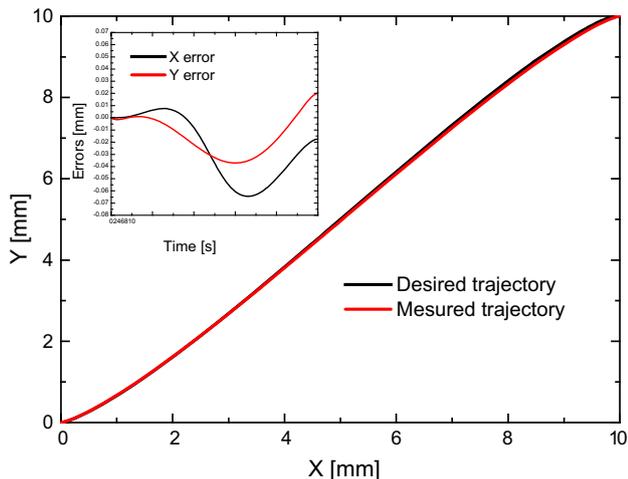
Pareto front presents the optimal solution of optimized problem shown in Fig. 8. In surface of Pareto front, each point represents the configuration of one design where the corresponding fitness functions are optimal. To ensure a good agreement between the cost and high performances of the swimming micro-robot, three points are selected and shown in Table 4. The configuration associated with each point is presented in Table 4, in which each one corresponds to the optimal fitness function. It is clearly shown that these designs

Table 4 Comparison between the optimized swimming micro-robot and conventional design parameters

Symbol	Design 1	Design 2	Design 3	Conventional design, exp. results [13]
a (μm)	109	157	183	250
b (μm)	149.3	251.6	311.1	–
L (μm)	120	120	140	100
B_1 (μm)	281	277	257	–
B_2 (μm)	334	343	345	–
α	1.37	1.60	1.70	–
η (Pa s^{-1})	0.008	0.008	0.008	0.2
ρ (kg m^{-3})	1055	1055	1055	1060
Thrust force	2.60×10^{-7}	3.26×10^{-7}	5.50×10^{-7}	1.316×10^{-9}

Table 5 Optimized microrobot design parameters

Objective function	Design 1	Design 2	Design 3
Thrust force F_{Th}	2.60×10^{-7}	3.26×10^{-7}	5.50×10^{-7}
Weight W_a	-3.70×10^{-10}	-8.82×10^{-10}	-1.19×10^{-9}
Drag force F_D	1.83×10^{-9}	3.70×10^{-9}	4.72×10^{-9}

**Fig. 9** Behavior of the microrobot in pursuit of the desired trajectories

present better performances in terms of stability and controllability of the swimming microrobot, where the ratio between thrust force and all exerted forces has a value greater than one (Table 5). This indicates that the swimming microrobot can resist to the vortices effect created by vibrating hybrid tail.

Figure 9 shows the running trajectory from injecting to the target, the microrobot presents a good tracking based on the torque control computed by flatness-fuzzy strategy. It is clearly shown that in the transitional phase the tracking error has an important value but in few times. This is the response time of swimming microrobot, but the static error is near to zero in the remainder of time. In terms of comparison with conventional strategy [10], we notice that the dynamic error is very important in transitional phase (from $t = 0$ s at $t = 1$ s), which means that the conventional microrobot has a long response time. The behavior of the global model can have the same behavior of a flat system.

6 Conclusion

In this work, we have presented a joint analytical and CFD modeling of a new microrobot design propelled by a hybrid tail actuated by soft materials-enabled active joint. The computational results show that the analytical model allows predicting the forward velocity and the thrust force. Furthermore, a good agreement is found between the results issued from the analytical model and the numerical computa-

tion. On the other hand, the optimized swimming microrobot design and control investigation have shown better performances than those delivered by conventional one. In addition, this study highlighted the applicability of the flatness-fuzzy-based strategy for the enhancement of the swimming microrobot control and showed that the proposed flatness-fuzzy-based control strategy is efficient. Globally, our results are a contribution which demonstrated that microrobots may be promising devices candidates for medical applications. In future work, we aim to exploit the proposed strategy in modeling new designs in order to achieve excellent performances in terms of thrust force and velocity. We will also develop a new stochastic control strategy based on observers able to calculate the optimal trajectory depending on the position of the microrobot in the running environment which allows autonomous control. Finally, the use of microrobot for a calculus operation such as environment physiological parameters is underway.

Acknowledgements The authors would like to thank CDTA, Centre de Développement des Technologies Avancées, staff for their support and assistance (COMSOL Multiphysics).

References

- Horiguchi, H.; Imagawa, K.; Hoshino, T.: Fabrication and evaluation of reconstructed cardiac tissue and its application to bio-actuated microdevices. *IEEE Trans. Nanobiosci.* **8**, 349–359 (2009)
- Meguellati, M.; Srairi, F.; Djeflal, F.; Saidi, L.: Control of a new swimming microrobot design using flatness-fuzzy based approach. In: *Lecture Notes in Engineering and Computer Science: Proceedings of The World Congress on Engineering*, vol. 1, pp. 354–358 (2015)
- Arcese, L.; Fruchard, M.; Ferreira, A.: Endovascular magnetically guided robots: navigation modeling and optimization. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **59**, 977–987 (2012)
- Srairi, F.; Meguellati, M.; Saidi, L.; Djeflal, F.: Analytical modeling and optimization of new swimming microrobot design using genetic algorithm computations. In: *14th IEEE International conference on Sciences and Techniques of Automatic control and Computer Engineering*, pp. 265–268 (2013)
- Chang, X.; Zhang, L.; He, X.: Numerical study of the thunniform mode of fish swimming with different Reynolds number and caudal fin shape. *J. Comput. Fluids* **68**, 54–70 (2012)
- Srairi, F.; Djeflal, F.; Ferhati, H.: Efficiency increase of hybrid organic/inorganic solar cells with optimized interface grating morphology for improved light trapping. *Optik Int. J. Light Electron Opt.* **130**, 1092–1098 (2017)
- Muhammad, A.K.; Okamoto, S.; Lee, J.H.: Computational simulations and experiments on vibration control of a flexible two-link

- manipulator using a piezoelectric actuator. *Eng. Lett.* **23**, 200–209 (2015)
8. Srairi, F.; Sadi, L.; Djeflal, F.; Meguellati, M.: Modeling, control and optimization of a new swimming microrobot design. *Eng. Lett. IAENG* **24**, 106–112 (2016)
 9. Chen, B.; Y-d, L.; Chen, S.; Jiang, S.-R.; Wu, H.-T.: A biomimetic spermatozoa propulsion method for interventional micro robot. *J. Bionic Eng. Suppl.* **5**, 106–112 (2008)
 10. Sadelli, L.; Fruchard, M.; Ferreira, A.: 2 D observer-based control of vascular microrobot. *IEEE Trans. Autom. Control* **62**, 2194–2206 (2016)
 11. Rubio, J.D.J.: Adaptive least square control in discrete time of robotic arms. *Soft. Comput.* **19**, 3665–3676 (2015)
 12. Rubio, J.D.J.: Discrete time control based in neural networks for pendulums. *Appl. Soft Comput.* (2017). <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2017.04.056>
 13. Arcese, L.; Matthieu, F.; Felix, B.; Ferreira, A.; Nelson, B.J.: Adaptive controller and observer for a magnetic microrobot. *IEEE Trans. Robot.* **29**, 1060–1067 (2013)
 14. Jin-liang, Y.; Zhang, Z.Y.: Two-grid methods for characteristic finite volume element approximations of semi-linear Sobolev equations. *Eng. Lett.* **23**, 189–199 (2015)
 15. Arcese, L.; Fruchard, M.; Ferreira, A.: Nonlinear modeling and robust controller-observer for a magnetic microrobot in a fluidic environment using MRI gradients. In: *Intelligent Robots and Systems* (2009)
 16. Sader, J.E.: Frequency response of cantilever beams immersed in viscous fluids with applications to the atomic force microscope. *J. Appl. Phys.* **84**, 64–76 (1998)
 17. Hozhabrossadati, S.M.; Sani, A.A.; Mofid, M.: resonant green's function for Euler–Bernoulli beams by means of the fredholm alternative theorem. *J. Appl. Math. Comput. Mech.* **12**, 55–67 (2013)
 18. Rubio, J.D.J.; Ordaz, G.; Lizárraga, M.J.; Cabrera, R.I.: General solution to the Navier–Stokes equation to describe the dynamics of a homogeneous viscous fluid in an open pipe. *Rev. Mex. Fis.* **59**, 217–223 (2013)
 19. Dennis, E.C.; Robert, D.L.; Timothy, J.H.; Paul, C.T.; Monica, E.T.: Advanced materials for improved PEMFC performance and life. *J. Power Sources* **131**, 41–48 (2004)
 20. Barroso, A.; Landwerth, S.; Woerdemann, M.; Alpmann, C.; Buscher, T.; Becker, M.; Studer, A.; Denz, C.: Optical assembly of bio-hybrid micro-robots. *Biomed. Microdevices* **17**(2), 26 (2015) <https://doi.org/10.1007/s10544-015-9933-1>
 21. Tian, Z.; Li, S.; Wang, Y.; Zhang, Q.: Multi permanent magnet synchronous motor synchronization control based on variable universe fuzzy PI method. *Eng. Lett.* **23**, 180–188 (2015)
 22. Bentrícia, T.; Djeflal, F.; Arar, D.; Meguellati, M.: ANFIS-based computation to study the nanoscale circuit including the hot-carrier and quantum confinement. In: *The 5th International Conference on Modeling, Simulation and Applied Optimization*, pp. 1–5 (2013)
 23. Rubio, J.D.J.; Soriano, E.; Juarez, C.F.; Pacheco, J.: Sliding mode regulator for the perturbations attenuation in two tank plants. *IEEE Access* (2017). <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2017.2759062>
 24. Rubio, J.D.J.; Lopez, J.; Pacheco, J.; Encinas, R.: Control of two electrical plants. *Asian J. Control* (2017). <https://doi.org/10.1002/asjc.1640>
 25. Fliess, M.; Levine, J.; Martin, P.; Rouchon, P.: Sur les systèmes non linéaires différentiellement plats. *C. R. Acad. Sci. Paris* **315**, 619–624 (1992)
 26. Srairi, F.; Meguellati, M.; Djeflal, F.; Saidi, L.: Analytical modeling and optimization of new swimming microrobot design using genetic algorithm computations. In: *14th IEEE International Conference on Sciences and Techniques of Automatic control and Computer Engineering-STA'2013* (2013)



Modeling, Control and Optimization of a New Swimming Microrobot Design

F. Srairi, L. Saidi, F. Djeflal and M. Meguellati

Abstract— This article deals with the study of a new swimming microrobot behavior using an analytical investigation. The analyzed microrobot is associated by a spherical head and hybrid tail. The principle of modeling is based on solving of the coupled elastic/fluidic problems between the hybrid tail's deflections and the running environment. In spite of the resulting nonlinear model can be exploited to enhance both the sailing ability and also can be controlled in viscous environment using nonlinear control investigations. The applications of the micro-robot have required the precision of control for targeting the running area in terms of response time and tracking error. Due to these limitations, the Flatness-ANFIS based control is used to ensure a good control behavior in hazardous environment. Our control investigation is coupled the differential flatness and adaptive neuro-fuzzy inference techniques, in which the flatness is used to planning the optimal trajectory and eliminate the nonlinearity effects of the resulting model. In other hand, the neuro-fuzzy inference technique is used to build the law of control technique and minimize the dynamic error of tracking trajectory. In particular, we deduct from a non linear model to an optimal model of the design parameter's using Multi-Objective genetic algorithms (MOGAs). In addition, Computational fluid dynamics modeling of the microrobot is also carried out to study the produced thrust and velocity of the microrobot displacement taking into account the fluid parameters. Our analytical results have been validated by the recorded good agreement between the numerical and analytical results.

Index Terms— ANFIS, Fuzzy computation, IPCM, Flatness, Control, Microrobotics, Swimming.

I. INTRODUCTION

Nowadays, the microrobots take the lion's share of the different research fields of interest. They are increasingly important necessities for precision applications due to their speed in terms of response time and controllability in dangerous environments [1-6]. The surgical assistance microrobots are regularly used in operating rooms. Currently, the researchers have developed miniature endoscopic capsule robot able to explore intestinal conduits, arteries or veins, for assist the surgeon in his diagnosis, based on the entirety of

submicron embedded sensors [7,8], or in military applications such as the description of the nuclear area or define a large moving targets [9-13].

Recently, many researches and practices are developed including new materials and design aspects [1-5]. Most of these microrobots used a huge number of parts, which leads to microrobot behavior degradation in terms of complexity and fabrication cost. In other hand, several investigations have been conducted on microrobot systems, which are not based on the biomimetic philosophy. New method was introduced by Chang et al [1], in this method; an external magnetic field is applied to rotate a small ferromagnetic screw in the liquid. However, speed limitation is the main disadvantage of this microrobot.

In this work, we have modeled a new swimming microrobot design, which is compounded by a spherical head and hybrid tail. The principle of modeling is based on solving the coupled elastic/fluids problems between the hybrid tail's vibrations and running environment. Where the motion of the hybrid tail is strongly created by an active joint made in polymer ionic metal (IPCM) and the initial motion of the microrobot is excited by a field magnetic outcome of the coil set up at the head and occupied a half of the head's vacuum. The use of coil in head allows us to ensure a better controllability and stability of the microrobot device [14].

Despite of nonlinear model result from the analytical modeling of our design and due to their ambiguous applications, it is required fast and high strategy to achieve the target. The control strategy presents a main topic in microrobot field. Therefore, the aim of our control strategy is to improve the performances of the device in running environment, in terms of tracking trajectory and time response. Our strategy is based on coupling between the differential flatness and Neuro fuzzy inference (ANFIS) techniques. In which, the use of flatness technique allows us to eliminate the nonlinearity of the analytical model and generates an optimal trajectory. In other hand, the ANFIS strategy is used to build the law control to ensure a good tracking trajectory and minimize the dynamic error basing on back propagate method [15-16].

The analytical modeling is completed by computational fluid dynamic (CFD) modeling because of their complementary nature. Therefore, the use of CFD modeling gives the kinematic patterns of the active joint. So, it's taken much time to capture some nonlinear and complex effects such that vortices. This latter is ignored in analytical modeling. The investigation is focused on one hybrid tail attached to a body [1][17-21]. The numerical results indicate that good agreement is achieved between the analytical

Manuscript received 30 December, 2015.

F. Srairi is with Department of Electronics, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: srairifawzi@yahoo.fr).

L. Saidi is with Department of Electronics, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: srairifawzi@yahoo.fr).

F. Djeflal is with the Laboratory of Advanced Electronic, Department of Electronics, LEPCM, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: faycaldzdz@hotmail.com, faycal.djeflal@univ-batna.dz)

m. meguellati is with the Department of Electronics, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: m_meguellati@yahoo.fr).

modeling and CFD one in many points of kinematic patterns of active joint.

The remainder of this work is organized as follows:

In section II we present the analytical model of swimming microrobot. The control strategy is presented in section III. The CFD modeling is discussed in section IV. In Section V, we present the obtained results, highlighting, the comparison between the analytical and CFD investigations and the MOGA-based optimization is presented too. We provide concluding and some remarks for future work in Section V.

II. PRINCIPE OF THE MODELING

The structure of the investigated microrobot is illustrated in fig.1 as it is shown from this figure, our microrobot design is compound by a spherical head and a hybrid flexible tail. The tail has two IPCM joints and two passive plates as links. The plates are assumed to be rigid but thin and light. The volume of the head is considered as a vacuum sphere for placed the coil, drugs and sensors. The coil occupies 60% to provide the initial driving force, and the remainder 40% of the volume reserved for drugs and sensors.

$$\vec{r} = i \cos(\alpha) + j \sin(\alpha)$$

$$\vec{w} = -i \sin(\alpha) + j \cos(\alpha)$$

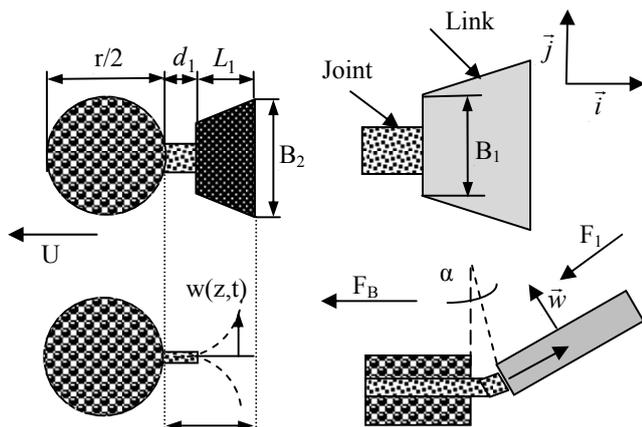


Figure 1. Cross sectional view of our proposed microrobot design with a description of the tail.

The governing equation for the dynamic deflection function $w(X,t)$ of the tail performing flexural oscillations is :

$$EI \frac{\partial^4 W(X,t)}{\partial X^4} + \mu \frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = F(X,t) \quad (1)$$

where E presents the Young's modulus, I is the moment of inertial of the tail, μ is the mass per unit length of the Tail, F is the external applied force per unit length, x is the spatial coordinate along the length of the tail, and t is time. The boundary conditions of (1) are the usual clamped and free end conditions.

$$\left[W(x,t) = \frac{\partial W(X,t)}{\partial X} = \frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = \frac{\partial^3 W(X,t)}{\partial X^3} \right]_{x=0} = 0$$

$$\left[W(x,t) = \frac{\partial W(X,t)}{\partial X} = \frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = \frac{\partial^3 W(X,t)}{\partial X^3} \right]_{x=L,t=0} = 0$$

where L is the length of the tail (see Fig. 1). For a

cantilever tail moving in a fluid, the external applied load $F(X,t)$ can be calculate as:

$$F(X,t) = -\rho_w \frac{\pi}{4} \Gamma(w) \ddot{\alpha} \lambda_f \sin(\alpha(t)) \quad (3)$$

where ρ_w presents the density of fluid and $\Gamma(w)$ is the hydrodynamic function which is obtained from the solution of Navier Stokes Equation:

$$\nabla \hat{U} = 0, \quad -\nabla \hat{P} + \eta \nabla^2 \hat{U} = -i w \rho \hat{u}, \quad (4)$$

Where \hat{U} presents the velocity field, \hat{P} is the pressure, ρ , η are the density and viscosity of the fluid, respectively.

Substituting (3) into (1) and rearranging we find:

$$\frac{\partial^2 W(X,t)}{\partial X^2} = a \frac{\partial^4 W(X,t)}{\partial X^4} + \frac{A}{EI} \ddot{\alpha} \sin(\alpha(t)) \quad (5)$$

$$\text{With } A = -\rho_w \frac{\pi}{4} \Gamma(w) \lambda_f, \quad a = \frac{-\mu}{EI}$$

Applying the above mentioned boundary conditions we obtained the following expression of 2-D tail's deflection $W(X, t)$:

$$W(X, t) = \left(-\frac{1}{2} w^2 + \frac{1}{4} A w^2 \right) t^2 + (-0.1819a + 3.9 + 45.4458)t$$

$$- 0.0249 X^2 + \left(-0.0032a + 6.7284 \right) X - \frac{1}{8} A \cos(2tw) + (47.8928 a^3)$$

$$\left(\frac{1}{a.94948} \right) \text{Exp} \left(45.6207 - \frac{1}{a} (X + 6.7543.t) \right) - 0.6728 X t + \frac{1}{8} A$$

$$- (a^2 . 4.8048 . 10^{-4}) - (a^2 . 2.3930 . 10^{-5}) + 7.6361 . 10^5$$

The lateral velocity of the tail can be calculated using 2-D tail's deflection $W(X, t)$, as:

$$U = \left[\frac{m \left(\frac{\partial w(z,t)}{\partial t} \right)^2}{C_D \rho_w S + m \left(\frac{\partial w(z,t)}{\partial z} \right)^2} \right] \quad (7)$$

The expression of Thrust force F_{th} is given by:

$$F_{th} = \frac{C_D \rho_w U^2 S}{2} + \tau_m V \|M\| B \quad (8)$$

where τ_m is the magnetic ratio, m is the virtual mass

density at $z=L$ expressed as $m = \frac{1}{4} \pi S_c^2 \rho_w$, with S_c presents

the width of the tail at the end $z=L$, S and C_D are the wetted surface area and drag coefficient, respectively.

III. NUMERICAL MODELING

The CFD modeling allows us to solve the 3D Navier-stocks equation using finite element method, where the flow is considered laminar. The structure is modeled as a cylindrical channel containing the microrobot design, to calculate the unsteady solution the dynamic mesh is adopted, while the microrobot's volume creates other moving conditions with the fluid. The all surfaces of the channel are defined as a wall with no slip conditions and a mesh tetrahedral uniform and fine is used to grid the structure. To make the precise of the solution and close the reality the size of the channel is chosen as $(15 \times 10^{-3} \mu\text{m}$ of radius and $30 \times 10^{-3} \mu\text{m}$), in which the volume is mashed as 12, nodes 125, and faces 65 cells, where the

fig. 2 illustrates the mesh distribution of the channel containing the microrobot. The forces acting on the micro robot are calculated with the sinusoidal excitation force of the hybrid tail. In particular, the numerical data points should stretch out by reason of building a numerical database and compare it with the analytical results to validate the results obtained. Therefore, to get an accurate to the results, we have shown the independence of results and the channel size; containing the micro robot and the mesh density by doing varied the size of the channel and the mesh density, we have spotted no notable differences between the computed thrust force and velocity distribution.

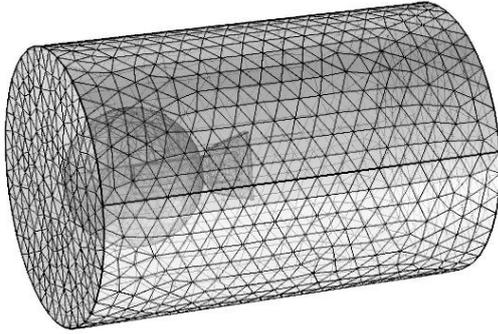


Figure 2. Mesh of the channel containing the swimming microrobot.

A. Estimation of forces

Computational fluid dynamic allows calculating the hydrodynamic force acting on each part of hybrid tail and the distribution of velocity. Fig. 3 shows the different links of the microrobot body and the parameters used to analysis the hydrodynamic force. Where, C_i can be the center of mass and center of inertia simultaneously, to evaluate the thrust force generated by vibrating hybrid tail in fluid the following recursive equations are used:

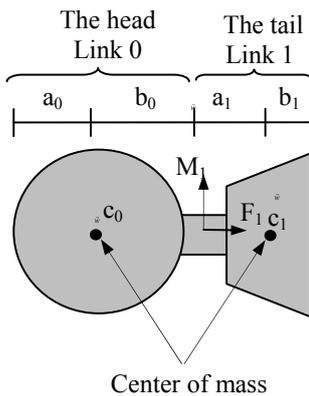


Figure 3. Definition of variables for force and moment analysis.

$$F_i = F_{i+1} + m_i \ddot{X} - G_i$$

In witch m_i is the mass of each link and G_i are the localized force and the moment is calculated as:

$$M_i = M_{i+1} + I_i \ddot{\beta} - G_i$$

Where I_i present the moment of inertia.

IV. FLATNESS-ANFIS BASED CONTROL OF THE MICROROBOT DESIGN

The feedforward controller is designed based on the flatness input's method. The flatness based controller produce a flat input according to the given output signal which is work on the controlled plant. The structure chart of our microrobot with ANFIS-flatness control is shown in Fig. 4.

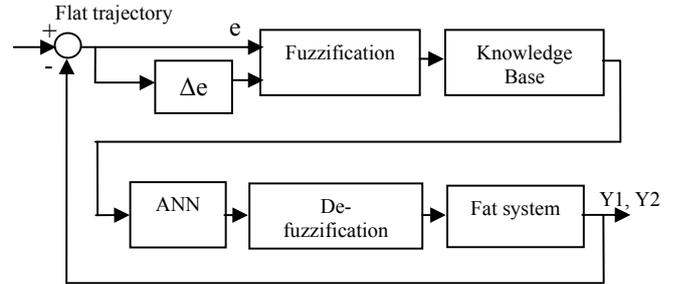


Figure 4. Flowchart of our proposed Flatness-ANFIS-based control.

A. Model of the microrobot

In this section we present the forces acting on our microrobot in fluid environment. So, the translational motion of the microrobot is expressed by:

$$\begin{cases} \ddot{X} = U_1 \sin(\theta) + U_2 \cos(\theta) + F_{dx} \\ \ddot{Z} = U_1 \cos(\theta) + U_2 \sin(\theta) - P + F_{dz} \\ \ddot{\theta} = \lambda U_2 \end{cases} \text{ With } \begin{cases} U_1 = \frac{F_L \cos(\alpha)}{m} \\ U_2 = -\frac{F_B}{m} \\ \lambda = \frac{mL_t}{J} \end{cases} \quad (9)$$

Where F_d is the drag force and equal to $F_d = -6\pi\eta rU$, $\bar{P} = V(\rho - \rho_f)\bar{g}/m$, V represents the total volume of the microrobot, ρ is the density mass, g is the vector of the gravity's acceleration, J is the moment of inertia.

The geometrical and electromechanical configuration of the simulated microrobot is given in table 1.

TABLE I
MICROROBOT DESIGN AND SIMULATION PARAMETERS

Parameters	Values
Magnitude Attack angle (A)	60°
Pulsation (W)	π
Viscosity dynamic (η)	0.008
Hydrodynamic function (Γ_1)	1
Robot's Radius (r)	3.10^{-3} [μm]
fluid density (ρ_w)	1060[kg.m ⁻³]
Magnetic ratio	0.8
Tail Length	4.10^{-3} [μm]

B. Flatness-based control

By choosing the flat output $Y_1 = X - \frac{1}{\lambda} \sin(\theta)$, $Y_2 = Z + \frac{1}{\lambda} \cos(\theta)$, the flatness-based feedforward controller becomes

$$\begin{cases} X = Y_1 + \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_1}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \\ Z = Y_2 + \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_2 + g}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \\ \theta = \arctg\left(\frac{\ddot{Y}_1}{\ddot{Y}_2 + g}\right) \\ U_1 = -\frac{d^2}{dt^2} \left(Y_1 + \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_1}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) \left(\frac{\ddot{Y}_1}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) \\ + \frac{d^2}{dt^2} \left[\left(Y_2 - \frac{1}{\lambda} \frac{\ddot{Y}_2 + g}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) + g \right] \left(\frac{\ddot{Y}_2 + g}{\sqrt{(\ddot{Y}_1)^2 + (\ddot{Y}_2 + P)^2}} \right) \\ U_2 = \frac{1}{\lambda} \frac{d^2}{dt^2} \left(\arctg\left(\frac{\ddot{Y}_1}{\ddot{Y}_2 + P}\right) \right) \end{cases} \quad (10)$$

C. Designing of ANFIS controller

The ANFIS structure considered as a multilayer feedforward network, which was proposed initially as a combination of fuzzy logic and artificial neural networks [15]. The ANFIS have both advantages of the neural network learning, capability and the structured knowledge representation employed in fuzzy inference systems. In the pioneer work of Jang [17-18], it is demonstrated that ANFIS is a universal competitive approximator compared to the most other existing approaches. In order to keep the microrobot in the desired trajectory, the strategy of the ANFIS control consists to adjust in permanent the values of the corrector gains. The neuro-fuzzy controller developed consists of two inputs, error (e) and change of error ($de = \dot{e}$) as it is shown in Fig. 3.

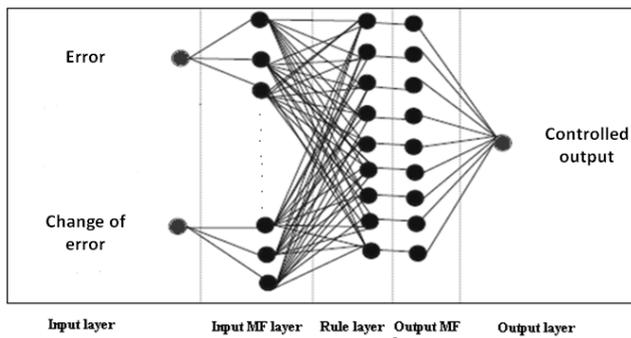


Figure 5. Structure of ANFIS proposed for the microrobot's control with two inputs and one output.

The role of each layer of the network is described below:

- Layer 1: the output of each node gives the input variable membership grade.

- Layer 2: the firing strength associated with each rule is calculated.
- Layer 3: the calculation of the relative weight of each rule is achieved.
- Layer 4: the multiplication of normalized firing strength by first order of Sugeno fuzzy rule is realized.
- Layer 5: one node is composed and all inputs of the node are added up.

The inputs to the ANFIS controller which are the input error and the change in error are modeled by:

$$e(k) = Y_{1,2Ref} - Y_{1,2} \quad (11)$$

$$\Delta e(k) = e(k) - e(k-1)$$

The inputs of the fuzzy controller are error e and its variance ratio ec , and u is the output. The universe of fuzzy sets of e and u is $\{-1, -0.6, -0.2, 0, 0.2, 0.6, 1\}$, and the corresponding fuzzy sets is $\{NB, NM, NS, ZE, PS, PM, PB\}$. The universe of ec is $\{-1, -0.6, -0.2, 0, 0.2, 0.6, 1\}$, and its fuzzy sets is $\{NB, NM, NS, ZE, PS, PM, PB\}$. The fuzzy rules can be obtained by weighted average method. The fuzzy control rules are shown in Table. 2.

TABLE II
FUZZY CONTROL RULES

E ΔE	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
NB	NB	NB	NB	NB	NM	NS	ZE
NM	NB	NB	NM	NM	NS	ZE	PS
NS	NB	NM	NS	NS	ZE	PS	PM
ZE	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
PS	NM	NS	ZE	PS	PS	PM	PB
PM	NS	ZE	PS	PM	PM	PB	PB
PB	ZE	PS	PM	PB	PB	PB	PB

V. RESULTS AND DISCUSSION

In order to show the impact of our proposed design and to ensure the best control of our microrobot device, the flatness-ANFIS-based controller is investigated and developed, where the results will be compared to the conventional approaches. The typical data set should be stretching out as much as possible in the entire input-output space of data, in order to build an appropriate database for the ANFIS training set. The data set used for the training of our fuzzy system is obtained using the Matlab software. After the running of the learning algorithm, we find that the triangular function has higher rate of accuracy, where the recorded error for the training set equals to 3.1×10^{-3} , which is the square mean error of tracking trajectory. It is to note that the number of epoch is set to 4000 and the method used for the train FIS is the back-propagation algorithm. The comparison between the generated results using different membership functions is investigated. The ANFIS response surface of the partition of the input/output variables using the best attained membership function is illustrated in fig. 6.

Fig. 7 illustrates the evolution of the thrust force F as a function of the radius of the microrobot's head. The curves are

plotted assuming a gradient magnetic field 80 mT.m^{-1} . This latter ensures the magnetization of the microrobot to reach the saturation regime. Moreover, the thrust force is mainly depended to the magnetization of the microrobot's head. It is

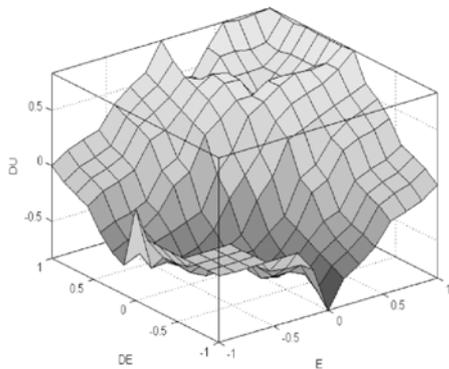


Figure 6. ANFIS response surface.

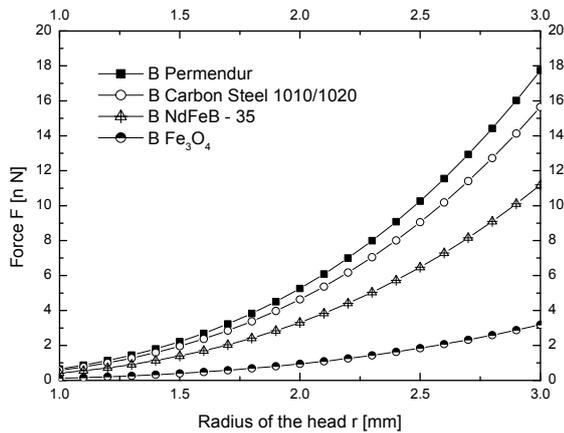


Figure 7. The thrust force F as a function of the radius of the head r for different magnetic materials.

clearly observed that the radius of the head is increased with the increase of the thrust force, and thus the controllability can be improved.

Fig. 8 presents the variation of thrust force as a function of time, when we know that the thrust force represents the important parameter of push and guidance of the swimming microrobot. So, the increasing of thrust force allows improving the electromechanical performances in terms of controllability and robustness for large wide of applications. The variations of thrust force as a function of time shows that the vibrating motion of hybrid tail is periodic. In other hand, the amplitude of the excitation angle has a direct impact on the values of thrust force. Thus, the increasing of angle excitation leads to increase the thrust force when this latter is able push the microrobot in forward and resist the vortices effects.

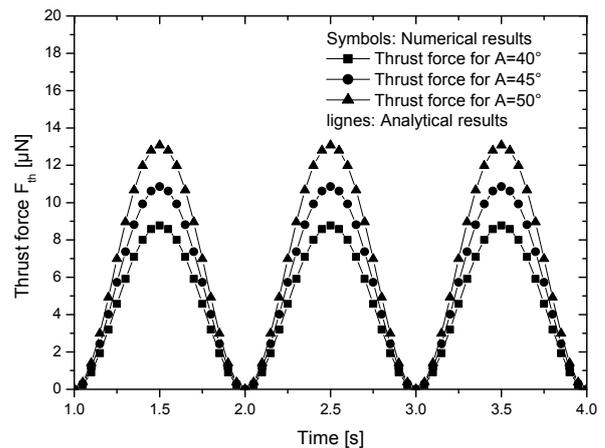


Figure 8. The thrust force as a function of the time.

Fig. 9 shows the thrust force as a function of the length L and the width W of the tail compared with that of the conventional case. It is easy to note that when the values of the length and width are increased, the total thrust force can be increased. This result leads to improve the device performance compared to the conventional one. Therefore, our proposed design provides better performance in comparison to that given by the conventional structures, in terms of the thrust force, velocity and controllability of the swimming microrobot.

Fig.10 presents the behavior of the microrobot including the trajectory tracking parameter using the proposed ANFIS-based control. It is to note that an important tracking error value is recorded for $t=0s$ and $t=0.5s$. This period is considered as transition time, for which the device behavior should be improved. In this context, the obtained error is small than other published result [19]. Moreover, the recoded transition time provided by our control strategy is smaller than the recorded values given by conventional approaches, which means that our microrobot takes a short time to track the desired trajectory.

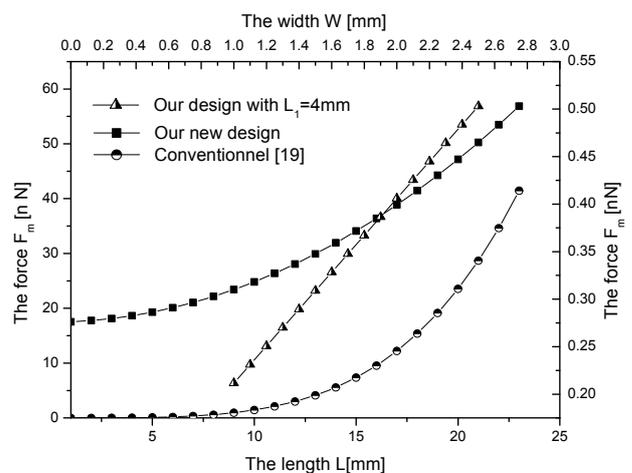


Figure 9. The thrust force in function of the length L and the width W of the tail compared with that of the conventional case.

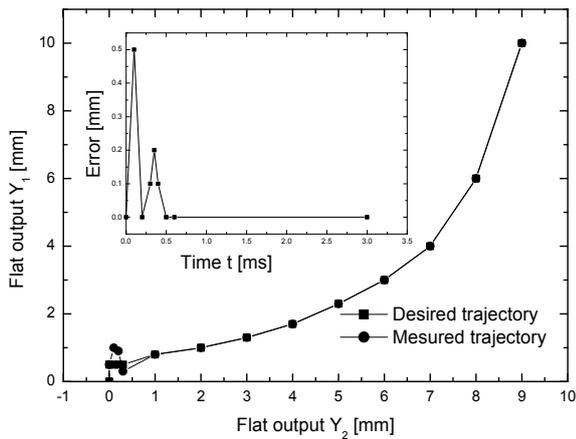


Figure 10. The behavior of the microrobot in pursuit of the desired flat trajectory of the computed torque control by using ANFIS control.

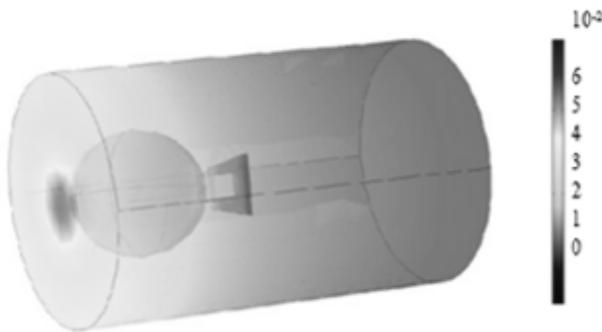


Figure 11. Velocity field for predominantly forward thrust force.

Fig.11 shows the distribution of velocity field along the channel containing the swimming microrobot. It is clearly that the high flow velocity appears to be concentrated around the active joint because this latter presents the actuator of the swimming microrobot. In the case of the hybrid tail's deflection is positive the velocity seems to be larger concentrated around the end of the hybrid tail; where the exciting force is physically accumulated and pushes forward the microrobot. We note that the analytical model fails to show the negative thrust force, but this is due to the interaction between the hybrid tail and vortices induced by the deflection of the hybrid tail. These impacts are not captured by the Analytical calculations.

A. MOGA Optimization

Recently, most real engineering problems require the simultaneous optimization of usually often competing functions. The optimization algorithm is calculating the solution of the objective function according to a common optimization criterion between them. In most cases, the objective functions are not well defined prior to the crucial process. So, the whole problem will treated as a multi objective function with non-measurable parameters. The aim of MOGA optimization is simple to find and implement the optimal solutions of multiple fitness functions in the research space. The microrobot design can be optimized using MOGA

algorithm to improve the electromechanical performances. In this case, three fitness functions can be studied and optimized. Such that, thrust force (F_{th}), weight of microrobot (W_a) and drag force (F_D). The use of this investigation allows us to establish an optimal design of the proposed microrobot, where the following criteria will be respected:

- Maximization of thrust force $F_{th}(X)$
- Minimization of drag force $F_D(X)$
- Minimization of weight $W_a(X)$

Where X represents the input vector of design parameters, which is given by: $X = (r, L, B_1, B_2, \rho, \eta)$.

For the implementation of purposed MOGA-based optimization of electromechanical parameters of the swimming microrobot, programs and routines were developed and used under Matlab 7.2 software, and the simulations are carried out using Pentium IV 3-GHz 2-GB-RAM computer. To select the better value, tournament selection is used for parent database. Scattered crossover generates arbitrary binary values. An optimization process was carried out for 20 population database and maximum number of generations is taken to be 1080 generations, for which stabilization of the fitness was achieved.

The optimal solution to our problem is presented in Pareto Front, where Fig. 12 shows the surface of one. In which, each point represents the optimal value of the fitness function corresponding to the configuration of one design parameters. In this case three points are selected and presented in TAB.3, where each one is associated with the optimal fitness function. Therefore, the configuration of swimming microrobot design corresponding of each point is presented in TAB.4. It's clearly shown that these configurations indicate that each design presents better performances, where the ratio between the

thrust force and the sum of weight and drag force $\frac{F_{th}}{W_a + F_D}$

has a value greater than one where, F_D and w_a are given by

$$F_D = 6\pi\eta r V_r \quad w_a = V(\rho - \rho_f)$$

It meant that the swimming microrobot able to resist the vortices effect and has a better performances in terms of stability and controllability.

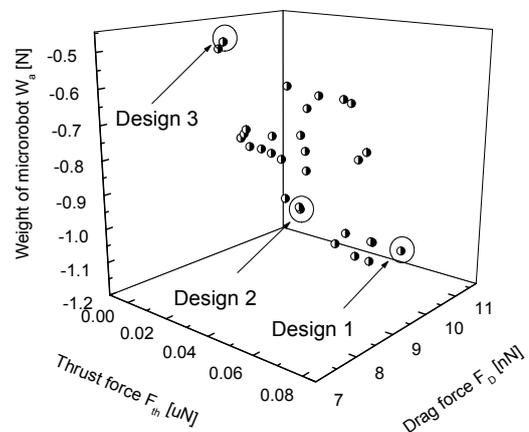


Figure 12. Pareto-optimal solutions of the swimming microrobot design.

TABLE III
COMPARISON BETWEEN THE OPTIMIZED SWIMMING MICROROBOT AND CONVENTIONAL DESIGN PARAMETERS

Symbol	Design 1	Design 2	Design 3	Conventional design [5]
r (μm)	3.5x10 ⁻³	2.79 x10 ⁻³	3.10 x10 ⁻³	5 x10 ⁻³
L (μm)	3.5 x10 ⁻³	4 x10 ⁻³	4.2 x10 ⁻³	10 x10 ⁻³
B ₁ (μm)	1.7 x10 ⁻³	1.9 x10 ⁻³	1.7 x10 ⁻³	5 x10 ⁻³
B ₂ (μm)	2.5 x10 ⁻³	2.2 x10 ⁻³	2.3 x10 ⁻³	2.0 x10 ⁻³
η(Pa.s ⁻¹)	0.008	0.008	0.007	0.2
ρ (Kg.m ⁻³)	1055	1055	1060	1060
Thrust Force	4.72x10 ⁻⁸	3.82 x10 ⁻⁸	5.65 x 10 ⁻⁸	1.316x10 ⁻⁹

TABLE IV
OPTIMIZED MICROROBOT DESIGN PARAMETERS

Objective function	Design 1	Design 2	Design 3
Thrust force F _{Th}	4.72x10 ⁻⁸	3.82 x10 ⁻⁸	5.65 x 10 ⁻⁸
Weight Wa	-1.22x10 ⁻¹²	-6.24x10 ⁻¹³	-8.55x10 ⁻¹³
Drag force F _D	1.18x10 ⁻⁸	8.71x10 ⁻⁹	9.54x10 ⁻⁹

VI. CONCLUSION

In this paper, a new high performance modeling, optimization and control of a new swimming Microrobot Design have been presented. The analytical analysis has been developed in order to evaluate the microrobot performances, which are: the velocity and the total thrust force. The thrust force, the velocity and microrobot geometry are considered as important parameters for high controllability and reliability performances. The proposed design and control strategy have shown a high electromechanical performance in comparison to the conventional structures. Moreover, the applicability of the ANFIS-Flatness-based approach for the improvement of the swimming microrobot design and its controllability has been proved in this study. It can be concluded that the proposed ANFIS-Flatness-based control is an efficient tool for high performance microrobot-based applications. In addition, the numerical model of our design has been developed to compare and validate the analytical models, where the adequate in several points exist between the predictions from the analytical model and the numerical results. Moreover, the use of the MOGA optimization in this work aims at the optimization of swimming microrobot Capabilities. Our investigations give hopeful results for future applications of the microrobot device in many fields.

ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank the CDTA, Centre de Développement des Technologies Avancées, staff for their support and assistance (COMSOL).

REFERENCES

[1] X. Chang, L. Zhang, X. He, "Numerical study of the thunniform mode of fish swimming with different Reynolds number and caudal fin shape," J. Computers & Fluids, Vol. 68, pp. 54–70, 2012.
 [2] Abdul Kadir Muhammad, Shingo Okamoto, and Jae Hoon Lee, "Computational Simulations and Experiments on Vibration Control of a Flexible Two-link Manipulator Using a Piezoelectric Actuator," Engineering Letters, vol. 23, no.3, pp200-209, 2015.
 [3] M. Meguellati, F. Srairi, F. Djeflal and L. Saidi, "Control of a New Swimming Microrobot Design Using Flatness-ANFIS-Based

Approach," Lecture Notes in Engineering and Computer Science: Proceedings of The World Congress on Engineering 2015, WCE 2015, 1-3 July, 2015, London, U.K., pp 354-358.
 [4] H. Horiguchi, K. Imagawa, T. Hoshino, "Fabrication and Evaluation of Reconstructed Cardiac Tissue and Its Application to Bio-actuated Microdevices," IEEE Trans on nanobioscience, Vol. 8, pp. 349-359, 2009.
 [5] L. Arcese, M. Fruchard, and A. Ferreira, "Endovascular Magnetically Guided Robots: Navigation Modeling and Optimization," IEEE Trans on Biomedical Engineering, Vol. 59, pp. 977-987, 2012.
 [6] F. Srairi, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djeflal, "Analytical Modeling and Optimization of New Swimming Microrobot design using genetic algorithm computations," 14th IEEE International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, STA'2013, pp. 265-268, Sousse, Tunisia, 2013.
 [7] F. Djeflal, D. Arar, N. Abdelmalek, M.A. Abdi, R. Mahamdi, A. Errachid, "A junctionless-multigate design to improve the electrical performances for deep submicron ISFET-based sensors," Sensor Letters, Vol. 9, pp. 2309-2311, 2011.
 [8] T. Bendib, F. Djeflal, M. A. Abdi, D. Arar, "An Analytical analysis of the sensitivity behaviour for deep submicron ISFET sensors," Third International Conference Electrical Engineering Design, ICEEDT09, Sousse, Tunisia, 2009.
 [9] M. Meguellati, F. Djeflal, D. Arar, F. Douak and L. Khetache, "New RADFET Dosimeter Design For Radioactive Environment Monitoring Applications," Eng Lett, Vol. 20, EL 20-4-06, 2012.
 [10] M. Meguellati, F. Djeflal, "New Dual-Dielectric Gate All Around (DDGAA) RADFET dosimeter design to improve the radiation sensitivity," Nuc Instr and Meth in Phys Res, Vol. A 683 pp. 24-28, 2012.
 [11] D. Arar , F. Djeflal , T. Bentrchia, M. Chahdi, "New junctionless RADFET dosimeter design for low-cost radiation monitoring applications," Physica Status Solidi (C) Current Topics in Solid State Physics Vol. 11, pp. 65-68, 2014.
 [12] F. Djeflal, M. Meguellati, "Multigate RADFET dosimeter for radioactive environment monitoring applications," Lecture Notes in Electrical Engineering (LNEE), Vol. 229, pp. 301-313, 2013.
 [13] M. Meguellati, F. Djeflal, D. Arar, T. Bendib, L. Khetache, "RADFET dosimeter design for environment monitoring applications," Proceedings of the International Conference on Microelectronics, ICM'2012, Algiers, Algeria, pp. 1-4, 2012.
 [14] Dennis E. Curtin, Robert D. Lousenberg, Timothy J. Henry, Paul C. Tangeman, Monica E. Tisack "Advanced materials for improved PEMFC performance and life," Journal of Power Sources Vol. 131, pp. 41-8, 2004. .
 [15] T. Bentrchia, F. Djeflal, D. Arar, M. Meguellati, "ANFIS-based computation to study the nanoscale circuit including the hot-carrier and quantum confinement," The 5th International Conference on Modeling, Simulation and Applied Optimization, pp. 1-5, 2013.
 [16] T. Bentrchia, F. Djeflal, E. Chebaaki, "ANFIS-based approach to study the subthreshold swing behavior for nanoscale DG MOSFETs including the interface trap effect," The 24th International Conference on Microelectronics, pp.1-4, 2012.
 [17] J. Jang, "ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system," J. IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics, Vol. 23, pp. 665–685, 1993.
 [18] F. Djeflal, S. Guessasma, A. Benhaya, M. Chahdi, "An analytical approach based on neural computation to estimate the lifetime of deep submicron MOSFETs," Journal of Semiconductor Science and Technology, Vol. 20, pp. 158-164, 2005.
 [19] L. Arcese, F. Matthieu, B. Felix, A. Ferreira, B. J. Nelson, " Adaptive Controller and Observer for a Magnetic Microrobot," IEEE Transactions on Robotics, Vol. 29, pp. 1060-1067, 2013.
 [20] Jin-liang Yan, and Zhi-yue Zhang, "Two-grid Methods for Characteristic Finite Volume Element Approximations of Semi-linear Sobolev Equations," Engineering Letters, vol. 23, no.3, pp189-199, 2015.
 [21] COMSOL Multiphysics, URL <http://www.femlab.com>.
 [22] Zhongda Tian, Shujiang Li, Yanhong Wang, and Quan Zhang, "Multi Permanent Magnet Synchronous Motor Synchronization Control based on Variable Universe Fuzzy PI Method," Engineering Letters, vol. 23, no.3, pp180-188, 2015.

Performance Analysis of Swimming Microrobot Using GA, ABC and PSO Based-optimization Techniques

M. Meguellati, F. Srairi, F. Djeflal, *Senior Member, IEEE* and L. Saidi

Abstract— Further progress in the development, innovation and optimization of microrobot-based applications leads to the requirement of new modeling tools and hypothesis, for enhancing the performance and the computational time of microrobots simulators. In this context, the aim of this work is to compare the accuracy and computational efficiency of ABC, GA and PSO evolutionary techniques for optimizing and improving the performance of the microrobot devices. Besides, our obtained results for all techniques (PSO, GA and ABC) are presented and compared using our optimization techniques, in order to demonstrate the accuracy of each technique. In this context, a good improvement of the electromechanical performance has been founded for all optimization-based techniques.

Keywords: Particle Swarm Optimization (PSO); Genetic Algorithm (GA); artificial bee colony (ABC); swimming microrobot; Thrust force.

I. INTRODUCTION

Microrobots are miniaturized, complicated device developed to execute a particular task with high precision. The dimensions of the microrobots typically are ranging from a fraction of a millimeter. These microrobots are intelligent equipments, where they can be used at micron scale applications [1-5]. Some researchers supposed that microrobots will be able to be used for biomedical applications. In this context, many of these structures are employed for robotic researches within biomedical and military domains [6-10], such as: in the investigation of molecular structures, cellular systems, hazardous environment [6-10] and complex organism behavior [6-10]. The main advantages of these microrobots are being miniature devices can be controlled accurately with up to six degrees of freedom. In addition, the microrobots can be considered as an attractive alternative solution for countless scientific challenges in the future.

Moreover, while the potential applications of these devices are exciting, the analytical modeling based on the Euler-Bernoulli equations becomes a hard task due to the computation time and intractable mathematical expressions. To avoid the above mentioned constraints and improve the performance capabilities of these devices, new alternative approaches such as evolutionary and artificial intelligence frameworks arise. In this context, the AIs are widely

recognized as one of the most promising solution for several biomedical and engineering problems like: nuclear reactors, surgical interventions, etc [11-15]. In the last decade, Particle Swarm Optimization (PSO), Genetic Algorithm (GA) and Artificial Bee Colony (ABC) algorithms have been considered as novel heuristic search techniques, which their operations procedure are inspired from the swarming or collaborative behavior of natural populations [13-16]. PSO, GA and ABC are similar in the sense that these three evolutionary heuristics are population-based search methods. The GA and ABC-based techniques have been very recognized in academia and in the industry because of their abilities to optimize the highly nonlinear and complex engineering systems [13-16]. Moreover, particle Swarm Optimization (PSO) is a moderately recent heuristic search algorithm, which is similar to the GA and ABC in terms of metaheuristic computation [2-3, 15-16]. Exploiting these techniques on swimming microrobot design and control may be considered as important techniques to improve the device performances.

In this paper, we attempt to examine the claim that ABC, GA and PSO evolutionary techniques have the identical efficiency, but with a little difference in the computational performances. The aim of this work is to compare the accuracy and computational effectiveness of ABC, GA and PSO evolutionary techniques for optimizing and improving the performance of the microrobot device. Moreover, the performance of all optimization techniques in terms of convergence rate and computational time is presented and compared, in order to investigate the performance of each technique.

The organization of the paper is given as follows: in the second section we describe the two dimensions analytical analysis, which calculates the thrust force of the investigated microrobot, in which the required parameters to be optimized will be discussed. Then, we provide some of the main design parameters used in this investigation. The third section illustrates the different obtained results and provides some explanations and comments regarding the tendency of the extracted design parameters. Finally, we summarize in the last section the main conclusions and we propose some future research directions.

II. PROBLEM FORMULATION

Figure .1 describes the movement of the swimming microrobot propelled by elastic tail with description of the design parameters. This figure describes the investigated swimming microrobot combined with the system of coordinates and the forces exercised on the tail. Moreover, the main mechanisms of the inspected swimming microrobot are the head which has a spherical form and the tail which

m. meguellati is with the Department of Electronics, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: m_meguellati@yahoo.fr).

F. Srairi is with Department of Electronics, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: srairifawzi@yahoo.fr).

F. Djeflal is with the Laboratory of Advanced Electronic, Department of Electronics, LEA, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: faycaldzdz@hotmail.com).

L. Saidi is with Department of Electronics, University of Batna, 05000, Algeria (e-mail: srairifawzi@yahoo.fr).

take the incidence of the wave shape. In this work, we optimize the swimming microrobot performances which take the frequency of the wave shape of the microrobot's hybrid tail and their dimensions as the inputs parameters. These latter allow us to determine the most important performance parameters which are the thrust force (F), forward velocity (V), and generated torque (M). It is to note that all simulations are carried out at room temperature and the investigation is presented in Cartesian coordinates.

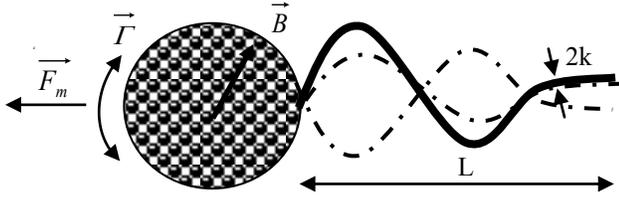


Figure 1. A bird eye view of the investigated microrobot with a description of the tail.

The problem consists to maximize the thrust force and optimize the different forces performing on the structure in a fluid environment, these latter are based on various physiological parameters such as viscosity, fluid density ... etc. these physiological parameters have uncertainties in the measurements or relatively estimated to patient. Moreover, to insure the controllability of the microrobot, the ratio of thrust force on both the weight and drag force should be more than one ($F = \frac{F_m}{F_d + w_a} \geq 1$). Hence, to ensure practical controllability of our structure, global optimization is necessary.

$$\|\vec{F}_m\| = \frac{224\pi\eta}{5625} \left(\frac{\tau_m M B_0}{E_k} \right)^2 \left(\frac{\lambda_f}{\mu^2 f} \right)^4 \frac{1}{\ln\left(\frac{\lambda_f}{2\mu_f}\right) + 0.193} w r^2$$

where η is the blood viscosity, μ is the ratio between the width of the tail and the radius of the microrobot $\mu = \frac{k}{r}$, λ is the ratio between the length of the tail and the radius of the microrobot $\lambda = \frac{L}{r}$, B_0 the norm of the magnetic field, M is the magnetization, τ_m is the ratio of the magnetic material volume to its total volume, E_k is filament Young's modulus. In this equation, respecting the assumption of small amplitudes for both parameters that have been introduced to determine the radius of the flagellum k and their length L as function of the radius of the microrobot r .

The weight of the microrobot is represented by: $\|\vec{w}_a\| = V(\rho - \rho_f)$, where V represent the total volume of the microrobot, ρ their density and ρ_f is the density of blood.

It is to note that the drag force can be expressed as:

$\|\vec{F}_d\| = 6\pi\eta r \|\vec{v}_r\|$, where $\|\vec{v}_r\|$ is the relative velocity between the microrobot and the fluid. In this context, the overall function to be optimized is the ratio F :

$$F = \frac{F_m}{F_d + w_a}$$

Thus, five parameters will be optimized using ABC, GA and PSO techniques.

Genetic algorithms are stochastic global search techniques that form a subset of evolutionary algorithms. This method is drawn from the principles of natural selection and population genetics, where the evolution usually starts from a population of randomly generated individuals and then it is improved through repetitive application of mutation, crossover and selection operators. GA -based computation has been identified as discovery a vector of variables assuring some limitations in order to offer suitable values to fitness function. In recent times, it has been established to optimize the complex and nonlinear systems to get practical applications in engineering and management fields [13-16]. In our application, an optimization process was performed for 20 population size for a maximum number of generations about 1060, for which a fixed value of the fitness function was reached.

The artificial bee colony Algorithm (ABC) is considered as a powerful optimization technique for engineering and robotic applications, which is developed upon bees foraging activities in optimization troubles [13-16]. In our investigation, we generate randomly a several initial population of solutions, which at a later stage continue adaptively varying. The Food Source position (SN) of consequent generations is obtained as the average of the population size produce from all individuals in the existing population as follows:

1. Initialization: the placement of the bees in a space is randomly located.
2. Displacement of the bees:
 - The determination of food sources and the computation of the amount of nectar by the employed bees.
 - Displacement of the onlooker bees: search for new food depending on the proportion of the amount of nectar.
 - Displacement of the scout bees: search for new food sources randomly.
3. Storage of the best food source: accumulation of the amount of nectar and verification the best food source found in the future.
4. Termination condition: the procedure is continued until the termination criterion is attained.

The ABC algorithm has certain control parameters that have to be deposit by the user. Firstly, it's the population of food resources (colony size) which is taken as 200. The percentage of onlooker bees is 50% and the remainder is occupied by the employed bees. The number of scout bees is

selected as one for ABC algorithm and the generation is taken as 100. The objective function is increased until it reaches a best possible value, which can be recognized by the selection procedure. In PSO method the swarm, each particle moves with a random velocity, it is able to evaluate his worth position according to the fitness function $F(X)$ of optimization problem and memorizes the best performance (previous position). It gains the knowledge from other population member (the swarm collaboration), in order to determine the particle which has the best performance in the current swarm configuration, and also determines the best position of each particle. This algorithm can speed up the computation time significantly because of the low interdependency between the different PSO parameters. In the present study, the fitness function $F(X)$ is the same for each optimization technique. It is aimed to minimize the fitness function in order to obtain the best solution gbest in the swarm (the best solution in the set of all local best solutions). This latter can lead to improve the accuracy of the proposed model. The GA, ABC and PSO provide high performance for global optimization. So, the different approaches are suitable to be applied to attain the best configuration of the swimming microrobot device, in order to improve the electromechanical performance by satisfying of the following fitness function:

- Maximization of the ratio $F(X)$

where X represents the input normalized variables vector, which is given by $X = (r, \mu, \lambda, \eta, \rho)$.

The routines and programs for ABC, GA and PSO computations were developed using MATLAB 7.2 and all simulations are carried out using a Pentium IV, 3GHz, 2 GB RAM computer.

Table 1 shows the ABC, GA and PSO parameters used in this study.

TABLE I. PARAMETERS USED FOR GENETIC ALGORITHM, PARTICLE SWARM OPTIMIZATION AND ARTIFICIAL BEE COLONY

GA	PSO	ABC
Population size: 20	Swarm: 20	colony size: 200
Maximum number of generation: 1060	Maximum number of generations: 50000	Number of generation: 100
Type of selection: Uniform	C1,C2=1,1	percentage of onlooker bees: 50%
Type of crossover: scattered	W=0.9.	The number of scout bees:1
Type of mutation: Uniform	Obtained fitness value: 4.8658	Obtained fitness value: 4.8659
Obtained fitness value: 4.8214	Computational time: 3.9156	Computational time: 7.5972
Computational time: 10.1926		

III. RESULTS AND DISCUSSION

The purpose of this work is to compare the performance of these three optimization techniques for the development of accurate thrust force to improve the performance of the swimming microrobot structures. The extraction parameters of the metaheuristic-based techniques were accomplished in a moderately short time for all three techniques, with no require for user intervention during the investigation. As known, the thrust force is the most important parameter

which has a significant impact on controllability and robustness of the microrobot. So, the increasing of the thrust force leads to a better controllability and robustness for reliable swimming microrobot applications.

Figure .2 shows the variation of the optimized thrust forces as function of the radius of the head compared with that without optimization. It's clearly shown that the thrust force extracted from ABC is approximately similar to that extracted from PSO. In addition, the thrust force extracted from ABC and PSO is bigger than extracted from GA. This result can be clarified by the three supplementary optimization steps in comparison with ABC and PSO techniques, which are: the mutation, selection and crossover.

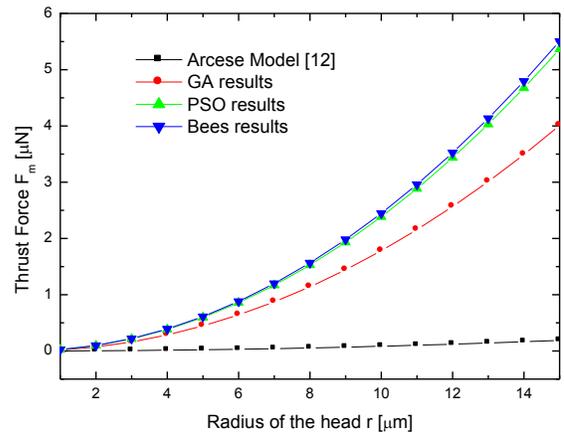


Figure 2. Variation of the optimized thrust forces as function of the radius of the head compared with the conventional case.

The results show that all techniques can be used in optimizing the parameters for the thrust force modeling in swimming microrobot. Figure .3 presents the optimized drug force and microrobot's weight versus the radius of the head compared to that of the conventional model. It's clearly shown that the drug force and microrobot's weight are increase in a rapid manner with the radius of the head, where no difference between our simulations and remaining curves is appeared.

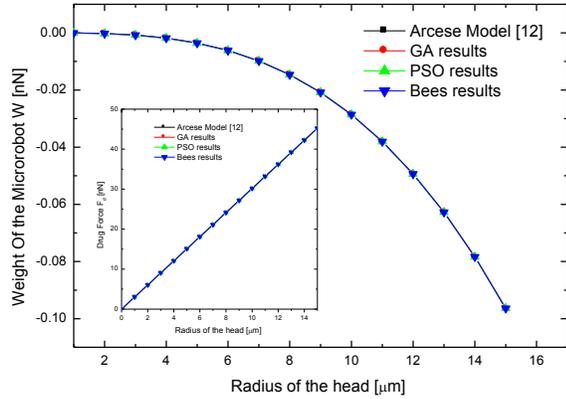


Figure 3. Optimized drug force and microrobot's weight versus the radius of the head compared to that of the conventional model.

Table .II shows the optimized swimming microrobot parameters obtained by artificial bee colony, genetic algorithm and particle swarm optimization, where the ABC and PSO algorithms seems to achieve at its final parameter values in less generations than the GA. It is also observed that, the computational time for ABC and PSO is short compared to the GA technique. This result can be clarified as the measured computational time for GA is due to the three supplementary optimization steps in comparison with ABC and PSO techniques, which are: the mutation, selection and crossover.

TABLE II. OPTIMIZED SWIMMING MICROROBOT PARAMETERS OBTAINED BY ARTIFICIAL BEE COLONY, GENETIC ALGORITHM AND PARTICLE SWARM OPTIMIZATION.

	Rudius [m]	μ	λ	$\eta [Pa \cdot s]$	$\rho [Kg m^{-3}]$	Ratio F
PSO- based computation	$15 \cdot 10^{-6}$	0.06	7/5	0.1457	1052.7	4.8657
GA -based computation	$15 \cdot 10^{-6}$	0.06	7/5	0.1950	1054.549	4.8214
Bees-based computation	$15 \cdot 10^{-6}$	0.06	7/5	0.2	1055.1	4.8659
Arcese at al model [12]	$15 \cdot 10^{-6}$	0.06	7/2	0.008	1062	4.2501

Table .III shows a comparison between the various approaches of computation of the thrust force in swimming microrobot. From our investigation, it can be demonstrated that the ABC, PSO and GA-based technique are powerful tool to provide encouraged results and new insights for future swimming microrobot-based applications.

TABLE III. COMPARISON BETWEEN THE VARIOUS APPROACHES OF COMPUTATION OF THE THRUST FORCE IN SWIMMING MICROROBOT.

Approach	Optimization procedure (CPU time (s))	Effectiveness of the approach	Validity range
PSO- based computation	3.9156	Accurate/very fast	Wide range
GA -based computation	10.1926	Accurate/fast	Wide range
Bees-based computation	7.5972	Accurate/ fast	Wide range
Arcese at al model [12]	Hours/days (manual)	Less accurate/very slow	Limited model

IV. CONCLUSION

In this paper, we demonstrated the applicability of the ABC, GA and PSO techniques to study the controllability of the swimming microrobot devices. It is clearly shown that the performance provided by the ABC-based technique is better than that offered by both optimization techniques, PSO and GA, in terms of computational time and accuracy. The promising comparisons between conventional results and our metaheuristic-based techniques are mainly suitable to investigate and optimize the swimming microrobot performances. It is to note that the developed approach can be extended by including other design parameters and objective functions, in order to investigate other behavior parameters and improve other performances. However, new models and control strategies approaches should be developed in order to carry out this future research work.

REFERENCES

- [1] H. Horiguchi, K. Imagawa, T. Hoshino, "Fabrication and Evaluation of Reconstructed Cardiac Tissue and Its Application to Bio-actuated Microdevices" IEEE Trans on nanobioscience, Vol. 8, pp. 349-359, 2009.
- [2] B. R. Donald, N.H. Hanover, C. G. Levey, C. D. McGray, I. Paprotny, "An untethered, electrostatic, globally controllable MEMS microrobot," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 15, pp. 1-15, 2006.
- [3] F. Srairi, M. Meguellati, L. Saidi and F. Djeflal, "Analytical Modeling and Optimization of New Swimming Microrobot design using genetic algorithm computations," 14th IEEE International conference on Sciences and Techniques of Automatic control & computer engineering, STA'2013, pp. 265-268, Sousse, Tunisia, 2013.
- [4] Y. Liu, G. Sun and H. Chen, "A Micro Robot with the Ability of Fly and Adhesion:Development and Experiment," in: Proceedings of the 2011 IEEE-International Conference Robotics and Biomimetics, Phuket, Thailand, 2011.
- [5] S. P. Woods and T.G. Constandinou, "Wireless Capsule Endoscope for Targeted Drug Delivery: Mechanics and Design Considerations" IEEE Trans on nanobioscience, Vol. 60 pp. 945-953, 2013
- [6] F. Djeflal, D. Arar, N. Abdelmalek, M.A. Abdi, R. Mahamdi, A. Errachid, "A junctionless-multigate design to improve the electrical performances for deep submicron ISFET-based sensors," Sensor Letters, Vol. 9, pp. 2309-2311, 2011.
- [7] F. Djeflal, M. Meguellati, "Multigate RADFET dosimeter for radioactive environment monitoring applications," Lecture Notes in Electrical Engineering (LNEE), Vol. 229, pp. 301-313, 2013.
- [8] M. Meguellati, F. Djeflal, D. Arar, T. Bendib and L. Khetache, "RADFET dosimeter design for environment monitoring applications," 24th IEEE International Conference on Microelectronics, ICM 2012, Algiers, Algeria, 2012.

- [9] M. Meguellati, F. Djeflal, D. Arar, F. Douak and L. Kheftache, "New RADFET Dosimeter Design For Radioactive Environment Monitoring Applications," *Eng Lett*, Vol. 20, EL 20-4-06, 2012.
- [10] M. Meguellati, and F. Djeflal, "New Dual-Dielectric Gate All Around (DDGAA) RADFET dosimeter design to improve the radiation sensitivity," *Nuc Instr and Meth in Phys Res A*, Vol. 683, pp. 24-28, 2012.
- [11] W. Andre, S. Martel, "Acting on nanoparticles embedded in magnetotactic bacteria to implement propulsion and steering for microrobots," 7th IEEE Conference on Nanotechnology, IEEE-NANO, pp. 247 – 250, Hong Kong, China, 2007.
- [12] L. Arcese, M. Fruchard, and A. Ferreira, "Endovascular Magnetically Guided Robots: Navigation Modeling and Optimization" *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, Vol. 59, pp. 977-987, 2012.
- [13] T. Niknam, F. Golestaneh, "Enhanced bee swarm optimization algorithm for dynamic economic dispatch" *IEEE Systems Journal*, Vol. 7, pp. 754-762, 2013.
- [14] D. Karaboga, "An idea based on honey bee swarm for numerical optimization," Technical Report-TR06, Erciyes University, Engineering Faculty, Computer Engineering Department, 2005.
- [15] D.T. Pham, D. Karaboga, "Intelligent Optimisation Techniques," Springer, London, 2000.