

HABILITATION À DIRIGER DES RECHERCHES
de l'Université Bourgogne Franche-Comté

présentée par

Aude BOLOPION
Chargée de Recherche CNRS
Institut FEMTO-ST, UMR 6174

**Microrobotique par actionnement sans
contact**

soutenue le 2 juillet 2020

JURY

Xavier BRUN	Professeur à l'INSA de Lyon	Rapporteur
Orphée CUGAT	Directeur de Recherche CNRS	Rapporteur
Christine PRELLE	Professeur à l'Université de Technologie de Compiègne	Rapporteur
Michaël GAUTHIER	Directeur de recherche CNRS	Examineur
Zdeněk HURÁK	Professeur associé à la Czech Technical University in Prague	Examineur
Pierre LAMBERT	Professeur à l'Université Libre de Bruxelles	Examineur
Stéphane RÉGNIER	Professeur à Sorbonne Université	Examineur
Philippe RENAUD	Professeur à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne	Examineur
Metin SITTI	Professeur au Max Planck Institute for Intelligent Systems	Examineur

Table des matières

Introduction générale	1
1 Contexte général	1
1.1 Actionnement avec et sans contact	1
1.2 Contexte des travaux de recherche sur l'actionnement sans contact pour des applications micrométriques	3
2 Structuration de l'activité scientifique	4
2.1 Démarche scientifique	4
2.2 Collaborations	9
2.3 Enseignement et diffusion des connaissances	12
3 Conclusion du chapitre	12
1 Contexte et état de l'art	13
1 Contexte	13
2 Etat de l'art des plateformes basées sur l'actionnement sans contact	15
2.1 Champ magnétique	15
2.2 Actionnement par mouvement du liquide	18
2.3 Champs électriques	20
2.4 Pincés optiques	23
2.5 Ondes acoustiques	24
2.6 Contrôle des plateformes basées sur un actionnement sans contact	25
2.7 Bilan des différents types d'actionnement	28
3 Synthèse et approche proposée	30
2 Modèles pour la commande de systèmes d'actionnement sans contact	31
1 Interaction entre les objets et leur l'environnement	31
1.1 Interaction en environnement ambiant	31
1.2 Interaction en milieu liquide	32
1.3 Interaction à l'interface air/liquide	33
1.4 Bilan des interactions objet/environnement	35
2 Champs magnétiques	35
2.1 Cartographie du champ magnétique	35
2.2 Modèle analytique du champ magnétique	36
2.3 Comparaison des différentes approches	37
2.4 Utilisation des modèles pour la conception des systèmes	39
3 Effets thermocapillaires	40
3.1 Principe	40
3.2 Champs de température et de vitesse	41
3.3 Bilan de l'actionnement par effets thermocapillaires	43
4 Champs électriques	44
4.1 Modèle pour l'actionnement par champs électriques	44
4.2 Impédance électrique	51

5	Bilan	56
3	Conception et caractérisation des systèmes d'actionnement sans contact	57
1	Actionnement magnétique	57
1.1	Présentation de la plateforme d'actionnement magnétique	57
1.2	Actionnement magnétique en environnement ambiant	58
1.3	Actionnement magnétique à l'interface air/liquide	62
2	Actionnement par convection thermocapillaire à l'interface air/liquide	66
2.1	Présentation de la plateforme d'actionnement	66
2.2	Choix des grandeurs de commande	68
2.3	Identification expérimentale du modèle direct	69
2.4	Caractérisation de l'actionnement par effets thermocapillaires	71
2.5	Bilan de l'actionnement sans contact par effets thermocapillaires	72
3	Actionnement et mesure de position par champs électriques	72
3.1	Présentation de la plateforme d'actionnement et de mesure par champs électriques	73
3.2	Actionnement par champs électriques	74
3.3	Estimation de position par impédancemétrie	76
3.4	Bilan de l'actionnement et de la mesure de position par champ électrique	79
4	Bilan	80
4	Contrôle des systèmes de micromanipulation par actionnement sans contact	81
1	Approche	81
2	Contrôle des systèmes par actionnement magnétique	82
2.1	Contrôle des systèmes magnétiques en milieu ambiant	82
2.2	Contrôle des systèmes magnétiques à l'interface air/liquide	85
2.3	Bilan du contrôle par actionnement magnétique	88
3	Contrôle des systèmes d'actionnement par convection thermocapillaire à l'interface air/liquide	88
3.1	Définition des contrôleurs	89
3.2	Résultats expérimentaux du contrôle d'une particule par actionnement thermocapillaire	90
3.3	Bilan de l'actionnement par actionnement thermocapillaire	93
4	Contrôle des systèmes d'actionnement par diélectrophorèse	93
4.1	Contrôle de trajectoire par diélectrophorèse	94
4.2	Vers une application de tri de cellules	96
4.3	Bilan du contrôle par diélectrophorèse	98
5	Vers la commande basée sur des mesures d'impédance	99
5.1	Mise en place d'un filtre de Kalman d'estimation de position	99
5.2	Simulations d'estimation de position en temps réel : cas 2D	101
5.3	Estimation de position selon une dimension - validation expérimentale	103
5.4	Bilan	105
6	Bilan du contrôle des systèmes d'actionnement sans contact	106
5	Conclusion et perspectives	107
1	Conclusion	107
2	Perspectives (projet de recherche)	109
2.1	Des colonies de microrobots capables de travailler de manière coordonnée ...	109
2.2	... dotés d'outils et de moyens de caractérisation embarqués ...	110
2.3	... capables de travailler avec une grande fiabilité ...	111
2.4	... et avec une faible empreinte environnementale ...	112
2.5	... pour des applications variées.	113

A Calcul de la propagation verticale du champ électrique	117
Bibliographie	118
Curriculum vitæ	133
Liste complète des publications	151

Table des figures

1	Principe d'un système robotique par actionnement sans contact dédié à la manipulation d'objets micrométriques. Le dispositif MagPieR a été développé conjointement par l'ISIR et l'Institut FEMTO-ST. Une particule ferromagnétique (Fig c) est actionnée par des bobines (Fig b). Une caméra placée au-dessus de la zone de travail donne la position de la particule magnétique en temps réel, et permet d'ajuster les courants envoyés aux bobines (Ivan et al., 2011).	2
2	Travaux réalisés depuis le recrutement. Les principaux encadrements, et moyens de financements, ainsi que les principales collaborations sont indiquées. 'IR' signifie Ingénieur de Recherche. La couleur verte représente les collaborations locales, la couleur bleue représente les collaborations nationales et la couleur orange représente les collaborations internationales. Les sources de financements des doctorants, ingénieurs et post doctorants sont données entre parenthèses.	5
3	Volume en personne.mois et évolution de mes activités. Le graphique représente le nombre de personne.mois (stagiaires, doctorants, post doctorants et ingénieurs embauchés sur les projets) impliquées par activités. La couleur bleue représente les activités liées aux applications pour des objets artificiels, la couleur verte celles ayant une visée applicative biomédicale.	8
4	Principales collaborations nationales et internationales. Les sources de financements supportant les projets sont également indiquées.	10
1.1	Champ magnétique \vec{B} généré par une bobine. Une particule (rectangle vert) dont la magnétisation \vec{M} est considérée être alignée avec son plus grand axe est également représentée. Sous l'effet du champ magnétique, la particule subit une force \vec{f}_m (flèche rouge) et un couple magnétique $\vec{\tau}_m$ (flèche verte) qui tend à l'aligner sur les lignes de champs (flèches bleues).	16
1.2	Actionnement utilisant la force magnétique pour contrôler des microrobots. Le microrobot MagPieR (MRMF), développé conjointement entre l'Institut FEMTO-ST et l'ISIR, utilisé ici pour déplacer des bulles (Hwang et al., 2014)	17
1.3	Actionnement utilisant le couple magnétique pour contrôler des microrobots	18
1.4	Microrobot magnétique souple (Hu et al., 2018)	18
1.5	Représentation des différents types de convections : a) naturelle, b) Marangoni et c) thermocapillaire.	19
1.6	Représentation des efforts appliqués sur une interface fluide/gaz d'une surface élémentaire $L \cdot dx$ entre les points 1 et 2 : quand $T_1 > T_2$ la tension de surface sur le bord 1 est plus faible que sur le bord 2, et donc $F_1 < F_2$. Un effort est donc créé en direction du point froid 2.	19
1.7	Actionnement utilisant des courants de convection	20
1.8	Contrôle d'une bille de 40 μm de rayon en boucle fermée dans une boîte de pétri. La trajectoire de consigne est une diagonale d'équation $x = y$ (Kharboutly and Gauthier, 2013)	22
1.9	Système d'actionnement par diélectrophorèse (Zemánek et al., 2014)	22

1.10	Reconstruction a posteriori de la position latérale d'objets dans un canal fluide par des mesures d'impédance (Yang and Ai, 2019).	24
1.11	Actionnement utilisant le principe de pinces optiques (Yin et al., 2017)	24
1.12	Actionnement utilisant le principe des ondes acoustiques (Ahmed et al., 2017)	25
1.13	Tri en boucle ouverte par acoustophorèse (Li et al., 2016). Des bactéries de type E. Coli sont séparées de cellules sanguines.	26
1.14	Manipulation simultanée mais indépendante utilisant les mouvements de convection thermocapillaires générés à l'interface air/liquide de bulles d'air à l'aide d'un laser (Rahman et al., 2017)	27
1.15	Pince déplacée et actionnée sans contact par effets magnétiques (Diller and Sitti, 2014). (a) Principe de fonctionnement d'une pince dont l'état de repos est en position ouverte. Les flèches indiquent la magnétisation de chaque bloc. Lors de l'application d'un champ magnétique constant, les blocs tendent à s'orienter dans les lignes de champs, ce qui ferme la pince. (b) Tâche de prise/dépose avec une pince dont l'état de repos est en position fermée. Assemblage d'une structure 3D composée de deux pieds déposés dans des trous, et d'une barre centrale posée sur les pieds, à l'aide de la pince magnétique.	28
2.1	Orientation des forces de frottement visqueux par rapport à la paroi et valeurs des facteurs correctifs de la loi de Stokes correspondants pour la prise en compte de l'influence de la paroi du canal. Les valeurs sont exprimées en fonction du ratio $\epsilon = d/a$ entre $d = z - a$ la distance entre la particule et la paroi et a le rayon de la particule.	33
2.2	Représentation des efforts verticaux appliqués sur une sphère située à l'interface air/liquide.	34
2.3	Vue latérale du réservoir rempli de liquide. Un ménisque est formé dans le réservoir. La valeur de référence du rayon de courbure de ce ménisque est mesurée expérimentalement. Sur la figure, elle vaut 10.5 mm.	35
2.4	Amplitude des erreurs relatives entre le champ magnétique calculé et celui obtenu par des simulations éléments finis (sans unité). a : Comparaison entre le modèle du dipôle et les simulations éléments finis. b : Comparaison entre le calcul de la loi de Biot et Savart ou du potentiel vecteur à l'aide d'intégrales elliptiques et les simulations éléments finis.	38
2.5	Erreurs relatives d'orientation entre le vecteur champ magnétique calculé et celui obtenu par des simulations éléments finis (sans unité). a : Comparaison entre le modèle du dipôle et les simulations éléments finis. b : Comparaison entre le calcul de la loi de Biot et Savart ou du potentiel vecteur à l'aide d'intégrales elliptiques et les simulations éléments finis.	38
2.6	Champ magnétique produit par trois bobines dans différentes configurations. La ligne verte délimite l'espace pour lequel le champ minimal est produit pour assurer la nage du microrobot. La ligne en pointillé représente l'espace de travail pour lequel le champ magnétique est supérieur à 1mT.	40
2.7	Représentation du système d'actionnement par effets thermocapillaires. Un laser chauffe le fluide, comme décrit par l'équation de transfert de chaleur. Cet échauffement génère des contraintes à l'interface air/liquide, ce qui provoque un mouvement du fluide, modélisé par l'équation de Navier-Stokes.	41
2.8	Paramètres pour la simulation Comsol.	42
2.9	Evolution de la température et de la vitesse du fluide à l'interface air/eau ($z = H$) entre 0-100 s.	42
2.10	Evolution de la température et de la vitesse du fluide à l'interface air/liquide ($z = H$) aux points $r = [1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 4.0, 6.0]$ mm entre 0-10 s.	43

2.11	Le potentiel électrique généré par un plan de longueur l et de largeur L , contenant quatre électrodes aléatoires peut être calculé par superposition du potentiel électrique issu de chaque électrode. Pour chaque électrode, le potentiel électrique généré peut être calculé via une décomposition en séries de Fourier. U_i représente le potentiel électrique appliqué sur l'électrode i . Les fonctions $e_{j,k}(x, y)$ représentent la base de fonctions harmoniques sur laquelle est projeté le potentiel électrique issu de chaque électrode. Les coefficients $a_{j,k,n}$ sont les coefficients de Fourier liés à l'harmonique j, k et l'électrode n	45
2.12	Schéma représentant la situation de référence pour valider les modèles analytiques utilisant les séries de Fourier. $D = \epsilon E$ représente le déplacement du champ électrique et n la normal à la frontière. Le système est composé de huit électrodes de $10\mu\text{m}$, uniformément espacées de $10\mu\text{m}$, sur le dessus et le dessous du canal. Le canal fait $150\mu\text{m}$ de large par $80\mu\text{m}$ de haut. L'objet est une sphère de $10\mu\text{m}$ dont le facteur de Clausius-Mossoti vaut $-0,5$. Les potentiels électriques sont appliqués aléatoirement sur les électrodes.	47
2.13	Amplitude du carré du champ électrique généré par le cas d'étude présenté en figure 2.12 et calculée par différentes méthodes.	48
2.14	Actionnement diélectrophorétique d'un objet non sphérique.	49
2.15	Comparaison des forces et des couples appliqués sur un objet non sphérique calculés à partir de la méthode d'estimation de la polarisation proposée et de simulations éléments finis (MST)	50
2.16	Simulation de la rotation d'un objet non sphérique. Vitesse angulaire de l'objet en fonction de son orientation, pour un objet situé à différentes altitudes.	51
2.17	Simulation de (b) la variation de l'impédance et (c) de la sensibilité du capteur induite par le passage d'une bille de $8\mu\text{m}$ de diamètre dans du PBS pour la géométrie d'électrode en étoile à différentes altitudes dans un canal de $20\mu\text{m}$ de haut. Paramètres de simulation : milieu : PBS ($\sigma_s = 1,6\text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_s = 80$), largeur du canal : $40\mu\text{m}$, bille de $8\mu\text{m}$ de diamètre ($\sigma_b = 10^{-14}\text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_b = 4$), espacement entre les électrodes : $80\mu\text{m}$, altitude de la bille : $10\mu\text{m}$ (centre de la hauteur du canal).	52
2.18	Représentation schématique de la mesure de position par impédancemétrie. L'impédance du milieu peut être modélisée par une résistance variable, dont la valeur dépend de la conductivité et de la position de la bille.	53
2.19	Simulation de la variation d'impédance en fonction de la position induite par la présence de la bille pour les 7 paires formées avec la première des 8 électrodes (paire $m=1$ à $m=4$).	54
2.20	Simulation de la variation d'impédance en fonction de la position induite par la présence de la bille pour les 7 paires formées avec la première des 8 électrodes (paire $m=5$ à $m=7$).	55
3.1	Système d'actionnement sans contact magnétique.	58
3.2	Variation des amplitudes et pourcentage d'occurrence du déplacement en fonction des jours. Les histogrammes de gauche représentent les pourcentages d'occurrence de déplacement et les histogrammes de droite montrent les moyennes des amplitudes de déplacement et les écarts types.	60
3.3	Effet de la rugosité et du matériau de la surface sur le pourcentage et l'amplitude des déplacements de la particule. Chaque signal ($\ \nabla\mathbf{B}\ $, h_e) est appliqué 150 fois.	61
3.4	Trajectoire expérimentale d'une particule magnétique à l'interface air/liquide	62
3.5	Réponse du système (position de la particule) en fonction d'une entrée en échelon pour des particules de tailles différentes.	63

3.6 Réponse du système (position de la particule) en fonction d'une entrée en échelon pour des particules de tailles différentes et différents remplissages du réservoir. Les réponses en position montrent l'impact de la variation de la forme du ménisque sur le comportement de la particule.	64
3.7 Comparaison entre la simulation du modèle et les mesures expérimentales. La particule magnétique est rectangulaire de taille $100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$ en mouvement selon la direction (o, x) . Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé à 10 mm de l'électroaimant. La position initiale est le centre du ménisque. Le rayon de courbure du ménisque est estimé à 10,5 mm.	65
3.8 Mesures expérimentales réalisées sur une particule ($100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$) sur la base de courants de commande construits pour assurer le suivi d'une trajectoire de référence circulaire de rayon 100 μm et de période $T = 100\text{ms}$. Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé approximativement à 5 mm des électroaimants. La particule est considérée au centre du ménisque. Le rayon de courbure du ménisque est estimé à 10,5 mm. Les courbes montrent une dérive et une déformation de la trajectoire de la particule dues aux imprécisions engendrées dans le repositionnement du réservoir au centre de la plateforme magnétique.	66
3.9 Simulation de la trajectoire d'une particule ($100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$). Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé initialement à 5 mm de chaque électroaimant. Les électroaimants 3 et 4 sont ensuite éloignés de 1 mm de l'espace de travail et les électroaimants 1 et 2 sont rapprochés de 1 mm vers l'espace de travail. La position initiale de la particule est le centre du ménisque. Le rayon de courbure du ménisque est estimé à 10,5 mm.	67
3.10 Plateforme d'actionnement sans contact par flux thermocapillaires	67
3.11 Schéma du système correspondant à une entrée "laser fixe"	68
3.12 Schéma du système correspondant à une entrée "distance laser-particule fixe". Ce schéma correspond bien à un contrôle en boucle ouverte, puisque la caméra n'est utilisée ici que pour connaître la position de la particule de manière à positionner le spot laser à la distance voulue. La position de la particule n'est pas comparée à une référence, comme cela sera le cas lors de la commande en boucle fermée dans le chapitre suivant.	68
3.13 Vitesse radiale d'une particule de zirconium de 500 μm de diamètre en fonction du temps pour différentes entrées.	69
3.14 Schéma bloc du système thermocapillaire	70
3.15 Amplitude et direction de la vitesse d'une particule sphérique en acier de 500 μm en fonction du temps, quand le laser est pointé à 1.1, 1.5, 1.75, 2.0, 2.25 mm de la particule à partir de $t = 0\text{s}$. Les tests sont réalisés rapidement après que le réservoir ait été rempli. L'eau déionisée a été changée 4 fois au cours des tests.	71
3.16 Exemple de suivi de trajectoire en "8" (ligne blanche) d'une bille de 1000 μm de diamètre en zirconium (cercle noir). La croix rouge représente l'emplacement du laser, alors que la tache blanche est la réflexion de ce dernier sur la partie inférieure du réservoir. Le laser n'étant pas perpendiculaire au fond du réservoir, ces deux points ne sont pas superposés.	72
3.17 Plateforme expérimentale d'actionnement sans contact par effets diélectrophorétiques.	73
3.18 Plateforme expérimentale de mesure de position par impédancemétrie. (a) Vue générale de la plateforme montrant notamment l'ensemble de l'instrumentation : caméra, microscope, régulateur de pression, générateurs de signaux, impédancemètre. (b) Zoom : la puce est reliée fluidiquement et électriquement à l'instrumentation.	74

3.19	Position de la particule en réponse à un échelon de tension. Comparaison entre les modèles de force de frottement avec et sans les coefficients de correction et une trajectoire expérimentale. L'équation (2.3) donnant une force infinie en position initiale ($z = a$), durant les cinq premières microsecondes de la simulation, l'expression de α utilisée dans l'équation (2.3) est : $\alpha_{d=0} = \cosh^{-1}(1 + (z - 0.99a)/a)$. Cette modification est nécessaire car le coefficient α ne permet pas de modéliser correctement le contact entre une particule et une paroi.	75
3.20	Trajectoire expérimentale et trajectoires simulées pour une particule en borosilicate de diamètre $10\mu\text{m}$ à proximité d'un plan d'électrodes de $10\mu\text{m}$ en utilisant différentes méthodes de calcul du champ électrique.	76
3.21	Vitesse angulaire w d'un objet non sphérique, de forme tétris, soumis à un couple de diélectrophorèse en fonction de son orientation ϕ	77
3.22	Photographie illustrée de la puce. L'actionnement fluide guide les billes dans le canal et les électrodes de centrage par DEP les centrent dans la section du canal. La position des billes est détectée par des mesures d'impédance (dans la zone de détection).	78
3.23	Extraction en temps réel du signal d'intérêt. (a) Le signal mesuré $Z^1(p, \sigma)$ est filtré et seuillé en temps réel pour obtenir la baseline $Z^{1,0}(\sigma)$ en appliquant une médiane glissante. (b) La variation relative de l'impédance est évaluée en temps réel.	78
3.24	Définition de la fonction ϕ_1^e , modèle de variation relative d'impédance en fonction de la position, par étalonnage. Les données fournies par l'impédancemètre et la caméra sont corrélées, puis filtrées et interpolées pour la définition de la fonction.	79
4.1	Principe de l'asservissement de position et d'orientation	81
4.2	Schéma de la commande proportionnelle F_*/h_e généralisée.	83
4.3	Photos montrant le déplacement de la particule durant l'asservissement en position. Une image correspond à un pas d'échantillonnage.	84
4.4	Mesures de position de la particule durant son asservissement.	84
4.5	Schéma de la commande en boucle fermée dans le plan (2D).	85
4.6	Exemple de suivi de trajectoires dans le plan (2D) réalisées en augmentant la vitesse du déplacement de la particule. La taille de la particule utilisée est $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$. Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé à 5 mm des électroaimants. La position initiale de la particule est le centre du ménisque. La période d'échantillonnage de la caméra est égale à 2 ms. Le coefficient proportionnel du contrôleur est égal à $2,2 \cdot 10^{-4} \text{ Nm}^{-1}$ et le temps d'intégration est égal à 1129 ms.	86
4.7	Photos montrant la trajectoire de la particule en boucle fermée. La trajectoire de référence est un cœur de période $T = 1$ s. La taille de la particule utilisée est $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$	88
4.8	Schéma de commande du contrôle par actionnement thermocapillaire	89
4.9	Principe de la manipulation par motifs lumineux a) Une particule AISI 304 steel de $500 \mu\text{m}$ de diamètre est posée à la surface d'un liquide. Un motif en arc est utilisé pour amener la particule vers sa position finale (rayon de l'arc : 3.22 mm, ouverture angulaire : 180° , puissance du laser : 120 mW). Lorsqu'elle entre dans une zone de tolérance définie autour de la position d'intérêt le laser décrit un cercle autour de la particule pour la stabiliser à sa position finale (rayon du cercle : 3.22 mm).	90
4.10	a) Une particule de $500\text{-}\mu\text{m}$ de diamètre flotte à la surface, l'actionnement est éteint. b)-d) Le contrôle débute et la particule (croix verte) est amenée à sa position de consigne (croix violette) à l'aide du laser (croix rouge) e) La particule atteint sa cible, les contrôleurs sont éteints.	91

4.11	Contrôle par actionnement thermocapillaire en utilisant le spot laser. Les gains utilisés pour le contrôleur de la vitesse de la particule sont les suivants. Contrôleur A (temps de réponse de 2s et dépassement de 10%) : $K_p=3.09$, $K_d=1.67$. Contrôleur B (temps de réponse de 2s et dépassement de 1%) : $K_p=1.148$, $K_d=0.332$. Le contrôleur relatif à la direction du déplacement est un correcteur proportionnel, avec un gain de 0.5. Les marques sur les courbes indiquent le temps auquel la particule est entrée pour la première fois dans la zone de tolérance.	92
4.12	Trajectoire de la particule proche de la zone de tolérance. Les marqueurs jaunes et noirs indiquent les positions auxquelles les contrôleurs sont allumés et éteints respectivement.	92
4.13	Contrôle d'une particule par actionnement thermocapillaire en utilisant des motifs lumineux. La phase de déplacement est assurée par un motif en arc de cercle. Les marqueurs indiquent le début de la phase de stabilisation utilisant un motif circulaire.	93
4.14	Comparaison des caractéristiques des différentes stratégies d'actionnement par effets thermocapillaires.	94
4.15	Représentation du contrôleur. X (resp. X_{des}) représente la position de la particule (resp. sa position désirée), U est la commande (tension appliquée sur les électrodes). L'évolution du système en fonction de la commande, $\dot{X}(U)$, est définie par le modèle dynamique. Ce contrôleur est constitué principalement de l'inversion du modèle. Le correcteur est ici considéré comme étant l'identité.	96
4.16	Vues des trajectoires des billes lors de l'expérience de contrôle en boucle ouverte. Les cercles identifient les différentes billes dont la trajectoire est donnée sur la figure Fig. 4.17. Quand ils sont changés en croix, cela signifie que les billes ne suivent plus la trajectoire de référence.	96
4.17	Contrôle en boucle ouverte de la trajectoire de particules par diélectrophorèse. Les billes (borosilicate) ont un diamètre de $10.2 \mu\text{m}$	97
4.18	Principe de tri d'une cellule par guidage vers la ligne de flux du liquide porteur allant vers la sortie de destination.	97
4.19	Chemins suivis par deux lymphocytes lors de leur croisement, à des altitudes différentes, pour différents nombres d'électrodes. Largeur des électrodes : $15\mu\text{m}$, hauteur du canal : $80\mu\text{m}$, diamètre du lymphocyte : $8\mu\text{m}$	98
4.20	Schéma simplifié illustrant le principe général de fonctionnement du filtre utilisé.	99
4.21	Modèle Comsol utilisé pour les simulations FEM. Un bassin microfluidique de $70 \mu\text{m}$ de diamètre et de $20 \mu\text{m}$ de hauteur dans lequel se trouvent 8 électrodes (cercle inscrit aux électrodes de $50 \mu\text{m}$), un milieu liquide de conductivité $\sigma = 1 \text{ S/m}$ et un objet sphérique isolant de $8 \mu\text{m}$ de diamètre sont dessinés.	101
4.22	Tracé des positions de référence (en bleu) et estimées par le filtre (en rouge) pour différents réglages du paramètre S_p de la matrice de covariance Q . Les tracés montrent une confiance décroissante dans le modèle dynamique, partant d'une confiance totale et terminant par une confiance très faible.	102
4.23	Descriptif de la méthode d'estimation de la position d'un objet par filtrage de Kalman. Le calcul en temps réel de la baseline $Z^{1,0}$ permet d'en déduire la variation relative d'impédance due à la présence de l'objet $\phi_1(p_k)$, introduite dans le filtre de Kalman. Associée au modèle d'état, cette mesure permet au filtre d'estimer la position de l'objet.	103
4.24	Estimation en temps réel de la position et de la vitesse en utilisant à la fois les retours d'impédance et de vision et les différences associées.	105

Liste des tableaux

1.1	Comparaison des principaux principes physiques d'actionnement sans contact. Les données sont fournies à titre indicatif, et représentent les valeurs typiques obtenues dans la littérature. Des performances supérieures peuvent être atteintes sur des systèmes spécifiques.	29
2.1	Computational comparison of different models.	38
2.2	Coefficients de Fourier du potentiel électrique définis par l'équation (2.22), avec $\gamma_p = \frac{p\pi}{2N-1}$	46
3.1	Paramètres des surfaces expérimentées. D est la dimension du motif tandis que d est la distance entre les motifs.	61
4.1	Performances de la commande F_*/h_e - les données présentées sont les moyennes pour 10 tests. ε représente l'erreur et n le nombre d'impulsions de courant envoyées.	83
4.2	Performances du système lors du suivi des trajectoires dans le plan. Les erreurs sont données en valeur absolue et en % de la taille de la particule, les vitesses sont données en valeur absolue et en body length par seconde.	87

Remerciements

Les travaux présentés dans ce document ont été effectués entre 2011 et 2020 à l'Institut FEMTO-ST. Ils sont le fruit de très nombreuses collaborations, locales, nationales et internationales. Ils n'auraient pu avoir lieu sans le travail, le soutien, les conseils et les remarques avisées de nombreuses personnes, doctorants, stagiaires, ingénieurs, collègues. Je souhaite ici remercier l'ensemble des personnes qui y ont pris part.

Je tiens tout d'abord à exprimer ma reconnaissance aux membres du jury qui ont accepté d'évaluer ces travaux de recherche. Je remercie tout particulièrement les rapporteurs, Christine Prelle, Xavier Brun et Orphée Cugat, pour leurs remarques et leurs conseils judicieux, leurs échanges scientifiques riches, ainsi que pour le temps qu'ils ont consacré à la lecture et l'évaluation du manuscrit, et à la participation à la soutenance. Je remercie également Philippe Renaud pour avoir accepté de présider ma soutenance. Ce fut un grand honneur et un grand plaisir pour moi. Enfin, j'ai eu la chance d'avoir un jury international, et je tiens à remercier les différents membres étrangers venant de Suisse, République Tchèque, Belgique et Allemagne, Philippe Renaud, Zdeněk Hurák, Pierre Lambert et Metin Sitti. Merci d'avoir accepté de participer à cette soutenance d'HDR. Votre présence a apporté un point de vue international, particulièrement riche et révélateur de la diversité des domaines auxquels touche la microrobotique. Enfin, je ne remercierai jamais assez Stéphane Régnier, qui a miraculeusement réussi à libérer une après-midi pour cette soutenance, et Michaël Gauthier qui, en plus des échanges scientifiques, s'est chargé de toutes les tâches administratives et a su maîtriser toutes les subtilités d'une soutenance par visioconférence !

L'ensemble des travaux présentés dans ce manuscrit se sont déroulés au sein de l'Institut FEMTO-ST, à Besançon. Je remercie les directeurs successifs, Michel de Labacherie, Nicolas Chaillet, Laurent Larger, ainsi que l'ensemble des équipes de direction. Cet Institut offre des conditions de travail exceptionnelles, et un soutien fort à la recherche, notamment à travers les différents services techniques sur lesquels les chercheurs peuvent s'appuyer. Je remercie ici l'ensemble du personnel de ces services communs pour leur professionnalisme. Sans vous, beaucoup de travaux ou d'évènements présentés ici n'auraient pas été possible (ni même cette soutenance d'HDR en visioconférence) ! L'Institut FEMTO-ST offre également une salle de microfabrication très complète, qui a été indispensable pour la réalisation de ces travaux. C'est en effet en combinant les savoirs-faire locaux en microtechniques, et les compétences plus larges en robotique du département AS2M, que ces travaux ont pu voir le jour. Je remercie très chaleureusement l'ensemble du personnel de cette salle blanche.

Les tutelles de l'Institut FEMTO-ST offrent également un soutien fort à la recherche. Je remercie les différents services de l'UBFC, de l'UFC, de l'ENSMM et du CNRS, ainsi que l'école doctorale ED SPIM pour leurs conseils et leur aide au quotidien. Les différentes personnes à qui j'ai pu m'adresser ont toujours été très compétentes, et ont toujours eu le souci d'apporter leur appui à mes différentes demandes.

J'ai travaillé au sein du département AS2M de l'Institut FEMTO-ST. La bonne humeur, le sérieux et le professionnalisme régnant dans ce département ont des éléments essentiels à la réalisation de ces travaux de recherche. Je remercie particulièrement les directeurs successifs, Noureddine Zerhouni,

Michaël Gauthier et Philippe Lutz de m'avoir donné l'opportunité de travailler dans ce lieu si agréable, ainsi que les responsables des équipes dans lesquelles j'ai travaillé, Nicolas Andreff et Cédric Clévy. Mais ce département ne pourrait pas fonctionner sans Isabelle Gabet et Estelle Petite ! Merci pour votre patience, pour vos explications toujours pleines de gentillesse pour tenter de m'apprendre les règles administratives. Mais j'ai bien peur que vous soyez obligées de recommencer !

La recherche ne peut se faire sans financement. Au-delà des différentes agences de financement, ANR, Europe, BPI, Région Bourgogne Franche Comté, collégium SMYLE, je souhaite remercier les personnes qui ont géré les différents contrats. Merci à Laura Delvaux, Aurélie Sabanovic et Sophie Marguier pour votre aide au quotidien !

Les travaux reportés dans ce manuscrit sont le résultat d'un travail collectif, dans lequel les doctorants, Soukeyna Bouchebout, Mohamed Dkhil, Ronald Terrazas Mallea, Vladimir Gauthier, Benoit Brazey, Maxime Etievant, Hugo Daguerre et Franco Pinan Basualdo, occupent une place centrale. Merci pour votre travail, votre bonne humeur, et l'ensemble des échanges scientifiques que nous avons pu avoir. Je remercie aussi vivement les collègues avec qui j'ai eu le plaisir de co-encadrer ces thèses, Michaël Gauthier, Stéphane Régnier, Pierre Lambert et Nicolas Andreff. Le post doctorant Belal Ahmad, le doctorant tchèque en stage Tomas Michalek, et les ingénieurs sous contrat Tristan Le Gallou, Alpha Diallo et Alexis Lefevre, ont bien évidemment largement contribué à ces travaux. Merci à vous. Je n'oublie pas non plus les stagiaires, qui bien qu'ayant été présents sur une durée plus courte, ont également apporté une contribution importante. Par ailleurs, nous avons la chance dans cet Institut de bénéficier d'un soutien précieux de la part d'ingénieurs et techniciens. Merci à tous, et notamment à l'ensemble des ingénieurs du département, Joël Abadie, Joël Agnus, Olivier Lehmann, François Marionnet, Jean-Yves Rauch, Patrick Rougeot et Patrick Nectoux pour votre soutien. Les nombreux systèmes expérimentaux présentés dans ce manuscrit n'auraient pas vu le jour sans vos compétences !

Mais c'est également l'ensemble des collègues du département que je souhaite remercier. Je ne compte plus le nombre de discussions, professionnelles ou personnelles, que j'ai pu avoir avec vous. Ni le nombre de pâtisseries, fruits ou autres surprises retrouvées le matin dans mon bureau. Votre gentillesse, votre patience, et vos échanges scientifiques ont toujours été très appréciés !

Je souhaite également remercier les collègues avec qui j'ai pu collaborer. En France, j'ai eu le plaisir de travailler en particulier avec l'ISIR (Stéphane Régnier), ICube (Pierre Renaud), et l'EFS (Christophe Borg, Philippe Saas et un grand nombre d'autres personnes !). Ces travaux ont très largement bénéficié de votre éclairage et de la confrontation de ma vision robotique à vos différents domaines de recherche. Merci à vous. Concernant les collaborations internationales, je pense notamment à Pierre Lambert, Zdeněk Huraák et Philippe Renaud. Merci pour la richesse des échanges. Ces collaborations ont été particulièrement intéressantes, à la fois par les apports scientifiques, mais aussi par les aspects culturels. J'ai pu apprendre beaucoup sur l'organisation de la recherche en Europe !

Je tiens également à adresser deux remerciements particuliers, aux deux personnes avec qui j'ai le plus travaillé durant toutes ces années passées dans la recherche : Stéphane Régnier, mon directeur de thèse, maintenant collègue avec qui j'ai toujours autant de plaisir à encadrer les thèses, et collaborer pendant les quelques minutes précieuses de son temps trop occupé. Merci pour m'avoir introduite dans ce milieu, pour m'avoir toujours aussi bien conseillée et supportée (dans tous les sens du terme !), pour m'avoir fait confiance ! Si je rédige aujourd'hui une HDR, c'est grâce à toi ! En quittant l'ISIR, tu m'as conseillé de travailler avec Michaël Gauthier. J'ai effectivement retrouvé chez Michaël les mêmes qualités d'écoute, de patience, de générosité. Ces années passées à travailler avec toi ont été un très grand plaisir. Tu as su à la fois être toujours présent pour répondre à mes interrogations, et me laisser progressivement une totale autonomie sur tous les sujets. Merci pour ta

confiance ! Merci à tous les deux pour m'avoir initiée au métier de chercheur, et m'avoir permis de m'épanouir dans ce métier.

Quant aux remerciements personnels, ils sont nombreux ... mais privés !

Liste des abréviations

Cette section regroupe les abréviations utilisées dans ce manuscrit. Ces dernières sont valables pour l'ensemble du document, sauf indication contraire.

ANR	Agence nationale de la recherche
ATER	Attachés Temporaires d'Enseignement et de Recherche
Collégium SMYLE	SMart sYstems for a better LifE, structure transjurassienne destinée à articuler recherche, formation et entrepreneuriat
Comsol	Logiciel de simulation numérique basé sur la méthode des éléments finis
EFS	Etablissement Français du Sang
ENSMM	Ecole nationale supérieure de mécanique et des microtechniques
EPFL	Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne
FEDER	Fonds européen de développement régional
ICube	Laboratoire des sciences de l'ingénieur, de l'informatique et de l'imagerie
ISIFC	Institut Supérieur d'Ingénieurs de Franche-Comté
ISIR	Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique
LOF	Laboratoire du Futur
MagPieR	Microrobot magnétique développé conjointement entre les laboratoires ISIR et FEMTO-ST
MEMS	Microelectromechanical systems
MIMENTO	Microfabrication pour la MEcanique, les Nanosciences, la Thermique et l'Optique
MTI	Médicaments de Thérapie Innovante
NEMS	Nanoelectromechanical systems
PDMS	Polydimethylsiloxane
PHC	Partenariats Hubert Curien
PRCI	Projet de Recherche Collaborative - International
TIPE	Travail d'Initiative Personnelle Encadré
UFC	Université de Franche-Comté
ULB	Université libre de Bruxelles

Introduction générale

Cette introduction présente un résumé synthétique du contexte de mes travaux portant sur le développement de systèmes d'actionnement sans contact pour des applications micrométriques, ainsi qu'une description détaillée de la démarche scientifique que j'ai adoptée depuis mon recrutement. L'ensemble de mes travaux s'inscrit dans le cadre de collaborations tant nationales qu'internationales qui seront synthétisées dans cette introduction. J'exposerai également mes activités de diffusion de la connaissance et d'enseignement liées à mes travaux de recherche.

Cette introduction justifiera l'organisation de la suite de ce document, à savoir le développement de modèles dédiés à la commande de ces systèmes d'actionnement sans contact (Chapitre 2), leur caractérisation et l'évaluation de leurs performances en boucle ouverte (Chapitre 3) et leur commande (Chapitre 4).

1. Contexte général

La micromanipulation robotique, ou microrobotique, regroupe l'ensemble des moyens permettant de déplacer, positionner, orienter, assembler et caractériser des objets dont la taille est comprise entre $1\ \mu\text{m}$ et $1\ \text{mm}$. Partie intégrante de la robotique, elle se distingue par le domaine dimensionnel auquel elle s'applique. La diminution d'échelle entraîne en effet une modification des phénomènes prédominants dictant le comportement des objets. Les effets volumiques, notamment le poids, deviennent négligeables par rapport aux forces surfaciques (capillaires, électrostatiques...) (Clevy et al., 2014). La saisie et le lâcher des objets nécessitent la mise en place de techniques spécifiques telles que l'utilisation de substrats fortement adhésifs ou la diminution de la surface de contact entre l'objet et le préhenseur. De par leur faible inertie, les objets manipulés subissent des accélérations très importantes qui nécessitent des lois de commande adaptées. Les techniques de visualisation doivent également être revues pour prendre en compte la faible taille via des optiques dédiées qui imposent des champs de vue, des profondeurs de champ, ainsi que des fréquences d'échantillonnage limités. Le paragraphe suivant présente les deux grands types d'actionnement en microrobotique, l'actionnement avec contact et celui sans contact. Cette section donne ensuite le contexte de mes travaux de recherche portant sur l'actionnement sans contact.

1.1. Actionnement avec et sans contact

Dans le cas de la microrobotique, la taille des objets déplacés est inférieure à $1\ \text{mm}$ (typiquement entre $5\ \mu\text{m}$ et $500\ \mu\text{m}$). Pour déplacer ces objets, il existe deux grandes familles d'actionnement :

- celles pour lesquelles le composant manipulé entre en contact avec une structure mécanique induisant le mouvement,
- et celles où le composant est déplacé à l'aide d'efforts appliqués à distance, sans contact direct avec une structure mécanique.

Les approches avec contact, où une structure robotisée applique un effort sur un objet, sont issues d'une approche descendante, résultant de la miniaturisation de moyens robotiques utilisés à l'échelle macroscopique. Cette approche consiste à déplacer des composants en utilisant des axes de translation ou de rotation combinés et à les manipuler par des préhenseurs dits à contact (un contact

mécanique est nécessaire entre l'organe terminal du robot et le composant lui-même).

Les techniques sans contact sont plutôt issues d'une approche ascendante. Elles consistent à déplacer des composants via des champs de forces appliqués à distance, ce qui n'induit donc pas de contact entre le composant déplacé et le système créant ces forces. D'une manière alternative, il est possible de déplacer par des techniques de manipulation sans contact un outil assimilable à l'organe effecteur d'un robot qui interagira avec les objets à manipuler. Cette technique se rapproche de la robotique mobile à l'échelle macroscopique. Cependant, la différence majeure réside dans le fait que les objets sont trop petits pour embarquer des moteurs, des capteurs, mais surtout des sources d'énergie. Il faut donc avoir recours à un actionnement et à des capteurs externes. Plusieurs principes physiques sont exploitables pour déplacer des objets ou des populations d'objets de quelques dizaines de nanomètres à quelques dizaines de micromètres (Chaillot and Régnier, 2010). Un exemple classique est l'utilisation des effets magnétiques, produit par des aimants permanents ou des bobines. Un objet magnétique peut alors être déplacé (Fig. 1) (Yesin et al., 2006). D'autres principes similaires existent, utilisant notamment les effets acoustiques ou diélectrophorétiques. Les techniques de manipulation sans contact présentent plusieurs avantages. Elles évitent notamment le risque de contamination et permettent de travailler sur des objets contenus dans des systèmes fermés, comme des canaux microfluidiques. La faible inertie des objets ou des organes terminaux autorise des cadences de manipulation élevées. Cette approche s'applique au déplacement d'objets de petites dimensions (quelques micromètres à quelques centaines de micromètres) pour lesquels le poids devient faible devant les forces créées. Ainsi, les forces appliquées restent faibles, mais permettent de réaliser des déplacements rapides.

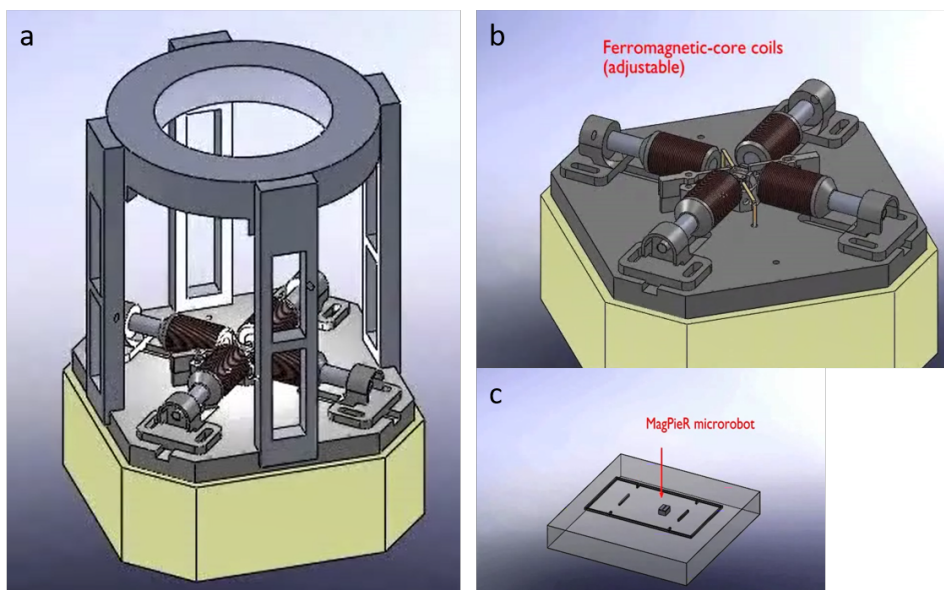


FIGURE 1 – Principe d'un système robotique par actionnement sans contact dédié à la manipulation d'objets micrométriques. Le dispositif MagPieR a été développé conjointement par l'ISIR et l'Institut FEMTO-ST. Une particule ferromagnétique (Fig c) est actionnée par des bobines (Fig b). Une caméra placée au-dessus de la zone de travail donne la position de la particule magnétique en temps réel, et permet d'ajuster les courants envoyés aux bobines (Ivan et al., 2011).

Comme le montre la figure 1, les systèmes de manipulation microbotique actionnés sans contact sont multi échelles. Les actionneurs et les capteurs, ainsi que les sources d'énergie et l'unité de commande sont, sauf quand il est fait mention du contraire, macroscopiques. La partie microscopique se restreint

à l'objet à manipuler, ou à une particule utilisée comme effecteur. Cependant, par abus de langage, on qualifie souvent cette particule ou cet effecteur de 'microrobot'.

1.2. Contexte des travaux de recherche sur l'actionnement sans contact pour des applications micrométriques

Mes travaux de recherche s'intéressent à ces systèmes robotiques par actionnement sans contact, dédiés à des applications de manipulation d'objets de taille micrométrique. Ils peuvent être classés selon deux catégories. La première comporte les travaux menés sur des **composants artificiels**, qui peuvent trouver à terme des applications dans le domaine de l'électronique par exemple. La seconde se rapporte aux travaux ayant des **applications dans le domaine biomédical**. Ces deux catégories nécessitent en effet des principes d'actionnement ou des environnements adaptés, pour lesquels les problématiques de modélisation, de conception et de commande doivent être étudiées.

Concernant les travaux menés sur des **objets artificiels**, l'un des principaux défis est la cadence de manipulation. Il est nécessaire de maximiser les vitesses atteignables pour proposer des solutions d'assemblage de microcomposants à haute cadence. Or, la vitesse des systèmes d'actionnement sans contact est souvent limitée par le milieu. Dans la littérature, la majorité des travaux sont réalisés en milieu liquide. Cependant, la force de traînée limite la vitesse atteignable par les objets. Pour s'affranchir de cette limitation j'ai proposé différentes solutions, comme notamment le fait de travailler dans des milieux peu visqueux : en milieu ambiant, ou à l'interface entre l'air et le liquide. En milieu ambiant, l'adhésion entre l'objet et le substrat pose des problèmes importants en matière de répétabilité. J'ai choisi de l'étudier à l'aide d'un actionnement magnétique. J'ai proposé des solutions basées sur un actionnement par couple magnétique et sur des substrats structurés pour améliorer le contrôle des objets. Très peu de travaux existent à l'interface air/liquide, et on ne trouve pas, à ma connaissance, d'étude détaillée de systèmes de manipulation sans contact à l'interface air/liquide. Ces travaux nécessitent de traiter des problématiques scientifiques de modélisation et de commande adaptés à cet environnement spécifique et à l'actionnement à haute vitesse. Ce milieu a été abordé à la fois avec un actionnement magnétique et avec un actionnement par effets thermocapillaires.

Concernant les travaux à **visée biomédicale**, les systèmes micro robotiques proposés doivent respecter les contraintes liées à l'application. En particulier le milieu de travail et les difficultés de localisation des objets sont autant de défis à lever. Des premiers travaux sont en cours sur la commande de micro nageurs par champ magnétique pour des opérations in vivo. L'autre partie de mes activités liées au biomédical concerne le développement de systèmes d'actionnement à distance pour le tri cellulaire. Je propose d'utiliser des approches robotiques pour améliorer la sélectivité des tris de cellules actuels. Cette sélectivité est indispensable dans le cadre de la compréhension et de la maîtrise des propriétés des cellules uniques. Actuellement les trieurs classiques sont des systèmes en boucle ouverte actionnés notamment par diélectrophorèse. Les systèmes d'actionnement sans contact issus des approches robotiques sont quant à eux développés pour fonctionner dans des boîtes de pétri. Il n'existe pas, à ma connaissance, de puces fluidiques intégrant un contrôle en boucle fermée. Là encore, le changement d'environnement induit de nouvelles problématiques de modélisation en vue du contrôle, et de mise en place de stratégies de commande qui seront détaillées dans la suite.

Quel que soit le principe physique retenu pour l'actionnement sans contact, les problématiques scientifiques restent très similaires à celles de la manipulation par un système robotisé. L'entrée du modèle direct de ce système est alors la source de champ (réseau d'électrodes, ensemble de bobines, laser ...). La sortie du modèle direct est la position spatiale de l'objet manipulé. Les capteurs sont généralement des caméras, ou des capteurs intégrés aux dispositifs. C'est pourquoi, après un premier chapitre traitant de l'état de l'art des systèmes d'actionnement sans contact, ce document aborde la modélisation de ces systèmes en vue de leur commande au chapitre 2. La conception des plateformes

expérimentales ainsi que leur caractérisation est développée dans le chapitre 3. La commande sera traitée au chapitre 4.

2. Structuration de l'activité scientifique

2.1. Démarche scientifique

Ce manuscrit résume plusieurs années de travaux recherche, d'encadrement et de collaborations. Un panorama de l'ensemble de mes activités est donné dans la figure 2. Les principales thématiques de recherche ainsi que les principaux projets et collaborations associés sont mentionnés. Ces travaux sont détaillés dans la suite de ce manuscrit.

J'ai rejoint le CNRS, dans le corps des Chargés de Recherche, en 2011. Mon projet portait sur la génération et la commande de trajectoires d'objets micrométriques en utilisant des techniques d'actionnement sans contact. L'application principale visée était le développement d'outils micro-robotiques innovants pour étudier les interactions cellulaires et produire des cellules aux propriétés maîtrisées dans le but de développer des médicaments innovants.

Cependant, pour mener ces travaux dans des conditions favorables il est nécessaire d'établir une collaboration forte avec des biologistes, ce qui nécessite de nombreux échanges et travaux préparatoires qui peuvent s'étaler dans le temps. C'est pourquoi, en parallèle des discussions menées avec l'Etablissement Français du Sang, j'ai fait le choix d'aborder les premières problématiques scientifiques dans un cadre applicatif différent, celui de la manipulation de microcomposants artificiels. Les sections suivantes décrivent les travaux liés à ces deux cadres applicatifs et les collaborations associées.

Travaux sur des objets artificiels Les travaux sur des objets artificiels ont débutés dès mon recrutement par le co-encadrement de la thèse de S. Bouchebout avec S. Régnier, Professeur à Sorbonne Université (laboratoire ISIR). Cette thèse a porté sur la manipulation sans contact rapide par effets magnétiques en environnement ambiant. Ce milieu permet de bénéficier d'une viscosité très faible et ainsi d'atteindre des vitesses inatteignables avec les systèmes classiques. Cependant il pose des problématiques inédites d'adhésion entre la particule et le substrat de travail et d'absence de modèle de connaissance. Différentes solutions ont été proposées dans cette thèse, pour vaincre ou réduire les forces d'adhésion dans ce milieu, allant de l'actionnement en couple de la particule magnétique pour la décoller à la structuration mécanique du substrat. De nombreux tests expérimentaux attestent de la validité des solutions proposées. Une commande en boucle fermée a également été implémentée pour augmenter la précision du positionnement et de l'orientation des particules. Une approche permettant de synthétiser et d'implémenter une loi de régulation proportionnelle des deux paramètres de contrôle, respectivement la durée d'application et l'amplitude du courant appliqué aux bobines pour générer ce champ magnétique, a été proposée. L'approche expérimentale adoptée permet de quantifier les problématiques rencontrées dans le milieu ambiant et de proposer des solutions systématiques à ces dernières.

En parallèle, dans le cadre du projet ANR LEMA dont j'ai été responsable pour FEMTO-ST, j'ai co-encadré la thèse de M. Dkhil avec S. Régnier, Professeur à Sorbonne Université et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Cette thèse a adressé des problématiques similaires de commande pour le contrôle de trajectoires rapides de micro objets dans le plan par actionnement magnétique. Cependant, pour s'affranchir des problématiques d'adhésion, ce travail s'est effectué dans un environnement original, à l'interface entre l'air et un liquide. Il présente l'avantage de limiter les frottements visqueux puisque l'objet est dans l'air tout en limitant les effets d'adhésion puisque l'objet est posé à la surface d'un liquide. Le milieu de travail étant peu étudié pour la micromanipulation par actionnement à distance, une modélisation du système a été réalisée sa conception et sa commande. Une

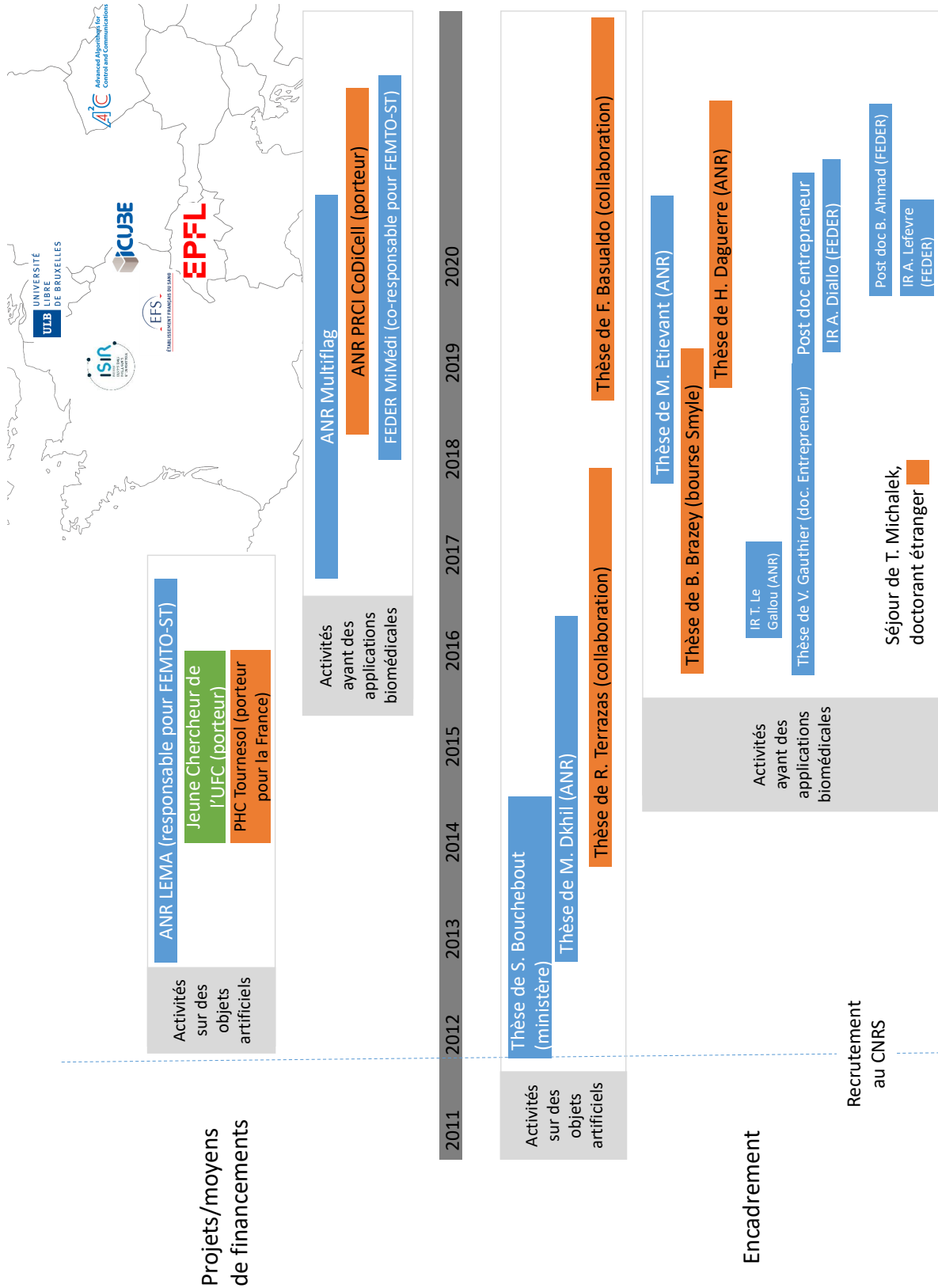


FIGURE 2 – Travaux réalisés depuis le recrutement. Les principaux encadrements, et moyens de financements, ainsi que les principales collaborations sont indiquées. 'IR' signifie Ingénieur de Recherche. La couleur verte représente les collaborations locales, la couleur bleue représente les collaborations nationales et la couleur orange représente les collaborations internationales. Les sources de financements des doctorants, ingénieurs et post doctorants sont données entre parenthèses.

étude de caractérisation expérimentale permettant de quantifier l'influence de différents paramètres extérieurs (perturbations) a également été menée. Une commande en boucle fermée a été proposée pour garantir le suivi de trajectoires à haute vitesse et grande précision. Les expériences ont été menées avec des objets de taille comprise entre 10 et 100 μm . Ces travaux sur l'actionnement magnétique ont également été supportés par deux stages de Master en 2012, et par un stage en 2015 portant plus spécifiquement sur l'étude du comportement des objets placés à l'interface air/liquide.

L'interface air/liquide a également été retenue dans le cadre des travaux de thèse de R. Terrazas Mallea que j'ai co-encadré avec P. Lambert, Professeur à l'Université Libre de Bruxelles (Belgique) et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Cette thèse en co-tutelle avec la Belgique a débuté en 2013 et a porté sur la manipulation contrôlée de particules à l'interface air/liquide par des écoulements thermocapillaires convectifs induits. Ces travaux consistent à étudier un principe physique original pour déplacer des particules micrométriques, qui n'est, à notre connaissance, pas développé comme technique d'actionnement contrôlée dans la littérature. Il consiste à utiliser la modification de la tension de surface à l'interface entre l'air et le liquide induite par un échauffement localisé à l'aide d'un laser. Les particules, posées à l'interface, sont déplacées à l'aide des mouvements du fluide. Cette thèse s'est intéressée à la modélisation des phénomènes mis en jeu de manière à fournir des solutions pour le contrôle. Un contrôle en boucle fermée basé sur ces modèles a été effectué et validé expérimentalement. Cette thèse a été soutenue par un projet PHC Tournesol dont j'ai été le porteur pour la partie française. Ces travaux se poursuivent actuellement avec la thèse de Franco Pinan Basualdo débutée en août 2018. Cette thèse en co-tutelle, que je co-encadre avec par P. Lambert, Professeur à l'Université Libre de Bruxelles (Belgique) et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST, s'inscrit dans la continuité de la thèse de R. Terrazas. Elle aborde des aspects plus poussés, notamment concernant le contrôle simultané de la trajectoire et de l'orientation des objets, ainsi que du contrôle simultané de plusieurs objets en vue de leur assemblage. Elle rejoint également la thèse de M. Dkhil sur l'actionnement magnétique à l'interface air/liquide puisqu'une deuxième finalité est l'assemblage de particules magnétiques et le contrôle de formations de particules en essaims.

Enfin, des travaux préliminaires visant à ajouter des mobilités internes sur des outils déplacés et actionnés à distance ont eu lieu notamment dans le cadre d'un projet Jeune Chercheur de l'UFC dont j'ai été le porteur. Ils s'appuient sur deux stages de Master. Cependant, ils méritent d'être approfondis et ne seront donc pas évoqués dans la suite de ce manuscrit.

Travaux ayant une visée applicative biologique En parallèle de ces travaux portant sur des objets artificiels, j'ai progressivement noué des contacts avec des biologistes de l'Etablissement Français du Sang (EFS) de Bourgogne Franche Comté. Les premiers travaux ont été un stage de Master portant sur la détection de cellules par des techniques de vision en 2013, qui est une brique essentielle pour un asservissement de la trajectoire des cellules référencé vision. Ils se sont poursuivis en 2015 par le démarrage de deux thèses.

La première est celle de V. Gauthier que j'ai co-encadré avec C. Borg, Professeur à l'EFS de Bourgogne Franche Comté et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Cette thèse a été réalisée dans le cadre d'un financement de type "docteur-entrepreneur" de la région Bourgogne Franche Comté sur le tri ultra sélectif de cellules. La problématique scientifique majeure de ce projet réside dans le tri rapide et sélectif de lymphocytes T. Pour ceci cette thèse a proposé d'intégrer les principes de contrôle de la micro-robotique dans un laboratoire sur puce afin d'améliorer les performances du tri cellulaire par champs électriques (diélectrophorèse). Une architecture originale basée sur deux plans d'électrodes, sur les faces supérieures et inférieures des canaux fluidiques, a été proposée. Des procédés de fabrication dédiés à cette architecture ont été développés. Concernant la modélisation, une formulation analytique du champ électrique découplant (i) variables de commande, (ii) termes dépendant de la position de l'objet et (iii) termes dépendant uniquement de la géométrie de la puce

a été proposée afin de calculer rapidement et précisément la force de diélectrophorèse. Une analyse de l'anisotropie des forces de frottement visqueux présentes à proximité des électrodes est venue compléter la modélisation dynamique du comportement des microparticules, et a donné lieu à un modèle compatible avec la commande temps réel, validé expérimentalement sur des objets artificiels. Enfin, un contrôleur basé sur des techniques d'optimisation ainsi qu'un planificateur de trajectoires ont été proposés pour le tri de cellules. Un simulateur a été développé et a mis en avant les bonnes performances de tri d'un tel système. Ces travaux se poursuivent actuellement par un post doctorat issu du dispositif "Itinéraire Chercheurs Ingénieurs Entrepreneurs" pour aboutir à un prototype fonctionnel et validé sur des objets biologiques qui pourra faire l'objet d'une valorisation autour de la création d'une start up. Ces travaux ont été soutenus par trois stages de niveau Master, et un ingénieur. La thématique de la manipulation d'objets micrométriques par champs électriques a été également soutenue par le séjour d'un doctorant tchèque, T. Michalek à l'automne 2017. Celui-ci a développé et validé expérimentalement un modèle original dédié à la commande en temps réel de l'orientation d'objets micrométriques par des champs électriques.

Une seconde thèse, celle de B. Brazey que j'ai co-encadrée avec P. Renaud, Professeur à l'EPFL (Suisse) et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST s'intéresse au même cadre applicatif, celui de l'analyse de cellules uniques. Afin d'améliorer l'analyse et la sélectivité du tri de cellules uniques, l'approche générale est de contrôler en boucle fermée les trajectoires des cellules en temps réel pendant leur trajet dans les puces dédiées au tri. Dans ce cadre, ces travaux de thèse portent sur une méthode novatrice de détection en temps réel de la position des cellules, directement intégrée aux puces et basée sur le principe physique de la mesure d'impédance. Lors du passage d'une cellule dans un microcanal, celle-ci vient modifier l'impédance mesurable entre des électrodes placées sur les bords du canal. Une méthode générique permettant de formuler les variations d'impédance en fonction de la position de la particule a été donnée (modèle direct). Une méthode d'estimation de la position d'une particule reposant sur les mesures d'impédance a également été proposée (modèle inverse). Celle-ci est basée sur un filtre de Kalman étendu, permettant la fusion de données en provenance de plusieurs paires d'électrodes, et exploitant les informations disponibles telles que la distribution du bruit de mesure et le modèle dynamique de la particule. Ces travaux montrent la pertinence de l'utilisation de l'impédancemétrie pour construire un capteur de position de particules immergées dans un microcanal. Cette méthode est une alternative à l'utilisation de microscopes optiques et présente l'avantage d'une grande compacité. Ces travaux ont également donné lieu à deux stages de niveau Master. Une thèse a débuté à l'automne 2018 sur la suite de ces travaux.

Cette thématique d'analyse et de tri de cellules uniques est soutenue depuis 2018 par deux projets, le projet FEDER MiMédi pour lequel je suis co-responsable scientifique pour l'Institut FEMTO-ST avec Annie Frelet Barrand, et le projet ANR PRCI franco suisse CoDiCell dont je suis le porteur pour la partie française. Dans ce cadre, différentes embauches d'ingénieurs et de post doctorants sont en cours ou prévues dans les années à venir.

Enfin, la thèse de M. Etievant en co-encadrement avec S. Régnier, Professeur à Sorbonne Université (Paris) et N. Andreff, Professeur à l'Université de Bourgogne Franche Comté a débuté en 2017 dans un cadre applicatif différent, celui de la commande de nageurs pour des opérations in vivo. Cette thèse, qui s'inscrit dans le cadre du projet ANR Multiflag, vise à développer des lois de commande pour le contrôle de plusieurs nageurs magnétiques simultanément mais indépendamment. L'ensemble de ces nageurs étant soumis au champ magnétique, il est compliqué d'obtenir des déplacements indépendants. Cette thèse a pour but d'exploiter la non linéarité du champ magnétique pour moduler la force appliquée sur chaque nageur. L'utilisation de bobines mobiles pourrait également permettre d'ajouter des degrés de liberté dans le système. Ces travaux se basent sur les résultats obtenus dans les thèses de S. Bouchebout et M. Dkhil sur le contrôle par champs magnétiques.

L'ensemble de ces encadrements est résumé sur la figure 3. Cette dernière montre l'évolution du nombre de personnes.mois travaillant sur les thématiques liées aux objets artificiels et celles ayant des visées applicatives biomédicales. Elle met en évidence une première phase de mes travaux, clairement orientée sur la partie concernant les objets artificiels. Depuis 2015, les différentes discussions que je mène depuis mon recrutement avec les biologistes de l'Établissement Français du Sang se sont concrétisées, et je consacre une attention particulière aux projets ayant des visées applicatives biomédicales.

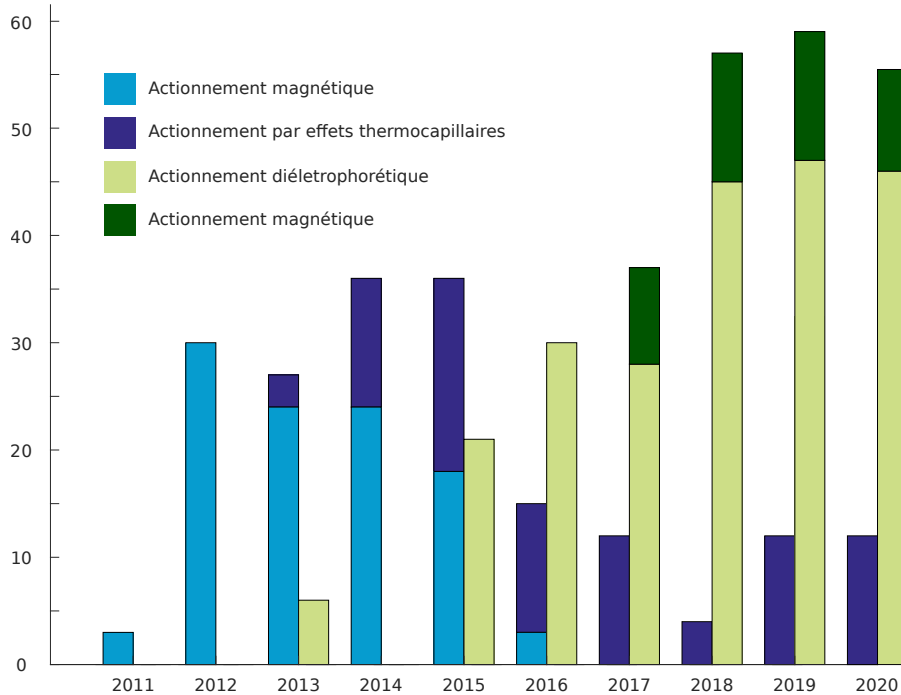


FIGURE 3 – Volume en personne.mois et évolution de mes activités. Le graphique représente le nombre de personne.mois (stagiaires, doctorants, post doctorants et ingénieurs embauchés sur les projets) impliquées par activités. La couleur bleue représente les activités liées aux applications pour des objets artificiels, la couleur verte celles ayant une visée applicative biomédicale.

Méthodologie de travail Concernant la méthodologie de travail, il convient de souligner que les travaux présentés par la suite comportent une part importante de modélisation, conception et fabrication du système avant d'aborder sa commande proprement dite. Cette particularité est liée aux spécificités de mon domaine de recherche, la microrobotique. En effet les systèmes de micromanipulation sont au stade de la recherche. Il n'existe donc pas de système disponible dans le commerce sur lequel des lois de commande pourraient être implémentées, comme cela peut être le cas en robotique conventionnelle. Les microsystèmes développés dans d'autres disciplines ne sont généralement pas conçus pour être commandés. C'est le cas par exemple des puces fluidiques actionnées par diélectrophorèse, largement développées dans le domaine des microsystèmes. La disposition des électrodes ne permet pas de contrôler la trajectoire de chaque objet individuellement. Il convient donc de reconcevoir ces systèmes. De la même manière les modèles sont généralement basés sur des données issues de simulations par éléments finis, qui ne sont pas exploitables pour la commande. **La modélisation en vue de la commande** est généralement menée en étroite collaboration avec des équipes spécialisées dans le domaine (voir Section 2.2). Le LOF à Bordeaux, l'EPFL en Suisse et l'Université Libre de Bruxelles en Belgique font partie des équipes avec qui j'ai établi des collaborations. Ces modèles doivent être adaptés à la commande en temps réel, et pour cela ils doivent être rapides à calculer, et faire ressortir explicitement les variables de commande. **Les lois de commande** implé-

mentées doivent prendre en compte les fortes non linéarités du champ, les dynamiques rapides des systèmes, souvent supérieures aux dynamiques des capteurs, et les modèles physiques imparfaits ou incomplets. **La validation expérimentale** de ces lois de commande est une étape fondamentale à l'échelle micrométrique. En effet, la grande sensibilité des systèmes aux conditions environnementales ne permet pas une validation fiable en simulation. Cela nécessite donc de développer des plateformes de micromanipulation dédiée à chaque application. A titre d'exemple, j'ai contribué, avec l'aide des doctorants, au développement de 6 plateformes de micromanipulation différentes. De plus, ces dispositifs comportent une partie micrométrique qui est généralement fabriquée dans des salles blanches. Le principe de fonctionnement de la salle blanche MIMENTO de l'Institut FEMTO-ST implique que chaque chercheur est tenu de réaliser ses propres dispositifs.

Ainsi mes travaux de recherche sont largement basés sur une **approche système**, considérant l'ensemble des étapes de modélisation, conception, fabrication et commande pour contrôler ces prototypes microrobotiques.

2.2. Collaborations

Les travaux présentés dans ce manuscrit sont le fruit de nombreuses collaborations tant nationales qu'internationales (voir Fig. 4). Cette section a pour but de dresser la liste des principales collaborations et de présenter les complémentarités présentes entre les différents instituts de recherche.

Collaborations nationales

ISIR, Paris Depuis mon recrutement, j'ai entretenu des liens forts avec l'équipe de S. Régnier de l'ISIR à Paris. Cette équipe a acquis une expérience reconnue dans la conception de systèmes par actionnement magnétique. Nous avons collaboré dans le cadre du projet ANR LEMA (Assemblage de microcomposants en milieu liquide) - 2012-2016 - qui regroupe l'Institut FEMTO-ST (Besançon), l'ISIR (Paris) et le LOF (Bordeaux). Ce projet avait pour but de développer des systèmes robotisés permettant le positionnement et l'orientation d'objets de taille micrométrique par des effets sans contact magnétiques à l'interface entre l'air et le liquide ou en milieu ambiant. J'étais responsable de ce projet pour FEMTO-ST. Dans ce cadre, j'ai co-encadré deux thèses avec S. Régnier et M. Gauthier (S. Bouchebout et M. Dkhil). Les travaux par actionnement magnétique se poursuivent aujourd'hui dans le cadre du projet ANR Multiflag (Conception et contrôle de micronageurs pilotés par des aimants mobiles) qui regroupe l'Institut FEMTO-ST (Besançon), l'ISIR (Paris) et ICube (Strasbourg). Ce projet porte sur la commande de micronageurs magnétiques et je participe dans ce cadre au co-encadrement de la thèse M. Etievant avec S. Régnier (ISIR) et N. Andreff (FEMTO-ST) sur le contrôle de nageurs par actionnement magnétique.

LOF, Bordeaux Le projet ANR LEMA avait pour ambition de travailler au sein de puces fluidiques. Pour ceci, une première collaboration avait été initiée avec le LOF (équipe d'Annie Colin), à Bordeaux, spécialisé dans la microfluidique. Actuellement, la partie microfluidique est réalisée en étroite collaboration avec l'EPFL, en Suisse.

ICube, Strasbourg La collaboration avec ICube s'inscrit dans le cadre du projet ANR Multiflag. L'équipe de P. Renaud apporte ses compétences en conception mécanique pour le développement d'un système d'actionnement magnétique mobile intrinsèquement sûr dans le cadre d'applications médicales. Ce mécanisme est basé sur l'utilisation de tenségrités.

EFS et UMR1098 RIGHT, Besançon Les collaborations établies avec l'Etablissement Français du Sang (EFS) de Bourgogne Franche Comté et l'unité de recherche UMR1098 RIGHT (Recherche Interactions Greffon-Hôte-Tumeurs) visent à garantir l'intérêt applicatif des recherches que

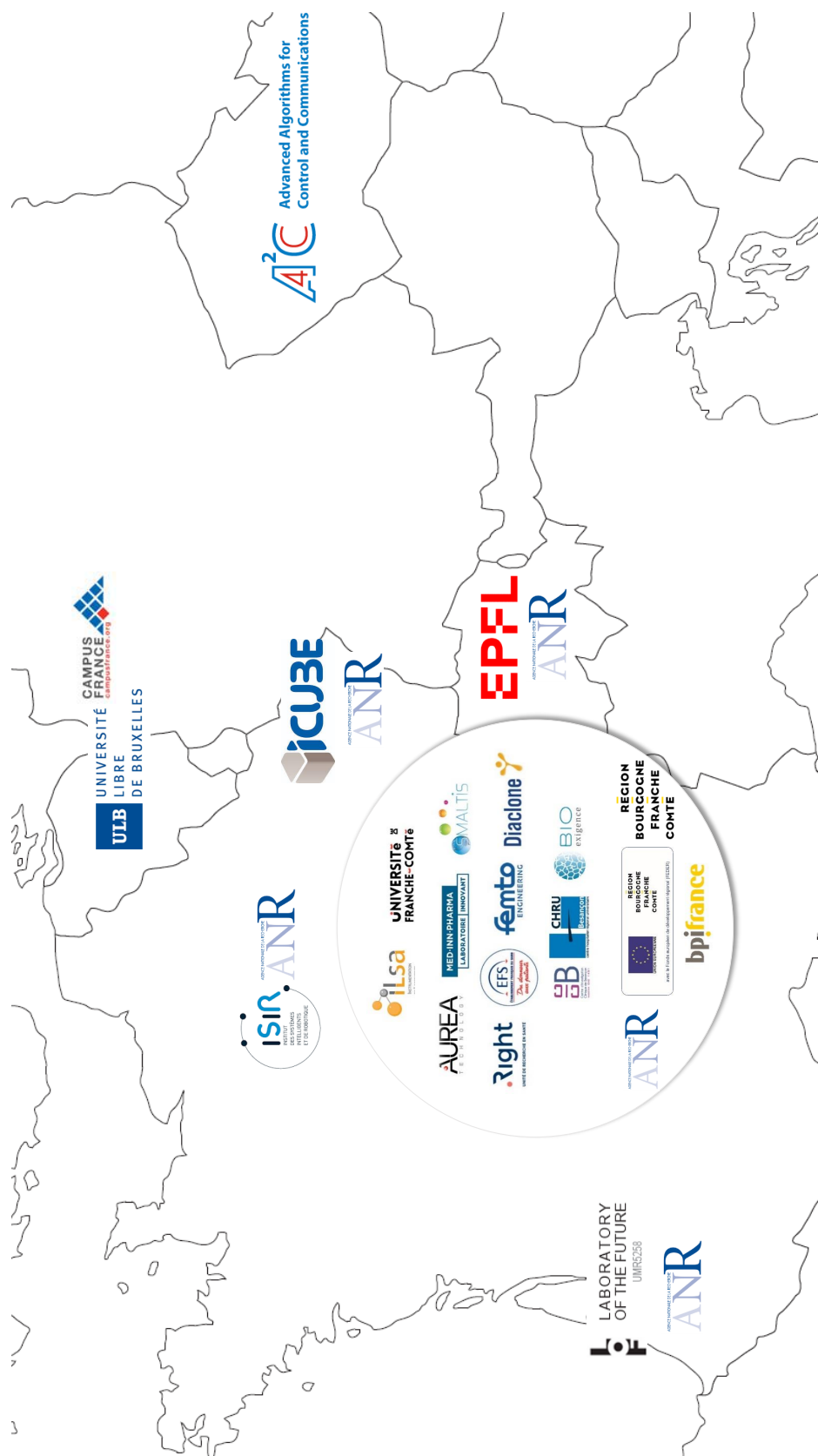


FIGURE 4 – Principales collaborations nationales et internationales. Les sources de financements supportant les projets sont également indiquées.

je mène. En effet, ces établissements sont reconnus pour leur expertise dans le développement de thérapies cellulaires, notamment dans le cadre de la recherche sur les médicaments de thérapie innovante. Les projets FEDER MiMédi (Microtechniques pour les Médicaments Innovants), ANR CoDiCell, et le projet de création d'entreprise de V. Gauthier (thèse type "docteur-entrepreneur" qui se poursuit par deux contrats de post doctorat de type "chercheur entrepreneur" financés par la région Bourgogne Franche Comté) s'inscrivent dans le développement de puces fluidiques pour le tri sélectif de cellules. Ces projets bénéficient pleinement de l'expertise en ingénierie cellulaire et génique de ces unités de recherche.

Ilsa (Marchaux), Smaltis (Besançon), Aurea Technology (Besançon), Diaclone (Besançon), BioExigence (Besançon), Med'Inn Pharma (Besançon), FEMTO Engineering (Besançon), CIC-IT (Besançon) Le projet FEDER MiMédi a pour but de diminuer les coûts de fabrication des médicaments de thérapie innovante, et de participer aux développements nécessaires pour la recherche sur ces médicaments. Il regroupe une dix partenaires académiques et industriels.

Collaborations internationales

ULB, Belgique La collaboration franco/belge a débuté en 2013 avec P. Lambert à l'Université Libre de Bruxelles (ULB) sur la thématique de l'actionnement contrôlé par modification de la tension de surface pour déplacer des particules posées à l'interface air/liquide. L'ULB apporte ses compétences pour la modélisation de ce phénomène, et je traite de la partie commande de l'actionnement à FEMTO-ST. Cette collaboration s'appuie sur :

- le projet PHC Tournesol MIMACT (Micropositionnement sans contact par convection thermocapillaire) - 2014-2016 - dont j'étais le porteur pour la partie française,
- la thèse de R. Terrazas en co-tutelle entre l'ULB et FEMTO-ST (avec P. Lambert et M. Gauthier) soutenue en 2017 (bourse co-financée région Bourgogne Franche Comté / ULB). Cette thèse a donné lieu à 3 articles de journaux et 3 articles de conférences internationales,
- la thèse de F. Pinan Basualdo (avec P. Lambert et M. Gauthier) qui a débuté en août 2018.

EPFL, Suisse J'ai noué des premiers contacts avec l'équipe de P. Renaud à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL) en 2014. Nous souhaitons développer des puces fluidiques contrôlées par diélectrophorèse basées sur des capteurs de position par impédance spectrométrie. Cette technique, maîtrisée par l'EPFL, permet notamment de caractériser morphologiquement des cellules. De plus, l'EPFL apporte ses connaissances sur l'actionnement au sein de puces fluidiques. FEMTO-ST apporte ses compétences pour la partie commande. Cette collaboration a débuté par une participation active au Collegium International SMYLE qui regroupe l'EPFL et l'Institut FEMTO-ST dont je suis notamment membre du Comité des délégués, ainsi que par la thèse de B. Brazey débutée en 2015 qui se déroule en collaboration avec l'EPFL (une publication commune à ce jour). Cette collaboration s'est renforcée en 2018 avec le projet ANR PRCI CoDiCell qui regroupe l'EPFL, l'Institut FEMTO-ST mais également l'EFS. Je suis le porteur de ce projet qui a débuté le 1er mars 2018. Dans ce cadre, H. Daguerre, encadré avec M. Gauthier a débuté sa thèse à l'automne 2018.

AA4CC, République Tchèque Enfin, j'ai noué une collaboration avec l'équipe de Z. Hurák de la Czech Technical University in Prague en République Tchèque. Cette équipe possède des compétences en commande par diélectrophorèse dans des milieux liquides ouverts (type boîte de pétri). L'Institut FEMTO-ST apporte son savoir-faire en manipulation en milieu fluide fermé (type micro canaux). Dans le cadre de cette collaboration naissante j'ai supervisé un séjour de 4 mois d'un doctorant tchèque, T. Michalek sur des travaux d'électrorotation contrôlée.

2.3. Enseignement et diffusion des connaissances

En parallèle de mes travaux de recherche je porte un intérêt particulier à l'aspect de diffusion des connaissances, tant pour l'enseignement au niveau universitaire que pour un public plus large.

Enseignement au niveau universitaire

Mes enseignements sont principalement axés sur la diffusion de résultats issus de mes travaux de recherche. Je m'implique dans deux grandes thématiques : (i) les interactions entre les médecins et les systèmes robotiques et (ii) les systèmes de micromanipulation. La première thématique est issue des mes travaux de thèse et d'ATER sur le contrôle d'interfaces à retour d'effort pour améliorer l'interaction entre l'utilisateur et son environnement. J'interviens depuis 2012 à l'Institut Supérieur d'Ingénieurs de Franche-Comté (ISIFC Génie Biomédical) à Besançon. Je suis responsable du module Interface médecin robot pour lequel je réalise un cours sur l'assistance robotique en Master 2 (3h de cours/an, 3h de TD/an, 8h de TP/an). Plus récemment, je me suis impliquée dans la filière de formation par apprentissage de l'Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et Microtechniques (ENSMM) de Besançon avec un cours au contenu et au volume horaire similaire à celui de l'ISIFC. La seconde thématique, portant sur les systèmes de micromanipulation, est directement issue des travaux présentés dans ce manuscrit. Je m'implique depuis 2011 à l'école d'ingénieur ENSMM dans le cadre d'un cours sur la microrobotique au niveau Master 2 (8h de cours/an), et plus récemment dans le cadre d'un cours sur la microrobotique sans contact et la robotique biomédicale pour l'école doctorale Sciences Pour l'Ingénieur et Microtechniques de l'Université de Bourgogne Franche Comté (2h45 de cours/an, 1h de projet/an). Enfin, de manière marginale, je réalise des TP d'automatique en première année d'école d'ingénieur de l'ENSMM à Besançon (équivalent L3).

Vulgarisation scientifique

Je suis particulièrement attachée à la diffusion scientifique auprès d'un public plus large, et notamment auprès des plus jeunes. C'est en donnant très tôt aux enfants le goût de la science, et en leur procurant une vision réaliste des métiers de la recherche, qu'ils seront attirés vers les filières scientifiques. Je m'implique dans des manifestations telles que la fête de la science, l'opération Cybertech (accueil de groupes de collégiens) ou encore l'opération Sciences de l'Ingénieure au Féminin (table rondes avec des lycéennes destinées à encourager les parcours scientifiques chez les filles). Je participe également à des opérations de parrainage telles que l'opération "Une classe, un chercheur" qui consiste à travailler avec une classe de collégiens, ou encore à l'encadrement d'un étudiant lors de son TIPE dans le cadre de son cursus en classes préparatoires aux grandes écoles. Enfin, pour aller au devant d'un public plus large, j'ai réalisé plusieurs interventions radiophoniques autour de la manipulation sans contact sur France Bleu Besançon, et j'ai participé à la mise en place d'un événement de communication autour des microrobots magnétiques, à la sortie de la représentation en avant première du film d'animation "Les nouveaux héros" au cinéma Mégarama de Besançon.

3. Conclusion du chapitre

Cette introduction s'est focalisée sur la présentation de la structure générale des travaux reportés dans ce manuscrit. Après un bref aperçu du contexte elle a présenté la démarche scientifique adoptée, le développement des actions collaboratives et les actions de diffusion de la connaissance scientifique. Le chapitre suivant fournit une synthèse de l'état de l'art et le positionnement international de mes travaux. La suite du document est structurée autour de trois chapitres portant sur la modélisation des systèmes de micro actionnement sans contact en vue de leur commande, la conception et la caractérisation des plateformes expérimentales et la commande des systèmes dédiés à la micromanipulation rapide. Enfin, une conclusion ouvrant sur un projet de recherche clôture ce document.

Chapitre 1

Contexte et état de l'art

Ce chapitre est consacré à la présentation du contexte et de l'état de l'art des travaux scientifiques décrits dans ce document. Il se focalise sur le développement de plateformes robotiques utilisant des techniques d'actionnement dites 'sans contact', c'est à dire utilisant des champs de force générés par des sources à distance. Ce chapitre dresse un panorama des différentes solutions proposées dans la littérature en matière d'actionnement et de commande de ces plateformes robotiques, et également des systèmes (objets, outils, environnements) sur lesquels elles opèrent.

1. Contexte

Les systèmes microrobotiques, et ceux actionnés par des approches sans contact en particulier, visent à adresser quatre grands défis¹ : (i) construire des micromachines, (ii) explorer la matière, (iii) développer la thérapie cellulaire et (iv) intervenir dans le corps humain.

Construire des micromachines La construction de micromachines passe par l'assemblage de pièces élémentaires dans le but de créer des structures tridimensionnelles hétérogènes. L'un des domaines nécessitant actuellement de maîtriser l'assemblage d'objets artificiels de taille microscopique est celui des micro et nano systèmes électromécaniques (MEMS et NEMS). Des preuves de concepts de nanocomposants ont été proposées (Blaikie et al., 2019), (Fan et al., 2019). Cependant, les systèmes électromécaniques correspondants restent très limités, notamment à cause de l'absence de techniques de packaging à cette échelle. Actuellement les micro et nano systèmes électromécaniques sont produits en utilisant des procédés de fabrication parallèles inspirés de la microélectronique, permettant de fabriquer des centaines de micro et nano systèmes sur un wafer. Leur packaging est principalement réalisé de manière séquentielle en utilisant des robots de microassemblage et des techniques de microbonding. Cependant, ces techniques ne peuvent pas être utilisées pour des composants plus petits puisque les effets d'adhésion deviennent importants, et entraînent des difficultés majeures pour relâcher ces objets. Le développement de méthodes de packaging est donc nécessaire. L'assemblage de composants dont la taille varie entre 100nm et 500µm, mais également le convoyage d'objets de très petite taille reste un défi (Arora et al., 2019).

Explorer la matière Les systèmes microrobotiques ont également un rôle important à jouer pour explorer des domaines actuellement mal connus. La caractérisation d'objets de petite taille, ou fragiles, sur lesquels des déplacements précis et/ou des mesures de forces de faible amplitude doivent être réalisées nécessite l'utilisation de la microrobotique. Un exemple est la caractérisation de cellules (Takayama et al., 2018), soit pour l'étude des phénomènes de mécanotransduction (Zhang et al., 2016), (Kreutzer et al., 2019), soit pour l'amélioration des taux de réussite en fécondation

1. Ce découpage a été proposé par G. Laurent (Institut FEMTO-ST, 2019)

in vitro (Gana et al., 2017). De nombreux autres domaines, comme la caractérisation de fibres végétales (Hirvonen et al., 2016), (Latifi et al., 2015), qui est un domaine en pleine expansion de par l'engouement actuel pour les matériaux biosourcés, pourront bénéficier pleinement des apports de la microrobotique. Dans le domaine de la physique, les systèmes par actionnement sans contact sont utilisés pour créer des outils permettant l'étude de certains phénomènes comme les auto-assemblages. Des travaux sont menés sur l'organisation de composants soumis à des contraintes, comme des effets magnétiques ou des forces de tension de surface, dans le cas de composants placés aux interfaces entre deux fluides, (Grosjean et al., 2018). La microrobotique peut apporter son support pour corriger des assemblages imparfaits, ou au contraire pour provoquer des défauts et étudier la réorganisation des ensembles.

Développer la thérapie cellulaire Le domaine de la biologie peut également bénéficier du développement des moyens de micromanipulation. Un des défis pour la médecine de demain réside dans la maîtrise des opérations sur les cellules. C'est une étape clef à la fois pour le dépistage de pathologies, et leur traitement. Actuellement la majorité des analyses sont réalisées dans des centres spécialisés, en utilisant des techniques de cytométrie de flux ou de tri magnétique. Des grands volumes peuvent être triés en fonction de critères de morphologie de la cellule ou selon son interaction avec des anticorps marqués. Une version miniaturisée, les micro laboratoires d'analyse ou labs on chip, est apparue dans les années 1990. Ces laboratoires sur puce sont composés de systèmes fluidiques, intégrés sur des plateformes dont la taille est de l'ordre de grandeur d'une carte de crédit. Comme sur les systèmes conventionnels, les cellules sont triées selon des critères de diffusion, de polarité ou de masse (Karle et al., 2016), (Shinde et al., 2018). Avec les labs on chip, il est possible d'effectuer les analyses au plus près des patients. Le coût et les risques liés à la manutention des échantillons sont réduits, puisqu'il n'est plus nécessaire d'envoyer les prélèvements des hôpitaux vers les laboratoires d'analyse ou l'Etablissement Français du Sang (EFS) le plus proche.

Cependant, ni les systèmes conventionnels ni ces micro laboratoires ne permettent d'isoler les événements rares, comme un petit nombre de cellules (quelques unités) possédant des propriétés particulières contenues dans une population entière (quelques centaines de milliers de cellules). Or, ces dernières années ont vu l'essor d'une nouvelle classe de médicaments, les 'Médicaments de Thérapie Innovante' (MTI). Basés sur l'utilisation de 'cellules médicaments' ils offrent de nouvelles possibilités de traitement contre des maladies graves ou chroniques comme certains cancers ou encore des maladies génétiques ou auto-immunes (Liu and Guo, 2018). Ces médicaments utilisent principalement des cellules issues du système immunitaire, certains lymphocytes T présentant des propriétés particulières. L'étude de ces maladies, et le développement de traitements adaptés, passe par l'analyse de ces lymphocytes rares de quelques micromètres capables d'agir sur les cellules tumorales. Il faut donc être capable d'isoler une cellule d'intérêt contenue dans un environnement non structuré, et de la déplacer pour la diriger vers des réservoirs spécifiques ou elle sera reproduite pour obtenir une lignée de cellules d'intérêt. L'étude de ces cellules permettra d'obtenir des renseignements essentiels pour comprendre les mécanismes biologiques, et pourra, à terme, permettre le développement de nouvelles thérapies.

Une seconde application émergente est le domaine des organes sur puce (Kim et al., 2019). La microrobotique est alors utilisée pour assembler des substrats sur lesquels les cellules vont pousser pour reproduire les fonctionnalités de certains organes. Encore à un stade de développement très amont, ce domaine reçoit actuellement un fort soutien, comme par exemple en Europe avec le projet H2020 ORCHID (Organ-on-chip in development) destiné à créer une feuille de route sur le développement de cette thématique et à identifier un réseau autour d'elle. La microrobotique aura là encore un rôle majeur à jouer.

Intervenir dans le corps humain Les opérations in vivo bénéficient également de la microrobotique (Gauthier et al., 2014), (Li et al., 2017a), (Decroly et al., 2019). En particulier, des techniques d'actionnement, notamment magnétiques, sont bien développées et validées en laboratoires. Cependant, des contraintes supplémentaires, notamment en matière de force à appliquer et de difficultés de localisation dans le corps humain, restent des freins importants pour le passage aux tests cliniques. L'acceptabilité par les médecins doit également être prise en compte. De ce fait, la plupart des systèmes restent téléopérés de manière à laisser un parfait contrôle des robots aux professionnels de la santé.

Parmi les systèmes développés utilisant l'actionnement sans contact, il existe de nombreuses capsules endoscopiques commercialisées. Elles sont utilisées notamment pour examiner l'intestin grêle, qui n'est pas accessible par la coloscopie ou la gastroscopie. L'examen consiste à avaler une capsule contenant une caméra. Elle parcourt le système digestif en suivant le transit naturel et prend des images à intervalles réguliers. Ces capsules sont passives : le médecin ne peut pas contrôler la prise d'images et il est possible que les images correspondant à la zone d'intérêt soient insuffisantes pour un diagnostic. La robotique peut alors apporter deux types de solutions actuellement à l'état de projet de recherche : les capsules à déplacement commandé et les capsules actives. Pour les premières, le médecin contrôle leur déplacement à l'aide d'un dispositif externe. Plusieurs types de propulsion sont envisageables comme des micro hélices utilisant le liquide contenu dans l'estomac pour se déplacer, des jambes prenant appui sur la paroi du système digestif ou encore des champs magnétiques externes pour tirer les capsules (Son et al., 2017), (Luo et al., 2019). En ce qui concerne les capsules actives, leur principe est de pouvoir effectuer des opérations simples comme le prélèvement de tissus pour des analyses ultérieures ou le largage ciblé de médicaments (Martel, 2014). Des opérations de l'oeil, comme la dissection de la membrane épitréminienne, utilisant des microrobots magnétiques sont également envisagées (Kummer et al., 2010). Des stratégies pour récupérer ces microrobots (Iacovacci et al., 2019), ou pour utiliser des microrobots biocompatibles capables de se désintégrer sont actuellement à l'étude (Ceylan et al., 2018).

2. Etat de l'art des plateformes basées sur l'actionnement sans contact

Ces dernières années, un grand nombre de plateformes d'actionnement sans contact ont été développées. Elles se distinguent principalement par la technique d'actionnement utilisée. Parmi les plus courantes se trouvent l'actionnement par champs magnétiques, par courants de convection, par champs électriques, par lasers ou par ondes acoustiques (Zhang et al., 2019c).

2.1. Champ magnétique

Concernant l'actionnement magnétique, un objet magnétique (d'aimantation \vec{M}) plongé dans un champ magnétique \vec{B} est soumis à une force \vec{F}_m et un couple magnétique \vec{T}_m (figure 1.1) :

$$\vec{F}_m = V \vec{\nabla}(\vec{M} \cdot \vec{B}) \quad (1.1)$$

$$\vec{T}_m = V \vec{M} \times \vec{B} \quad (1.2)$$

La force magnétique est proportionnelle au gradient du champ alors que le couple est proportionnel au champ. Plusieurs approches existent pour générer le champ magnétique. Parmi les plus courantes se trouve l'utilisation d'aimants permanents mobiles (Kawahara et al., 2011), (Wright et al., 2017), l'utilisation de bobines fixes (Kim et al., 2019), et plus récemment, l'utilisation de bobines mobiles (Sikorski et al., 2019). Quelle que soit la solution retenue, le contrôle de la position de l'objet déplacé nécessite le calcul du champ magnétique généré dans l'espace. Le cas des bobines, solution largement retenue dans la littérature, est traité dans la suite de ce document.

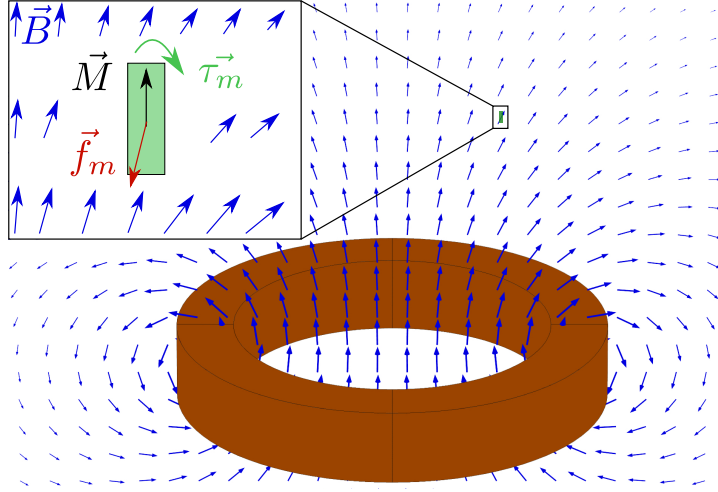


FIGURE 1.1 – Champ magnétique \vec{B} généré par une bobine. Une particule (rectangle vert) dont la magnétisation \vec{M} est considérée être alignée avec son plus grand axe est également représentée. Sous l'effet du champ magnétique, la particule subit une force \vec{f}_m (flèche rouge) et un couple magnétique $\vec{\tau}_m$ (flèche verte) qui tend à l'aligner sur les lignes de champs (flèches bleues).

La résistance interne des bobines étant relativement faible, les constantes de temps associées à l'établissement du champ sont faibles. Les équations de la magnétostatique sont donc utilisées. D'après les lois de Maxwell, et en décomposant le champ magnétique \vec{B} selon la magnétisation \vec{M} et l'excitation magnétique \vec{H} , on obtient :

$$\begin{cases} \vec{\nabla} \wedge \vec{H} = \vec{J} \\ \vec{\nabla} \cdot \vec{B} = 0 \\ \vec{B} = \mu_0(\vec{H} + \vec{M}) \end{cases} \quad (1.3)$$

où μ_0 est la perméabilité du vide et \vec{J} est la densité de courant. De plus, le champ est considéré comme linéaire par rapport au courant électrique circulant dans la bobine (Kummer et al., 2010). Le champ créé s'écrit alors $\vec{B} = \vec{b}_i I$, où I est le courant circulant dans la bobine et b_i est le champ généré en alimentant la bobine par un courant unitaire. Enfin, pour des bobines sans noyau, ou ayant des noyaux magnétiques doux restant dans leur régime linéaire dont l'hystérésis est négligé (Denasi and Misra, 2018), le champ magnétique \vec{B} produit par n bobines est la somme des champs \vec{B}_n produits par chaque bobine :

$$\vec{B} = \sum \vec{B}_n = \sum \vec{b}_{in} I_n \quad (1.4)$$

Les modèles analytiques de calcul de champ reposent sur deux approches, détaillées dans le chapitre suivant : la loi de Biot et Savart, et le potentiel vecteur. La loi de Biot-Savart considère chaque boucle de courant comme un dipôle magnétique ponctuel (Jackson, 1999). Le champ créé au point P par une boucle de courant vaut :

$$\vec{B}(P) = \frac{\mu_0 I}{4\pi} \oint_Q \frac{I d\vec{l} \wedge (\vec{QP})}{\|\vec{QP}\|^3} \quad (1.5)$$

Le potentiel vecteur s'obtient par l'équation de Maxwell. Comme la divergence du champ magnétique est identiquement nulle (Eq. 1.3), il peut donc s'écrire sous la forme d'un rotationnel d'un champ de vecteur, noté \vec{A} :

$$\vec{\nabla} \wedge \vec{A} = \vec{B} \quad (1.6)$$

Le champ en coordonnées sphériques $\vec{B} = (B_r, B_\theta, B_\phi)^T$ s'obtient alors par :

$$\begin{cases} B_r(r, \phi) = \frac{1}{r \sin(\theta)} \frac{\partial}{\partial \theta} (\sin \theta A_\phi) \\ B_\theta(r, \phi) = \frac{-1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r A_\phi) \\ B_\phi = 0 \end{cases} \quad (1.7)$$

qui ne dépend que de l'expression du potentiel vecteur A_ϕ .

A partir de ce champ, les objets magnétiques peuvent être contrôlés de différentes manières, en utilisant notamment : (i) la force magnétique, (ii) le couple magnétique ou (iii) la propulsion propre des objets, qui sont alors guidés par le champ magnétique.

La force générée par le gradient du champ a notamment été utilisée il y a une dizaine d'années pour contrôler le microbot MagPier, développé conjointement entre l'Institut FEMTO-ST et l'ISIR (figure 1.2) (Hwang et al., 2014). Ce microrobot a notamment été triple champion du monde de vitesse à la compétition de microrobotique organisée lors d'une conférence majeure en robotique, ICRA - International Conference on Robotics and Automation, de 2010 à 2012. Des développements plus récents seront présentés dans la suite de ce document.

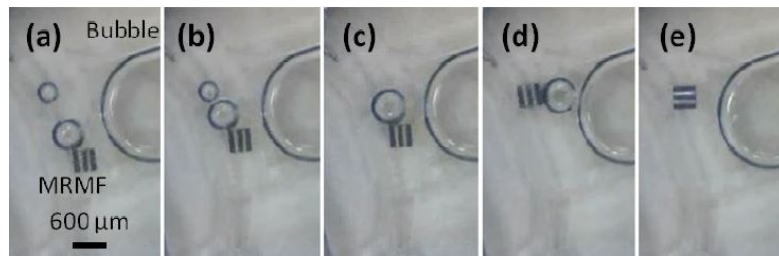
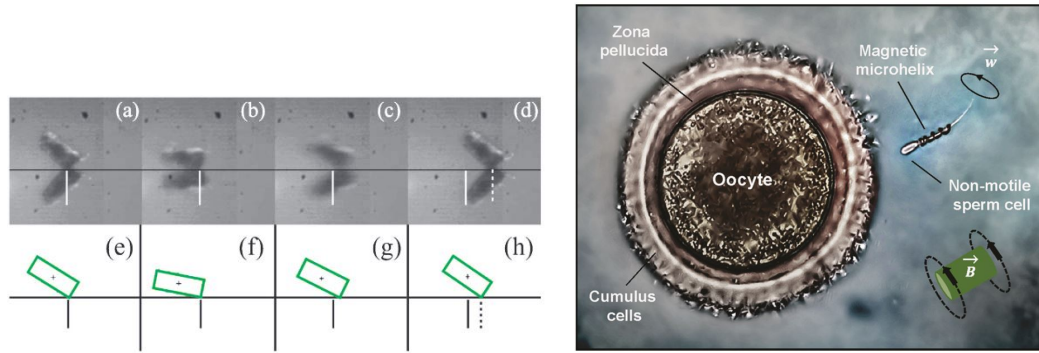


FIGURE 1.2 – Actionnement utilisant la force magnétique pour contrôler des microrobots. Le microrobot MagPier (MRMF), développé conjointement entre l'Institut FEMTO-ST et l'ISIR, utilisé ici pour déplacer des bulles (Hwang et al., 2014)

Le couple est également largement utilisé pour déplacer des objets microscopiques. L'une des premières utilisations de ce couple est de combiner le mouvement de rotation de l'objet obtenu par les effets magnétiques avec un phénomène de stick slip (Gauthier, 2002), (Pawashe et al., 2009a) (figure 1.3(a)). Ces travaux ont abouti à des pousseurs contrôlables à distance à l'aide d'aimants ou de bobines. Ces derniers sont généralement en matériaux ferromagnétiques ou paramagnétiques, et de formes simples, parallélépipédiques ou sphériques (Floyd et al., 2009). Des formes plus complexes, de type "U", permettent de piéger les objets pour les déplacer (Steager et al., 2013). Le couple est également utilisé pour actionner des robots magnétiques nageurs (Fig. 1.3(b)), de types hélicoïdaux ou à flagelles battantes (Abbott et al., 2009). Cette approche a reçu une attention soutenue ces dernières années (Tottori et al., 2012), (Guan et al., 2017), (Huang et al., 2017), (Oulmas et al., 2018). Ces développements visent des applications biologiques, comme la délivrance ciblée de médicaments, ou la fécondation in vitro (Medina-Sánchez et al., 2015) (figure 1.3(b)). Un état des lieux est notamment donné dans (Li et al., 2017b). Enfin, des robots souples dont l'aimantation varie le long de leur structure, ont récemment été proposés. Ils présentent l'avantage de pouvoir effectuer plusieurs types de déplacement, comme de rouler, nager, entrer ou sortir de l'eau, sauter ou attraper des objets (Fig. 1.4) (Hu et al., 2018).

Le champ magnétique peut être utilisé pour guider des bactéries. La propulsion est cette fois-ci d'origine biologique, assurée par les bactéries. Des bactéries magnétotactiques ont été utilisées dans



(a) Microrobot utilisant les effets combinés du couple magnétique et de l'adhésion pour se déplacer (Pawashe et al., 2009a) (b) Utilisation d'un microrobot hélicoïdal actionné par un champ magnétique tournant pour une opération de fécondation in vitro (Medina-Sánchez et al., 2015)

FIGURE 1.3 – Actionnement utilisant le couple magnétique pour contrôler des microrobots

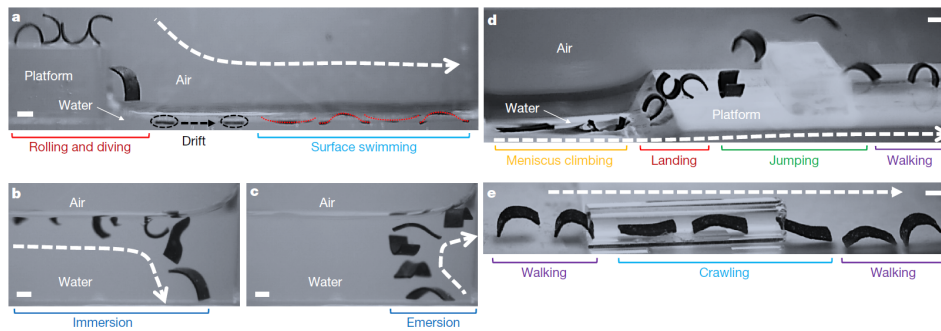


FIGURE 1.4 – Microrobot magnétique souple (Hu et al., 2018)

(Khalil et al., 2013), (Khalil et al., 2017). Des travaux plus récents, (Alapan et al., 2018), utilisent des bactéries de type *Escherichia coli* couplées à des globules rouges pour de la délivrance ciblée de médicaments.

2.2. Actionnement par mouvement du liquide

Au-delà des techniques classiques consistant à utiliser des pompes ou des contrôleurs de pression pour mettre en mouvement un liquide au sein de micro canaux, d'autres techniques existent pour créer localement des mouvements de fluides destinés à déplacer des objets. Les effets thermiques, induits par un échauffement localisé à l'aide par exemple d'un laser ou par effets joule, peuvent être utilisés dans le but de générer des courants de convection dans un liquide. Trois types de convection thermique sont possibles (figure 1.5) : la convection naturelle, de Marangoni, et la thermocapillarité. Les deux premiers types de convection, naturelle et de Marangoni, apparaissent lorsque le fluide est chauffé sur sa face inférieure (Guyon et al., 2001).

La convection naturelle apparaît pour un gradient de température selon l'axe \mathbf{n} , normal à la surface du fluide. La densité des molécules situées au fond du réservoir (chaud) est plus faible que celles du haut (froides), ce qui génère des flux convectifs.

Les effets de Marangoni régissent un second type de convection qui dépend du gradient de tension de surface sur la surface libre du fluide. Il est produit par un gradient de température sur l'interface lorsque le fluide est chauffé par le bas. L'échauffement génère un gradient de température selon l'axe \mathbf{n} , qui va également générer un petit gradient de température sur la surface libre, principalement par

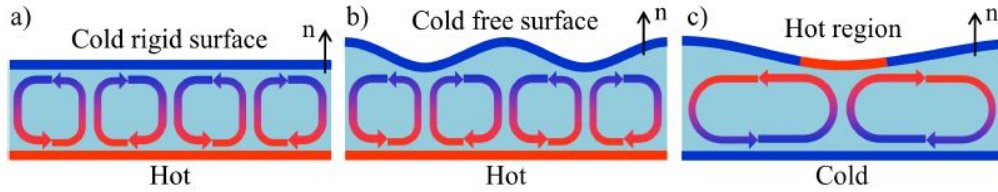


FIGURE 1.5 – Représentation des différents types de convections : a) naturelle, b) Marangoni et c) thermocapillaire.

des effets de diffusion de la chaleur. Ce dernier va produire une contrainte de tension de surface qui va déplacer le fluide chaud vers les régions les plus froides.

La convection thermocapillaire apparaît pour un gradient de tension de surface parallèle à la surface libre du fluide lorsque ce dernier est chauffé par le dessus. Contrairement à la convection induite par les effets de Marangoni le gradient de tension de surface est directement induit par la source de chaleur puisque cette dernière est appliquée sur la partie supérieure, et non pas inférieure, du liquide. Par conséquent, la convection va apparaître quel que soit le gradient de température appliqué. De plus en chauffant par le haut il n'y aura pas d'effet lié à la convection naturelle. La convection ne dépend pas de l'épaisseur du fluide, ce qui autorise l'utilisation de sources de chaleur moins puissantes.

Le principe d'actionnement utilisant la convection thermocapillaire est basé sur la variation de la tension de surface par la température. La tension de surface (σ) peut être définie comme l'énergie nécessaire pour augmenter l'interface fluide/fluide d'une unité (de Gennes et al., 2004). Elle dépend linéairement de la température tant que la température du fluide reste inférieure à une température critique (653K pour l'eau (Agarwal and Sinha, 2009)), selon l'équation d'Eötvös (équation (Ramsay and Shields, 1893)) et pour la plupart des liquides elle diminue avec la température.

Soit un élément de surface $L \cdot dx$, où L est la longueur de l'élément de surface selon la direction parallèle à l'interface fluide/gaz et perpendiculaire à l'axe X . Cet élément est une interface soumise à un gradient thermique tel que $T_1 > T_2$ (Fig. 1.6). Comme la tension de surface des liquides diminue avec la température, σ_1 est inférieure à σ_2 . Il y a donc une force $F_2 - F_1$ attirant le côté chaud vers le froid. La tension de surface résultante crée une contrainte de cisaillement $\tau^{(\sigma)}$ dans l'élément de surface $L \cdot dx$ selon la direction X . Cette contrainte peut s'exprimer par :

$$\tau^{(\sigma)} = \frac{dF}{L \cdot dx} = \frac{(\sigma_2 - \sigma_1)L}{L \cdot dx} = \frac{d\sigma}{dx} = \frac{d\sigma}{dT} \frac{dT}{dx} \quad (1.8)$$

Dans le cas d'une surface de liquide libre la contrainte de tension de surface $\tau^{(\sigma)}$ est en équilibre avec la contrainte visqueuse $\tau^{(\nu)}$. Cet équilibre s'exprime par :

$$\tau^{(\sigma)} + \tau^{(\nu)} \equiv \frac{\partial \sigma}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial r} - \mu \frac{\partial v_x}{\partial z} = 0 \quad (1.9)$$

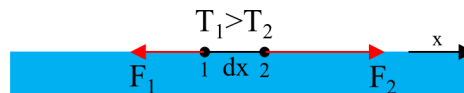


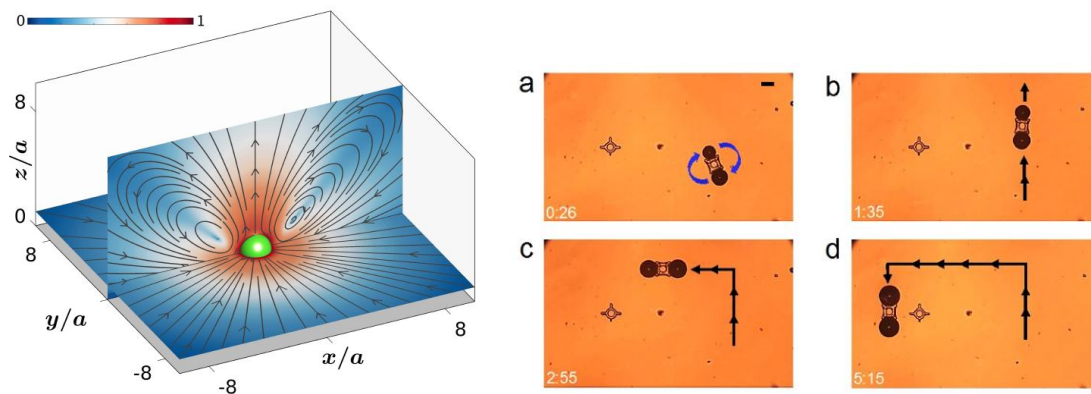
FIGURE 1.6 – Représentation des efforts appliqués sur une interface fluide/gaz d'une surface élémentaire $L \cdot dx$ entre les points 1 et 2 : quand $T_1 > T_2$ la tension de surface sur le bord 1 est plus faible que sur le bord 2, et donc $F_1 < F_2$. Un effort est donc créé en direction du point froid 2.

Cette équation devient une condition limite dans l'équation de Navier-Stokes et provoque le mouvement du fluide. Le terme $\frac{d\sigma}{dT}$ est une constante négative, donc la contrainte de tension de surface

dépend de la valeur du gradient de température $\frac{\partial T}{\partial x}$.

Ces courants de convection sont utilisés pour déplacer des objets microscopiques. Par exemple, un liquide contenu dans un réservoir peut être chauffé localement par un laser pour provoquer des effets de convection naturelle et de Marangoni de manière à déplacer des billes micrométrique (Vela et al., 2008), (Vela, 2010). Des résistances sont également utilisées pour chauffer l'interface air/liquide et générer des mouvements de convection (Hendarto and Gianchandani, 2011). Des travaux récents utilisent la convection thermocapillaire pour réarranger des particules de germanium contenues dans une fibre, après avoir liquéfié la fibre en la chauffant avec un laser (Zhang et al., 2019a).

La convection thermocapillaire peut être générée en utilisant différents types d'interface. Par exemple, certains travaux utilisent des bulles formées au sein du liquide pour créer une interface entre deux fluides. L'échauffement de cette nouvelle interface provoque une convection thermocapillaire utilisée pour déplacer des objets (figure 1.7(a)) (Ishii et al., 2012), (Hu et al., 2013), (Ghosh et al., 2019). La bulle peut également être déplacée par convection, et être utilisée comme poussoir (figure 1.7(b)) (Rahman et al., 2017). Dans (Amador et al., 2018), des poches d'air sont emprisonnées dans des cavités situées le long d'un micro canal rempli d'eau. Ces interfaces air/eau sont utilisées pour générer des mouvements de convection pour transporter l'eau à l'intérieur du canal, pour s'affranchir de l'utilisation de pousse seringues ou de contrôleurs de pression.



(a) Courants de convection générés autour d'une bulle en chauffant l'interface air/eau (Ghosh et al., 2019) (b) Un objet microscopique est déplacée à l'aide de bulles contrôlées par convection thermocapillaire. Le transport s'effectue à une vitesse moyenne de $6 \mu\text{m s}^{-1}$. La barre d'échelle représente $100 \mu\text{m}$. Le temps est indiqué en minutes et en secondes (Rahman et al., 2017)

FIGURE 1.7 – Actionnement utilisant des courants de convection

2.3. Champs électriques

Les champs électriques sont utilisés à la fois pour déplacer des objets microscopiques, et pour caractériser l'environnement.

Actionnement par champs électriques Concernant l'actionnement, les différentes forces s'appliquant sur les objets sont l'électrophorèse et la diélectrophorèse. L'électrophorèse s'applique sur des objets présentant une charge électrique non nulle. Ce document ne se restreignant pas aux objets chargés, cet effet ne sera pas détaillé dans la suite. Les champs électriques peuvent cependant être utilisés pour l'actionnement d'objets électriquement neutres. En effet, la diélectrophorèse permet d'appliquer des forces et des couples sur des objets diélectriques soumis à un champ électrique non uniforme. Les champs électriques induisent également des courants au sein du liquide contenant

les objets, par les phénomènes de flux électrothermiques et d'électroosmose, liés respectivement à l'élévation de la température par effet joule, et au déplacement de la double couche sur les bords du canal (Honegger, 2011), (Salomon, 2011). Ces effets seront négligés par la suite (Castellanos et al., 2003). Ainsi, seule la diélectrophorèse sera détaillée.

Un objet diélectrique soumis à un champ électrique E se polarise (Pohl, 1951). Il subira alors une force et un couple de diélectrophorèse exprimés par (Washizu and Jones, 1994) :

$$\vec{F}_{DEP} = \sum_n \Re \frac{1}{2} \left[\frac{1}{n!} p^{(n)} [\cdot]^n (\nabla)^n E^* \right], \quad (1.10)$$

$$\vec{T}_{DEP} = \sum_n \Re \frac{1}{2} \left[\frac{1}{(n-1)!} (p^{(n)} [\cdot]^{(n-1)} (\nabla)^{(n-1)}) \times E^* \right], \quad (1.11)$$

où $[\cdot]^n$ est l'opération dyadique signifiant n produits scalaires entre $(\nabla)^n$ qui représente n applications successives du gradient et le tenseur d'ordre n noté $\mathbf{p}^{(n)}$ contenant les moments multipolaires, et donc représentant la polarisation de l'objet.

Dans le cas d'une sphère, l'expression de la polarisation est connue :

$$\mathbf{p}^{(n)} = \frac{4\pi\epsilon_m a^{2n+1}}{(2n-1)!!} \frac{n(\epsilon_p - \epsilon_m)}{n\epsilon_p + (n+1)\epsilon_m} (\nabla)^{n-1} E, \quad (1.12)$$

avec $(2n+1)!! \equiv (2n-1) \cdot (2n-3) \cdot \dots \cdot 5 \cdot 3 \cdot 1$ le produit des nombres impairs, ϵ_p la permittivité de la sphère de rayon a et ϵ_m la permittivité du milieu. Le facteur de Clausius-Mossiti généralisé $K^{(n)}$ est donné par :

$$K^{(n)} = \frac{n(\epsilon_p - \epsilon_m)}{n\epsilon_p + (n+1)\epsilon_m}, \quad (1.13)$$

Selon le modèle dipolaire, la force de diélectrophorèse appliquée sur une sphère s'exprime alors par (Jones, 2003) :

$$F_{DEP,i} = 4\pi\epsilon_m a^3 K^{(1)} E_k \frac{\partial E_i}{\partial x_k} \quad (1.14)$$

L'équation (1.14) utilise la convention de sommation d'Einstein, où les indices répétés sont sommés.

Pour générer le champ électrique nécessaire pour la manipulation par diélectrophorèse, la plupart des systèmes utilisent des électrodes planaires, déposées par évaporation sous vide sur le substrat généralement en verre (Demierre et al., 2007). Elles sont principalement en or ou en titane. Cependant, l'utilisation de principes optoélectroniques, consistant à utiliser la lumière pour générer un champ électrique non uniforme, est également possible (Zhang et al., 2019b). Les électrodes sont immergées dans des boîtes de pétri ou intégrées dans des canaux fluidiques généralement réalisés en PDMS (PolyDiMéthylSiloxane). La diélectrophorèse est utilisée pour déplacer, caractériser ou modifier la structure d'objets ou de cellules biologiques (Voldman, 2006), (Pethig, 2017).

Les effets diélectriques sont également utilisés dans le cadre de systèmes robotisés contrôlés en boucle fermée. Dans ce domaine, il convient de citer les travaux de M. Gauthier (Institut FEMTO-ST), qui a développé l'un des premiers dispositifs permettant de contrôler la trajectoire de billes en verre de quelques dizaines de micromètres dans une boîte de pétri (Fig. 1.8) (Kharboutly and Gauthier, 2013). Récemment, l'équipe tchèque du Pr. Hurák a proposé un système contrôlable en modulant l'amplitude des tensions appliquées aux bornes des électrodes (Zemánek et al., 2015), ou leur déphasage (Zemánek et al., 2018). Des billes de quelques dizaines de micromètres sont contrôlées en boucle fermée (figure 1.9).

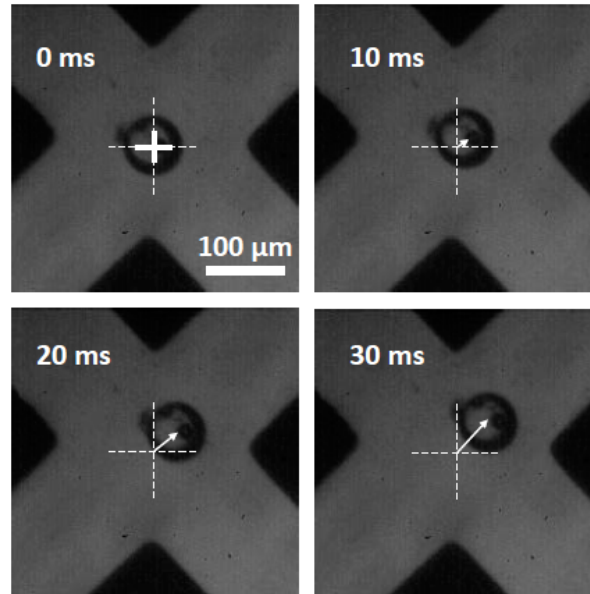
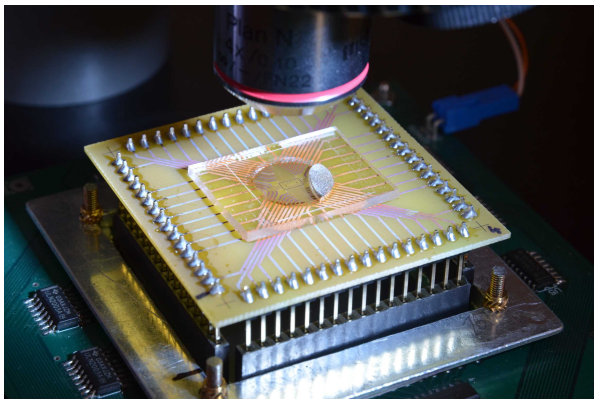
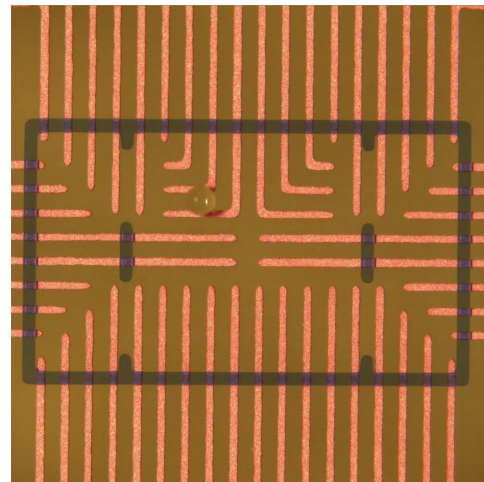


FIGURE 1.8 – Contrôle d'une bille de $40\ \mu\text{m}$ de rayon en boucle fermée dans une boîte de pétri. La trajectoire de consigne est une diagonale d'équation $x = y$ (Kharboutly and Gauthier, 2013)



(a) Plateforme d'actionnement diélectrophorétique.



(b) Contrôle de la trajectoire d'une bille par diélectrophorèse. Le champ électrique est créé par des peignes d'électrodes pour diriger la bille dans un labyrinthe composé de 4 portes.

FIGURE 1.9 – Système d'actionnement par diélectrophorèse (Zemánek et al., 2014)

Caractérisation de l'environnement par champs électriques Les techniques permettant de caractériser les milieux, et/ou les objets présents dans les milieux, sont basées sur des mesures d'impédance. L'impédance électrique Z d'un système est donnée par :

$$Z = \frac{U}{I} \quad (1.15)$$

où U est la tension aux bornes de ce système et I est le courant électrique le traversant. La mesure de cette impédance est réalisée en appliquant une tension électrique connue de faible amplitude aux bornes d'électrodes et en mesurant le courant électrique résultant.

Deux techniques sont communément utilisées pour caractériser l'environnement à l'aide de champs électriques : la spectroscopie d'impédance, et la tomographie. La spectroscopie consiste à mesurer l'impédance d'un milieu, contenant ou non un objet, à l'aide d'électrodes alimentées à l'aide de signaux alternatifs de différentes fréquences. Il est possible de coupler ces mesures d'impédance avec un modèle de manière à identifier les propriétés physiques des milieux ou des objets contenus dans les milieux, et notamment des cellules (Morgan et al., 2007). Des cytomètres d'impédance microfluidique ont notamment été développés pour l'analyse de particules et de cellules uniques à haut débit (Haandbæk et al., 2016; McGrath et al., 2017; Rohani et al., 2017; Esfandyarpour et al., 2017; Rollo et al., 2017). On peut également citer les travaux de l'EPFL (Shaker et al., 2014), dans lesquels le coefficient d'anisotropie de cellules est déterminé en mesurant l'impédance selon deux axes.

La tomographie d'impédance électrique est une méthode visant à donner une cartographie de la résistivité d'un milieu. A l'instar de la spectroscopie, elle s'appuie sur un modèle de l'impédance de contact entre les électrodes et le milieu. Toutefois, aucun modèle du milieu ni de l'échantillon à analyser n'est fourni. Les informations sur les propriétés sont obtenues à l'aide d'une multitude de mesures d'impédance effectuées à l'aide d'un grand nombre d'électrodes. La multitude des mesures recueillies est la clé permettant d'aboutir à la cartographie souhaitée, comportant un nombre relativement important d'informations (Sun et al., 2010).

Enfin, la mesure d'impédance a récemment été utilisée pour déterminer la vitesse ou la position d'objets dans des canaux fluidiques (Wang et al., 2017; Reale et al., 2018; Solsona et al., 2019; Reale et al., 2019). En effet, l'impédance mesurée varie lors du passage des objets entre les électrodes. La vitesse d'objets dans un microcanal est mesurée dans (Sun et al., 2009). Deux paires d'électrodes parallèles sont utilisées pour effectuer une mesure d'impédance différentielle. Une cellule traverse la zone de mesure en produisant un double pic, dont il est possible de déduire sa vitesse en connaissant le temps écoulé entre les pics. La variation d'impédance peut également être utilisée pour reconstruire la position d'objets entre des électrodes. Le temps de passage, et la hauteur relative des pics d'impédance, sont utilisés dans (Yang and Ai, 2019) pour reconstruire la position latérale d'objets de quelques micromètres dans un canal (Figure 1.10). Ces méthodes offrent une approche simple, rapide et économique pour quantifier les vitesses et les positions des objets dans un microcanal sans montage optique complexe. Elles peuvent de plus être facilement intégrées à des dispositifs de tri/séparation dans lesquels la mesure de position présente un intérêt, tels que les dispositifs de cytométrie en flux par exemple. Cependant, à ma connaissance, ces techniques donnent la vitesse et la position des objets a posteriori, une fois l'objet sorti de la zone de mesure, mais ne permettent pas de la connaître en temps réel. Ce document présente dans les chapitres suivants une approche similaire permettant cette détection en temps réel.

2.4. Pincettes optiques

Les pincettes optiques exploitent un rayon laser fortement focalisé pour déplacer des objets diélectriques de taille nanométrique ou micrométrique (Ashkin et al., 1986). Les objets subissent une force qui tend à les maintenir au centre du faisceau laser (Veiga-Gutiérrez et al., 2012). Le principe physique à l'origine de la force appliquée sur l'objet dépend du rapport entre sa taille et la longueur d'onde du faisceau laser. Dans le cas où le diamètre de la particule est grand par rapport à la longueur d'onde du laser, la force s'explique par des considérations d'optique géométrique. Si la taille de l'objet est plus petite que la longueur d'onde de la lumière alors la particule pourra être considérée comme un dipôle électrique, attiré vers les zones de forts gradients de champs électriques, et donc vers le centre du faisceau. Dans les deux cas, le centre du laser représente une position d'équilibre stable, mais le niveau de force est relativement faible (de l'ordre du piconewton). Ce faible niveau de force est l'un des principaux inconvénients de cette technique.

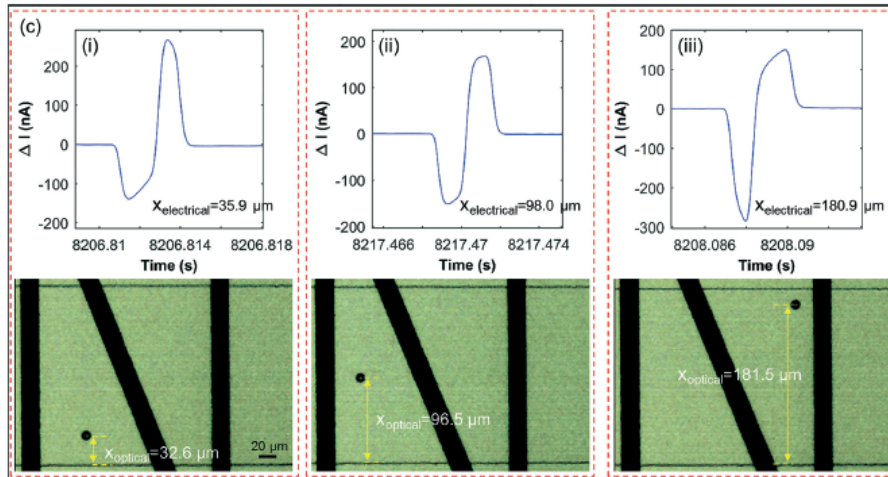
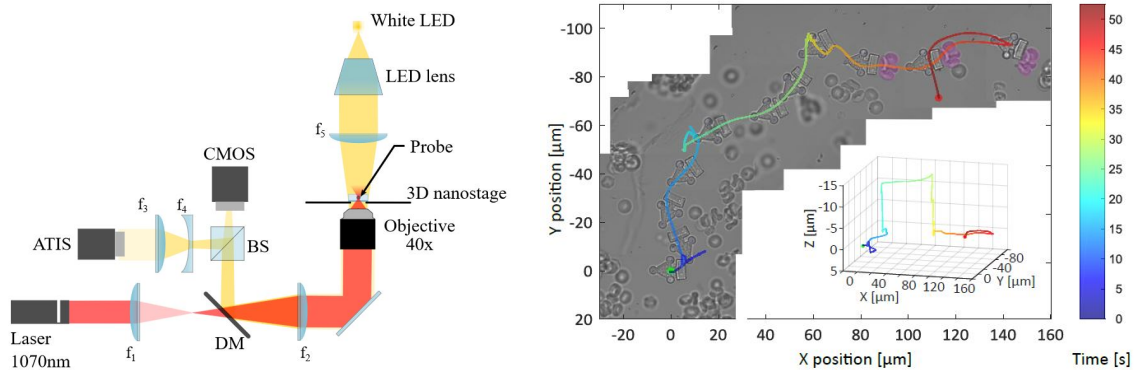


FIGURE 1.10 – Reconstruction a posteriori de la position latérale d'objets dans un canal fluide par des mesures d'impédance (Yang and Ai, 2019).

La plateforme d'actionnement est généralement composée d'un microscope inversé sur lequel un laser a été ajouté (voir figure 1.11(a)). La position du rayon du laser est ajustée à l'aide d'un miroir galvanométrique. Les objets sont alors déplacés soit de manière directe, soit à l'aide d'outils intermédiaires. Cette approche est particulièrement adaptée au déplacement de cellules, puisqu'elle évite de focaliser le rayon lumineux sur ces dernières (Fig. 1.11(b)) (Thakur et al., 2014), (Gerena et al., 2019).



(a) Schéma de principe de l'actionnement par laser. (b) Trajectoire d'un microrobot téléoporté actionné par un laser continu. Un laser continu est réfléchi sur l'échantillon par un miroir. L'état du système est observé par une caméra. Un groupe de cellules, des érythrocytes, (en violet) est déplacé de 80 μm .

FIGURE 1.11 – Actionnement utilisant le principe de pinces optiques (Yin et al., 2017)

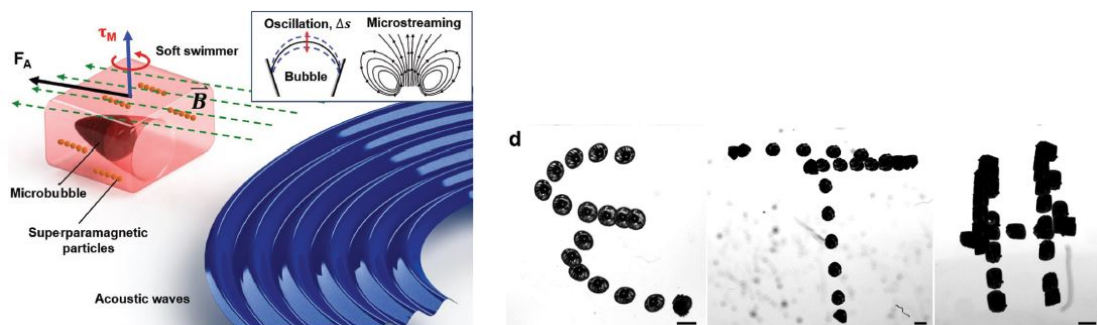
Au-delà de leur utilisation dans les systèmes de pinces optiques, les lasers sont également recherchés pour leur capacité à échauffer de manière localisée la matière. La déformation induite par l'échauffement peut être utilisée pour créer des actionneurs (Shi et al., 2018), ou provoquer la mise en mouvement de nageurs (Palagi et al., 2016).

2.5. Ondes acoustiques

Les ondes acoustiques peuvent être utilisées pour contrôler le déplacement de microobjets (Hu, 2014). Des ondes acoustiques de surface peuvent notamment être produites par des peignes in-

terdigités déposés sur un substrat piézoélectrique à l'aide de techniques de photolithographie. De manière à générer des ventres et des noeuds de vibration à des endroits déterminés, des peignes de géométrie et d'écartement différents sont utilisés. Lorsqu'une particule en suspension dans un fluide est exposée à une onde acoustique stationnaire résultant de la superposition de deux ondes de même fréquence et de même amplitude se propageant en sens contraire, une force de radiation acoustique va s'appliquer sur la particule qui sera déplacée en conséquence (Lin et al., 2012).

Ding et al. (Ding et al., 2012b) utilisent cette technologie pour la réalisation d'un dispositif capable de répartir arbitrairement un flux de particules sur cinq sorties différentes. Le tri s'effectue en alignant les particules d'intérêt devant le bon canal de sortie à l'aide des ondes acoustiques. Ce principe peut être généralisé au déplacement de particules dans un plan, en utilisant deux paires de peignes interdigités disposés perpendiculairement (Ding et al., 2012a). Plusieurs particules peuvent également être contrôlées de manière simultanée mais indépendante, comme dans (Zhou et al., 2016), à l'aide d'un plateau vibrant de type plaque de Chladni.



(a) Schéma de principe de l'actionnement. Une bulle d'air piégée dans le microrobot vibre sous l'effet des ondes acoustiques et assure la propulsion. Un champ magnétique permet de diriger le microrobot. (b) Déplacement contrôlé du microrobot. La barre d'échelle représente 250 μm .

FIGURE 1.12 – Actionnement utilisant le principe des ondes acoustiques (Ahmed et al., 2017)

Enfin, les ondes acoustiques peuvent être utilisées de manière indirecte. Dans (Kaynak et al., 2019), elles génèrent des mouvements fluidiques qui servent à mettre en rotation des objets pour former des rotors et des engrenages. Dans (Ahmed et al., 2016), elles sont utilisées pour faire vibrer la queue d'un microrobot et provoquer sa nage. Dans (Ahmed et al., 2017) et (Ren et al., 2019), une combinaison de champs acoustiques et magnétiques est utilisée pour déplacer des microrobots dans lesquels sont piégés des bulles d'air mises en vibration par les ondes acoustiques (figure 1.12). Enfin, (Qiu et al., 2017) utilise des matrices de bulles pour déplacer un robot centimétrique à partir du seul actionnement acoustique.

2.6. Contrôle des plateformes basées sur un actionnement sans contact

Le niveau de contrôle des plateformes basées sur un actionnement à distance varie grandement. Cette section s'intéresse à ces stratégies de commande, allant du contrôle en boucle ouverte à des lois de commande permettant de contrôler plusieurs entités micrométriques de manière indépendante.

Contrôle en boucle ouverte Les systèmes actionnés par des approches sans contact sont largement utilisés par la communauté des microsystèmes (Karle et al., 2016). Cette communauté développe des dispositifs miniaturisés permettant par exemple le tri de cellules au sein de laboratoires sur puce. Ces systèmes sont opérés en boucle ouverte, et la séparation de différents objets est réalisée en fonction des propriétés géométriques et/ou mécaniques des objets. Lorsqu'une séparation en fonction de leurs propriétés biologiques est souhaitée, des anticorps spécifiques couplés par exemple

à des billes magnétiques qui viendront s'accrocher aux cellules d'intérêt sont utilisés pour donner à l'ensemble 'cellule-anti corps' des propriétés magnétiques spécifiques. Pour ces différents tris, les champs magnétiques, les ondes acoustiques et les champs électriques sont largement utilisés (Delshadi et al., 2019), (Hughes, 2016), (Wu et al., 2019) (figure 1.13).

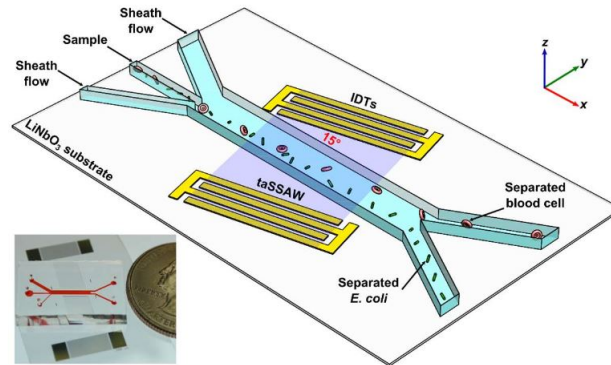


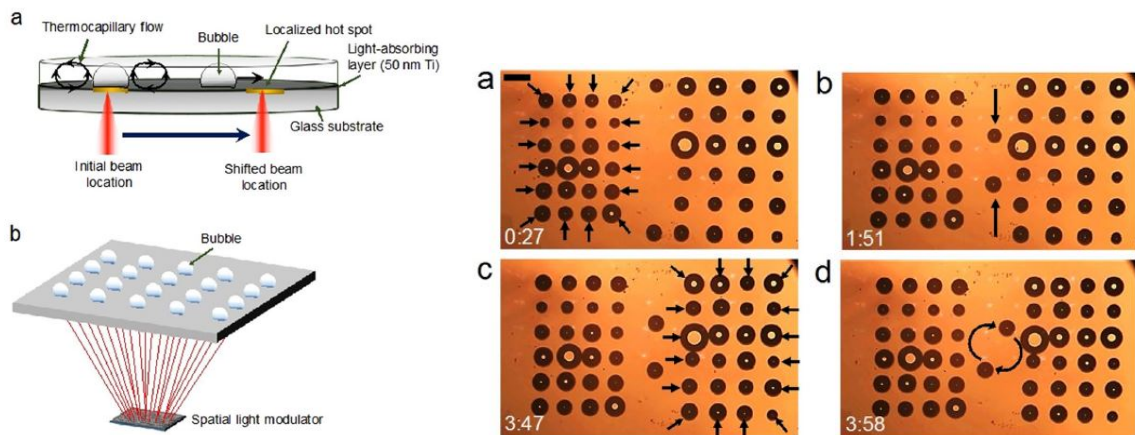
FIGURE 1.13 – Tri en boucle ouverte par acoustophorèse (Li et al., 2016). Des bactéries de type *E. Coli* sont séparées de cellules sanguines.

Contrôle avancé Au-delà de cette utilisation en boucle ouverte des systèmes d'actionnement sans contact, la communauté microrobotique propose de s'inspirer des lois de commande développées pour les robots conventionnels de manière à améliorer la précision de ces systèmes. Ainsi, la trajectoire des objets n'est plus déterminée par leurs propriétés mécaniques, électriques ou acoustiques. A l'inverse, ici, les champs de force sont modulés de manière que quelles que soient leurs propriétés, les objets suivent la trajectoire voulue.

Pour ce faire, il est nécessaire d'avoir un retour d'information sur la position réelle des objets. La très grande majorité des systèmes actuels utilisent la vision. Des images issues de microscopes optiques couplés à des caméras permettent d'extraire la position des objets, des outils, ainsi que des informations sur la scène. Les traitements d'image restent souvent assez simples, et les positions des points d'intérêt sont trouvées par seuillage ou par des techniques de correspondance de modèles. L'information de position est généralement obtenue à une fréquence de quelques dizaines, voire de quelques centaines de hertz. Quelques travaux existent sur l'utilisation de mesures de position basées sur d'autres principes physiques (Bianchi et al., 2019), comme les rayons X (Azizi et al., 2019), les ondes ultra sonores (Khalil et al., 2014), les champs magnétiques (Popek et al., 2017), (Khalil et al., 2019) ou les champs électriques par mesure d'impédance (Yang and Ai, 2019). Cependant, ces approches restent actuellement au stade de d'étude et sont peu utilisées.

Le premier type de tâches effectué en boucle fermée est le suivi de trajectoire et l'orientation des objets. De très nombreux travaux traitent de cette problématique (Kummer et al., 2010), (Oulmas et al., 2018), (Kharboutly and Gauthier, 2013), (Zemánek et al., 2018), ... Au-delà du contrôle de la trajectoire et de l'orientation d'un objet unique, des travaux récents s'intéressent au contrôle simultané de plusieurs objets. Les problématiques sont alors très diverses, selon la nature du principe physique utilisé pour l'actionnement. Dans le cas de champs dont la portée est faible, cette tâche est relativement aisée. La manipulation simultanée est ainsi largement répandue avec des pinces optiques, dont la portée des efforts est limitée à quelques micromètres. Plusieurs cellules peuvent être positionnées simultanément en utilisant soit un unique laser focalisé en des points différents de manière suffisamment rapide par rapport à la vitesse de déplacement de l'objet (Arai et al., 2004), soit en utilisant un principe d'holographie (Onda and Arai, 2012). Les lasers permettent également de chauffer localement les interfaces air/liquide de bulles pour déplacer ces dernières, là encore, de

manière simultanée mais indépendante (figure 1.14) (Rahman et al., 2017). La portée du champ peut également être volontairement réduite. Dans le cas de l'actionnement magnétique, il est possible par exemple d'utiliser des bobines microfabriquées (Chowdhury et al., 2017). Ainsi, seuls les objets proches de la bobine seront affectés par le champ magnétique.



(a) Principe de la manipulation parallèle utilisant un laser

(b) Déplacement de 50 bulles de manière indépendante

FIGURE 1.14 – Manipulation simultanée mais indépendante utilisant les mouvements de convection thermocapillaires générés à l'interface air/liquide de bulles d'air à l'aide d'un laser (Rahman et al., 2017)

Concernant des champs de plus longue portée, des techniques d'ancrage sont possibles pour immobiliser sélectivement certains objets (Pawashe et al., 2009b), (Rahmer et al., 2017). Une autre solution consiste à différencier les efforts en utilisant par exemple des objets de géométries différentes, ou présentant des propriétés physiques différentes (Diller et al., 2012). Si le nombre de microrobots est restreint par rapport au nombre de sources de champ, il est possible de dissocier les trajectoires de plusieurs robots par la commande (Wong et al., 2016), (Ongaro et al., 2018). Un exemple de contrôles indépendants de deux particules magnétiques de 100 μm de diamètre à l'aide de bobines est donné dans (Denasi and Misra, 2018).

Au-delà de ces travaux, il existe actuellement un intérêt grandissant pour le contrôle en essaim. La problématique est alors légèrement différente, puisqu'il s'agit de contrôler le comportement global de l'ensemble des objets, et non plus les objets individuellement. Les interactions entre objets jouent alors un rôle prépondérant (Martel and Mohammadi, 2010), (Wang et al., 2019), (Xie et al., 2019), (Yu et al., 2019).

Enfin, ces dernières années, avec l'arrivée de moyens de fabrication à l'échelle micrométrique évolués et relativement faciles d'accès, type impression à deux photons, des structures plus complexes se répandent. Ainsi, des structures flexibles non homogènes sont réalisées. Il est alors possible d'avoir des degrés de liberté supplémentaires, au sein de l'objet, et ainsi de former un outil, par exemple une pince positionnable et actionnable à distance. Dans (Kuo et al., 2013), un champ magnétique déplace la pince et l'actionnement est réalisé par la déformation de la pince par effets thermiques. Les effets magnétiques peuvent également être utilisés à la fois pour le déplacement et l'actionnement de la pince (figure 1.15) (Chung et al., 2015), (Diller and Sitti, 2014).

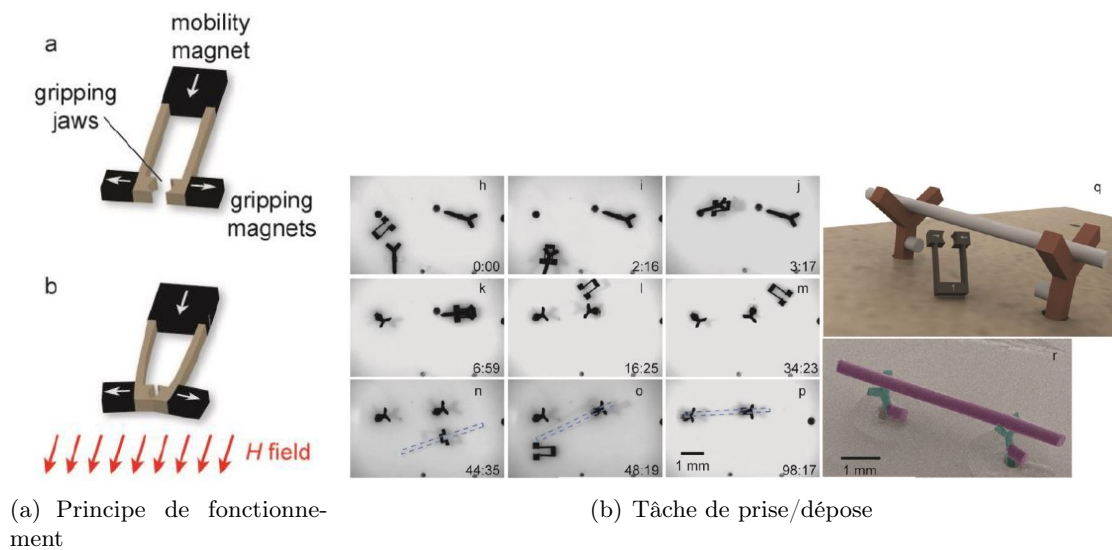


FIGURE 1.15 – Pince déplacée et actionnée sans contact par effets magnétiques (Diller and Sitti, 2014). (a) Principe de fonctionnement d'une pince dont l'état de repos est en position ouverte. Les flèches indiquent la magnétisation de chaque bloc. Lors de l'application d'un champ magnétique constant, les blocs tendent à s'orienter dans les lignes de champs, ce qui ferme la pince. (b) Tâche de prise/dépose avec une pince dont l'état de repos est en position fermée. Assemblage d'une structure 3D composée de deux pieds déposés dans des trous, et d'une barre centrale posée sur les pieds, à l'aide de la pince magnétique.

2.7. Bilan des différents types d'actionnement

Les sections précédentes ont présenté quelque uns des principaux principes d'actionnement utilisés à l'échelle micrométrique. Ces derniers diffèrent par le principe physique sous jacent, et donc par les contraintes et les performances atteignables. Le tableau 1.1 résume les principales conclusions. Les données fournies dans ce tableau représentent les valeurs habituellement atteintes. De meilleures performances peuvent être obtenues sur certains dispositifs optimisés en ce sens. De plus, la taille des objets est ici limitée à la plage micrométrique, qui est la taille d'intérêt dans ce document. Des objets plus petits ou plus grand peuvent cependant être déplacés avec certains des principes physiques présentés ici.

TABLE 1.1 – Comparaison des principaux principes physiques d'actionnement sans contact. Les données sont fournies à titre indicatif, et représentent les valeurs typiques obtenues dans la littérature. Des performances supérieures peuvent être atteintes sur des systèmes spécifiques.

	Diélectrophorèse	Magnétophorèse	Pincés optiques	Courants de convection	Ondes acoustiques
Taille de l'objet	1-100µm	1-1000µm	1-50µm	1-1000µm	1-1000µm
Propriétés de l'objet	diélectrique	magnétique	indice de réfraction inférieur à celui du milieu		
Espace de travail	faible	grand	grand	grand	moyen
Niveau de force	faible	grand	très faible	moyen	moyen
Degrés de liberté	2.5D	3D	3D	2.5D	2.5D
Contrôle de l'orientation	oui	oui	oui	difficile	difficile
Contrôle	stable/instable	stable/instable	stable	stable/instable	stable
Vitesse	quelques mm/s	10-100 mm/s	10 µm/s	quelques mm/s	quelques centaines de µm/s
Contrôle de plusieurs objets	possible	possible	relativement aisé	possible	possible

Ainsi, les différents principes sont complémentaires, et selon l'application, seront plus ou moins adaptés. Il est donc primordial de conserver la diversité des approches. Se focaliser sur un principe unique entraînerait en effet le risque de ne pas pouvoir répondre à certains besoins applicatifs.

3. Synthèse et approche proposée

Comme l'a montré ce chapitre, il existe un réel intérêt de la communauté scientifique pour les systèmes basés sur un actionnement à distance. Différents domaines applicatifs sont directement concernés par ces développements, et divers phénomènes physiques, notamment par champs magnétiques, par courants de convection, par champs électriques ou par ondes acoustiques sont utilisables. Différents systèmes ont été développés, et permettent de trier des objets en utilisant des systèmes en boucle ouverte, de contrôler la trajectoire de ces objets en boucle fermée, ou encore de contrôler de multiples objets ou de réaliser des opérations plus complexes de prise/dépose.

Cependant, au-delà de ces démonstrations de principe, un grand nombre de problématiques doivent être étudiées. Ce manuscrit propose de se focaliser sur l'une d'entre elles : **l'actionnement sans contact rapide**.

Un grand nombre de travaux est réalisé en milieu liquide, dans des boîtes de Pétri. Cependant, les forces de frottement visqueuses limitent les vitesses atteignables. Une première proposition de ce document est de considérer des environnements spécifiques, l'environnement ambiant et l'interface entre l'air et le liquide, pour atteindre des vitesses de quelques millimètres par seconde pour le contrôle d'objets artificiels. De plus, l'utilisation de ces boîtes de Pétri ne permet pas de réaliser des analyses biologiques à haute vitesse. Il est en effet nécessaire de tirer parti des systèmes de laboratoires sur puces composés de canaux fluidiques qui permettent le déplacement rapide et sur de longues distances des cellules, qui donnent des résultats impressionnants en boucle ouverte. La seconde proposition de ce document est d'ajouter la partie contrôle au sein de ces dispositifs de manière à pouvoir caractériser rapidement un grand nombre de cellules de manière précise et individuelle, selon des critères plus spécifiques que les laboratoires sur puce actuels.

Pour répondre à cette problématique de contrôle à haute vitesse, le reste de ce document propose dans le chapitre 2 des modèles adaptés au contrôle en temps réel. Ces modèles prennent en compte les particularités de l'environnement, et surtout, sont rapides à calculer. Le chapitre 3 présente la conception, la fabrication et la caractérisation de plateformes d'actionnement sans contact, et les stratégies de commande sont développées au chapitre 4.

Chapitre 2

Modèles pour la commande de systèmes d'actionnement sans contact

Ce chapitre est consacré à la modélisation des systèmes d'actionnement sans contact en vue de leur commande. Contrairement à la modélisation dédiée à la compréhension des phénomènes physiques, où le but est d'obtenir à l'aide d'équations analytiques ou de simulations éléments finis des modèles précis, qui peuvent être calculés dans des centres de calcul dédiés, nous cherchons ici des modèles rapides à calculer. La perte de précision induite par le gain en temps de calcul sera considérée comme une perturbation par les lois de commande, et la boucle de rétroaction permettra de limiter l'impact de ces imprécisions sur le système final. Ce chapitre s'intéresse au modèle direct du système, liant la position des objets aux variables de commande utilisées pour générer les champs de force. Ce modèle sera validé expérimentalement au chapitre 3. Le chapitre 4 présentera différentes stratégies pour l'inverser dans le but de l'utiliser dans des boucles de commande. Dans la suite, ce chapitre présente les travaux menés à la fois sur l'interaction entre les objets et leur environnement, et sur les forces motrices générées par l'actionnement magnétique, diélectrophorétique et par les effets thermocapillaires.

1. Interaction entre les objets et leur l'environnement

Les objets, artificiels ou biologiques, évoluent soit dans l'air ambiant, soit dans un liquide, soit à l'interface entre un liquide et l'air. Les forces d'interaction avec ces différents environnements sont présentées dans les sections suivantes.

1.1. Interaction en environnement ambiant

En environnement ambiant, les forces majeures contribuant à l'adhésion entre solides à l'échelle microscopique sont décomposées comme suit (Israelachvili, 1991; Fearing, 1995) :

- **forces de van der Waals** : forces d'interaction entre les molécules de deux corps en présence,
- **forces électrostatiques** : forces d'interaction de Coulomb en présence de charges électriques, qui peuvent apparaître aussi par triboélectrification¹,
- **forces capillaires** : forces résultant de la condensation d'humidité sur deux corps en proximité.

Dans la suite, les forces d'adhésion sont considérées au sens large. Ces forces restent cependant difficiles à quantifier et modéliser. Elles dépendent de différents paramètres, en particulier, la distance entre les corps en contact, leur état de surface et les propriétés des matériaux les constituant. En l'absence de modèle fiable, ces forces seront considérées comme des perturbations lors de la commande.

1. apparition de charges électriques lors du contact entre deux matériaux de nature différente.

Cependant, une fois que le contact entre l'objet et le substrat est rompu nous pouvons considérer que les forces de frottement sont négligeables. L'environnement ambiant est donc attractif pour les vitesses importantes qu'il est possible d'atteindre.

1.2. Interaction en milieu liquide

En milieu liquide, les faibles dimensions caractéristiques des systèmes induisent des écoulements laminaires (le nombre de Reynolds est tel que $Re < 1$).

Formulation classique pour une particule sphérique

La force de frottement F_v du fluide sur une particule sphérique peut généralement être réduite à un scalaire et est donnée par la loi de Stokes :

$$F_v = -6\pi\mu a v, \quad (2.1)$$

avec μ la viscosité dynamique du liquide; a le rayon de la particule et v sa vitesse. Cette expression définit une force de trainée isotropique.

Anisotropie du frottement fluide dans le cas d'un objet situé proche des parois

L'expression donnée dans par l'équation Eq. (2.1) est cependant valable uniquement lorsque l'objet est loin des parois du récipient contenant le liquide. Dans le cas d'un objet circulant dans un canal dont la taille est proche des particules, comme c'est le cas dans les puces fluidiques, la proximité des parois induit une anisotropie du frottement.

Deux termes correctifs, λ_{\perp} (resp. λ_{\parallel}), peuvent être ajoutés pour corriger le frottement suivant la composante du mouvement orthogonale à la paroi (resp. parallèle). Ces facteurs de correction sont définis par (Ambari et al., 1983, Eq. (1)) et (Ambari et al., 1984, Eq. (3.2)) :

$$\lambda_{\parallel} = \left[1 - \frac{9}{16} \frac{a}{z} + \frac{1}{8} \left(\frac{a}{z} \right)^3 - \frac{45}{256} \left(\frac{a}{z} \right)^4 - \frac{1}{16} \left(\frac{a}{z} \right)^5 \right]^{-1}, \quad (2.2)$$

$$\lambda_{\perp} = \frac{4}{3} \sinh \alpha \sum_{n=1}^{\infty} \frac{n(n+1)}{(2n-1)(2n+3)} \left[\frac{2 \sinh(2n+1)\alpha + (2n+1) \sinh 2\alpha}{4 \sinh^2(n+\frac{1}{2})\alpha - (2n+1)^2 \sinh^2 \alpha} - 1 \right], \quad (2.3)$$

avec

$$\alpha = \cosh^{-1}(1 + (z-a)/a),$$

z étant la distance entre le centre de la particule sphérique et la paroi et a son rayon. Dans la pratique, la série λ_{\perp} peut être réduite à son premier terme, les autres ne sont influents que très près de la paroi. En effet, pour une distance entre la paroi et la particule égale au tiers du rayon de celle-ci, le premier terme compte pour 89% de la série tronquée au 100^{ème} terme. Dans le cas d'une particule se déplaçant dans le plan (O, \vec{x}, \vec{y}) , d'altitude z (voir figure 2.1), la vitesse est donnée par :

$$\begin{pmatrix} v_x & 0 & 0 \\ 0 & v_y & 0 \\ 0 & 0 & v_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \lambda_{\parallel} v & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{\parallel} v & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{\perp} v \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -6\pi\mu a \lambda_{\parallel} & 0 & 0 \\ 0 & -6\pi\mu a \lambda_{\parallel} & 0 \\ 0 & 0 & -6\pi\mu a \lambda_{\perp} \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

La figure 2.1 présente la valeur de ces facteurs correctifs en fonction du ratio $\epsilon = d/a$ entre $d = z-a$ la distance entre la particule et la paroi, et a le rayon de la particule. Intuitivement, ces coefficients augmentent lorsque la particule se rapproche de la paroi. Comme λ_{\perp} est toujours supérieur à λ_{\parallel} , le coefficient de frottement parallèle à la paroi est inférieur à celui orthogonal à la paroi. Cette anisotropie favorise donc les mouvements parallèles à la paroi au détriment des mouvements normaux à la paroi.

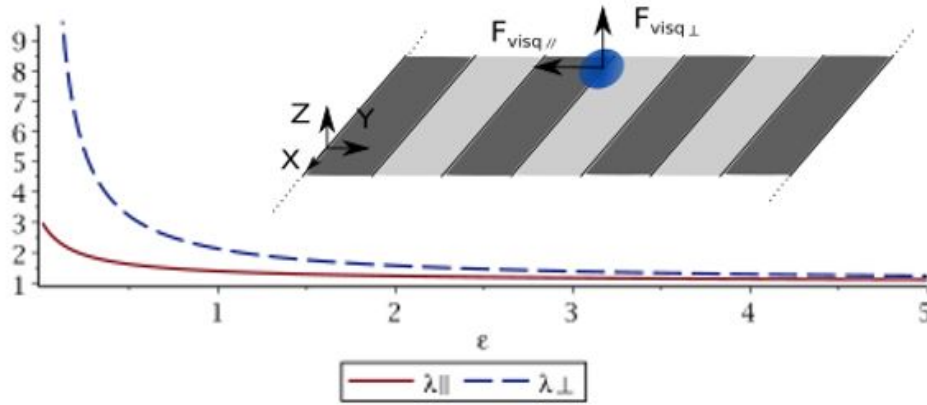


FIGURE 2.1 – Orientation des forces de frottement visqueux par rapport à la paroi et valeurs des facteurs correctifs de la loi de Stokes correspondants pour la prise en compte de l'influence de la paroi du canal. Les valeurs sont exprimées en fonction du ratio $\epsilon = d/a$ entre $d = z - a$ la distance entre la particule et la paroi et a le rayon de la particule.

Frottement pour des objets non sphériques

Les formulations précédentes des forces de frottement sont données pour des objets sphériques. Dans le cas d'objets non sphériques, la force F_v et le couple T_v de frottement à faible nombre de Reynolds sont donnés par (Michálek et al., 2019) :

$$\begin{aligned} F_v &= -\mu K v - \mu C_o w \\ T_v &= -\mu C_o v - \mu \Omega w \end{aligned} \quad (2.5)$$

où v est la vitesse linéaire de l'objet, w est sa vitesse angulaire et K , C_o et Ω_o sont des tenseurs qui dépendent de la géométrie des objets. Ils peuvent être pré-calculés à l'aide de simulations éléments finis.

1.3. Interaction à l'interface air/liquide

A l'échelle microscopique, les forces capillaires représentent une formidable opportunité pour la microrobotique (Lambert, 2007), (Lambert and Mastrangeli, 2019). Elles permettent notamment de réaliser des opérations d'auto-assemblage (Wang et al., 2018). De plus, l'interface entre deux fluides représente un environnement de travail intéressant. Il permet de s'affranchir des forces d'adhésion présentes en milieu ambiant, et des forces de frottement du milieu liquide. A l'échelle microscopique, les forces verticales appliquées sur une particule sphérique posée à l'interface entre l'air et un liquide sont représentées sur la figure 2.2a ((Rapacchietta and Neumann, 1977; Binks and Horozov, 2006; Shang et al., 2009)). La composante verticale de la force induite par la tension de surface F_{σ_z} et la force issue de la poussée d'Archimède F_{buoyancy} tendent à maintenir la particule à la surface. Ces forces doivent équilibrer le poids de la particule W et la force de pression hydrostatique $F_{\text{hyd. press.}}$ (comme nommée par (Shang et al., 2009)).

Il est donc possible de montrer que des particules sphériques qui ne sont pas hydrophiles, et qui sont de masse suffisamment faible, peuvent rester à la surface du liquide (Terrazas Mallea, 2017). Des analyses similaires sont disponibles dans la littérature dans le cas de cylindres (Marmur and Ras, 2011; Shang et al., 2009; Mao et al., 2012). Pour des géométries plus complexes, le recours à des tests expérimentaux permettra de vérifier si les objets restent effectivement posés à l'interface. Pour améliorer cette propriété, il est possible d'avoir recours à des traitements de surface, tels la silanisation des objets, pour les rendre hydrophobes.

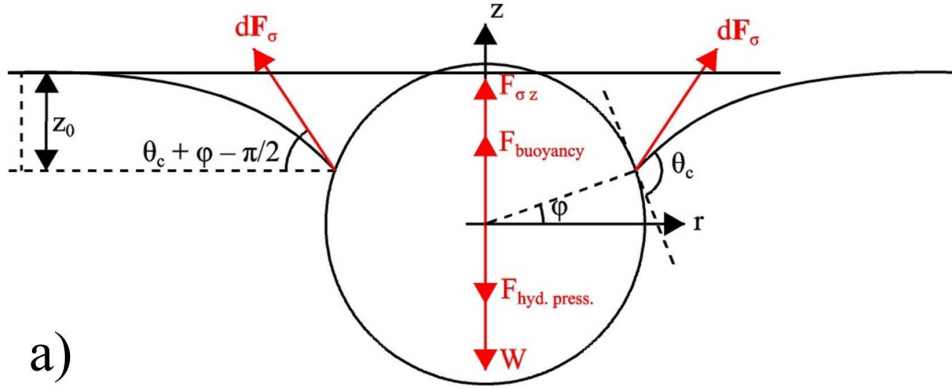


FIGURE 2.2 – Représentation des efforts verticaux appliqués sur une sphère située à l'interface air/liquide.

Force de trainée

Dans le cas d'une particule posée à l'interface entre l'air et le liquide les expressions classiques de force de frottement pour des objets immergés ne s'appliquent plus. La solution proposée dans (Dörr et al., 2016) consiste à corriger la force de trainée calculée pour une particule complètement immergée avec un coefficient (noté ici $C_{\text{drag}}(\theta_c)$) dépendant de l'angle de contact entre le liquide et le solide θ_c .

La force de trainée F_v peut alors se calculer en utilisant par exemple la loi de Stokes ou l'expression de Khan et Richardson (Coulson et al., 2002). Cette dernière présente l'avantage d'être valable pour une large plage de nombre de Reynolds. Le coefficient C_{drag} peut être estimé par exemple par des simulations éléments finis. La force de trainée est alors donnée par :

$$F_v = C_{\text{drag}} \pi a^2 \rho_{\text{fluid}} |v_r \Omega_{\text{avg}} - v_{\text{part}}| (v_r \Omega_{\text{avg}} - v_{\text{part}}) (1.84 Re_{\text{part}}^{-0.31} + 0.293 Re_{\text{part}}^{0.06})^{3.45} \quad (2.6)$$

où le nombre de Reynolds de la particule est calculé dans ce cas par :

$$Re_{\text{part}} = \frac{|v_r \Omega_{\text{avg}} - v_{\text{part}}| 2a \rho_{\text{fluid}}}{\mu} \quad (2.7)$$

avec $v_r \Omega_{\text{avg}}$ la vitesse radiale moyenne du volume de fluide occupé par la particule, v_{part} la vitesse de la particule, a le rayon de la particule et ρ_{fluid} la masse volumique du fluide.

Géométrie de l'interface

Au-delà de la force de trainée spécifique, le fait de travailler à l'interface air/liquide nécessite de prendre en compte l'allure géométrique spécifique de l'interface.

La géométrie de la surface liquide est directement liée à la dimension du réservoir utilisé. En effet, pour des réservoirs de taille réduite le phénomène de ménisque apparaissant sur les bords n'est plus négligeable. Cet effet est quantifié par la longueur capillaire κ^{-1} qui caractérise le rapport entre les effets capillaires et les effets de gravité :

$$\kappa^{-1} = \sqrt{\frac{\gamma}{\rho_l g}} \quad (2.8)$$

où ρ_l est la masse volumique du liquide. Lorsque le liquide utilisé est l'eau la valeur de κ^{-1} est de l'ordre de 2,8 mm. Si le rayon du récipient est inférieur à cette longueur, les effets capillaires sont prépondérants et la géométrie de l'interface est définie par la forme du ménisque. Dans le cas inverse le ménisque présente une déformation de l'interface uniquement sur les bords du récipient. Au centre du réservoir, en l'absence d'obstacles à la surface, le liquide présente une surface plane. Cependant,

les propriétés de l'interface seront largement modifiées par la présence de poussières ou de surfactants.

Certains des travaux présentés dans ce manuscrit sont menés dans des réservoirs de faible taille, ayant un diamètre de 4 mm. L'interface présente donc une surface courbée non négligeable. Lorsque la particule se déplace, elle suit la surface ménisque. Les études expérimentales menées sur ce dispositif montrent que le ménisque présente une forme concave (voir figure 2.3). L'interface est alors modélisée par une surface sphérique de rayon de courbure R_c . La valeur de ce rayon de courbure varie en fonction du remplissage du réservoir. Elle est identifiée expérimentalement.

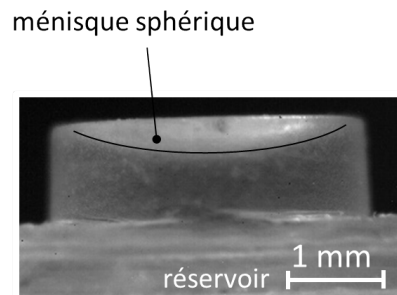


FIGURE 2.3 – Vue latérale du réservoir rempli de liquide. Un ménisque est formé dans le réservoir. La valeur de référence du rayon de courbure de ce ménisque est mesurée expérimentalement. Sur la figure, elle vaut 10.5 mm.

1.4. Bilan des interactions objet/environnement

Ainsi, selon l'environnement dans lequel il évolue, l'objet sera soumis à différents phénomènes physiques. Ceux-ci sont pour la plupart mal connus, ou difficiles à mesurer. En l'absence de modèle, ils seront considérés comme des perturbations lors du contrôle (chapitre 4). La suite de ce chapitre s'intéresse maintenant aux effets physiques induisant l'actionnement des objets.

2. Champs magnétiques

Le premier effet physique utilisé pour l'actionnement des objets considéré ici est l'effet magnétique. Comme cela a été montré au chapitre 2, le contrôle de la force et du couple magnétique appliqué sur les objets nécessite de connaître le champ magnétique dans l'espace. Pour ceci, différentes approches, notamment par cartographie ou par calcul analytiques sont possibles. Elles sont discutées dans la suite. Un exemple d'application du modèle analytique est également présenté dans le cadre de la conception de plateformes d'actionnement.

2.1. Cartographie du champ magnétique

Le champ magnétique peut être obtenu par des méthodes numériques, consistant à réaliser une cartographie du champ magnétique produit par une bobine pour un courant donné. Le champ obtenu pour un courant quelconque est ensuite déduit par linéarité, le champ étant proportionnel au courant. De plus, si plusieurs bobines sont utilisées, le champ total est obtenu par sommation des champs produits par chaque bobine. Si les bobines sont identiques, la cartographie de champ pour les différentes bobines peut être obtenue par simple translation et rotation. Pour obtenir cette carte de champ initial, différentes approches sont possibles : l'utilisation de simulations éléments finis, ou la mesure directe à l'aide de capteur à effet hall. Entre les points de simulation ou de mesure, les

valeurs seront obtenues par interpolation. A titre d'exemple, la thèse de S. Bouchebout (Bouchebout, 2015) et celle de M. Dkhil (Dkhil, 2016) présentent des cartographies de champ magnétique réalisées à partir de mesures expérimentales (Bouchebout, 2015).

2.2. Modèle analytique du champ magnétique

Un modèle analytique du champ électrique est développé dans la thèse de M. Etievant (Etievant et al., 2019). Ce modèle dédié à la commande doit être rapide à calculer. Il est basé sur l'utilisation de fonctions intégrales elliptiques complètes de première et deuxième espèces.

Le champ magnétique en coordonnées sphériques (Eq. (1.7) du chapitre 1) peut être calculé à partir du potentiel vecteur magnétique donné par (Jackson, 1999) :

$$\begin{aligned} A_r &= A_\theta = 0 \\ A_\phi(r, \phi) &= \frac{\mu_0 I}{\pi} \frac{a}{\sqrt{a^2 + r^2 + 2arsin(\theta)}} \left[\frac{(2 - k^2)K(k) - 2E(k)}{k^2} \right] \end{aligned} \quad (2.9)$$

où K et E sont respectivement des fonctions intégrales elliptiques complètes de première et seconde espèces (Etievant et al., 2019).

Ainsi, il est possible de montrer que le champ magnétique en coordonnées sphériques s'écrit (Etievant et al., 2019) :

$$\begin{aligned} B_r(r, \theta) &= \frac{\mu_0 I}{\pi} \frac{a^2}{\sqrt{a^2 + r^2 + 2arsin(\theta)}} \frac{E(k) \cos \theta}{a^2 + r^2 - 2rasin\theta} \\ B_\theta(r, \theta) &= \frac{\mu_0 I}{\pi} \frac{1}{\sqrt{a^2 + r^2 + 2arsin(\theta)}} f(r, \theta) \\ B_\phi &= 0 \\ f(r, \theta) &= \left[\frac{E(k)(r^2 + a^2 \cos(2\theta))}{(a^2 + r^2 - 2rasin\theta)2sin\theta} - \frac{K(k)}{2sin\theta} \right] \end{aligned} \quad (2.10)$$

Une expression analytique utilisant uniquement des fonctions intégrales elliptiques complètes de première et seconde espèce est ainsi obtenue.

Ces expressions ne sont pas définies pour $k = 0$. Cependant, pour $k \ll 1$, une extension par continuité est possible avec :

$$\begin{aligned} K(k) &= \frac{\pi}{2} + k^2 \frac{\pi}{8} + k^4 \frac{9\pi}{128} + o(k^4) \\ E(k) &= \frac{\pi}{2} - k^2 \frac{\pi}{8} - k^4 \frac{3\pi}{128} + o(k^4) \end{aligned} \quad (2.11)$$

ce qui amène à :

$$\frac{(2 - k^2)K(k) - 2E(k)}{k^2} = k^2 \frac{\pi}{16} + o(k^4) \quad (2.12)$$

Le potentiel vecteur magnétique A_ϕ (Eq.(2.9)) se simplifie, et le champ magnétique \vec{B} (Eq. (1.7)) devient :

$$\begin{cases} B_r(r, \theta) = \frac{\mu_0 I a^2}{4} \cos(\theta) \frac{(2a^2 + \sin(\theta) ar + 2r^2)}{(a^2 + 2 \sin(\theta) ar + r^2)^{5/2}} \\ B_\theta(r, \theta) = -\frac{\mu_0 I a^2}{4} \sin(\theta) \frac{(2a^2 + \sin(\theta) ar - r^2)}{(a^2 + 2 \sin(\theta) ar + r^2)^{5/2}} \\ B_\phi = 0 \end{cases} \quad (2.13)$$

Pour $r \gg a$, cette expression se simplifie et il est possible de retrouver l'expression classique du dipôle appelée équation (2.14).

2.3. Comparaison des différentes approches

Les différentes approches pour la modélisation du champ magnétique, à savoir la cartographie et l'approche analytique, sont évaluées et comparées en matière de précision, temps de calcul, et mémoire nécessaire. Les modèles étant destinés à être intégrés dans des boucles de commande, ils doivent permettre de calculer précisément mais également rapidement le champ magnétique au point où se situe l'objet à déplacer. Pour ceci, le calcul du champ créé par une bobine circulaire sans noyau et alimenté par un courant unitaire est considéré. Le problème étant axi symétrique, l'étude est restreinte à un plan contenant l'axe de la bobine. Les données complètes se trouvent dans (Etievant et al., 2019).

La cartographie considérée ici est basée sur une simulation par éléments finis du champ créé par la bobine, effectuée sous Comsol Multiphysics. La simulation est effectuée pour une résolution spatiale de $10\mu\text{m}$. Les valeurs obtenues sont ensuite interpolées.

Concernant les méthodes analytiques, plusieurs approches sont considérées :

- les approches dérivant du calcul de la loi de Biot et Savart (Eq. 1.5 du chapitre 1). Parmi elles, on peut citer notamment l'approximation classique du dipôle. Cette expression est valable pour les points P situés loin de la bobine, à une distance r telle que $r \gg a$. En coordonnées sphériques, le champ peut s'écrire :

$$\begin{cases} B_r(r, \theta) = \frac{\mu_0 I a^2 \cos(\theta)}{2r^3} \\ B_\theta(r, \theta) = \frac{\mu_0 I a^2 \sin(\theta)}{4r^3} \\ B_\phi = 0 \end{cases} \quad (2.14)$$

La loi de Biot et Savart peut également être résolue à partir d'intégrales elliptiques classiques. (Wong et al., 2016) utilise des intégrales elliptiques incomplètes de premières et secondes espèces.

- les approches dérivant du calcul du potentiel vecteur. Pour calculer le champ magnétique donné par l'équation Eq. (1.7), le potentiel vecteur magnétique (composant A_ϕ) doit être dérivé. Pour ce faire, (Schill, 2003) utilise des intégrales elliptiques complètes de première, seconde et troisième espèces (Abramowitz and Stegun, 1965). Une extension par continuité est donnée pour les valeurs proches de la bobine ou de l'axe de symétrie la bobine. Dans ces travaux, une approche utilisant uniquement des fonctions intégrales elliptiques complètes de première et seconde espèce est présentée dans la section 2.2.

La comparaison des différents modèles en matière de temps de calcul et de mémoire nécessaire est donnée dans la table 2.1. L'approche par cartographie nécessite une mémoire importante puisque toutes les valeurs de champ magnétique doivent être enregistrées. Cette méthode présente également des temps de calcul importants, notamment à cause de la nécessité d'interpoler les données pour obtenir le champ magnétique à un point arbitraire. Les méthodes numériques nécessitent peu de mémoire, de l'ordre de quelques kilo octets. Le calcul direct du champ magnétique comme présenté dans (Wong et al., 2016), présente un temps de calcul important. Ceci est dû à l'utilisation d'intégrales elliptiques incomplètes. L'utilisation d'intégrales elliptiques complètes de première, seconde et troisième espèce comme présenté notamment dans (Schill, 2003), divise le temps de calcul par un facteur d'environ 5. Cependant, il reste supérieur à quelques centaines de milli secondes. Le temps de calcul du modèle du dipôle, ainsi que celui du modèle proposé ici, sont limités à quelques milli-secondes. Ils sont donc compatibles avec l'utilisation de ces modèles pour le contrôle en temps réel en boucle fermée.

Pour évaluer la précision de chaque modèle, la déviation angulaire et la norme de l'erreur du vecteur champ magnétique calculé sont analysées par rapport au champ calculé à partir de simulations basées sur les éléments finis, prises comme référence. Les modèles basés sur l'utilisation d'intégrales

	Computation time (ms/point)	Standard deviation (ms)	Memory used (ko)
Mapping	162	1.583	≥ 1400
Dipole	1.7	0.163	≤ 6
Wong's formulation	1164.5	7.1	≤ 7
Schill's formulation	241.4	2.5	≤ 7
Proposed formulation (Sec 2.2)	3.6	0.147	≤ 7

TABLE 2.1 – Computational comparison of different models.

elliptiques présentent de résultats très similaires en matière de précision avec une différence relative entre ces trois modèles inférieure à $10^{-10}\%$. Ceci n'étant pas significatif, et pour faciliter la comparaison, ils seront donc regroupés par la suite.

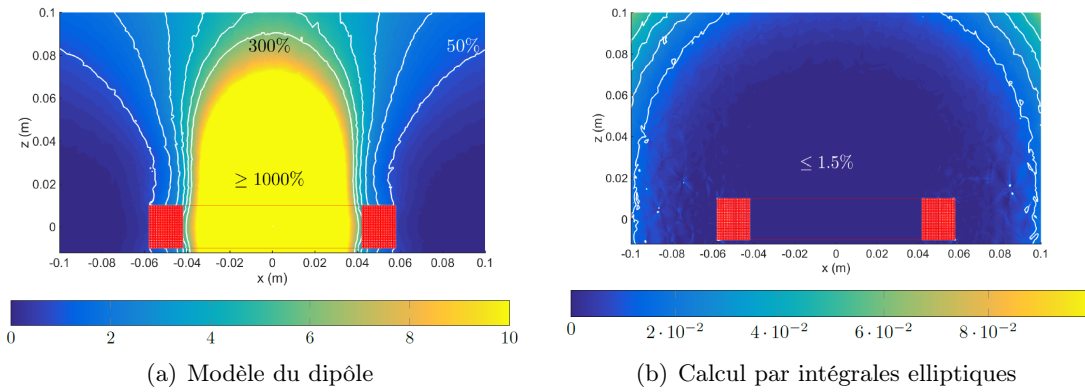


FIGURE 2.4 – Amplitude des erreurs relatives entre le champ magnétique calculé et celui obtenu par des simulations éléments finis (sans unité). **a** : Comparaison entre le modèle du dipôle et les simulations éléments finis. **b** : Comparaison entre le calcul de la loi de Biot et Savart ou du potentiel vecteur à l'aide d'intégrales elliptiques et les simulations éléments finis.

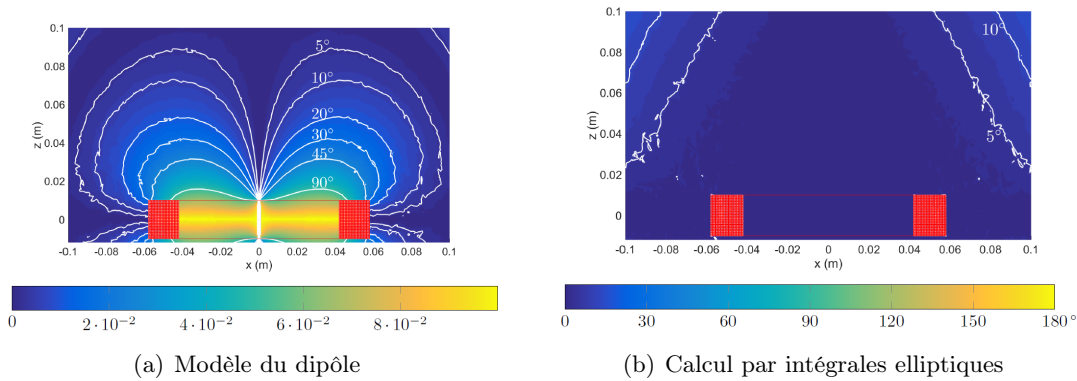


FIGURE 2.5 – Erreurs relatives d'orientation entre le vecteur champ magnétique calculé et celui obtenu par des simulations éléments finis (sans unité). **a** : Comparaison entre le modèle du dipôle et les simulations éléments finis. **b** : Comparaison entre le calcul de la loi de Biot et Savart ou du potentiel vecteur à l'aide d'intégrales elliptiques et les simulations éléments finis.

La comparaison entre les modèles du dipôle et ceux qui utilisent les intégrales elliptiques est donnée Figure 2.4 et 2.5. Dans les deux cas, le modèle de référence est l'ensemble des valeurs obtenues à partir de simulations par éléments finis. Le champ représenté est celui du plan xz contenant l'axe de la bobine. Fig. 2.4 donne l'erreur en norme dans un espace proche de la bobine. La Fig. 2.5, présente l'angle entre le vecteur champ calculé par le modèle du dipôle ou celui des intégrales elliptiques et celui du vecteur calculé par éléments finis.

Concernant l'erreur en norme, comme attendu, la différence entre les valeurs obtenues par le modèle du dipôle et celles obtenues par éléments finis sont très importantes pour des positions proches de la bobine ou de son axe. Cette différence peut atteindre 1700% au point situé sur l'axe de la bobine, à une distance égale au diamètre de la bobine. Ces points sont en effets hors du domaine de validité de l'approximation du dipôle. Les modèles basés sur des intégrales elliptiques présentent eux des écarts inférieurs à 5% par rapport aux simulations éléments finis sur l'ensemble de l'espace de travail.

Concernant l'erreur angulaire, les écarts entre la simulation par éléments finis et le modèle du dipôle peuvent atteindre 90° , ce qui signifie que le champ magnétique calculé est perpendiculaire au champ obtenu par simulation éléments finis. Encore une fois, ces erreurs apparaissent pour des points qui sont situés hors du domaine de validité de ce modèle. Cependant, cette zone proche des bobines et de leur axe est intéressante pour la manipulation robotique. L'erreur angulaire entre la simulation éléments finis et les intégrales elliptiques sont inférieures à 5° dans la majorité de l'espace de travail, et ne dépassent pas 20° .

Ainsi, les méthodes basées sur la cartographie du champ magnétiques sont coûteuses à implémenter. Elles sont donc intéressantes principalement quand la géométrie de la bobine est complexe, ou quand un noyau est utilisé. Pour des expériences réalisées loin des bobines, l'approximation du dipôle offre des temps de calcul très réduits. Cependant, pour des expériences réalisées proches de la bobine, où les champs et les gradients de champ magnétiques sont importants et génèrent des déplacements rapides, les modèles basés sur les intégrales elliptiques sont particulièrement adaptés. L'implémentation des intégrales elliptiques proposée ici permet de limiter le temps de calcul nécessaire, et rend cette solution particulièrement intéressante pour le contrôle en temps réel de plateformes d'actionnement sans contact par champs magnétiques.

2.4. Utilisation des modèles pour la conception des systèmes

Au-delà d'être utilisable pour la commande, le modèle présenté dans la section 2.2 peut servir à la conception de plateformes d'actionnement magnétique. Ainsi, l'espace de travail atteignable par un nageur flexible est donné pour différentes configurations de bobines sur la figure 2.6. Les bobines ont un diamètre de 50mm, et sont composées de 40×110 tours. Pour que le nageur puisse se déplacer, il faut que les bobines produisent un champ de 2mT dans la direction du mouvement, et un champ oscillant de 2mT autour de la direction du mouvement pour assurer la propulsion. Le courant dans les bobines est limité à 1A. La figure 2.6 représente les zones de l'espace de travail pour lesquelles le champ minimal est atteint.

Dans la configuration où les bobines sont équiréparties, seul un petit espace admissible est présent au centre de l'espace de travail. De plus, trois autres zones admissibles sont visibles, séparées par des zones de champ magnétique faible dans lesquelles la nage n'est pas possible. Par analogie avec la robotique conventionnelle, ces zones peuvent s'apparenter à des configurations singulières. Dans la configuration où les bobines sont rassemblées en haut de l'espace de travail, ces configurations singulières n'apparaissent pas. De plus, les champs magnétiques atteints dans les zones admissibles sont d'amplitude supérieure en moyenne par rapport à la configuration où les bobines sont regroupées.

Ainsi, la configuration classique utilisant des bobines équiréparties n'est pas forcément la plus pertinente pour assurer la nage d'un microrobot. Ces observations ouvrent la voie à des systèmes présentant des configurations originales, ou à des systèmes pour lesquels la reconfiguration des bobines est possible en temps réel. Ceci permettrait d'une part de limiter les courants nécessaires puisqu'il est possible de générer des champs magnétiques plus importants à courant égal que dans la configuration équirépartie. Ceci limiterait les problèmes importants liés à l'échauffement des bobines (Leclerc et al., 2018). De plus, l'utilisation judicieuse des configurations singulières pourrait permettre de faire nager plusieurs microrobots simultanément de manière indépendante.

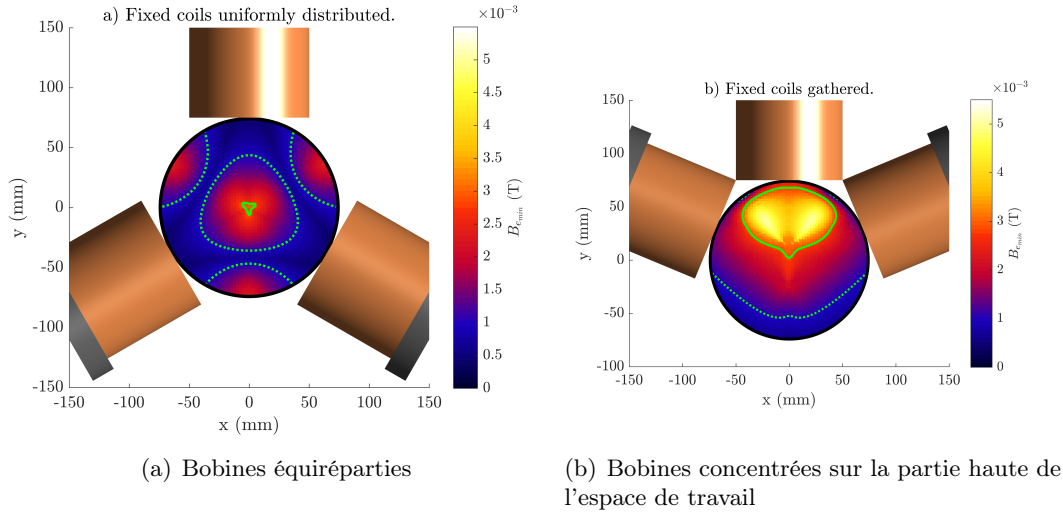


FIGURE 2.6 – Champ magnétique produit par trois bobines dans différentes configurations. La ligne verte délimite l'espace pour lequel le champ minimal est produit pour assurer la nage du microrobot. La ligne en pointillé représente l'espace de travail pour lequel le champ magnétique est supérieur à 1mT.

3. Effets thermocapillaires

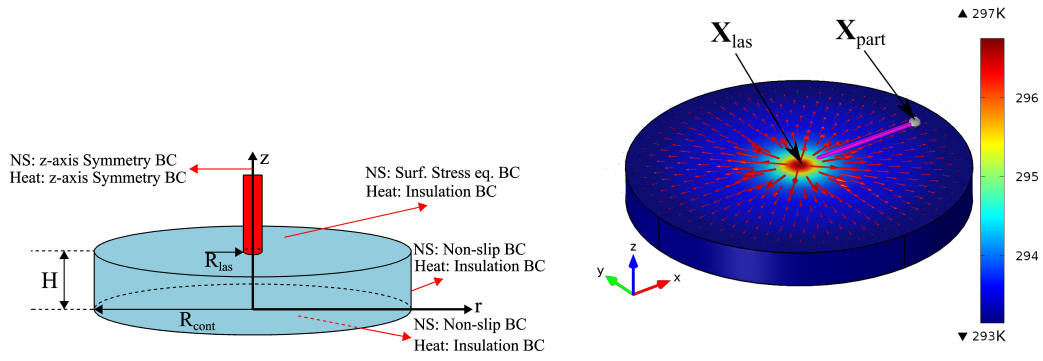
Cette section a pour but de déterminer les termes prépondérants et les ordres de grandeurs de température et de vitesse de fluide dans le cadre de l'actionnement par effets thermocapillaires. Elle étudie la pertinence de ce type d'actionnement pour la micromanipulation.

3.1. Principe

Le principe d'un système de micromanipulation actionné par effets thermocapillaires est donné Figure 2.7. Un récipient de rayon R_{cont} est rempli d'eau (hauteur H). Initialement, l'eau est au repos (vitesse $\mathbf{v} = \mathbf{0}$) et à température ambiante T_0 . A un instant t un faisceau laser (de rayon R_{las}) collimaté et de puissance P_{las} situé au-dessus du réservoir touche la surface du liquide au point $(r, z) = (0, H)$. D'après l'équation de Beer-Lambert's law, une partie de cette énergie est absorbée par le liquide, puis elle est convertie en chaleur et se propage dans le liquide. Ce phénomène est modélisé par l'équation de la chaleur, qui définit la température du fluide. Puis, le gradient de température à la surface du liquide va générer une contrainte de tension de surface à l'interface, ce qui va mettre en mouvement le fluide :

$$\tau^{(\sigma)} + \tau^{(\nu)} \equiv \frac{\partial \sigma}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial x} - \mu \frac{\partial v_x}{\partial z} = 0 \quad (2.15)$$

où μ est la viscosité dynamique [$Ns^{-1}m^{-2}$] et v_x est la vitesse du fluide dans la direction x [m/s]. En effet, à la surface libre d'un liquide, la contrainte engendrée par la tension de surface $\tau^{(\sigma)}$ est



(a) Représentation schématique du système d'actionnement par effets thermocapillaires. Les conditions limites (BC, Boundary Conditions) utilisées dans l'équation de transfert de chaleur et de Navier-Stokes, pour la simulation par éléments finis, sont données.

(b) Simulation Comsol du système. La température dans le fluide est représentée par l'échelle de couleur. La vitesse du fluide est donnée par les flèches. X_{las} représente la position du laser, et X_{part} celle de la particule.

FIGURE 2.7 – Représentation du système d'actionnement par effets thermocapillaires. Un laser chauffe le fluide, comme décrit par l'équation de transfert de chaleur. Cet échauffement génère des contraintes à l'interface air/liquide, ce qui provoque un mouvement du fluide, modélisé par l'équation de Navier-Stokes.

équilibrée par les contraintes visqueuses $\tau^{(\nu)}$. Le déplacement de fluide provoqué par le gradient de température est régi par l'équation de Navier-Stokes', qui définit la vitesse dans le fluide.

Echauffement provoqué par le laser

Sachant que le laser est collimaté (la taille du rayon change peu), et que le coefficient d'absorption de la chaleur de l'eau (α) est tel que $\alpha H \gg 1$, l'échauffement créé par le laser Q_{laser} est (Chraïbi and Delville, 2012) :

$$Q_{laser} = \frac{2P_{las}\alpha}{\pi R_{las}^2} \exp\left(\frac{-2r^2}{R_{las}^2} - \alpha(H-z)\right) \quad (2.16)$$

où r , respectivement z sont les coordonnées radiales et axiales.

A l'interface ($z = H$), le terme exponentiel est donné par $\frac{-2r^2}{R_{las}^2}$. Ceci correspond à une décroissance exponentielle de l'échauffement dans la direction radiale, accentuée par les termes quadratiques à l'intérieur de l'exponentielle. A $r = R_{laser}$ 86.47% de la puissance du laser sont absorbées, et à $r = 2 R_{laser}$ 99.97% sont absorbées. Cette décroissance est à l'origine de gradients de température importants à l'interface, ce qui est une condition nécessaire pour un actionnement par effets thermocapillaires.

De plus, la zone chauffée peut être réduite en réduisant la taille du rayon du laser. L'échauffement, et donc l'actionnement, est localisé. Ceci est un point différenciant par rapport à d'autres méthodes d'actionnement sans contact pour lesquelles la force est appliquée dans tout l'espace de travail (par exemple pour l'actionnement magnétique).

3.2. Champs de température et de vitesse

La résolution analytique de ces équations étant complexe, des simulations par éléments finis sont effectuées sous Comsol 5.0 pour analyser le comportement d'un système de micromanipulation par effets thermocapillaires. Deux variables, la température du liquide et sa vitesse, sont étudiées. Les paramètres des simulations sont donnés dans (Terrazas Mallea, 2017).

System parameters			
k [$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$]	0.607	P_{las} [mW]	37
C_p [$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$]	4181	R_{las} [m]	625×10^{-6}
$\frac{\partial \sigma}{\partial T}$ [$\text{N}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$]	-15.33×10^{-6}	α [m^{-1}]	3280
β [K^{-1}]	6.9×10^{-5}	T_0 [K]	293.15
μ [$\text{Ns}^{-1}\cdot\text{m}^{-2}$]	0.001002	ρ [kg/m^3]	997
H [m]	0.0075	R_{cont} [m]	0.025
COMSOL solver parameters			
Solver	Generalized alpha		
Init. Time step	10^{-6} s	Abs. Tol.	10^{-5}
Max. Time step	0.05 s	Rel. Tol.	10^{-6}

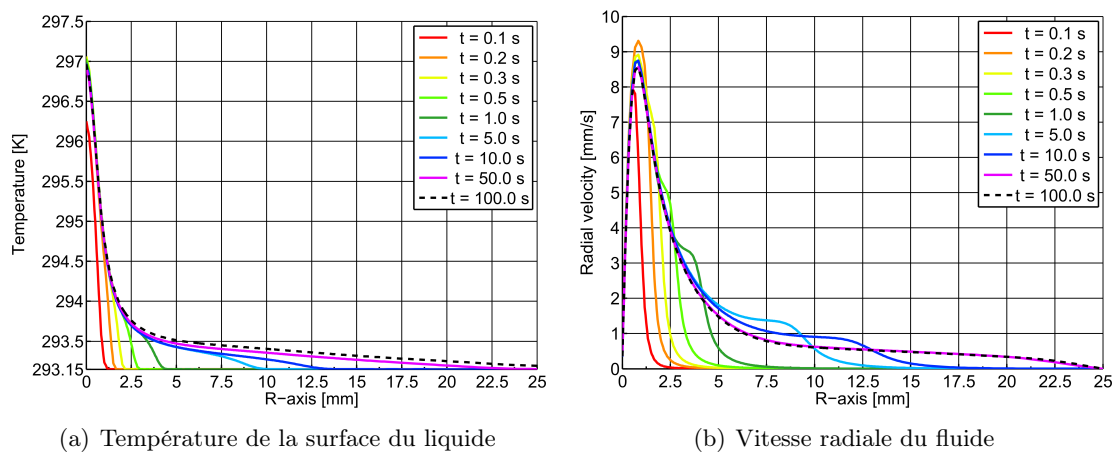
FIGURE 2.8 – Paramètres pour la simulation Comsol.

Température et vitesse du flux à l'interface

Pour contrôler le déplacement d'objets en utilisant les effets thermocapillaire il convient de connaître l'évolution de la température et de la vitesse à l'interface air/liquide.

Initialement, l'eau est au repos, à température ambiante. A l'instant t_{0+} , le laser est allumé. Il chauffe l'eau, ce qui crée un gradient de température et engendre un mouvement du fluide. Ce mouvement amène de l'eau chauffée dans des zones plus froides, ce qui crée propage le gradient de température. La convection est en effet le principal mécanisme de transfert de chaleur dans ce cas. Par conséquent, de nouveaux mouvements du fluide sont créés, ce qui entretient le transfert de chaleur.

Ce phénomène est mis en évidence sur les figures 2.9(a) et 2.9(b), qui donnent l'évolution de la température et de la vitesse du fluide à l'interface. Ces deux phénomènes sont donc étroitement couplés.

FIGURE 2.9 – Evolution de la température et de la vitesse du fluide à l'interface air/eau ($z = H$) entre 0-100 s.

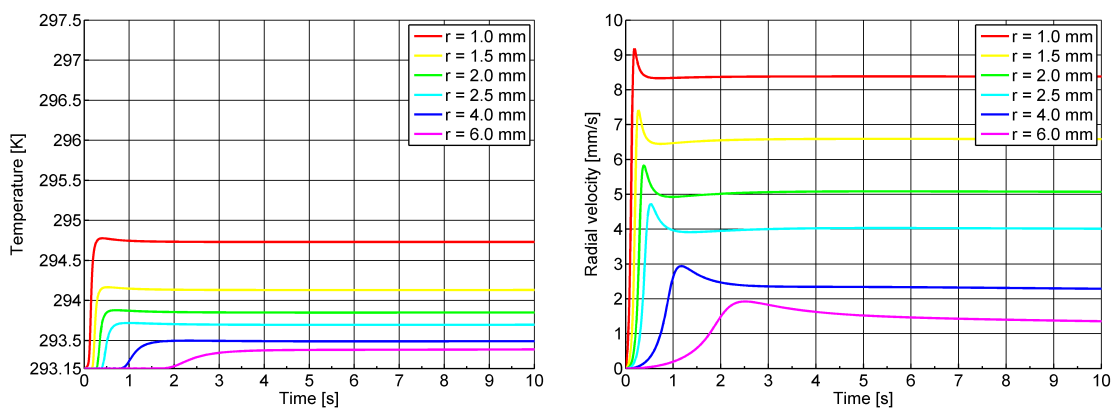
Concernant la température (Fig. 2.9(a)), les courbes montrent une décroissance forte près de l'origine (point auquel le laser chauffe le liquide). Ceci est dû au fait que l'échauffement direct provoqué par le laser est très localisé. De plus, l'augmentation de la température est relativement faible (environ 4°K au centre de la zone chauffée par le laser). A $r = 1$ mm l'élévation de la température n'est plus

que de 1.55°K et à $r = 3 \text{ mm}$, seulement de 1°K . Des particules relativement sensibles à l'élévation de la température pourront donc être manipulées.

Concernant la vitesse du fluide (Fig. 2.9(b)), il convient de remarquer que la vitesse maximale est atteinte à une distance d'environ 1 mm du laser. Cela donne une indication sur la position relative à laquelle le laser doit être placée par rapport aux objets à manipuler. Des vitesses de flux relativement importantes, de l'ordre de 8.5mm/s , sont obtenues.

Dynamique des effets d'élévation de température et des mouvements du fluide

L'analyse du temps nécessaire pour que la température et la vitesse du fluide atteignent une valeur stationnaire est importante pour la micromanipulation, puisqu'elle donne des indications sur la dynamique atteignable par les objets à manipuler et sur les lois de commande à développer.



(a) Evolution de la température au cours du temps à une position donnée à l'interface air/liquide. (b) Evolution de la vitesse du fluide au cours du temps à une position donnée à l'interface air/liquide.

FIGURE 2.10 – Evolution de la température et de la vitesse du fluide à l'interface air/liquide ($z = H$) aux points $r = [1.0, 1.5, 2.0, 2.5, 4.0, 6.0]$ mm entre 0-10 s.

Les figures 2.10(a) et 2.10(b) montrent que les régions proches de l'origine sont affectées de manière quasi instantanée par l'élévation de température et la mise en mouvement du fluide. Pour les points plus éloignés, par exemple pour $r = 6 \text{ mm}$, la température ne change pas de manière significative avant $t = 2 \text{ s}$. A ce point, le fluide est mis en mouvement vers $t = 0.5 \text{ s}$, du fait des mouvements engendrés par les gradients de température proches de l'origine. Vers $t = 2 \text{ s}$ l'eau chauffée par le laser va atteindre le point $r = 6 \text{ mm}$, ce qui va créer un gradient de température, et faire augmenter la vitesse du fluide. La vitesse finale sera atteinte pour $t = 5 \text{ s}$. Pour des points éloignés du laser (à quelques dizaines de millimètres), plusieurs dizaines de secondes sont nécessaire pour atteindre le régime permanent (Fig. 2.9). La manipulation de particules utilisant les effets thermocapillaire nécessite donc de se placer proche du laser, pour que les temps d'établissement de la vitesse du fluide soient suffisamment réduits.

3.3. Bilan de l'actionnement par effets thermocapillaires

Comme cela pouvait être attendu pour un effet basé sur l'échauffement d'un liquide, le temps nécessaire pour que l'ensemble du système atteigne un régime stationnaire est particulièrement long (environ 100 s). Cependant, pour les zones proches du laser ($r < 2 \text{ mm}$), le flux atteint un état quasi stationnaire en moins de 1 s. C'est également dans cette région que le flux atteint des vitesses maximales à l'interface, de l'ordre de 8.7 mm/s . Il convient de noter que, pour la manipulation d'objets microscopiques, ces vitesses sont relativement élevées. De plus, la faible élévation de température rend ce système particulièrement intéressant pour la micromanipulation, en se plaçant dans des zones

proches du laser. La grande dépendance de la vitesse du fluide à la position du laser et au temps devra cependant être considérée lors du contrôle. De plus, des simulations du flux radial au sein du fluide, présentées dans (Terrazas Mallea, 2017), montrent qu'à quelques centaines de micromètres sous la surface, la direction du flux s'inverse. Par contre, rapidement, la vitesse devient négligeable. Elle est de moins de 1mm/s à environ 1 mm sous la surface. Ce point devra donc être considéré lors de la manipulation de particules enfoncées dans le liquide, qui pourront subir des flux de vitesses différentes, voire de sens contraire, pour les parties immergées.

4. Champs électriques

Comme cela a été mentionné au chapitre précédent, les champs électriques permettent d'appliquer une force et un couple sur des objets diélectriques. De plus, la mesure d'impédance électrique permet de caractériser des objets ou d'estimer leur position. Cette section s'intéresse donc à ces deux aspects, actionnement et mesure, à partir des champs électriques. Pour ce faire, les modèles relatifs à l'actionnement et la détection sont étudiés dans les sections suivantes.

4.1. Modèle pour l'actionnement par champs électriques

Comme cela a été montré dans le chapitre 1, il est possible d'utiliser les champs électriques pour réaliser l'actionnement d'objets diélectriques, en appliquant une force et un couple de diélectrophorèse. Cette force et ce couple dépendent notamment de la polarisation de l'objet, et du champ électrique auquel il est soumis. Cette section s'intéresse en premier lieu au modèle du champ électrique. Concernant la polarisation, un modèle existe, mais il est limité aux objets sphériques ou en forme d'ellipsoïdes. Cette section propose un modèle pour le calcul de la polarisation d'objets non sphériques soumis à un champ électrique quelconque.

Calcul du champ électrique

L'objectif de cette section est de fournir une méthode de modélisation du champ électrique. Pour ce faire, nous proposons un modèle analytique reliant le potentiel électrique imposé sur chaque électrode au champ électrique et ses dérivées. Ce modèle est générique et permet de calculer le champ électrique généré par tout plan 2D d'électrodes (voir figure 2.11). Pour obtenir un modèle analytique efficace pour le contrôle en boucle fermée, il est nécessaire de séparer les termes dépendant de la géométrie du système (qui sont constants durant l'expérience et peuvent être pré-calculés), les termes dépendant des variables de commande (en l'occurrence, la tension électrique appliquée sur chaque électrode) et les termes dépendant de la position de la particule (qui changent à chaque pas temporel). Une caractéristique de notre modèle est de proposer une formulation matricielle découplant ces termes. La suite de cette section présente les grandes lignes de ce modèle. Le développement complet se trouve dans (Gauthier, 2018).

Expression du potentiel électrique sous forme de séries de Fourier Le champ électrique généré par un système d'électrodes doit satisfaire les équations de Maxwell énoncées précédemment dans l'état de l'art. Ainsi, le potentiel électrique $\phi(x, y, z, t)$ doit satisfaire l'équation de Laplace :

$$\nabla^2 \phi(x, y, z, t) = 0, \quad (2.17)$$

où ∇^2 désigne l'opérateur du laplacien. L'équation de Laplace régissant le potentiel électrique est une équation différentielle linéaire. Ainsi le potentiel électrique généré par toutes les électrodes peut être écrit comme étant la combinaison linéaire du potentiel électrique généré par chaque électrode. Si l'on considère un potentiel $u_n(t)$ appliqué sur la $n^{\text{ième}}$ électrode, le potentiel électrique peut être exprimé par :

$$\phi(x, y, z, t) = \sum_n \alpha_n(x, y, z) u_n(t), \quad (2.18)$$

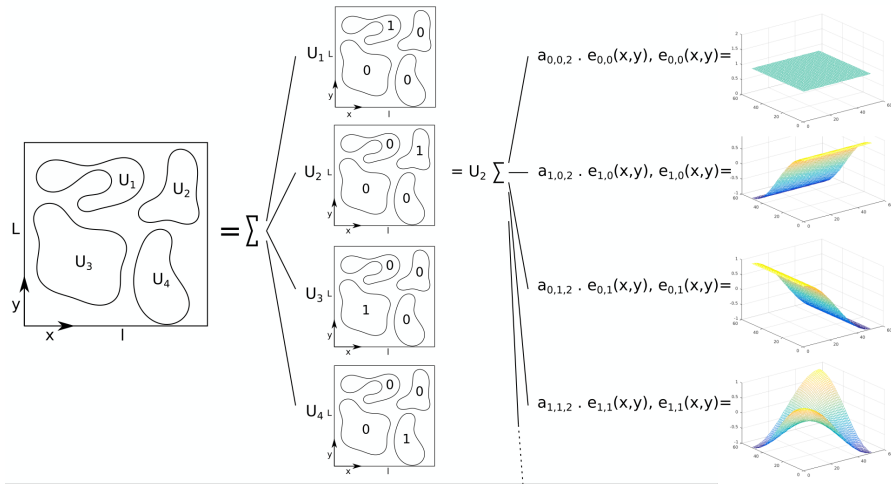


FIGURE 2.11 – Le potentiel électrique généré par un plan de longueur l et de largeur L , contenant quatre électrodes aléatoires peut être calculé par superposition du potentiel électrique issu de chaque électrode. Pour chaque électrode, le potentiel électrique généré peut être calculé via une décomposition en séries de Fourier. U_i représente le potentiel électrique appliqué sur l'électrode i . Les fonctions $e_{j,k}(x, y)$ représentent la base de fonctions harmoniques sur laquelle est projeté le potentiel électrique issu de chaque électrode. Les coefficients $a_{j,k,n}$ sont les coefficients de Fourier liés à l'harmonique j, k et l'électrode n .

où $\alpha_n(x, y, z)$ est le potentiel élémentaire généré par l'électrode n au point (x, y, z) (exprimé en volt par volt).

Le modèle repose sur un certain nombre d'hypothèses classiques, détaillées dans (Gauthier, 2018), et notamment sur l'hypothèse que le potentiel électrique sur le plan d'électrode peut être exprimé par une série de Fourier :

$$\alpha_n(x, y, z = 0) = \sum_{j,k} a_{j,k,n} e^{i\omega_j x} e^{i\omega_k y}, \text{ pour } (x, y) \in [0; l] \times [0; L], \quad (2.19)$$

avec $a_{j,k,n}$, le coefficient de Fourier des pulsations $\omega_j = 2j\pi/2l$ et $\omega_k = 2k\pi/2L$; l et L , la longueur et la largeur du réseau d'électrodes. La seconde hypothèse majeure est que la composante verticale dépend uniquement des pulsations ω_j et ω_k de la série de Fourier :

$$\alpha_n(x, y, z) = \sum_{j,k} a_{j,k,n} e^{i\omega_j x} e^{i\omega_k y} \cdot Z_{j,k}(z). \quad (2.20)$$

Cette dernière hypothèse sera vérifiée par l'existence d'une solution (équation (2.21)). Le calcul de la propagation du potentiel électrique selon l'axe vertical (calcul de $Z_{j,k}(z)$) est donné dans l'annexe A.

Ainsi, en combinant (2.18) et (2.20), on dispose d'une formulation analytique du champ électrique généré par un plan d'électrodes pour différentes conditions aux limites :

$$\phi(x, y, z, t) = \sum_n \sum_{j,k} a_{j,k,n} e^{i\omega_j x} e^{i\omega_k y} Z_{j,k}(z) u_n(t). \quad (2.21)$$

Cette double somme peut être écrite sous la forme d'un produit matriciel :

$$\phi(x, y, z, \mathbf{U}_{[N]}(t)) = \mathbf{e}_{[JK]}^\top(x, y, z) \cdot \mathbf{A}_{[J \times K \times N]} \cdot \mathbf{U}_{[N]}(t), \quad (2.22)$$

où $\mathbf{U}_{[N]}(t)$ est un vecteur de taille N composé des potentiels électriques, $u_n(t)$, appliqués sur chaque électrode, $\mathbf{A}_{[J \times K \times N]}$ est une matrice de taille (J, K, N) , composée de tous les coefficients

TABLE 2.2 – Coefficients de Fourier du potentiel électrique définis par l'équation (2.22), avec $\gamma_p = \frac{p\pi}{2N-1}$

$a_{p,n}$	$p = 0$	$p \neq 0$
$n = 0$	$\frac{3}{2} \cdot \frac{1}{2N-1}$	$\frac{2N-1}{p^2\pi^2} [\cos(\gamma_p) - \cos(2\gamma_p)]$
$1 \leq n \leq N-2$	$\frac{2}{2N-1}$	$\frac{2N-1}{p^2\pi^2} [-\cos((2n-1)\gamma_p) + \cos(2n\gamma_p) + \cos((2n+1)\gamma_p) - \cos((2n+2)\gamma_p)]$
$n = N-1$	$\frac{3}{2} \cdot \frac{1}{2N-1}$	$(-1)^p \frac{2N-1}{p^2\pi^2} [\cos(\gamma_p) - \cos(2\gamma_p)]$

de Fourier, $a_{j,k,n}$ et $\mathbf{e}_{[J \times K]}^\top(x, y, z)$ est la transposée de la matrice des $J \times K$ fonctions exponentielles évaluées au point d'application (x, y, z) .

Cette expression peut se généraliser à une géométrie de puces fluidiques comprenant deux plans d'électrodes situés face à face à une altitude $z = \pm h/2$; N^+ (resp. N^-) le nombre d'électrodes sur le plan supérieur (resp. inférieur); N^+ peut être différent de N^- :

$$\phi(y, z, \mathbf{U}_{[N^++N^-]}) = \mathbf{e}_{[2J \times K]}^\top(y, z) \cdot \mathbf{A}_{[2J \times K \times (N^++N^-)]} \cdot \mathbf{U}_{[N^++N^-]} \quad (2.23)$$

avec $\mathbf{A}_{[J \times K \times N^+]}^+$ (resp. $\mathbf{A}_{[J \times K \times N^-]}^-$) les matrices correspondant aux coefficients de Fourier du plan supérieur (resp. inférieur), et $\mathbf{U}_{[N^+]}^+$ (resp. $\mathbf{U}_{[N^-]}^-$) les matrices correspondant aux potentiels électriques appliqués sur les électrodes du plan supérieur (resp. inférieur).

Cette formulation originale est intéressante pour les applications robotiques, car les paramètres de contrôle du système $\mathbf{U}(t)$, la géométrie du système \mathbf{A} , et la position de la particule (x, y, z) sont découplés. De plus, contrairement aux méthodes numériques, la fonction vectorielle $\mathbf{e}(x, y, z)$ rend possible le calcul des dérivées successives du potentiel électrique sur une formule analytique directement au point d'intérêt. Cela réduit fortement le temps de calcul et les erreurs numériques induites par un calcul de dérivée.

Détermination des coefficients de Fourier Dans le cas général d'un plan d'électrodes quelconque (voir figure 2.11), l'obtention d'une formule strictement *analytique* des coefficients de Fourier est complexe. Il existe toutefois des méthodes numériques permettant de déterminer les coefficients $a_{j,k,n}$ dans un cas général, comme par exemple dans (Song and Bennett, 2010) ou (Gauthier, 2018). Dans le cas où les électrodes peuvent être considérées infiniment longues suivant la direction \vec{x} , le problème peut alors être réduit à deux dimensions dans le plan (O, \vec{y}, \vec{z}) . Dans ce cas, en approximant le potentiel électrique entre les électrodes par une fonction affine, une formulation analytique simple des coefficients de Fourier peut être établie (Gauthier, 2018). Dans le cas où les électrodes ont toutes la même largeur et le même espacement $\lambda = \frac{L}{2N-1}$, la formulation analytique des coefficients de Fourier $a_{p,n}$ est donnée dans le tableau 2.2.

Calcul de la force de diélectrophorèse L'intérêt de la formulation proposée du potentiel électrique est illustré dans le cas du calcul de la force de diélectrophorèse. A partir de l'expression du potentiel électrique, il est possible de calculer le champ électrique :

$$\vec{E} = \overrightarrow{grad}(\phi) = \begin{bmatrix} \frac{\partial \mathbf{e}^\top}{\partial x} \mathbf{A} \mathbf{U}(t) = 0 \\ \frac{\partial \mathbf{e}^\top}{\partial y} \mathbf{A} \mathbf{U}(t) \\ \frac{\partial \mathbf{e}^\top}{\partial z} \mathbf{A} \mathbf{U}(t) \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

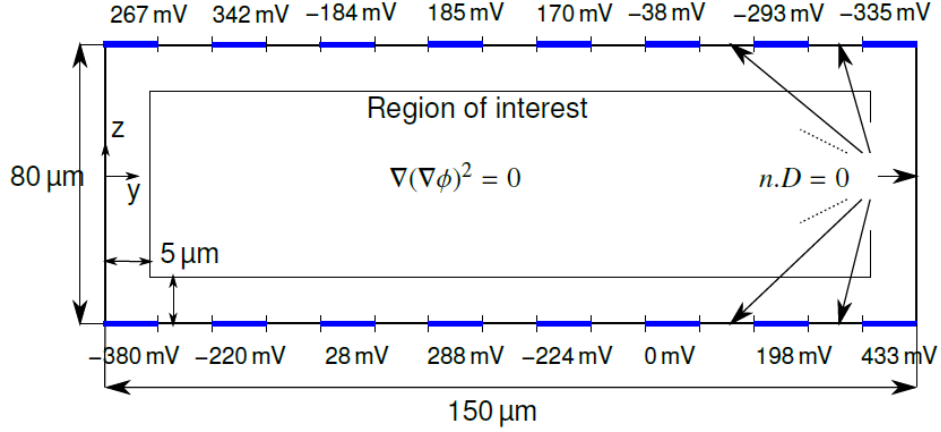


FIGURE 2.12 – Schéma représentant la situation de référence pour valider les modèles analytiques utilisant les séries de Fourier. $D = \epsilon E$ représente le déplacement du champ électrique et n la normal à la frontière. Le système est composé de huit électrodes de $10\mu\text{m}$, uniformément espacées de $10\mu\text{m}$, sur le dessus et le dessous du canal. Le canal fait $150\mu\text{m}$ de large par $80\mu\text{m}$ de haut. L'objet est une sphère de $10\mu\text{m}$ dont le facteur de Clausius-Mossotti vaut $-0,5$. Les potentiels électriques sont appliqués aléatoirement sur les électrodes.

La force de diélectrophorèse induite par un champ électrique \vec{E} appliquée sur une sphère est rappelée dans le chapitre 1, équation (1.12). La force de diélectrophorèse peut donc s'écrire :

$$\vec{F}_{DEP} = 4\pi\epsilon_m a^3 K^{(1)} \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial^2 \mathbf{e}^\top}{\partial y^2} \mathbf{A} \mathbf{U} & \frac{\partial^2 \mathbf{e}^\top}{\partial y \partial z} \mathbf{A} \mathbf{U} \\ 0 & \frac{\partial^2 \mathbf{e}^\top}{\partial z \partial y} \mathbf{A} \mathbf{U} & \frac{\partial^2 \mathbf{e}^\top}{\partial z^2} \mathbf{A} \mathbf{U} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{\partial \mathbf{e}^\top}{\partial y} \mathbf{A} \mathbf{U} \\ \frac{\partial \mathbf{e}^\top}{\partial z} \mathbf{A} \mathbf{U} \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

Cette expression peut aussi se réécrire comme une fonction quadratique du paramètre de contrôle \mathbf{U} :

$$\vec{F}_{DEP} = \mathbf{U} \cdot \mathbf{P} \cdot \mathbf{U}^\top \quad (2.26)$$

où :

$$\mathbf{P} = 4\pi\epsilon_m a^3 K^{(1)} \cdot \left(\frac{\partial \mathbf{e}^\top}{\partial X}(y, z) \cdot \mathbf{A} \right)^\top \cdot \frac{\partial^2 \mathbf{e}^\top}{\partial X^2}(y, z) \cdot \mathbf{A} \quad (2.27)$$

et $X = [x, y, z]^\top$. Ainsi, l'équation Eq. (2.26) donne la force de diélectrophorèse appliquée à un objet quels que soient sa position et le signal de commande appliqué. Cette expression découple les termes de commande (\mathbf{U}) des termes dépendants de la géométrie du système et de la position de la sphère (\mathbf{P}).

Performances du modèle proposé Pour analyser la précision du modèle proposé, le modèle analytique de la force de diélectrophorèse obtenu via les séries de Fourier présenté dans cette section est comparé à un modèle numérique calculé par la méthode des éléments finis via le logiciel COMSOL multiphysics. La situation de référence utilisée pour cette comparaison est représentée par la figure 2.12. La force de diélectrophorèse dérivant du gradient de l'amplitude du carré du champ électrique dans l'espace, une bonne distribution spatiale de cette valeur est importante. La figure 2.13(a) représente donc le carré du champ électrique dans l'espace, calculé avec la formulation analytique du potentiel électrique pour des séries de Fourier tronquées à $P = 2N$, pour $N^+ = N^- = 8$. La figure

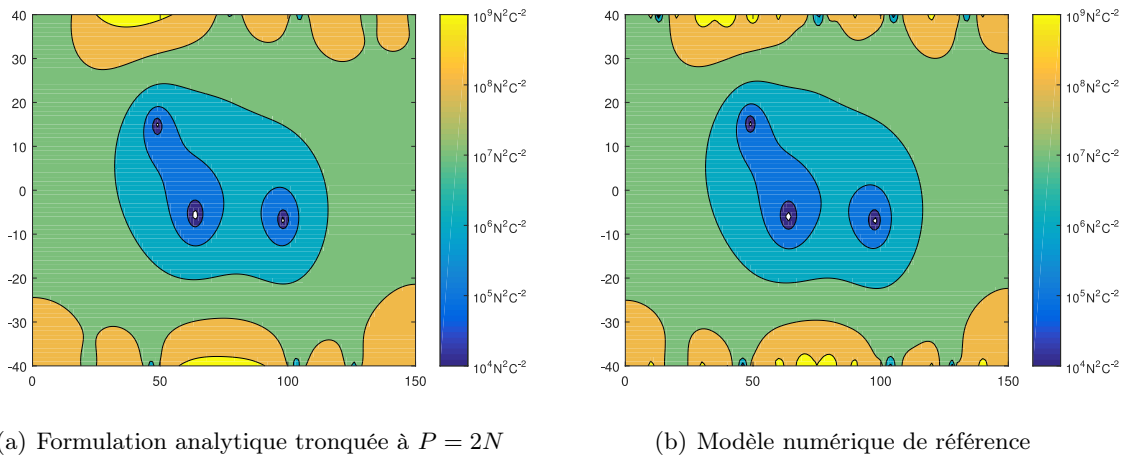


FIGURE 2.13 – Amplitude du carré du champ électrique généré par le cas d'étude présenté en figure 2.12 et calculée par différentes méthodes.

2.13(b) donne la valeur de référence calculée via le modèle numérique. Ainsi, l'allure des résultats obtenus est similaire. Pour aller plus loin dans la comparaison, une étude quantitative est réalisée dans la thèse de V. Gauthier (Gauthier, 2018). Il montre que le meilleur compromis entre la précision des résultats et la complexité du calcul est obtenu pour des séries de Fourier de taille $P = 2N$, où N est le nombre d'électrodes. Dans ces conditions, la norme de l'erreur du vecteur force est de 0.16 N, et l'erreur angulaire est de 12° pour un système comportant 15 électrodes. La précision est donc acceptable pour le contrôle en boucle fermée.

Afin d'établir l'intérêt du modèle proposé, il convient de le comparer avec les modèles classiques existants : superposition du champ électrique², superposition des charges électriques (Kharboutly et al., 2009), fonctions de Green (Gurtner et al., 2017) et séries de Fourier ; ont été implémentées. Pour une utilisation dans une boucle fermée, à haute fréquence, le modèle de calcul de la force de diélectrophorèse choisi doit être rapide en plus d'être précis. La thèse de V. Gauthier (Gauthier, 2018) montre que les méthodes analytiques sont beaucoup plus rapides à mettre en œuvre que les méthodes semi-analytiques nécessitant la résolution de calculs préalables par éléments finis. Il faut noter que les fonctions de Green ne nécessitent pas de pré-calcul, mais leur implémentation est fastidieuse. Concernant le temps de calcul, la méthode par superposition du champ électrique est la plus rapide, suivi de celle utilisant les séries de Fourier. A titre d'exemple, le calcul de la force de diélectrophorèse prend en moyenne 335 μ s par la méthode par série de Fourier pour un système comportant 32 électrodes. Cette approche est donc adaptée au contrôle en temps réel.

Les exemples présentés dans cette section se réduisent au cas de la force et du couple appliqués sur une sphère, pour lequel le calcul de la polarisation est bien connu. Cependant, dans le cas d'objets possédant des géométries plus complexe ce calcul est réalisé par simulations numériques, ce qui est coûteux en temps de calcul. C'est pourquoi, dans le but de l'utiliser pour la commande, la section suivante s'intéresse au calcul de la polarisation en temps réel.

Calcul de la polarisation d'un objet

Le calcul de la polarisation d'un objet non sphérique soumis à un champ électrique quelconque en temps réel est essentielle pour le calcul des forces et des couples de diélectrophorèse, et donc pour

2. Le champ électrique est la somme des champs électriques générés par chaque électrode. Il suffit pour chaque électrode n de pré-calculer le champ électrique E_n dans tout l'espace en appliquant un potentiel nul sur les autres électrodes. Le champ électrique total est une combinaison linéaire des champs précalculés E_n , qui sont eux mêmes proportionnels au potentiel électrique U_n appliqué sur l'électrode n .

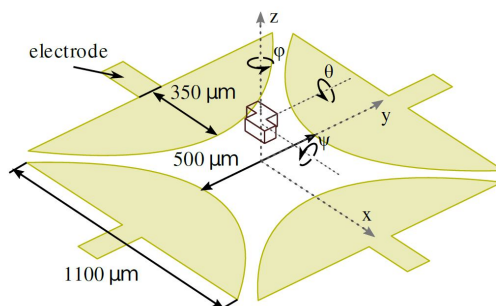


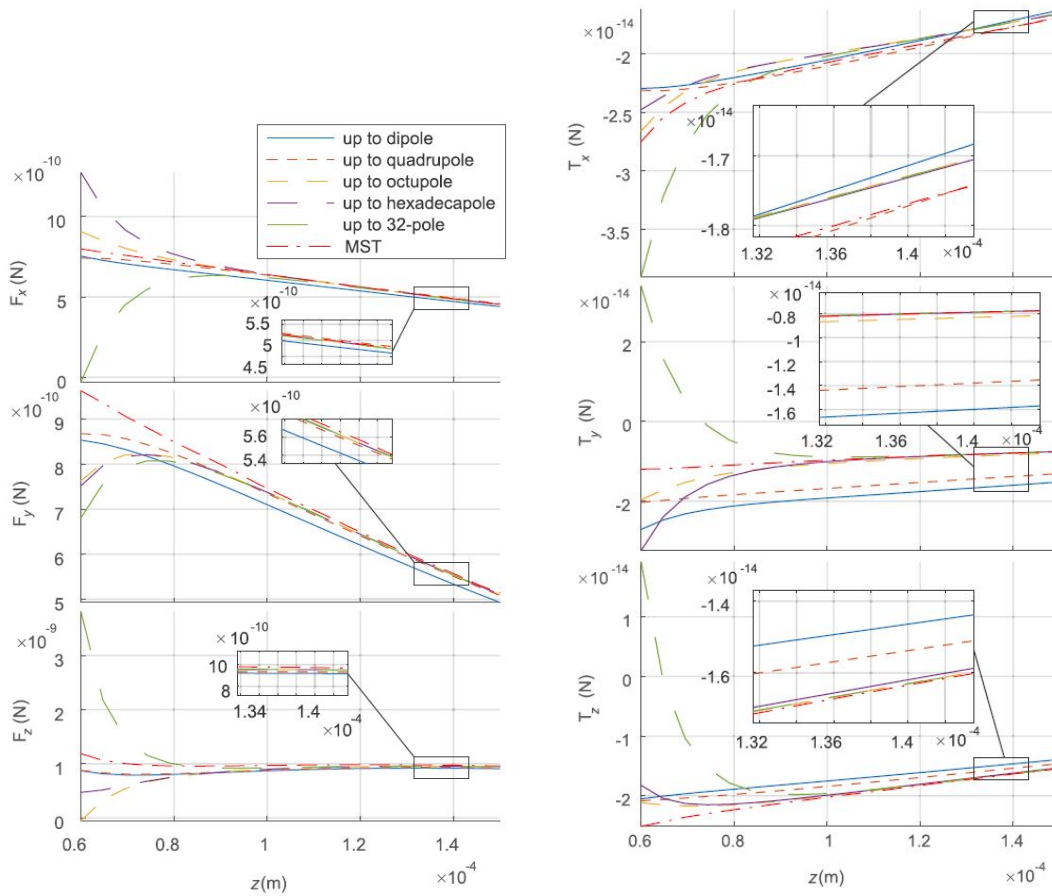
FIGURE 2.14 – Actionnement diélectrophorétique d'un objet non sphérique.

le contrôle des objets en temps réel. Dans la littérature, une formulation analytique de la polarisation est connue pour les objets sphériques, ou de forme ellipsoïdale. La polarisation des objets de géométrie plus complexe est obtenue par des simulations éléments finis qui sont coûteuses en temps de calcul. Une approche compatible avec les contraintes temps réel à été proposée en collaboration avec l'équipe tchèque AA4CC de la Czech Technical University in Prague avec qui nous collaborons.

Cette section donne les grands principes de la méthode. Les détails se trouvent dans (Michálek et al., 2019). Considérons un espace vide dont le potentiel électrique est donnée par Φ_{empty} . Si un objet électriquement neutre est placé dans cet espace, il va se polariser, et le potentiel électrique dans l'espace va être Φ_{filled} . Ce nouveau potentiel est obtenu par superposition : $\Phi_{filled} = \Phi_{empty} + \Phi_{object}$, où Φ_{object} est le potentiel issu de l'objet qui s'est polarisé. Les moments multipolaires de l'objet peuvent être directement issus de la polarisation Φ_{object} (Michálek et al., 2019). Pour l'obtenir, deux simulations éléments finis sont effectuées, l'une pour calculer le potentiel dans l'espace vide, et l'autre pour calculer le potentiel dans l'espace lorsque l'objet est présent. Cependant, quand le champ électrique appliqué sur l'objet change, par exemple quand la tension aux bornes des électrodes varie, les deux simulations éléments finis doivent être réalisées à nouveau pour connaître la nouvelle polarisation, et donc les nouveaux moments multipolaires. Or, il n'est pas possible, dans le contexte du contrôle en temps réel, d'avoir recours à la simulation éléments finis à chaque pas de temps lors du suivi de trajectoire.

Pour résoudre cette problématique, l'approche proposée est d'utiliser le principe de superposition : la représentation multipolaire d'un objet polarisé par la somme de deux champs électriques est la somme des représentations multipolaires de l'objet polarisé par chacun des champs électriques. Il est donc possible de construire hors ligne une base de moments multipolaires associés à une base de champs électriques à l'aide de simulations éléments finis. Les valeurs des moments multipolaires sont alors sauvées dans une table, qui sera consultée en temps réel pour reconstruire à chaque pas de temps la représentation multipolaire de l'objet soumis à un champ électrique quelconque, décomposé dans la base définie.

Pour valider les résultats obtenus, la force et le couple appliqués sur un objet de forme Tétris sont calculés (figure 2.14). Le champ électrique est obtenu par une méthode analogue à celle présentée dans les sections précédentes, les fonctions de Green (Gurtner et al., 2017). Les résultats obtenus par l'approche présentée sont comparés à ceux donnés par des simulations éléments finis (figure 2.15). Ainsi, quand l'approximation multipolaire est d'ordre suffisamment élevée, la force et le couple prédits sont similaires à ceux obtenus par des simulations éléments finis quand l'objet est situé à une hauteur z supérieure à $80\mu\text{m}$. Pour des hauteurs inférieures, l'objet est proche des électrodes. Il subit donc un champ fortement non homogène, mal prédit par le modèle du champ électrique utilisant les fonctions de Green. Ce dernier est en effet basé sur une approximation du potentiel sur le plan des électrodes. Cependant, l'actionnement diélectrophorétique induit un effort de répulsion qui fait



(a) Force appliquée sur un objet de forme Tétris (b) Couple appliqué sur un objet de forme Tétris

FIGURE 2.15 – Comparaison des forces et des couples appliqués sur un objet non sphérique calculés à partir de la méthode d'estimation de la polarisation proposée et de simulations éléments finis (MST)

léviter l'objet au-dessus du plan des électrodes. Les expériences présentées au chapitre suivant sont ainsi réalisées à une hauteur d'environ $100\mu\text{m}$, qui correspond à la zone de validité du modèle. Ces résultats montrent que le modèle proposé est suffisamment précis pour être utilisé pour de la commande en boucle fermée. De plus, le temps nécessaire pour calculer la force ou le couple appliqué à l'objet est de quelques dixièmes de secondes jusqu'à l'ordre 3, et de 9.3 ms à l'ordre 5.

A partir du modèle présenté, et du modèle des forces de frottement de la section 1.2, il est possible de calculer par exemple la vitesse de rotation de l'objet lorsque les électrodes sont alimentées par un signal sinusoïdal, déphasé de 90° entre chaque électrode (figure 2.16). Des vitesses de rotation de quelques radians par secondes sont atteintes pour un signal d'amplitude de 35 volts. Cependant, elles dépendent de l'altitude de l'objet. Il est intéressant de noter que la périodicité de la vitesse de rotation au cours d'une rotation de l'objet dépend à la fois de la périodicité spatiale des sources de champ et des symétries de l'objet.

Bilan du modèle d'actionnement par champs électriques

Cette section propose un calcul simple et rapide du champ électrique via les séries de Fourier. Cette formulation analytique relie la tension électrique appliquée sur chaque électrode à la force de diélectrophorèse, en découplant les différents facteurs influençant la force de diélectrophorèse : les tensions appliquées sur les électrodes, la géométrie des électrodes et la position de la particule.

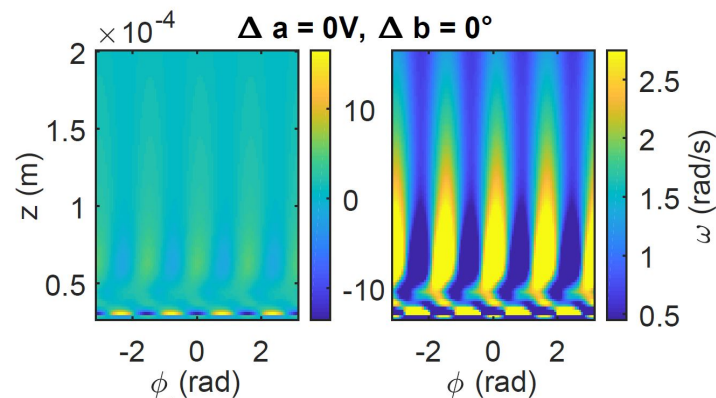


FIGURE 2.16 – Simulation de la rotation d'un objet non sphérique. Vitesse angulaire de l'objet en fonction de son orientation, pour un objet situé à différentes altitudes.

La comparaison par rapport aux autres méthodes de calcul utilisées dans le contexte du contrôle en boucle fermée a mis en évidence la pertinence de cette formulation en matière de précision, de temps et de ressources de calcul.

Cette section a également présenté une méthode originale pour calculer la force et le couple de diélectrophorèse appliqués sur des objets non sphériques, soumis à des champs électriques quelconques.

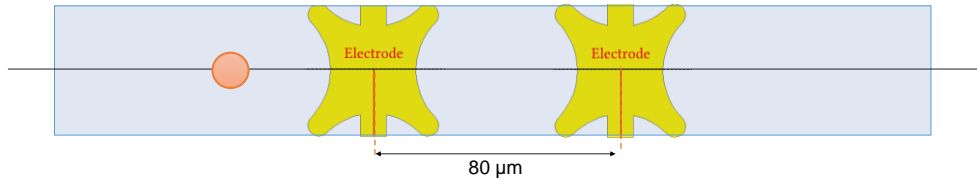
4.2. Impédance électrique

La section précédente a montré l'intérêt d'utiliser des champs électriques pour réaliser l'actionnement d'objets diélectriques. Au-delà de leur intérêt pour l'actionnement, le but de cette section est d'étudier l'intérêt des mesures de champ électrique locales pour reconstruire la position d'objets micrométriques circulant dans des puces fluidiques.

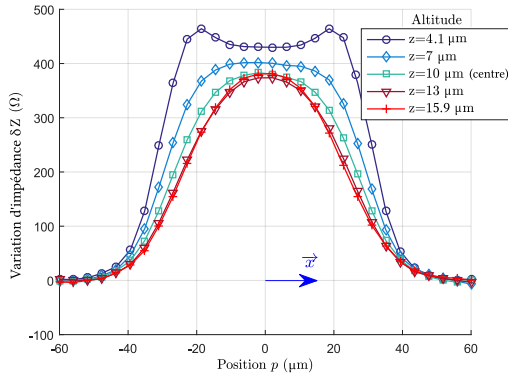
Les systèmes d'actionnement sans contact utilisent généralement des asservissements visuels pour contrôler la position des objets. Cependant, du fait du grossissement utilisé les champs de vue sont réduits. Compte tenu de l'encombrement des objectifs de microscope, seule 0.05% de la surface d'une puce fluidique peut être visualisée en utilisant une matrice d'objectifs classiques. A l'inverse, le chapitre 1 a mis en évidence les possibilités offertes par l'utilisation des champs électriques en matière de détection et de caractérisation d'objets. Ces techniques sont basées sur l'impédancemétrie, qui consiste à mesurer la variation d'impédance entre deux électrodes déposées dans un canal fluidique engendrée par la présence d'une cellule. Des mesures morphologiques ou la détection de la présence d'objets peuvent être obtenues (voir Chapitre 1). Les travaux présentés dans cette section proposent d'utiliser la mesure d'impédance pour estimer la position d'objets en temps réel. Pour ceci, cette section met en avant le lien entre la variation position d'un objet et la variation d'impédance, puis propose le modèle direct de ce système.

Variation d'impédance et mesure de position

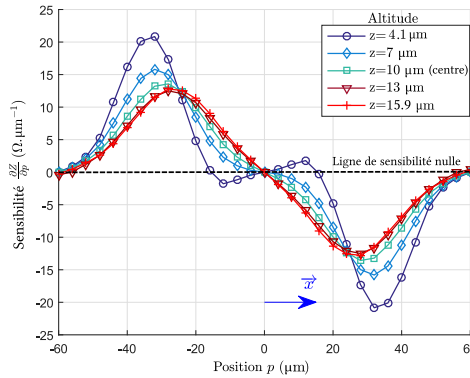
Lorsqu'un objet est présent entre des électrodes, il modifie les propriétés électriques du milieu, et donc la propagation du champ dans l'espace. Ainsi, l'impédance mesurée entre ces électrodes va dépendre de la présence ou non de l'objet, ainsi que de sa position par rapport aux électrodes. A titre d'exemple, une simulation par éléments finis est réalisée à l'aide du logiciel Comsol pour illustrer la variation d'impédance lorsqu'une bille se déplace au sein d'un canal fluidique (Fig. 2.17). La bille reste centrée dans la largeur du canal, mais différentes altitudes sont simulées. La forme particulière des électrodes a été sélectionnée pour améliorer la détection de la bille (Brazey, 2019).



(a) Principe de la détection par impédancemétrie au sein d'un canal.



(b) Variation de l'impédance



(c) Sensibilité du capteur

FIGURE 2.17 – Simulation de (b) la variation de l'impédance et (c) de la sensibilité du capteur induite par le passage d'une bille de $8 \mu\text{m}$ de diamètre dans du PBS pour la géométrie d'électrode en étoile à différentes altitudes dans un canal de $20 \mu\text{m}$ de haut. Paramètres de simulation : milieu : PBS ($\sigma_s = 1,6 \text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_s = 80$), largeur du canal : $40 \mu\text{m}$, bille de $8 \mu\text{m}$ de diamètre ($\sigma_b = 10^{-14} \text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_b = 4$), espacement entre les électrodes : $80 \mu\text{m}$, altitude de la bille : $10 \mu\text{m}$ (centre de la hauteur du canal).

La figure 2.17 montre que l'impédance varie effectivement lors du passage de l'objet entre les électrodes, mais cette variation n'est pas linéaire. La variation d'impédance est symétrique par rapport au centre de la zone de mesure. Elle présente donc au moins un point pour lequel la variation d'impédance est nulle (point de sensibilité nulle, figure 2.17(c)). En fonction de l'altitude de l'objet dans le canal, il peut y avoir plusieurs points de sensibilité nulle.

Ce cas simple, où seules deux électrodes de mesure sont utilisées et où la bille reste centrée dans la largeur du canal, montre que l'impédance varie effectivement, mais la relation entre l'impédance et la position de l'objet n'est ni linéaire, ni bijective. De plus, il est possible de montrer que l'impédance dépend fortement des propriétés diélectriques du milieu. La présence d'une bille dans la zone de détection, présente des variations faibles en comparaison des variations induites par un changement de température extérieure : la présence d'un objet modifie de $0,33 \%$ la valeur de l'impédance, tandis qu'un changement de température de 5 degrés la modifie de 17% (Brazey, 2019).

Identification du modèle direct pour le cas 2D

Dans la suite, le but est de réaliser une estimation de la position d'un objet dans le plan. Son altitude est supposée fixe. Cette hypothèse est supportée par le fait que le faible poids des objets induit des vitesses de sédimentation lentes. Pour réaliser cette estimation de position dans le plan, on considère une espace de travail autour duquel sont disposées différentes électrodes (Figure 2.18). La mesure d'impédance est réalisée entre deux électrodes E_i et E_j . De manière à prendre en comptes les variations d'impédance liées au changement des propriétés du milieu, l'impédance entre deux électrodes est définie comme étant dépendante de la position de l'objet p et de la conductivité du milieu σ .

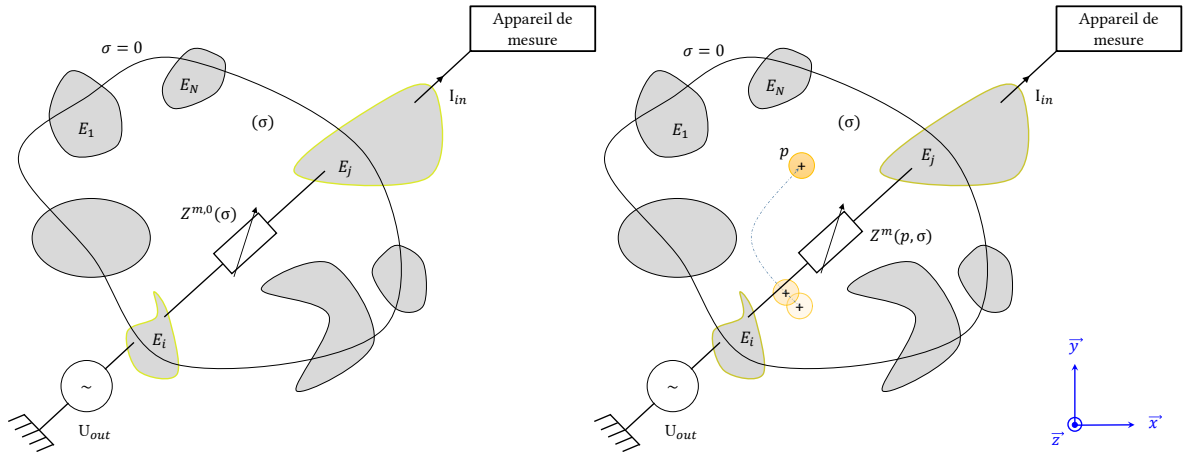


FIGURE 2.18 – Représentation schématique de la mesure de position par impédancemétrie. L'impédance du milieu peut être modélisée par une résistance variable, dont la valeur dépend de la conductivité et de la position de la bille.

Le vecteur de mesure est donc le suivant :

$$Z(p, \sigma) = \begin{cases} Z^1(p, \sigma) & \leftarrow \text{mesure des électrodes 1,2} \\ Z^2(p, \sigma) & \leftarrow \text{mesure des électrodes 1,3} \\ \vdots & \\ Z^{N-1}(p, \sigma) & \leftarrow \text{mesure des électrodes 1,N} \\ Z^N(p, \sigma) & \leftarrow \text{mesure des électrodes 2,3} \\ \vdots & \\ Z^m(p, \sigma) & \leftarrow \text{mesure des électrodes } i,j \\ \vdots & \\ Z^{\frac{N(N-1)}{2}}(p, \sigma) & \leftarrow \text{mesure des électrodes } (N-1),N \end{cases} \quad (2.28)$$

où l'indice m est défini par :

$$m = -\frac{1}{2}(i-1)^2 + (N - \frac{3}{2})(i-1) + j - 1 \quad (2.29)$$

avec N le nombre d'électrodes, de sorte que l'ensemble des impédances entre les paires $Z^m(p, \sigma)$ soit ordonnée pour m entier appartenant à $[1, M]$.

Dans toute la suite, la valeur de l'impédance en l'absence de bille $Z^{m,0}(p, \sigma)$ sera dénommée *baseline* :

$$Z^m(p = p_\infty, \sigma) = Z^{m,0}(\sigma) \quad (2.30)$$

où p_∞ désigne toutes les positions suffisamment éloignées de la zone de mesure de sorte que l'impact de l'objet sur la mesure peut être négligé.

Afin de connaître le modèle théorique de variation d'impédance, des simulations éléments finis sont menées à bien. La géométrie du système simulé est donnée sur les figures Figures 2.19 et 2.20, dans les inserts. La largeur des électrodes est de $10 \mu\text{m}$, et le diamètre de la sphère est de $8 \mu\text{m}$. La réponse pour 7 des 28 paires d'électrodes est donnée Figures 2.19 et 2.20, la réponse pour les autres

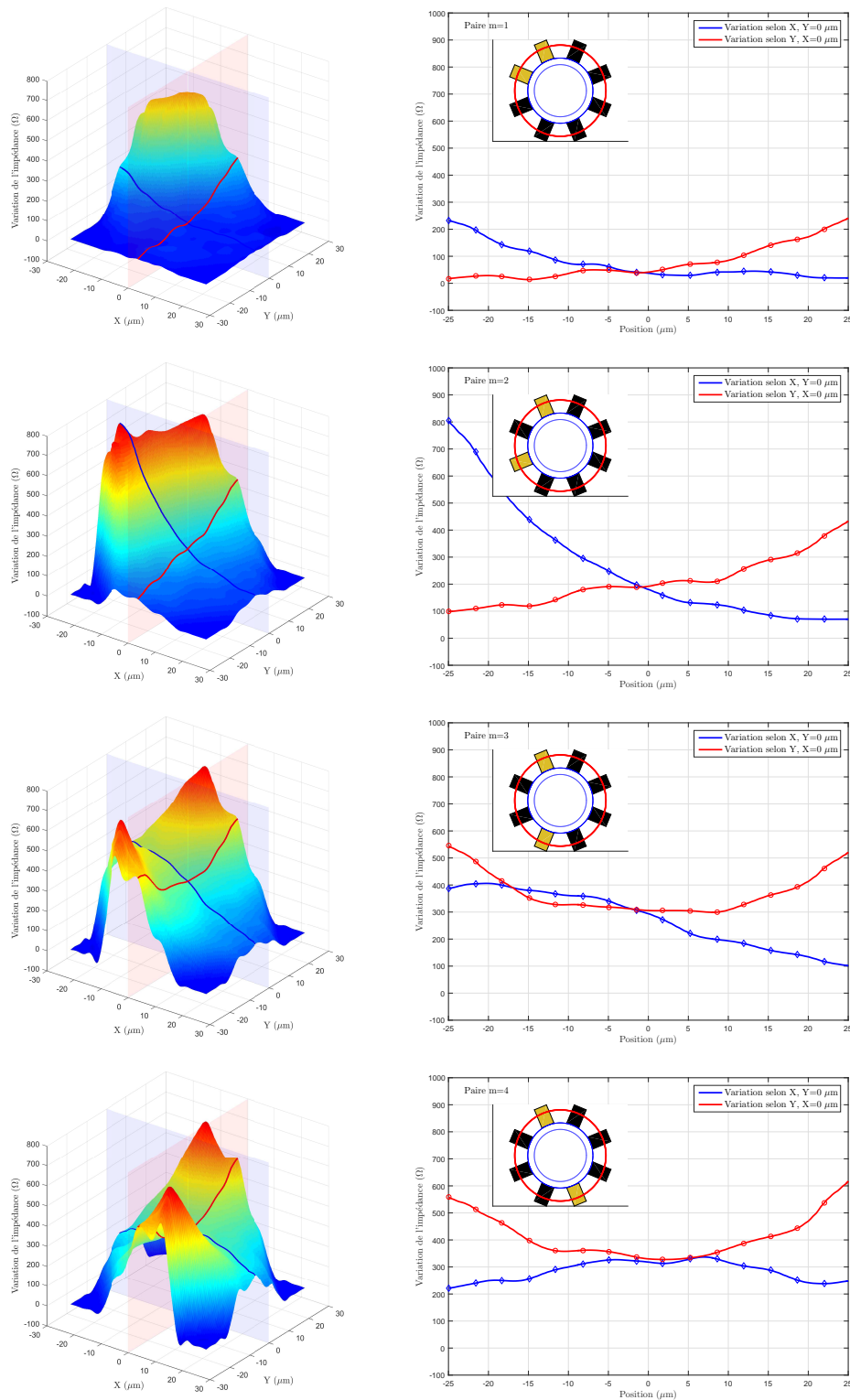


FIGURE 2.19 – Simulation de la variation d'impédance en fonction de la position induite par la présence de la bille pour les 7 paires formées avec la première des 8 électrodes (paire $m=1$ à $m=4$).

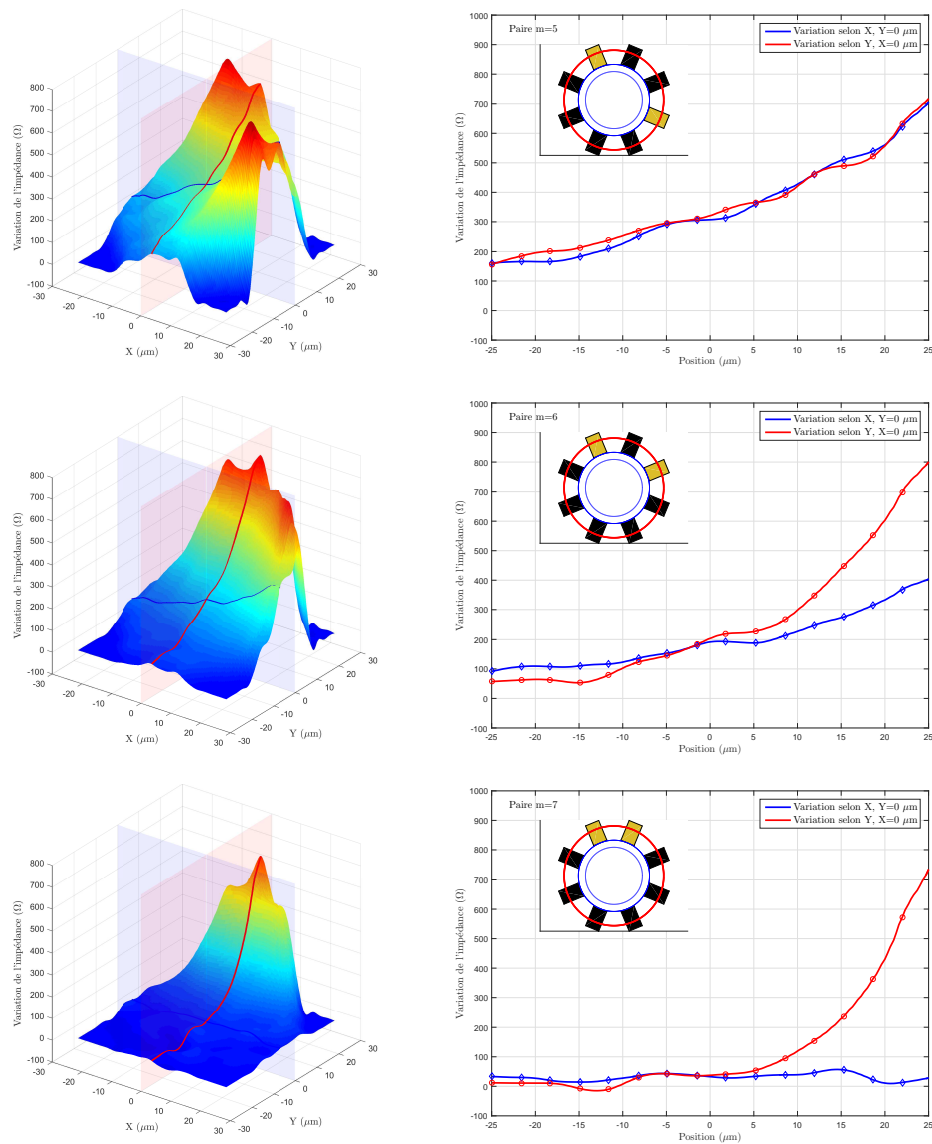


FIGURE 2.20 – Simulation de la variation d'impédance en fonction de la position induite par la présence de la bille pour les 7 paires formées avec la première des 8 électrodes (paire $m=5$ à $m=7$).

paires pouvant être déduite en raison de la symétrie du problème. Il est notamment intéressant de noter que chaque paire d'électrodes présente une sensibilité à la position de la bille sur une partie de l'espace de travail, et possède également des zones qui y sont très peu sensibles. On peut également noter que la sensibilité du capteur dépend de l'axe selon lequel se déplace l'objet. Le fait de travailler avec plusieurs paires d'électrodes présente l'avantage que pour chaque position de la bille dans la zone de détection, il existe une paire dont la réponse est sensible à la position de l'objet.

Bilan de la mesure de position par champs électriques

Ainsi, cette étude montre l'intérêt potentiel de la mesure d'impédance pour l'estimation de position, mais souligne également les difficultés : mesure non bijective, influence des conditions environnementales et pour une paire d'électrodes donnée, plage de sensibilité réduite à une partie de l'espace de travail.

5. Bilan

Ce chapitre présente le modèle direct de différents systèmes, utilisant des principes magnétiques, diélectriques ou par flux thermocapillaires. Bien que largement étudiés d'un point de vue physique, il n'existe en effet que peu de modèles dédiés à la commande. Ces derniers doivent présenter un bon compromis entre la précision du modèle et le temps de calcul nécessaire, de manière à ce qu'ils puissent être inversés et intégrés dans une boucle de commande.

Ce chapitre propose plusieurs contributions notables, comme le développement de modèles analytiques adaptés à la commande pour le calcul du champ magnétique, du champ électrique, et de la polarisation d'objets de forme quelconque soumis à un champ électriques quelconque. De plus, il expose, et étudie la pertinence de deux propositions originales : le fait d'utiliser les effets thermocapillaire comme moyen d'actionnement pour la micromanipulation et le fait d'utiliser des mesures d'impédance pour réaliser des mesures de position en temps réel. Les conclusions obtenues ici sur la base de modèles analytiques ou numériques sont discutées dans la chapitre suivant à partir de résultats expérimentaux.

Ci-dessous, la liste des publications scientifiques issues de ces travaux.

Liste des publications scientifiques [depuis 2011]

1. T. Michálek, **A. Bolopion**, Z. Hurák, M. Gauthier. *Control-oriented model of dielectrophoresis and electro-rotation for arbitrarily shaped objects.*, Phys. Rev. E : Physical Review E., vol 99, n°5, 10 pages, 2019.
2. V. Gauthier, **A. Bolopion**, M. Gauthier. *Analytical Formulation of the Electric Field Induced by Electrode Arrays : Towards Automated Dielectrophoretic Cell Sorting.* Micromachines, session spéciale "'Dielectrophoresis in Microfluidics'", vol. 8, n°8, pages 1-16, 2017.
3. S. Bouchebout, **A. Bolopion**, J-O. Abrahamians, S. Régnier, *An overview of multiple DoF magnetic actuated micro-robots.*, Journal of Micro-Nano Mechatronics, vol. 7, n°4, pages 97-113, 2012.
4. M. Etievant, **A. Bolopion**, N. Andreff, S. Régnier. *An Improved Control-Oriented Modeling of the Magnetic Field.* IEEE International Conference on Robotics and Automation. Montréal, Canada, pages 1-7, 2019.
5. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régnier et M. Gauthier. *Optimization of the size of a magnetic microrobot for high throughput handling of micro-objects.* IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Besancon, France, pages 1-6, 2014.

Chapitre 3

Conception et caractérisation des systèmes d'actionnement sans contact

Le chapitre précédent a traité de la modélisation des systèmes d'actionnement sans contact. Cependant, à l'échelle micrométrique, il convient d'apporter un soin particulier à la validation expérimentale. En effet, certains effets physiques restent mal connus, et les imprécisions induites lors de la fabrication des dispositifs peuvent avoir des effets notables à cette échelle. Ce chapitre traite donc de la conception et de la caractérisation en boucle ouverte des systèmes d'actionnement magnétique et thermocapillaire, et du système d'actionnement et de mesure de position par champ électriques. Les sections suivantes s'attacheront à évaluer les vitesses atteignables avec les différentes techniques d'actionnement, ainsi que la répétabilité et la reproductibilité des systèmes. Pour tenir compte de la variabilité des résultats obtenus en fonction de la taille des particules actionnées, les vitesses seront normalisées par la taille des particules. Elles seront exprimées en 'body length' par seconde (bl/s), qui correspond au nombre de fois où la particule parcourt une distance équivalente à sa propre taille par seconde. La validité des modèles présentés au chapitre précédent sera également évaluée. Dans le cas de l'actionnement thermocapillaire, un modèle expérimental sera identifié. Un modèle expérimental sera également proposé pour l'estimation de position basée sur l'utilisation des champs électriques.

1. Actionnement magnétique

La première section de ce chapitre est dédiée à l'actionnement magnétique. Une plateforme expérimentale générique est présentée. Elle a été utilisée pour des travaux en environnement ambiant et à l'interface air/liquide. Les sections 1.2 et 1.3 sont consacrées à la caractérisation de cette plateforme pour ces deux environnements, qui présentent chacun des spécificités fortes.

1.1. Présentation de la plateforme d'actionnement magnétique

Les travaux concernant l'actionnement magnétique visent à contrôler le déplacement et l'orientation d'une particule ferromagnétique (en nickel) de quelques dizaines à quelques centaines de micromètres. Ces particules sont obtenues par des techniques d'électrodéposition. Elles ont été réalisées dans la salle blanche MIMENTO de l'Institut FEMTO-ST. En présence d'un champ magnétique \mathbf{B} ces particules subissent une force \mathbf{F}_m proportionnelle au gradient du champ magnétique et un moment magnétique \mathbf{T}_m proportionnel au champ magnétique. Pour produire ce champ une plateforme composée de 4 bobines situées dans le plan et munies de noyaux visant à augmenter le gradient du champ, est utilisée (Figure 3.1). La position des particules est déterminée à l'aide d'un retour visuel obtenu par une caméra classique. La détection se fait par des opérations de seuillage, de dilatation et d'érosion.

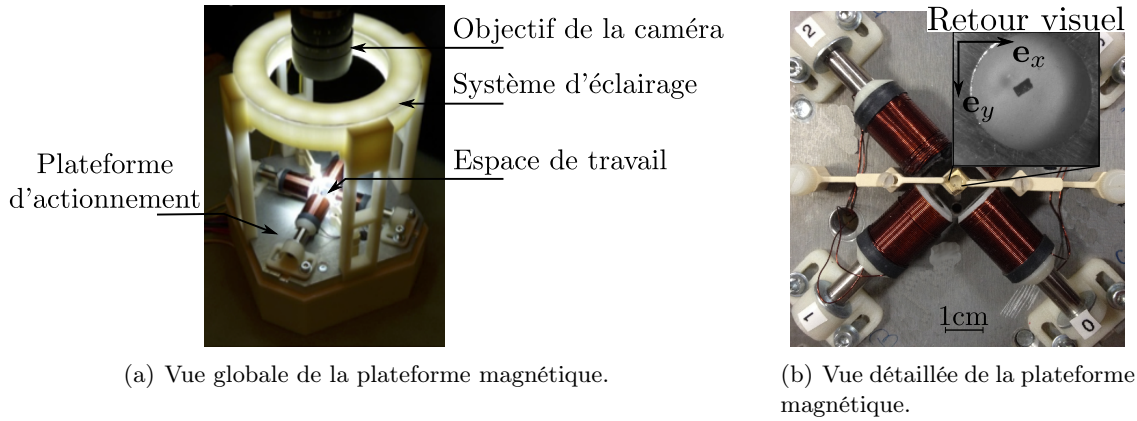


FIGURE 3.1 – Système d’actionnement sans contact magnétique.

Le détail de ces deux plateformes est présenté respectivement dans la thèse de S. Bouchebout pour celle concernant l’actionnement à l’air ambiant (Bouchebout, 2015) et dans celle de M. Dkhil pour celle concernant l’interface air/liquide (Dkhil, 2016).

Influence de la taille des particules sur la vitesse

La vitesse de la particule magnétique, pour un système d’actionnement donné, dépend du matériau utilisé, de l’état de surface et de ses dimensions. Le matériau composant la particule, le nickel, a été choisi pour ses valeurs d’aimantation importantes, qui assurent un effort magnétique important, ainsi que pour sa facilité de dépôt par les techniques de micro fabrication. Pour définir la taille de la particule permettant un actionnement rapide, une étude a été menée sur des objets sphériques. En faisant l’hypothèse que le mouvement est unidirectionnel, et que l’axe du déplacement est noté x , le modèle est donné par :

$$m\ddot{x} + 6\pi r\eta f_s \dot{x} + \left(\frac{mg}{R_c}\right)x = F_{mx}, \quad (3.1)$$

où r est le rayon de la particule, f_s est un coefficient sans dimension qui dépend du contact entre la particule et le liquide et η est la viscosité dynamique du fluide. Deux comportements asymptotiques peuvent être dégagés pour des rayons r tendant vers zéro, ou pour des rayons importants. Pour des rayons de faible taille les forces d’inertie sont négligeables. Pour des rayons importants, les effets visqueux peuvent être négligés.

Dans le cas de l’actionnement en milieu ambiant, les forces d’adhésion sont importantes. De manière à limiter leur impact des particules de taille suffisante, typiquement de quelques centaines de micromètres sont choisies (section 1.2).

Dans le cas de l’actionnement dans un environnement à l’interface entre l’air et le liquide, un rayon optimal de $13\mu\text{m}$ est obtenu pour des particules sphériques en nickel. Il existe donc un réel intérêt à déplacer des particules d’une dizaine de micromètres dans le but d’augmenter les vitesses relatives de déplacement. La vitesse intrinsèque de la particule reste faible (quelques millimètres par seconde), mais la vitesse relative à sa propre taille, donnée en nombre de fois que la particule parcourt sa taille en une seconde, est elle importante (cela peut atteindre plus d’une centaine de fois sa taille par seconde). C’est donc ce domaine dimensionnel qui est retenu pour la suite des travaux à l’interface air/liquide (section 1.3).

1.2. Actionnement magnétique en environnement ambiant

Dans le cas des expériences à l’air ambiant, le système d’actionnement magnétique est commandé à l’aide d’impulsions de courant. Pour créer un champ magnétique \mathbf{B} ou un gradient de champ

magnétique $\nabla\mathbf{B}$, un courant i_e est envoyé à la bobine -e- pendant un temps h_e . A partir des modèles du champ \mathbf{B} et du gradient $\nabla\mathbf{B}$, déterminés au chapitre précédent, il est possible de calculer le courant i_e à appliquer aux bobines pour produire le champ et le gradient souhaité à la position de la particule dans l'espace de travail \mathbf{P} . L'entrée du système en boucle ouverte est donc :

- $\nabla\mathbf{B}$ et h_e pour produire la translation de la particule,
- \mathbf{B} et h_e pour orienter la particule.

Évaluation de la vitesse de la particule et de la reproductibilité de l'actionnement

Pour évaluer la vitesse de la particule une caméra Fastcam SA1.1 de Photron (Photron, 2015), avec une fréquence de 5000 fps, est exploitée. En revanche, cette caméra ne peut pas être exploitée pour le traitement en temps réel des images. La position de la particule est donc obtenue par le traitement des images hors ligne. Les résultats présentés dans la thèse de S. Bouchebout (Bouchebout, 2015) montrent qu'une particule d'environ $450\mu\text{m}$ atteint des vitesses de 55 mm/s (environ 120bl/s) sur une surface en verre, et 176 mm/s (environ 430bl/s) sur du silicium, pour un courant en entrée d'amplitude $i_3 = 3$ A et de durée d'application $h_3 = 3$ ms. Ces vitesses sont parmi les plus rapides de la littérature (Tung et al., 2014), (Salmon et al., 2013), (Denasi and Misra, 2018).

Pour analyser la reproductibilité de l'actionnement en milieu ambiant des tests systématiques d'actionnement magnétiques ont été réalisés pendant six jours consécutifs. L'expérience journalière consiste à mesurer le déplacement de la particule pour différents signaux en entrée (gradient de champ magnétique $\|\nabla\mathbf{B}\|$, durée d'application h_e). Les valeurs d'entrée du système sont les valeurs usuelles pour le fonctionnement de la plateforme d'actionnement :

- $\|\nabla\mathbf{B}\|$ varie de 4 mT/mm à 8 mT/mm par pas de 2 mT/mm,
- h_e varie de 1 ms à 5 ms par pas de 2 ms.

Les bobines -e- sont actionnées l'une à la suite de l'autre. Pour chaque couple ($\|\nabla\mathbf{B}\|$, h_e), le signal est envoyé 80 fois durant l'expérience journalière. Le déplacement de la particule $\|\mathbf{P}\|$ est la norme de la différence entre les positions avant et après l'envoi du signal. De plus, un temps de 1 s est respecté entre la détection de la position initiale et la position finale, pour s'assurer de l'établissement de la réponse de la particule. L'occurrence de déplacement signifie que le déplacement n'est pas nul.

La figure 3.2 représente la variation des pourcentages d'occurrence de déplacement sur 80 tests pour chaque signal d'entrée ($\|\nabla\mathbf{B}\|$, h_e) et la moyenne des amplitudes de déplacement $\|\bar{\mathbf{P}}\|$ en fonction des jours. Deux tendances du comportement de la particule peuvent être confirmées : le pourcentage de déplacement augmente avec l'intensité du gradient du champ magnétique $\|\nabla\mathbf{B}\|$, tandis que l'amplitude de déplacement augmente avec la durée d'application du signal h_e . Cependant, le pourcentage d'occurrences de déplacement pour un signal en entrée donné varie quotidiennement à cause des perturbations environnementales telles que le taux d'humidité, la température ambiante, les forces électrostatiques, etc. Le paragraphe suivant propose différentes approches pour maîtriser les forces d'adhésion.

Maîtrise des forces d'adhésion en milieux ambiant

Pour vaincre l'adhésion surfacique entre une particule ferromagnétique et un substrat donné, différentes solutions sont possibles. Deux solutions, basées sur l'utilisation d'un actionnement additionnel ont été proposées. L'utilisation d'un substrat piézoélectrique destiné à décoller la particule par vibrations a été testée dans (Ivan et al., 2011). Cependant, des hautes tensions à des fréquences élevées (entre 200 et 250 volts à 3MHz) doivent être appliquées par un condensateur au voisinage de la particule pour induire des déformations à hautes accélérations du matériau piézoélectrique. Selon l'humidité ambiante et la présence de résidus ces voltages importants peuvent induire le claquage du condensateur. Cette méthode s'avère donc complexe à mettre en œuvre expérimentalement. Une

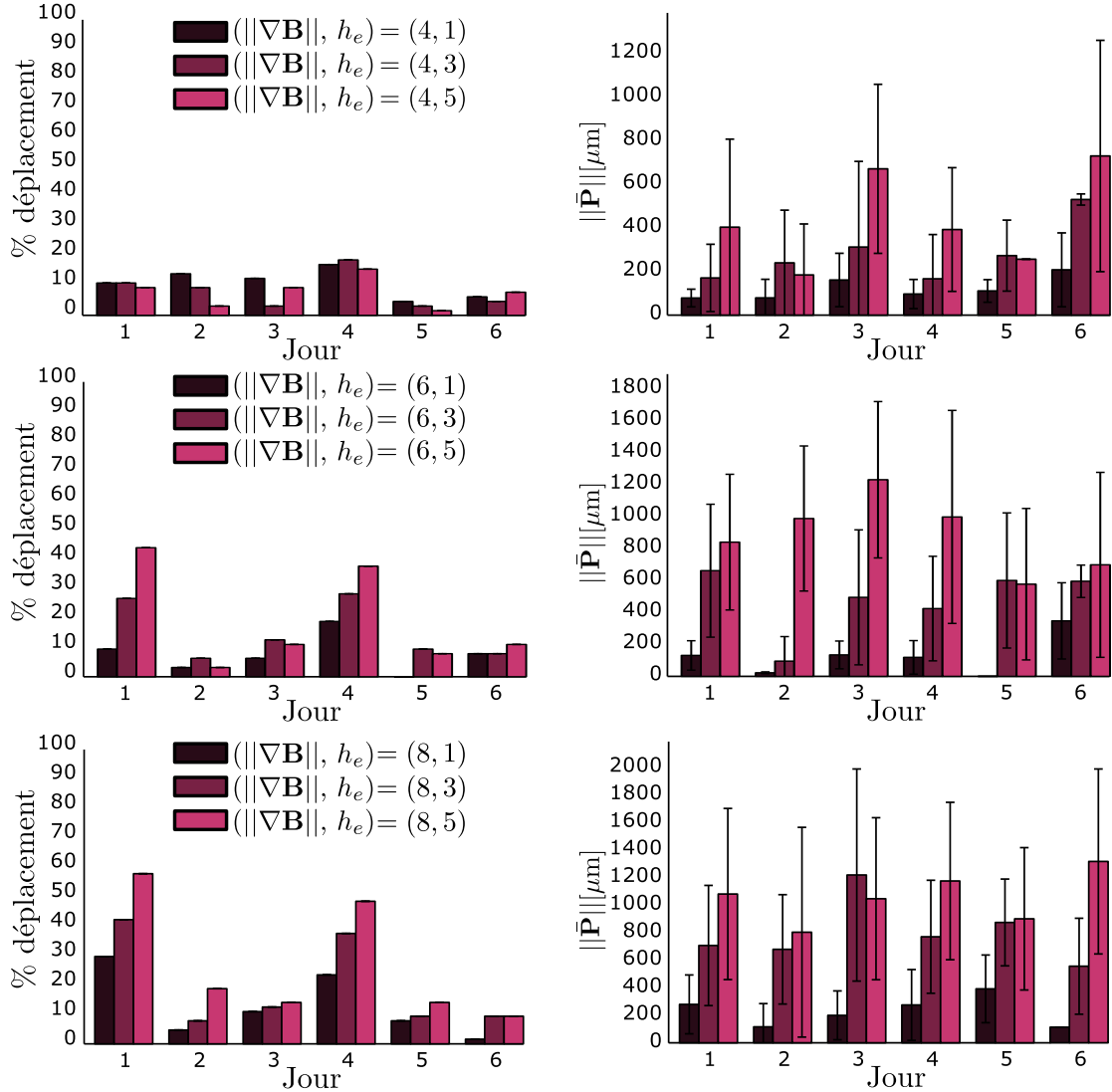


FIGURE 3.2 – Variation des amplitudes et pourcentage d’occurrence du déplacement en fonction des jours. Les histogrammes de gauche représentent les pourcentages d’occurrence de déplacement et les histogrammes de droite montrent les moyennes des amplitudes de déplacement et les écarts types.

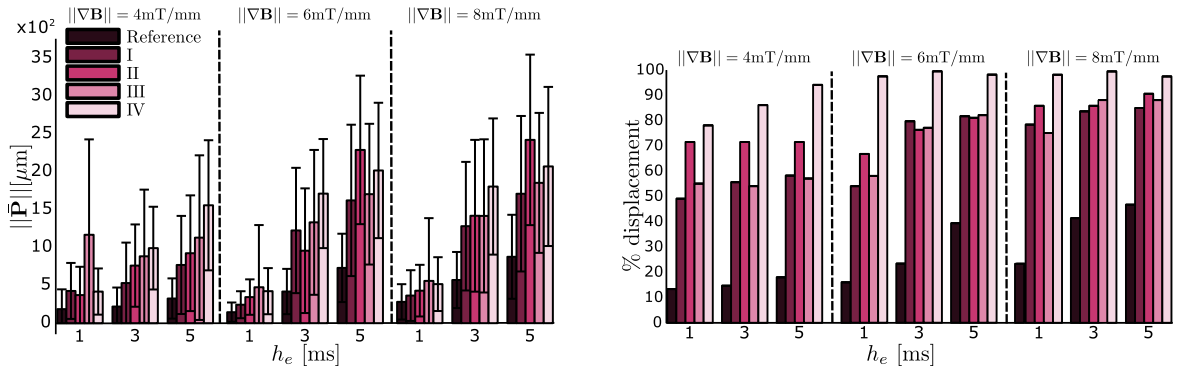
autre solution, proposée dans la thèse de S. Bouchebout (Bouchebout, 2015), consiste à appliquer un couple à la particule de manière à vaincre l’adhésion, avant d’appliquer une force destinée à la déplacer. En effet, à une distance d d’un électroaimant, l’intensité du champ magnétique décroît selon d^{-3} et le gradient du champ magnétique décroît selon d^{-4} (Abbott et al., 2009). Il est donc plus approprié d’augmenter le moment magnétique que la force. Le pourcentage de déplacements obtenu pour l’application de la force magnétique seule est de 66 % contre 95 % pour l’application de la même force magnétique précédée du couple pour détacher la particule. Cette approche ouvre des solutions nouvelles pour vaincre l’adhésion surfacique. Cependant, elle entraîne des déplacements de la particule de l’ordre de 500 μm qui restent à corriger par un asservissement en position.

Au-delà des deux solutions précédentes nécessitant un actionnement particulier pour décoller la particule, ce paragraphe présente une approche basée sur l’utilisation d’un substrat spécifique, destiné à réduire les forces surfaciques. En considérant la prédominance de la force de van der Waals, il faut choisir un matériau avec une constante d’Hamaker réduite et limiter l’aire de contact entre la particule

et la surface en augmentant sa rugosité. Cependant, l'augmentation de la rugosité augmente les frottements secs et les phénomènes de triboélectrification et donc augmente la force électrostatique. Une autre piste pour minimiser les forces électrostatiques est d'utiliser des matériaux conducteurs ou semi-conducteurs de manière à dissiper les charges locales. Des surfaces aux propriétés contrôlées sont réalisées en incrustant des micromotifs par des procédés de photolithographie et de gravure DRIE dans la salle blanche MIMENTO. Pour évaluer l'effet de la rugosité et la conductivité de la surface sur le comportement d'une particule ferromagnétique, plusieurs surfaces, présentées dans le tableau 3.1, sont expérimentées.

Surface	I	II	III	IV	Référence
Forme du motif	Cercle	Carré	Carré	–	–
D [μm]	25	12	5	–	–
d [μm]	5	8	15	–	–
Matériau	Si		Si Polie		Verre
Propriété électrique	Semi-conducteur			Isolant	
Rq [μm]	4.1	5.4	4.8	$0.8 \cdot 10^{-3}$	$0.3 \cdot 10^{-3}$

TABLE 3.1 – Paramètres des surfaces expérimentées. D est la dimension du motif tandis que d est la distance entre les motifs.



(a) Variation de la moyenne des amplitudes de déplacements en fonction du signal en entrée $\|\nabla\mathbf{B}\|$ et h_e .

(b) Variation du pourcentage d'occurrence de déplacements en fonction du signal en entrée $\|\nabla\mathbf{B}\|$ et h_e .

FIGURE 3.3 – Effet de la rugosité et du matériau de la surface sur le pourcentage et l'amplitude des déplacements de la particule. Chaque signal ($\|\nabla\mathbf{B}\|$, h_e) est appliqué 150 fois.

La figure 3.3 montre que le pourcentage de déplacements de la particule augmente avec l'intensité du gradient du champ magnétique et sa durée d'application. Il augmente aussi avec la réduction de la rugosité de la surface. La surface en verre, un isolant électrique, présente le pourcentage de déplacements le plus faible (15% à 42%). En revanche les substrats en silicium, un semi-conducteur, sont plus adéquats pour l'actionnement d'une microparticule. Par ailleurs, la rugosité participe à la présence de forces électrostatiques par l'effet de triboélectrification. La surface en silicium polie (surface IV), a une rugosité et une résistance électrique réduites. Cette surface garantit le pourcentage de déplacements le plus élevé parmi les surfaces expérimentées (80% à 100%). L'écart type des amplitudes de déplacements $\|\bar{\mathbf{P}}\|$ reste important (la moitié de la moyenne des déplacements sur 150 tests pour le même signal en entrée) quelle que soit la surface expérimentée (figure 3.3(a)).

Cette solution est retenue dans la suite de ces travaux pour l'amélioration importante de la répétabilité qu'elle apporte et sa simplicité de mise en œuvre.

Bilan de l'actionnement magnétique en environnement ambiant

Une plateforme d'actionnement magnétique à l'air ambiant a été développée et caractérisée. Elle présente des vitesses de déplacement importantes puisque les forces de trainée sont très faibles par rapport aux systèmes opérant dans un liquide. Cependant, les forces d'adhésion entre la particule et le substrat présentent des problèmes importants de répétabilité. Une solution basée sur l'utilisation d'une surface en silicium poli, améliorant sensiblement la répétabilité, est retenue. Les forces d'adhésion restent cependant très complexes à modéliser, et les modèles dépendent grandement de paramètres extérieurs complexes à maîtriser (taux d'humidité, température, état de surface, ...). La commande des systèmes d'actionnement par effets magnétiques (chapitre 4) en milieu ambiant seront donc réalisés en négligeant les forces d'adhésion, qui seront considérées comme des perturbations. C'est pour cette raison que cette section ne présente pas de validation expérimentale du modèle utilisé.

1.3. Actionnement magnétique à l'interface air/liquide

Le but de cette section est de d'étudier l'influence d'un environnement particulier, l'environnement air/liquide, sur les systèmes d'actionnement magnétiques.

L'actionnement magnétique appliqué sur des particules ferromagnétique provoque une force attractive. Cependant, dans le cas de l'actionnement à l'interface air/liquide, la trajectoire d'une particule soumise à une force magnétique présente la particularité d'atteindre un point d'équilibre stable, éloigné des bobines. La figure 3.4 illustre ce phénomène. Cette position d'équilibre est atteinte lorsque la projection de la résultante de la tension de surface selon l'axe (o, \vec{x}) et la force magnétique sont en équilibre. Cette position d'équilibre est une particularité remarquable pour un système composé de sources de champ attirant la particule. Elle est liée au milieu de travail, l'interface air/liquide, et à la présence du ménisque.

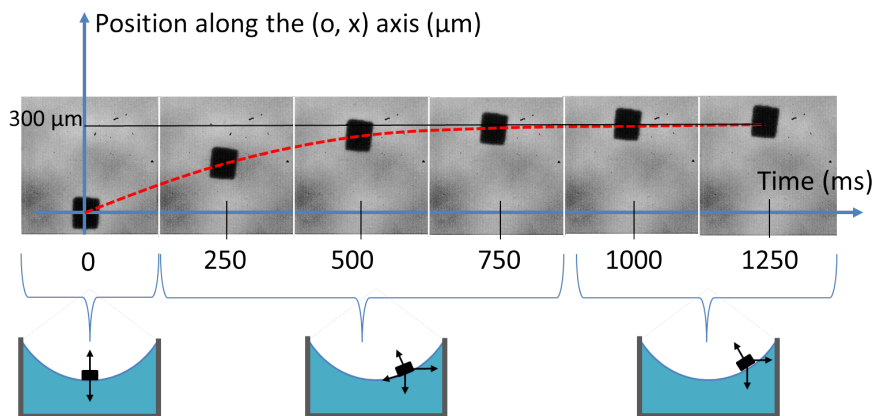


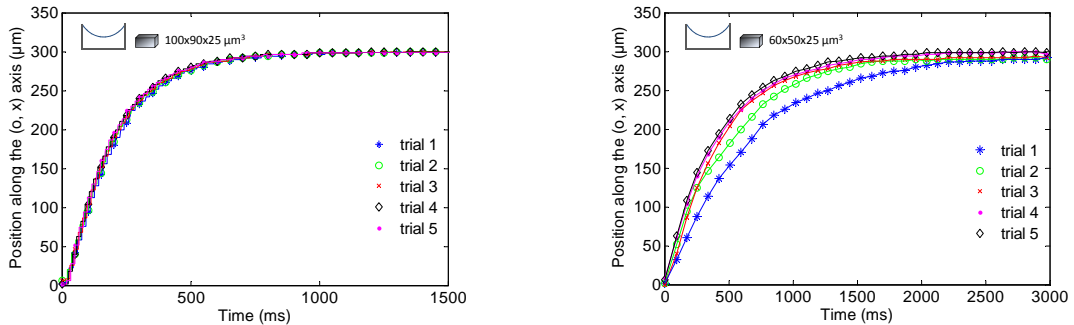
FIGURE 3.4 – Trajectoire expérimentale d'une particule magnétique à l'interface air/liquide

La suite de cette section discute la répétabilité et la reproductibilité des trajectoires des particules, ainsi que leur vitesse. Le modèle analytique proposé au chapitre précédent est également comparé aux résultats expérimentaux.

Étude de la répétabilité et de la reproductibilité du comportement de la particule

Afin de déterminer l'impact des paramètres clés du système (taille de la particule, remplissage du réservoir) sur la répétabilité et la reproductibilité, des mesures de position sont réalisées pour différentes particules magnétiques.

Dans un premier temps l'impact de la taille est étudié en effectuant plusieurs aller/retour : l'électroaimant est alimenté pendant quelques secondes, de manière à amener la particule à l'équilibre. Le courant est ensuite coupé : la particule redescend au centre du réservoir, puis l'expérience est répétée 5 fois (trial 1-5). Les figures 3.5(a) et 3.5(b) présentent la réponse en position de deux particules de tailles différentes pour un même remplissage. Plus la taille diminue et moins le comportement est répétable.



(a) Particule de taille $100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$. Un courant $I = 0.47 \text{ A}$ est appliqué pendant une durée de 1.5 s. Les valeurs moyennes de la position permanente et du temps de réponse sont respectivement $\bar{X}_\infty = 300 \mu\text{m}$ et $\bar{\tau} = 187 \text{ ms}$ et l'écart type est $\sigma_{(X_\infty)} = 1 \mu\text{m}$ et $\sigma_{(\tau)} = 3 \text{ ms}$

(b) Particule de taille $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$. Un courant $I = 0.7 \text{ A}$ est appliqué pendant une durée de 6 s. Les valeurs moyennes de la position permanente et du temps de réponse sont respectivement $\bar{X}_\infty = 259 \mu\text{m}$ et $\bar{\tau} = 1129 \text{ ms}$ et l'écart type est $\sigma_{(X_\infty)} = 37 \mu\text{m}$ et $\sigma_{(\tau)} = 293 \text{ ms}$

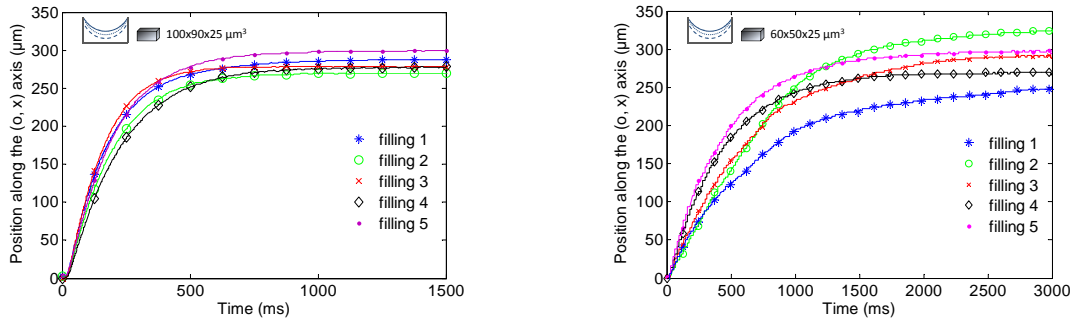
FIGURE 3.5 – Réponse du système (position de la particule) en fonction d'une entrée en échelon pour des particules de tailles différentes.

La courbure du ménisque est également un paramètre très sensible. Ainsi, il est très difficile de garantir la même courbure du ménisque étant donné que le réservoir doit être rempli périodiquement à cause de l'évaporation de l'eau. L'hystérésis capillaire produit à cause des imperfections chimiques et de la rugosité du matériau du réservoir modifie l'angle de contact entre le liquide et la surface du réservoir à chaque opération de remplissage.

Afin d'évaluer l'impact de la variabilité de la géométrie du ménisque sur la reproductibilité des expériences, cinq mesures de position ont été réalisées pour les particules considérées précédemment. Chaque mesure correspond à un remplissage différent. Après chaque mesure de position, le réservoir est vidé puis rempli de nouveau pour la mesure suivante. Les figures 3.6(a) et 3.6(b) montrent l'évolution de la position de la particule. Les courbes obtenues sont comparées avec celles trouvées avec un ménisque constant 3.5(a) et 3.5(b). La trajectoire de la particule dépend donc de différents paramètres du système difficiles à contrôler. Ainsi, il est compliqué de réaliser un positionnement précis en boucle ouverte. Un contrôle en boucle fermée de la trajectoire de la particule est nécessaire pour compenser l'effet de la variation du ménisque.

Validation de l'identification

A partir des éléments donnés au chapitre 2, un modèle analytique est proposé dans (Dkhil, 2016). Il lie la position d'une particule se déplaçant sur une interface air/liquide présentant un ménisque



(a) Particule de taille $100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$. Le courant $I = 0.47 \text{ A}$ est appliqué durant 1.5 s. Les valeurs moyennes de la position permanente est du temps de réponse sont respectivement $\overline{X_\infty} = 283 \mu\text{m}$ et $\overline{\tau} = 174 \text{ ms}$ et les écarts type sont $\sigma_{(X_\infty)} = 12 \mu\text{m}$ and $\sigma_{(\tau)} = 6 \text{ ms}$.

(b) Particule de taille $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$. Le courant $I = 0.47 \text{ A}$ est appliqué durant 3 s. Les valeurs moyennes de la position permanente est du temps de réponse sont respectivement $\overline{X_\infty} = 287 \mu\text{m}$ et $\overline{\tau} = 450 \text{ ms}$ et les écarts type sont $\sigma_{(X_\infty)} = 16 \mu\text{m}$ and $\sigma_{(\tau)} = 31 \text{ ms}$

FIGURE 3.6 – Réponse du système (position de la particule) en fonction d’une entrée en échelon pour des particules de tailles différentes et différents remplissages du réservoir. Les réponses en position montrent l’impact de la variation de la forme du ménisque sur le comportement de la particule.

à la force magnétique appliquée sur cette particule. La figure 3.7 montre une comparaison entre la simulation du modèle et les mesures expérimentales de position. Les valeurs simulées et les valeurs mesurées sont similaires pour toutes les valeurs de courant envoyé. Ainsi, l’incertitude de la position $\frac{\Delta X}{X_\infty}$ en utilisant le modèle identifié est environ 16 % de la taille de la particule.

Il est possible d’améliorer cette identification en effectuant un recalage du modèle par rapport aux mesures expérimentales. Cependant, comme le montre la section sur l’étude de la reproductibilité des expériences, les trajectoires des particules magnétiques varient sensiblement en fonction des conditions expérimentales. En se basant sur les mesures en boucle ouverte, les valeurs de rayon de courbure du ménisque varient entre 8,7 mm et 11,4 mm (et la valeur de référence choisie ici est de 10,5 mm). Cette variation correspond à une variation de 3 degrés de l’angle de contact entre le liquide et la surface du réservoir. Sans contrôle parfait de l’environnement il est donc compliqué d’obtenir un écart plus faible entre la simulation du modèle et les mesures expérimentales. Le modèle proposé est donc considéré ici comme valide, et le positionnement précis de la particule sera obtenu par une commande en boucle fermée dans le chapitre 4.

Impact des défauts géométriques liés au montage de la plateforme d’actionnement

Dans cette partie, une problématique rarement abordée dans le domaine de la micromanipulation magnétique est traitée. En effet, la plupart des systèmes de micromanipulation magnétiques utilisent des électroaimants, fixés d’une manière plus au moins précise, qui peuvent ou non être bobinés manuellement, et qui comportent généralement un noyau mal connu. Comme tous les systèmes magnétiques présentés dans la littérature, le système présente des imprécisions dans le positionnement des électroaimants. Celles-ci influent sur la distance entre la position initiale de la particule et chaque électroaimant, et donc sur l’amplitude des forces magnétiques.

Il est difficile de prédire et de mesurer les valeurs numériques de ces imprécisions. Des valeurs de l’ordre du millimètre, sans dépasser 2 mm, sont cependant réalistes. Afin de déterminer l’impact des

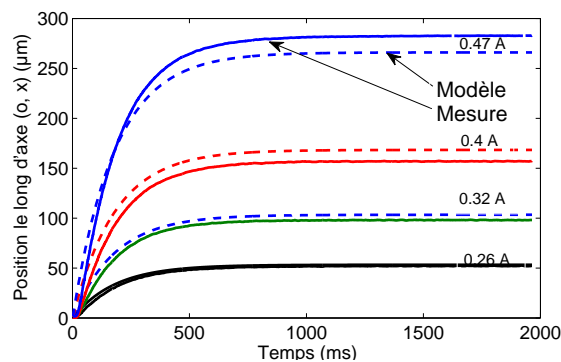


FIGURE 3.7 – Comparaison entre la simulation du modèle et les mesures expérimentales. La particule magnétique est rectangulaire de taille $100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$ en mouvement selon la direction (o, x) . Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé à 10 mm de l'électroaimant. La position initiale est le centre du ménisque. Le rayon de courbure du ménisque est estimé à 10,5 mm.

défauts de décalage entre les électroaimants et la particule sur la trajectoire, des mesures de position sont réalisées en utilisant une particule de taille $100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$. La trajectoire de consigne est un cercle de rayon 100 µm et de période $T = 100\text{ms}$, réalisé en boucle ouverte. La durée totale de l'expérience est de 5 s. La figure 3.8 présente la trajectoire de la particule dans le plan. Deux parties sont observées :

- un régime transitoire avec une dérive,
- un régime permanent où la trajectoire est répétable mais toutefois non circulaire.

Pour analyser plus en détail les effets des perturbations créées par le décalage entre les électroaimants et la particule magnétique, une solution analytique approchée de la position de la particule est déterminée dans (Dkhil, 2016). Il est possible de montrer que la trajectoire de la particule est elliptique lorsque les décalages δ_x et δ_y des électroaimants 1 et 2 par rapport à la position initiale de la particule sont différents. Cette déformation dépend directement des paramètres δ_x et δ_y . De manière équivalente, on peut montrer que le comportement est similaire quel que soit le couple de bobines orthogonales considéré. Ayant fait le choix de n'actionner que deux bobines simultanément, au cours d'un tour de rotation, quatre combinaisons de bobines sont utilisées (1-2 / 2-3 / 3-4 / 4-1). Ainsi sur un tour de rotation, la trajectoire est composée de 4 portions d'ellipse dont les paramètres dépendent respectivement des électroaimants actionnés dans le quart de tour. La trajectoire de la particule est simulée à partir de ces équations analytiques. Plusieurs défauts de décalage peuvent être simulés. La particule est considérée au centre du réservoir. La position de référence de chaque électroaimant est considérée comme étant à 5 mm du centre du ménisque. La simulation est réalisée en considérant un éloignement des électroaimants 3 et 4 d'une distance égale à 1 mm par rapport à la position de référence et un rapprochement des électroaimants 1 et 2 d'une distance égale à 1 mm. Sur chaque tour, la trajectoire composée de 4 ellipses n'est pas nécessairement une trajectoire fermée et le point final après un tour peut être différent du point initial. Ceci explique le fait que la trajectoire dérive initialement. La trajectoire se stabilise toutefois sur une trajectoire fermée et répétable après la dérive initiale. Les allures des trajectoires simulées s'avèrent proches des trajectoires expérimentales des figures 3.8, montrant que les défauts observés expérimentalement peuvent s'expliquer par les défauts géométriques du système. Cette analyse a été rendue possible par le fait de travailler à l'interface air/liquide, qui permet d'obtenir des courbes en boucle ouverte suffisamment répétables au cours d'une expérience.

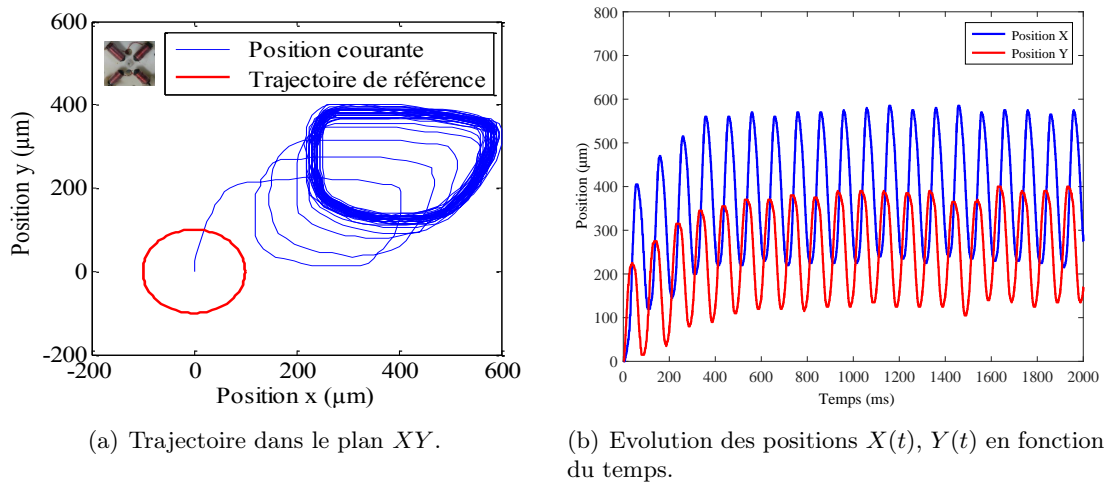


FIGURE 3.8 – Mesures expérimentales réalisées sur une particule ($100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$) sur la base de courants de commande construits pour assurer le suivi d’une trajectoire de référence circulaire de rayon $100 \mu\text{m}$ et de période $T = 100\text{ms}$. Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé approximativement à 5 mm des électroaimants. La particule est considérée au centre du ménisque. Le rayon de courbure du ménisque est estimé à $10,5 \text{ mm}$. Les courbes montrent une dérive et une déformation de la trajectoire de la particule dues aux imprécisions engendrées dans le repositionnement du réservoir au centre de la plateforme magnétique.

Bilan de l’actionnement magnétique à l’interface air/liquide

Les expériences montrent un comportement répétable pour une particule de taille $100 \mu\text{m}$ à l’interface air/eau. Cependant, ce comportement devient moins répétable pour des particules de taille plus petite ($60 \mu\text{m}$). Des expériences complémentaires montrent une sensibilité de la position des particules à la forme du ménisque. Enfin, une étude rarement abordée dans le domaine de la micro-manipulation magnétique, montre que des imprécisions millimétriques dans le positionnement des électroaimants par rapport à la particule peuvent engendrer des perturbations dont l’impact n’est plus négligeable sur la trajectoire des particules. Ces défauts constituent une des principales sources de perturbation de la force magnétique, ce qui crée ces déformations et un phénomène de dérive dans la trajectoire de la particule en boucle ouverte.

2. Actionnement par convection thermocapillaire à l’interface air/liquide

Le second principe physique développé dans ce chapitre est l’actionnement par convection thermocapillaire. Il a pour but de déplacer des particules posées à l’interface entre l’air et un liquide. Après avoir présenté la plateforme expérimentale développée, cette section s’intéresse au choix de variables de commande et à l’identification expérimentale du modèle de ce système. Des expériences en boucle ouverte donnent de premières indications sur le comportement des systèmes d’actionnement par effets thermocapillaires.

2.1. Présentation de la plateforme d’actionnement

Le système expérimental est présenté sur la figure 3.10. Il est composé d’un laser continu infrarouge destiné à chauffer le liquide (longueur d’onde : 1455 nm , puissance : 200mW) couplé à un laser de visée rouge continu (655 nm) destiné à visualiser la position du laser. Les rayons des lasers sont réfléchis dans un miroir actionné selon 2 degrés de liberté de manière à contrôler la position du

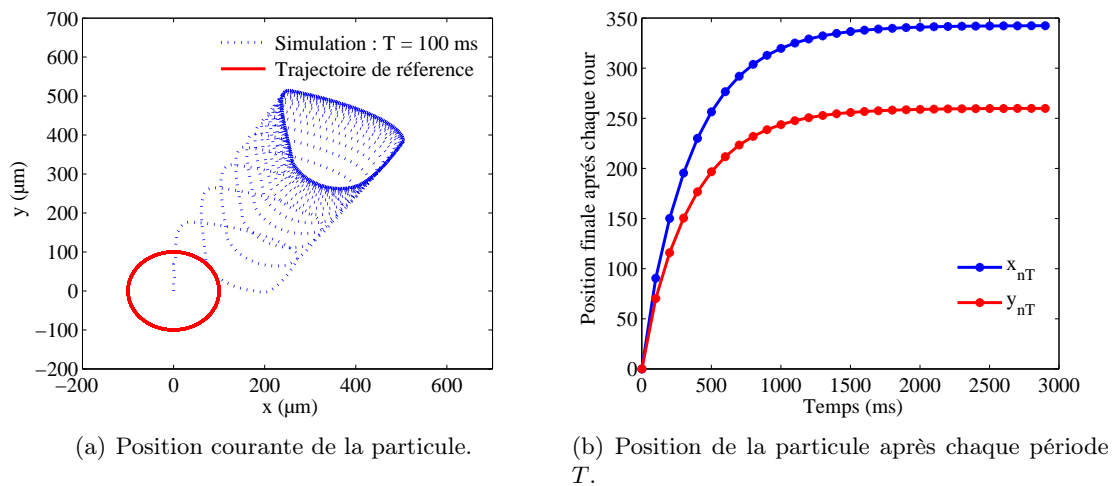


FIGURE 3.9 – Simulation de la trajectoire d'une particule ($100 \times 90 \times 25 \mu\text{m}^3$). Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé initialement à 5 mm de chaque électroaimant. Les électroaimants 3 et 4 sont ensuite éloignés de 1 mm de l'espace de travail et les électroaimants 1 et 2 sont rapprochés de 1 mm vers l'espace de travail. La position initiale de la particule est le centre du ménisque. Le rayon de courbure du ménisque est estimé à 10,5 mm.

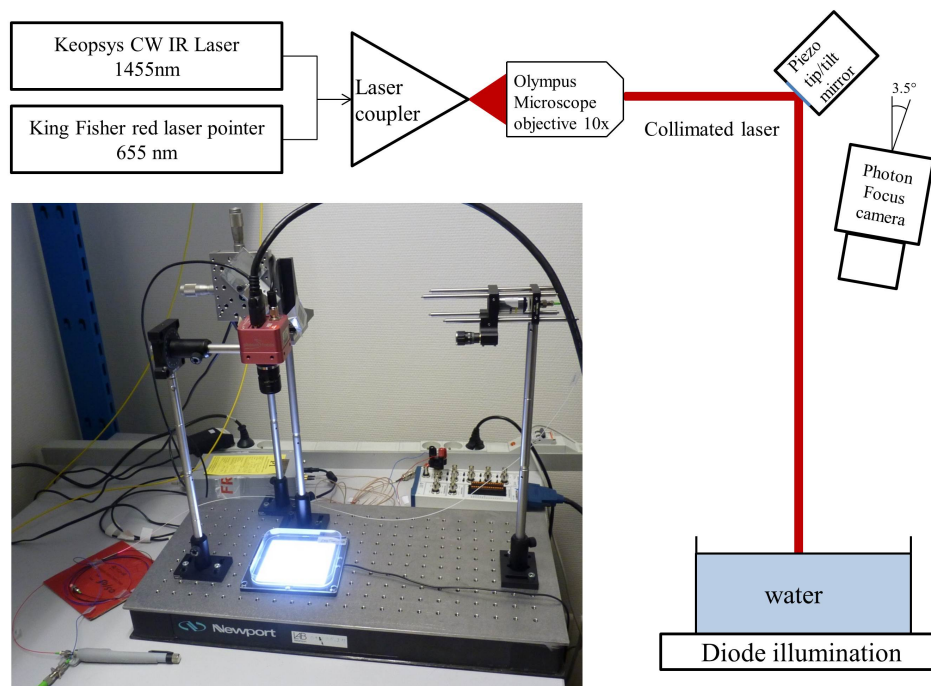


FIGURE 3.10 – Plateforme d'actionnement sans contact par flux thermocapillaires

spot dans l'espace de travail. Des sphères de zirconium de taille variant entre 500 et 1000 μm sont déposées à la surface d'un liquide (eau déionisée) d'une épaisseur de 7.5mm environ. La position des particules est obtenue par retour visuel à l'aide d'une caméra. L'ensemble des informations concernant cette plateforme est donné dans la thèse de R. Terrazas (Terrazas Mallea, 2017).

2.2. Choix des grandeurs de commande

Deux méthodes d'actionnement sont étudiées :

- la position du laser est fixe,
- la distance entre le laser et la particule est maintenue constante.

Le but est de définir la méthode la plus adaptée pour le contrôle des particules en boucle fermée.

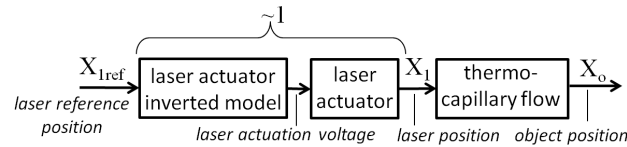


FIGURE 3.11 – Schéma du système correspondant à une entrée "laser fixe"

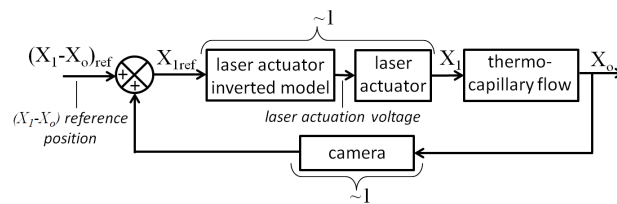


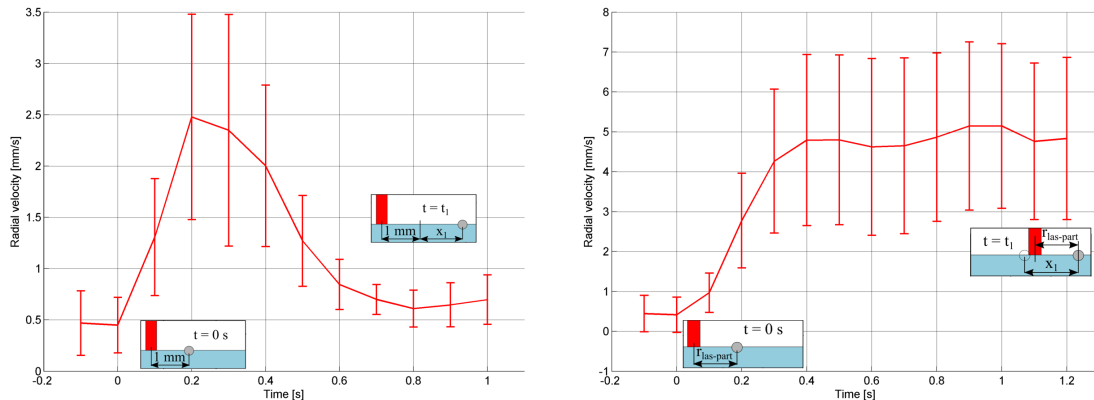
FIGURE 3.12 – Schéma du système correspondant à une entrée "distance laser-particule fixe". Ce schéma correspond bien à un contrôle en boucle ouverte, puisque la caméra n'est utilisée ici que pour connaître la position de la particule de manière à positionner le spot laser à la distance voulue. La position de la particule n'est pas comparée à une référence, comme cela sera le cas lors de la commande en boucle fermée dans le chapitre suivant.

Analyse de la réponse du système lorsque l'entrée est la position du spot laser La première étude consiste à analyser la réponse du système (position de la particule) lorsque l'entrée est la position du spot laser sur l'interface air/liquide $X_l = \{x_l, y_l\}$. En supposant connu le modèle inverse du laser et en considérant le temps de réponse du laser négligeable par rapport au flux, le schéma de commande en boucle ouverte est donné sur la figure 3.11. Le but de cette première étude est de caractériser le système en matière de vitesse, temps de réponse et répétabilité, et de définir la relation spatiale et temporelle de la position de la particule par rapport à l'entrée du système. L'expérience consiste à pointer le laser en un point fixe pour différentes orientations et enregistrer l'évolution de la position de la particule X_o en fonction du temps. Une distance initiale de 1mm de la particule à $t=0s$ est choisie, pour être en cohérence avec l'étude menée au chapitre 2. Les résultats sont donnés sur la figure 3.13(a).

La plupart des particules subissent une accélération importante 0.1-0.3 s après que le laser a été pointé proche de la particule. La vitesse maximale atteinte est d'environ 3.5-5.5mm/s, soit 7 à 11 bl/s, après quoi elle diminue lorsque la particule s'éloigne du laser. Ceci est cohérent puisque la tension superficielle dépend des gradients de température. Ces gradients sont maximum proches du centre du laser, et deviennent nuls loin du laser. On peut noter que la vitesse de la particule n'est pas nulle avant que le laser soit allumé. Elle subit en effet des mouvements du fluide liés aux mouvements de l'air au-dessus du liquide et à de légères variations de température dans le liquide (Longtin et al., 1999). De manière similaire la vitesse de la particule est fortement réduite loin du laser, mais elle n'est pas parfaitement nulle.

Plusieurs facteurs sont susceptibles de diminuer la reproductibilité de l'expérience. Un des points les plus critiques est la qualité de l'interface air/liquide puisque la présence de poussières modifiera

fortement le mouvement de la particule. Un autre facteur affectant la reproductibilité est le dépôt de surfactants au cours du temps qui changent radicalement les propriétés de stabilité des flux convectifs (Berg and Acrivos, 1965). Pour évaluer l'impact de cette modification sur le contrôle des particules, plusieurs tests ont été effectués en utilisant le même système que précédemment, mais en laissant l'interface exposée à l'air libre 10-15 minutes (Terrazas Mallea, 2017). Les résultats montrent que les vitesses obtenues sont plus faibles qu'avec de l'eau propre puisque la vitesse maximale passe de 3.5mm/s à 2.5mm/s, soit de 7 à 5 bl/s.



(a) Etude de la vitesse pour différents essais utilisant une eau exposée aux polluants ambiants pendant 10-15 minutes. La courbe correspond à la valeur moyenne et à l'écart type de 7 essais réalisés dans 3 échantillons d'eau différents. Le laser est pointé à une distance de 1mm de la particule à $t = 0$ s

(b) Vitesse de la particule en fonction du temps pour une entrée correspondant à une distance laser/particule fixe de 1mm. Ces résultats représentent la valeur moyenne et la déviation standard de 4 essais effectués dans 3 échantillons d'eau différents. Les essais sont effectués peu après que le réservoir a été rempli d'eau déionisée

FIGURE 3.13 – Vitesse radiale d'une particule de zirconium de $500 \mu\text{m}$ de diamètre en fonction du temps pour différentes entrées.

Analyse de la réponse du système lorsque l'entrée est la distance entre l'objet et le laser Le second actionnement considéré est d'utiliser comme entrée une distance particule-laser $X_l - X_o$ fixe. En supposant que les temps de réponse du laser et de la caméra sont très petits devant le temps de réponse des effets thermocapillaires, et en connaissant le modèle inverse de chacun des composants, l'architecture du système est donné sur la figure 3.12. La réponse à une entrée en échelon pour une distance $X_l - X_o$ de 1mm est mesurée selon 4 directions ($x-$, $x+$, $y-$, $y+$). Les résultats obtenus pour différents essais impliquant des réservoirs d'eau remplis à chaque expérience sont donnés sur la figure 3.13(b). Garder la distance particule-laser constante garantit des vitesses plus importantes pour la particule. En effet, par rapport aux résultats expérimentaux précédents présentés figure 3.13(a), la vitesse maximale moyenne a augmenté de 3.5mm/s jusqu'à environ 5mm/s (de 7 à environ 10 bl/s). De plus le régime permanent est obtenu avec un temps de réponse assez court d'environ 0.4s. Pour le contrôle, les variables de commande retenues seront donc l'orientation de la droite laser-particule, qui donne la direction du déplacement, et la distance laser-particule qui permet d'obtenir une vitesse radiale constante.

2.3. Identification expérimentale du modèle direct

Le but de cette section est de définir le modèle direct du système, qui prend en entrée la distance laser-particule et l'orientation de la droite laser-particule, et en sortie la position de la particule et la direction de son déplacement. L'hypothèse est faite que le contrôle de la vitesse de la particule et celui l'orientation de son vecteur vitesse peuvent être découplés. Deux modèles sont donc identifiés

de manière indépendante : le modèle "VelMag" (Velocity Magnitude) qui définit l'amplitude de la vitesse de la particule \dot{r}_{part} en fonction de la distance qui la sépare du laser $r_{\text{las-part}}$, et le modèle "Vel Direction" (Velocity Direction) qui définit la relation entre la direction du déplacement θ_{part} et l'orientation relative entre le laser et la particule $\theta_{\text{las-part}}$ (Fig. 3.14).

Ces modèles sont identifiés expérimentalement à partir de leur réponse à un échelon. Plusieurs entrées sont testées ($r_{\text{las-part}} = 1.1, 1.5, 1.75, 2.0, 2.25$ mm et $\theta_{\text{las-part}} = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$). Chaque combinaison de distance et d'orientation sont testées 8 fois, ce qui représente un total de 160 expériences.

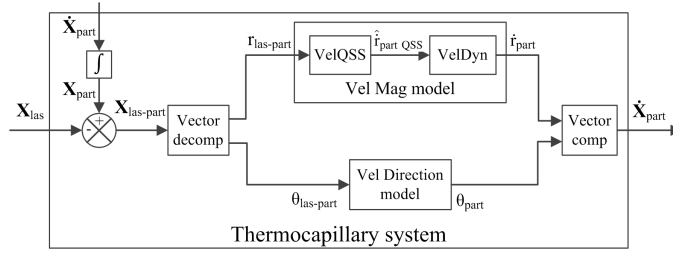


FIGURE 3.14 – Schéma bloc du système thermocapillaire. Le bloc "Vel Mag" définit la relation entre la vitesse de la particule \dot{r}_{part} et la distance laser-particule $r_{\text{las-part}}$. Le bloc "Vel Direction" définit la relation entre la direction du mouvement de la particule θ_{part} et l'orientation de la droite laser-particule $\theta_{\text{las-part}}$. La conversion entre les coordonnées cartésiennes et les coordonnées polaires, et réciproquement, se fait dans les blocs "Vector decomp" et "Vector comp".

Identification du modèle régissant la vitesse de la particule

Le modèle régissant la vitesse de la particule est identifié expérimentalement à partir de la réponse de la vitesse de la particule donnée sur la Figure 3.15(a) pour différentes distances laser-particule en entrée.

Pour une distance laser-particule donnée, la vitesse de la particule peut être modélisée par un système du second ordre amorti. Cependant, la relation entre la vitesse en régime permanent ($\dot{r}_{\text{part QSS}}$) et la distance laser-particule est non linéaire. Deux sous-systèmes sont alors définis (Figure 3.14). Le premier, "VelQSS", est non linéaire et définit la vitesse de particule en régime permanent en fonction de la distance laser-particule $r_{\text{las-part}}$. Le second, "VelDyn" est linéaire. Il est représenté par une fonction du second ordre qui modélise la dynamique du système :

$$\dot{r}_{\text{part}} = \underbrace{\hat{r}_{\text{part QSS}}(r_{\text{las-part}})}_{\text{VelQSS}} \cdot \underbrace{\frac{\dot{r}_{\text{part}}}{\hat{r}_{\text{part QSS}}}}_{\text{VelDyn}} \quad (3.2)$$

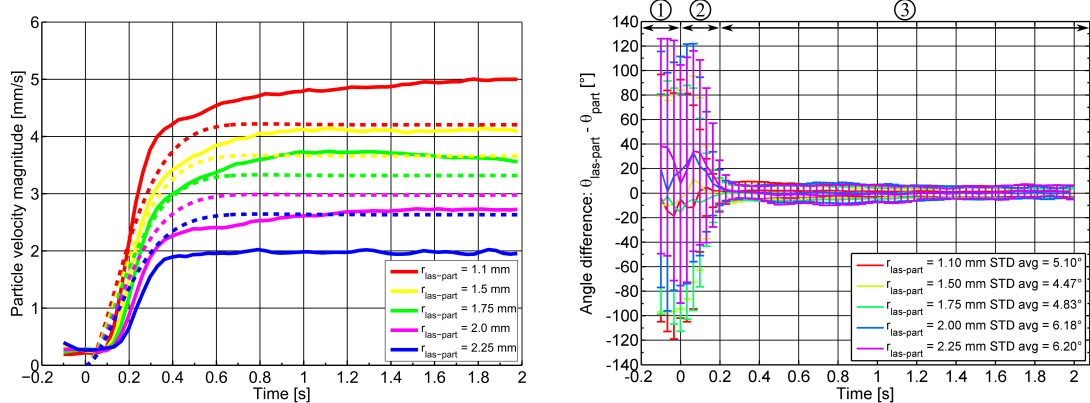
Ces deux sous-systèmes sont identifiés expérimentalement :

$$\hat{r}_{\text{part QSS}} = -1.366 r_{\text{las-part}} + 5.706 \quad (3.3)$$

et

$$\text{VelDyn}(s) \equiv \frac{\dot{r}_{\text{part}}}{\hat{r}_{\text{part QSS}}} = \frac{63.66}{s^2 + 13.9s + 63.66} \quad (3.4)$$

Le modèle proposé est comparé avec des résultats expérimentaux présentés sur la figure 3.15(a), pour différentes distances laser-particule : $r_{\text{las-part}} : 1.1, 1.5, 1.75, 2.0, 2.25$. L'allure de la vitesse prédite par le modèle est similaire à celle obtenue expérimentalement. La différence entre la vitesse mesurée et celle prédite par le modèle en régime permanent est liée à la grande variation de vitesse constatée expérimentalement. La présence de surfactants a notamment une grande influence sur la vitesse atteinte. Cependant, ce modèle est satisfaisant dans le but d'être utilisé pour une commande en boucle fermée. Ces écarts seront considérés comme des perturbations par le contrôleur.



(a) Amplitude de la vitesse de la particule \dot{r}_{part} . Comparaison entre le modèle identifié (lignes pointillées) et la moyenne des mesures expérimentales pour différentes distances laser-particule.

(b) Différence entre l'orientation laser-particule $\theta_{\text{las-part}}$ et la direction de la vitesse de la particule θ_{part} . Les tracés représentent l'angle moyen et la déviation standard des différents tests effectués pour une distance laser-particule donnée. La valeur de la déviation standard en régime permanent (après 0.2 s) est donnée dans la légende.

FIGURE 3.15 – Amplitude et direction de la vitesse d'une particule sphérique en acier de $500\mu\text{m}$ en fonction du temps, quand le laser est pointé à 1.1, 1.5, 1.75, 2.0, 2.25 mm de la particule à partir de $t = 0\text{s}$. Les tests sont réalisés rapidement après que le réservoir ait été rempli. L'eau déaérée a été changée 4 fois au cours des tests.

Identification du modèle régissant la direction de la vitesse de la particule

Le modèle régissant la direction de la vitesse de la particule est identifié expérimentalement. Le spot laser est positionné à différentes orientations par rapport à la particule ($\theta_{\text{las-part}} = 0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$). La direction du déplacement de la particule θ_{part} est mesurée. La figure 3.15(b) montre la différence entre l'orientation de la droite laser-particule et la direction de la vitesse de la particule. Après un temps d'établissement d'environ 0.2 secondes, cette différence est proche de 0 degré, avec une déviation standard d'environ $4.4\text{-}6.2^\circ$. De plus, il convient de noter que la distance entre le laser et la particule n'induit pas de variabilité dans ces résultats, ce qui renforce l'hypothèse que le système peut être commandé avec deux contrôleurs indépendants. La fonction de transfert entre l'orientation de la droite laser-particule et la direction de la vitesse de la particule est donc considérée comme étant égale à l'identité. La valeur de $\theta_{\text{las-part}}$ converge vers la valeur de θ_{part} en environ 0.2 s. Ce temps de réponse est 4 fois plus rapide que celui de l'amplitude de la vitesse \dot{r}_{part} . La dynamique de ce sous-système est donc négligée.

2.4. Caractérisation de l'actionnement par effets thermocapillaires

Les expériences réalisées pour identifier les modèles renseignent également sur les caractéristiques de l'actionnement thermocapillaire. Les temps de réponse sont relativement lents, d'environ 0.8 s pour l'établissement de la vitesse de la particule. Ils sont liés à l'inertie du fluide qui doit être mis en mouvement pour générer le déplacement des particules. Comme attendu, les vitesses atteignables augmentent quand la distance entre la particule et le laser est réduite. Elle est de l'ordre de 1.9 à 5 mm/s, soit 3.8 à 10 bl/s (Figure 3.15(a)). La variation standard des vitesses atteintes est relativement importante, d'environ 0.6-1.1 mm/s, soit 1.2 à 2.2 bl/s.

Une autre observation importante est la difficulté de contrôler la position de la particule au repos. En effet, en l'absence de l'actionnement par laser, des vitesses allant jusqu'à 0.8 mm/s, ou 1.6bl/s sont mesurées (Figure 3.15(a)). De la même manière, la direction du déplacement de la particule

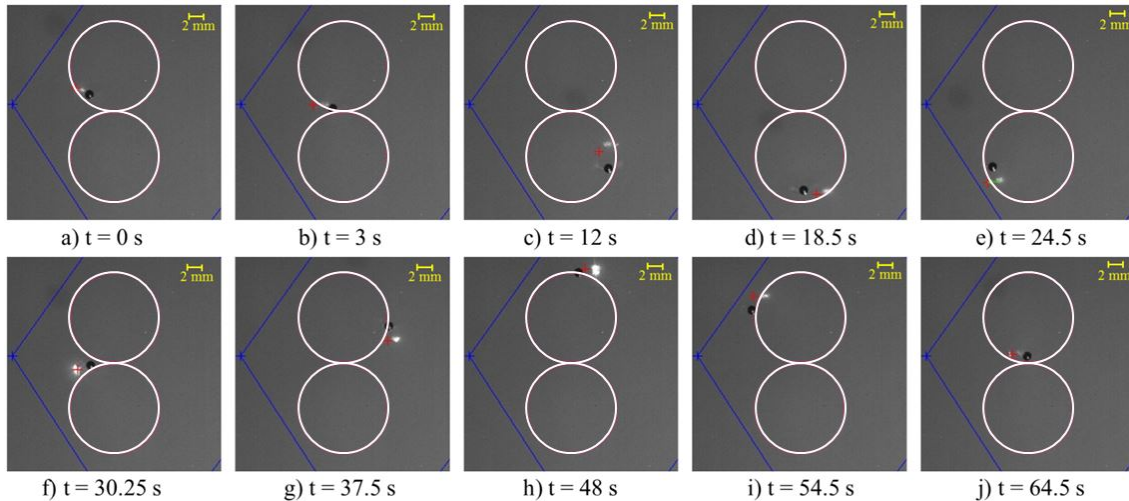


FIGURE 3.16 – Exemple de suivi de trajectoire en "8" (ligne blanche) d'une bille de $1000\mu\text{m}$ de diamètre en zirconium (cercle noir). La croix rouge représente l'emplacement du laser, alors que la tache blanche est la réflexion de ce dernier sur la partie inférieure du réservoir. Le laser n'étant pas perpendiculaire au fond du réservoir, ces deux points ne sont pas superposés.

varie grandement en l'absence d'actionnement (phase 1 de la figure 3.15(b)). Ces mouvements non contrôlés sont induits par des mouvements à la surface du fluide, provoqués par des mouvements d'air et de légères variations de température provenant notamment de l'évaporation du liquide (Longtin et al., 1999). Le contrôle des particules à faible vitesse, au-dessous d'un seuil qui sera appelé par la suite "niveau de bruit", sera complexe.

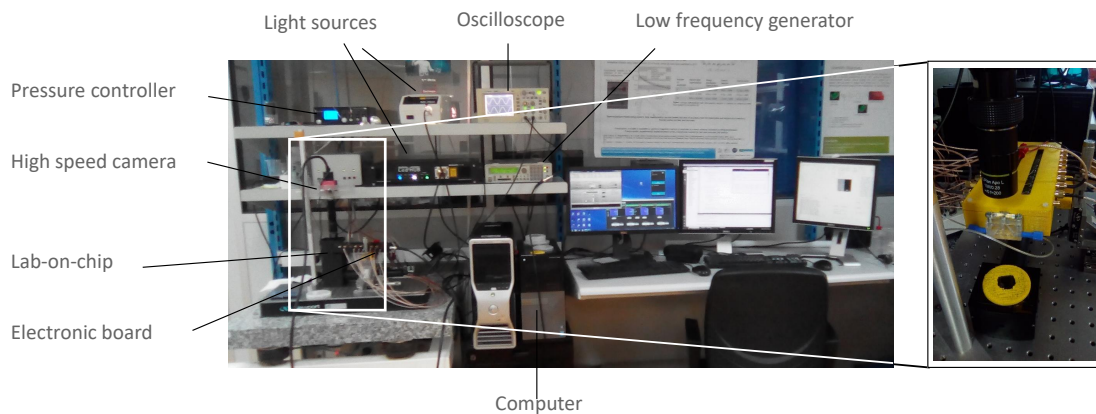
Une première preuve de concept de contrôle de la trajectoire en boucle ouverte d'une particule en zirconium est présentée sur la figure 3.16. La particule a une taille de $1000\mu\text{m}$ de diamètre. La trajectoire est téléopérée. Bien que le suivi présente des écarts importants par rapport à la trajectoire de référence, cette expérience valide le principe de l'actionnement basé sur les effets thermocapillaires.

2.5. Bilan de l'actionnement sans contact par effets thermocapillaires

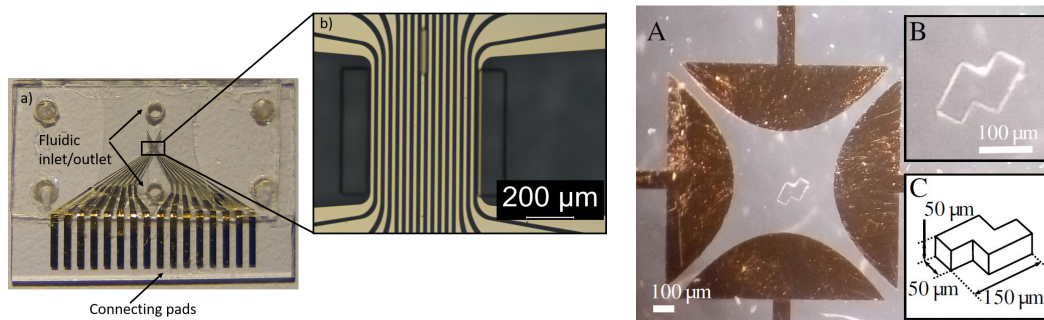
La réponse du système d'actionnement par effets thermocapillaires a été étudiée selon 2 grandeurs de commande : (i) en maintenant la position du laser fixe et (ii) en maintenant la distance entre le laser et la particule fixe. L'intérêt d'une commande ayant pour entrée la distance entre le laser et la particule a été mis en évidence. Des vitesses de déplacement de plusieurs millimètres par seconde ont été obtenues, avec une reproductibilité satisfaisante. Le modèle direct du système a été identifié expérimentalement. Une commande en boucle fermée sera implémentée dans le chapitre 4 pour corriger les erreurs de modélisation et pour rendre le système robuste aux perturbations.

3. Actionnement et mesure de position par champs électriques

Le dernier principe physique étudié ici est celui de l'actionnement et de la mesure de position par champ électrique. La plateforme d'actionnement et de mesure est détaillée dans la section 3.1. Concernant l'actionnement par diélectrophorèse, le modèle direct liant les tensions appliquées aux électrodes à la position des particules, ainsi que le modèle permettant de calculer la polarisation d'objets non sphériques ont été donnés dans le chapitre 2. Cette section évalue la cohérence des modèles proposés par rapport aux expériences. Concernant la mesure, le modèle direct liant la position de la particule dans un plan à la variation de l'impédance induite a été donnée au chapitre



(a) Vue d'ensemble du système.



(b) Zoom sur la puce fluidique pour la translation par diélectrophorèse.

(c) Zoom sur la puce fluidique pour la rotation par diélectrophorèse.

FIGURE 3.17 – Plateforme expérimentale d'actionnement sans contact par effets diélectrophorétiques.

2 à partir de résultats de simulation. Une identification expérimentale complémentaire dans le cas à une dimension est proposée ici.

3.1. Présentation de la plateforme d'actionnement et de mesure par champs électriques

Les figures 3.17(a) et 3.17(b) présentent le dispositif expérimental d'actionnement en translation par diélectrophorèse. L'unité de commande est composée d'un ordinateur de bureau exploitée par un noyau Linux 2.6.31.8-0.1 avec le patch RTAI 3.8.1. Deux cartes NI PCI6733, intégrées à l'unité de commande, permettent de générer 16 signaux analogiques. Ces signaux de commande transmis à une carte électronique permettent de générer les tensions à appliquer sur chacune des électrodes d'une puce microfluidique. Celle-ci est composée d'un ou deux réseaux d'électrodes disposées au-dessous, ou au-dessus et au-dessous, du canal fluidique afin de contrôler le champ électrique dans tout l'espace. Un régulateur de pression Elveflow OB1 permet de contrôler la vitesse du fluide dans le canal. Enfin, la visualisation des particules est réalisée à l'aide d'une caméra. Un système similaire a été développé pour la rotation d'objets par diélectrophorèse. La puce fluidique utilisée dans ce cas est sur la figure 3.17(c).

La plateforme de mesure de position par impédancemétrie est similaire (Figure 3.18). La puce fluidique est montée sur le circuit imprimé. Lui-même est relié à l'instrumentation pour l'envoi de signaux d'actionnement et de mesure. Un capot de PDMS surplombé du connecteur en PMMA est relié à des seringues dans lesquelles sont placés les objets, mélangés au liquide. Elles-mêmes sont reliées au régulateur de pression. Un microscope sur lequel est montée une caméra permet la visualisation du

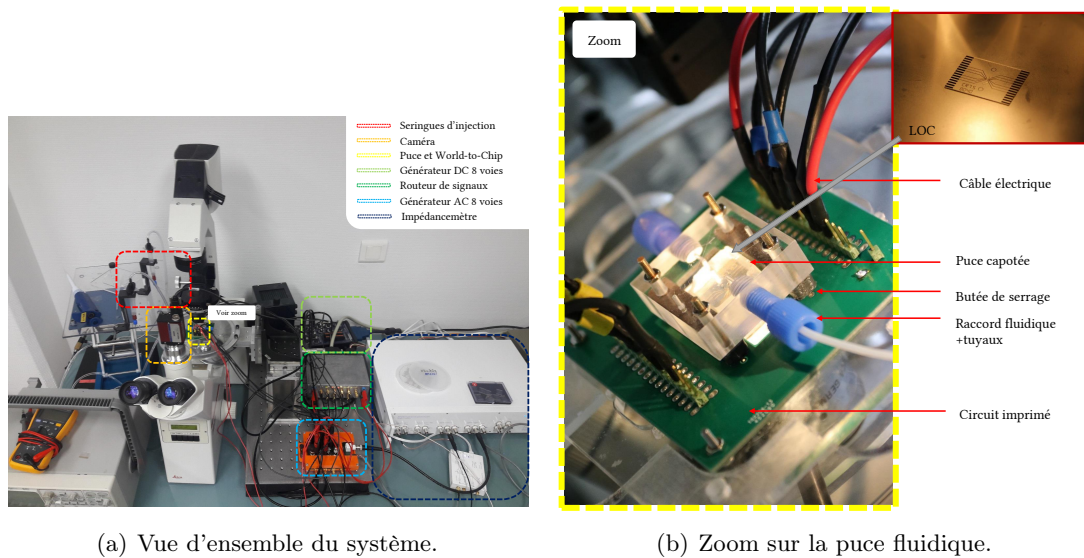


FIGURE 3.18 – Plateforme expérimentale de mesure de position par impédancemétrie. (a) Vue générale de la plateforme montrant notamment l'ensemble de l'instrumentation : caméra, microscope, régulateur de pression, générateurs de signaux, impédancemètre. (b) Zoom : la puce est reliée fluidiquement et électriquement à l'instrumentation.

dispositif ainsi que l'enregistrement d'images, pour l'étalonnage notamment. Des platines de positionnement (3 axes) permettent le positionnement de la zone d'intérêt du dispositif au niveau du focus du microscope. Le régulateur de pression, les générateurs de signaux et l'impédancemètre sont également présents pour l'actionnement et la mesure. Un PC tournant sous Windows (non visible sur l'image, processeur intel core i5) permet le traitement des données. L'ensemble de la plateforme est placé sur une table isolée afin qu'aucune vibration ne perturbe les mesures. Les spécifications détaillées sont données dans (Brazey, 2019)

Les puces fluidiques sont fabriquées par des procédés de microfabrication dans la salle blanche MIMENTO de FEMTO-ST. Des électrodes de quelques centaines de nanomètres d'épaisseur en or ou en platine sont déposées sur un wafer de verre. Des canaux en SU8 de quelques dizaines ou centaines de micromètres sont ensuite structurés sur le wafer. Un capot en verre ou en PDMS vient fermer les canaux. Les détails de cette plateforme sont donnés dans la thèse de V. Gauthier (Gauthier, 2018) et de B. Brazey (Brazey, 2019).

3.2. Actionnement par champs électriques

Cette section a pour but d'évaluer expérimentalement la validité des modèles proposés dans le chapitre 2. Les deux premiers points étudiés sont le modèle de la force de traînée et l'ordre de l'approximation multipolaire pour le calcul de la force de diélectrophorèse. Cette étude requiert le calcul du champ électrique dans l'espace de travail. Plusieurs approches sont possibles, présentant des résultats similaires en matière de valeurs de champs, mais des temps de calcul différents, comme cela a été discuté au chapitre 2. Pour l'étude de ces deux premiers points, la méthode des séries de Fourier est retenue. La comparaison expérimentale de ces différentes méthodes de calcul de champ électrique fait l'objet d'une étude supplémentaire, présentée ensuite. Enfin, la rotation d'objets non sphériques est étudiée.

Validation expérimentale du modèle de frottement

Une particule en borosilicate, de diamètre $10\mu\text{m}$ est déposée sur un réseau de 16 électrodes de $10\mu\text{m}$ de large, dans de l'éthanol. Un échelon de tension sinusoïdal de $5V_{RMS}$ à 500kHz est appliqué à

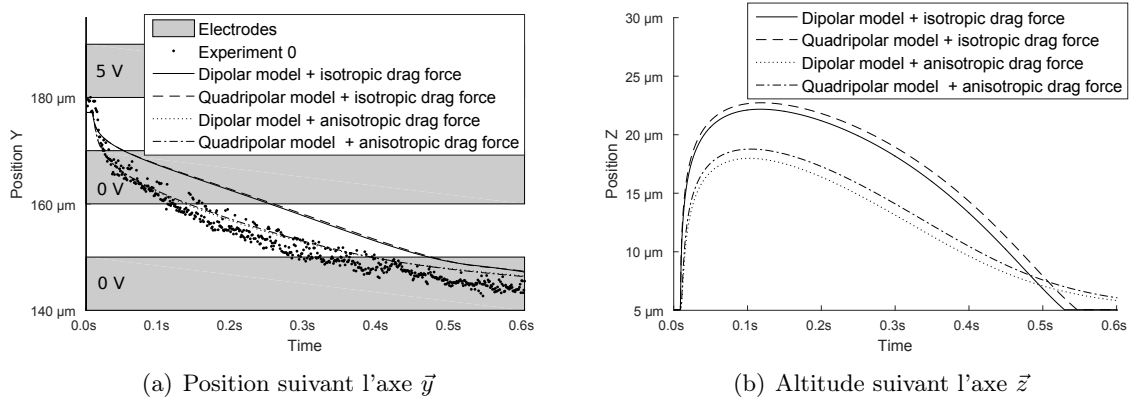


FIGURE 3.19 – Position de la particule en réponse à un échelon de tension. Comparaison entre les modèles de force de frottement avec et sans les coefficients de correction et une trajectoire expérimentale. L'équation (2.3) donnant une force infinie en position initiale ($z = a$), durant les cinq premières microsecondes de la simulation, l'expression de α utilisée dans l'équation (2.3) est : $\alpha_{d=0} = \cosh^{-1}(1 + (z - 0.99a)/a)$. Cette modification est nécessaire car le coefficient α ne permet pas de modéliser correctement le contact entre une particule et une paroi.

t_0 sur une électrode. La trajectoire expérimentale de la particule se trouvant à proximité de cette électrode est enregistrée par une caméra ayant une fréquence d'acquisition de mille images par seconde (Figure 3.19(a)). Deux courbes de trajectoires simulées à partir des modèles développés au chapitre 2 en utilisant une force de frottement dite isotropique (Eq 2.1) ou anisotropique (Eq 2.4), et différentes approximations de l'ordre de l'approximation multipolaire pour le calcul de la force de diélectrophorèse, sont comparées aux expériences. Le modèle anisotropique de la force de frottement du fluide sur la particule modélise avec une meilleure précision la réponse expérimentale. La différence entre les courbes avec et sans facteur de correction s'explique par l'anisotropie de ceux-ci. À cause de l'influence de la paroi, la particule monte moins vite au-dessus des électrodes (voir l'altitude z simulée sur la figure 3.19(b)). Or, plus la particule s'éloigne des électrodes, plus la force de diélectrophorèse est faible. À distance des électrodes, la particule se déplace donc moins vite qu'à proximité de la paroi et ce, malgré le fait qu'à proximité de la paroi, le coefficient de frottement est plus important. Ainsi, le mouvement dans le plan parallèle aux électrodes est favorisé par l'anisotropie de la force de frottement du fluide.

Ces résultats ont pu être confirmés par différentes expérimentations, mettant en jeu des billes de différentes tailles et différents matériaux, et des électrodes de différentes tailles (Gauthier, 2018). Dans la suite, nous utiliserons donc le modèle anisotropique de la force de frottement, ainsi que l'approximation dipolaire de la force de diélectrophorèse, puisque cette dernière donne des résultats similaires à l'approximation quadripolaire.

Modèle pour le calcul du champ électrique

Le mouvement de la particule dans le plan (O, \vec{y}, \vec{z}) est régi par le modèle dynamique. L'étude réalisée dans les paragraphes précédents montre qu'il convient d'utiliser le modèle anisotropique de la force de traînée (eq 2.4) et le modèle dipolaire de la force de diélectrophorèse (Eq. (1.14)).

Le calcul du champ électrique nécessaire lors du calcul de la force de diélectrophorèse peut être basé sur différentes techniques, comme présenté au chapitre 2 (superposition du champ électrique, superposition des charges, fonctions de Green et séries de Fourier). Il est donc maintenant possible de simuler les trajectoires des particules soumises à un champ électrique non uniforme grâce au modèle dynamique. Ainsi, nous pouvons désormais comparer à l'expérience les trajectoires simulées à partir des différentes modélisations du champ électrique. La figure 3.20 présente la trajectoire expérimentale et celles simulées en utilisant les différentes méthodes de calcul du champ électrique

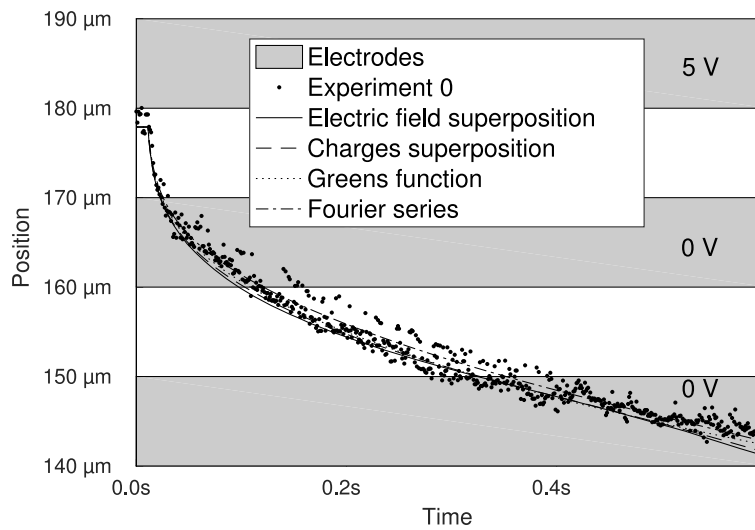


FIGURE 3.20 – Trajectoire expérimentale et trajectoires simulées pour une particule en borosilicate de diamètre $10\mu\text{m}$ à proximité d'un plan d'électrodes de $10\mu\text{m}$ en utilisant différentes méthodes de calcul du champ électrique.

pour une particule en borosilicate de diamètre $10\mu\text{m}$ à proximité d'un plan d'électrodes de $10\mu\text{m}$ de période.

Ainsi, chaque méthode de calcul donne des résultats similaires à l'expérience. Par la suite, les séries de Fourier seront utilisées car elles sont parmi les plus rapides à calculer.

Rotation d'objets non sphériques

Cette section s'intéresse à la rotation d'objets non sphériques par diélectrophorèse. Quatre électrodes en or, figure 3.17(c), sont utilisées pour induire un couple de diélectrophorèse. L'objet en SU8, de la forme d'un tetrin, est plongé dans un réservoir placé sur les électrodes, rempli d'éthanol. Le signal d'actionnement envoyé sur chaque électrode est un cosinus déphasé de 90° . L'amplitude nominale est de 35 volts. La vitesse angulaire de l'objet est mesurée. Elle est représentée sur la figure 3.21 en fonction de l'orientation de l'objet. L'expérience est réalisée pour les paramètres nominaux indiqués ci-dessus, mais également pour des paramètres légèrement modifiés. L'amplitude est augmentée ou diminuée d'une quantité $\Delta\alpha$, et le déphasage d'une quantité Δb . Des vitesses de quelques radians par seconde sont obtenues. La vitesse angulaire théorique, calculée à partir des modèles de la polarisation et des frottements pour des objets non sphériques présentés dans le chapitre 2 (Sec. 1.2 et 4.1) est également représentée. Un modèle corrigé, correspondant à la vitesse théorique calculée pour $\Delta b = 2^\circ$ est également représenté. Ce modèle corrigé présente une meilleure adéquation avec les données expérimentales. Cela peut notamment être dû au fait que le déphasage sur les électrodes n'est pas parfaitement contrôlé d'un point de vue expérimental. La bonne correspondance entre les données expérimentales et le modèle proposé valide ce dernier, qui pourra donc être utilisé pour le contrôle en boucle fermée d'objets non sphériques par diélectrophorèse.

3.3. Estimation de position par impédancemétrie

Concernant l'estimation de position par impédancemétrie, le chapitre précédent a présenté un modèle général donnant la variation d'impédance pour l'estimation de position dans un plan à partir de simulations éléments finis. Ce chapitre s'intéresse maintenant à la validation expérimentale des conclusions issues du chapitre précédent, et à l'identification d'un modèle direct expérimental dans le cas particulier de la mesure selon une direction.

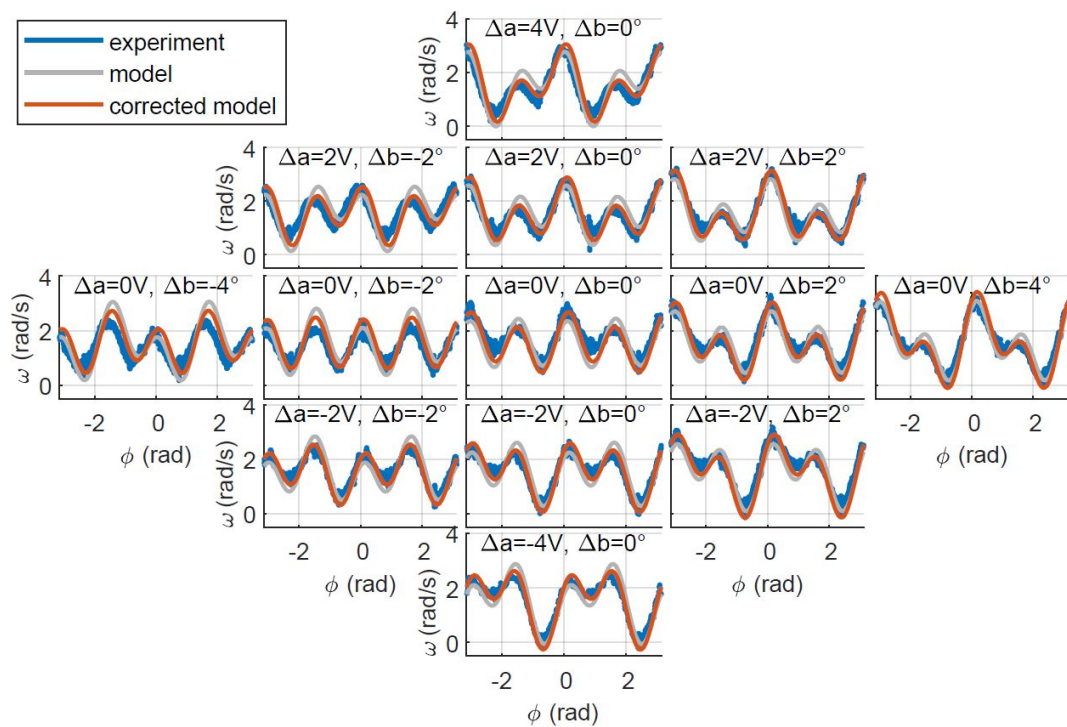


FIGURE 3.21 – Vitesse angulaire w d'un objet non sphérique, de forme tétris, soumis à un couple de diélectrophorèse en fonction de son orientation ϕ .

Identification expérimentale du modèle direct pour l'estimation de position selon une direction

Pour des raisons technologiques, les premiers travaux expérimentaux d'estimation de position par mesures d'impédance sont réalisés dans le cas particulier de la mesure selon une direction. Les billes sont introduites dans un canal fluide. Elles sont déplacées avec le fluide. Le but de ces premiers travaux est d'estimer la position de ces billes selon l'axe longitudinal du canal. Le chapitre 2 a montré que les mesures d'impédance selon l'axe longitudinal dépendaient de la position de la bille dans la section du canal (altitude et position selon la largeur). Pour garantir que les billes sont centrées en largeur, et à altitude constante, un actionnement par diélectrophorèse est utilisé (Figure 3.22). Ces expérimentations ont été menées au département LMIS4 de l'EPFL. Les canaux de la puce font respectivement $40\ \mu\text{m}$ de largeur et $20\ \mu\text{m}$ d'épaisseur. Les électrodes en croix présentées dans le chapitre précédent sont exploitées pour la détection. Les motifs terminaux des électrodes servant à la détection sont inclus dans un carré de $40\ \mu\text{m}$ de côté, et ont un espacement de $80\ \mu\text{m}$. Celles-ci sont alimentées avec un signal alternatif de $1,6\ \text{Vpp}$ à une fréquence de $500\ \text{kHz}$. Des électrodes sont utilisées pour assurer le centrage des objets et ainsi la répétabilité des mesures. Les potentiels appliqués sur les électrodes de centrage sont des signaux sinusoïdaux en opposition de phase d'amplitude $23\ \text{Volts}$ pic à pic, avec une fréquence de $70\ \text{kHz}$. Une solution conductrice de PBS dilué ($\sigma = 1\ \text{S/m}$, $\epsilon = 80$) et des billes d'impédance supposée infinie (Estapor, $8,7\ \mu\text{m}$ de diamètre) sont choisies.

La méthode proposée ici afin de s'affranchir de l'influence de la conductivité est une extension de la méthode classique de mesure différentielle. La méthode classique propose d'utiliser deux paires d'électrodes, la première servant à recueillir un signal Z^m notamment lorsque l'objet est présent, la seconde servant de référence $Z^{m,0}$. Les deux signaux sont soustraits de manière à obtenir la variation d'impédance due à la bille $Z^m - Z^{m,0}$. Ainsi le signal de sortie n'est plus soumis aux larges dérives induites par un changement de conductivité. Comme le milieu électrolytique est supposé purement résistif, et la bille supposée être un isolant parfait, l'impédance mesurée $Z^m(p, \sigma)$ peut se mettre

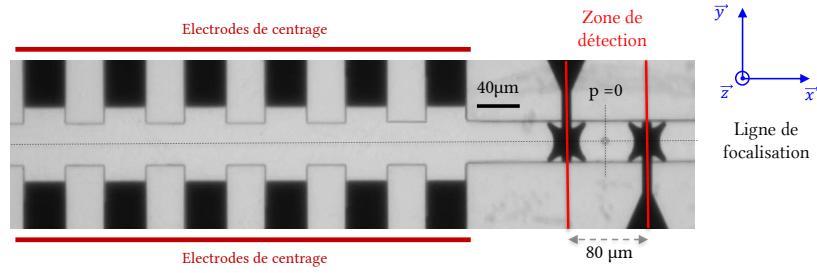


FIGURE 3.22 – Photographie illustrée de la puce. L’actionnement fluide guide les billes dans le canal et les électrodes de centrage par DEP les centrent dans la section du canal. La position des billes est détectée par des mesures d’impédance (dans la zone de détection).

sous la forme suivante :

$$Z^m(p, \sigma) = Z^{m,0}(\sigma) [1 + \phi_m(p)] \quad (3.5)$$

avec $\phi_m(p) = \frac{Z^m(p, \sigma_0) - Z^{m,0}(\sigma_0)}{Z^{m,0}(\sigma_0)}$ et σ_0 une conductivité quelconque fixe. Ces fonctions $\phi_m(p)$ représentent, pour chaque paire m d’électrodes, la variation relative de l’impédance en fonction de la position quelle que soit la conductivité du milieu électrolytique. Chaque paire possède son propre modèle en fonction de la géométrie et de la position des électrodes utilisées. Dans l’équation Eq. 3.5, la formulation donnée est le produit d’une fonction dépendant uniquement de la position, et d’une autre dépendant uniquement de la conductivité. Grâce à cette séparation des variables, le modèle analytique lié à la conductivité est dissocié du modèle lié à la position. Ce dernier peut ainsi être identifié expérimentalement et indépendamment de la conductivité d’étalonnage. On cherchera ici à mettre en évidence la relation entre l’impédance et la position, définie par la fonction $1 + \phi_m(p)$.

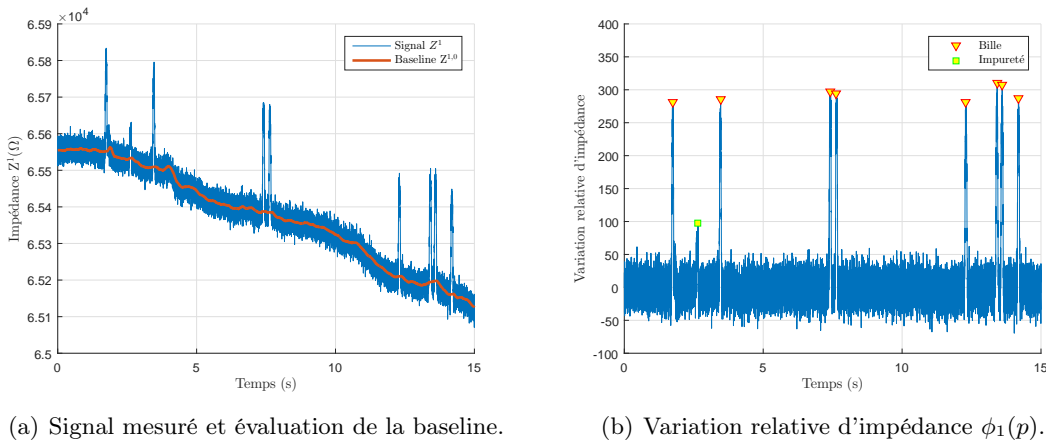


FIGURE 3.23 – Extraction en temps réel du signal d’intérêt. (a) Le signal mesuré $Z^1(p, \sigma)$ est filtré et seuillé en temps réel pour obtenir la baseline $Z^{1,0}(\sigma)$ en appliquant une médiane glissante. (b) La variation relative de l’impédance est évaluée en temps réel.

L’impédance $Z^1(p, \sigma)$ entre les électrodes de détection est mesurée et le résultat est présenté Figure 3.23(a). Deux phénomènes peuvent être observés sur cette figure : (i) il y a une dérive du signal mesuré et (ii) des pics de magnitude élevée, correspondant à la présence de billes ou d’impuretés entre les électrodes de mesure, sont présents. La dérive est principalement due au changement de conductivité. Dans le cas 1D, la dérive liée au changement de conductivité étant lente devant le temps de passage d’une bille, elle sera considérée constante pendant la mesure de position d’une bille. Sa valeur sera déterminée par l’impédance à vide aux instants précédents le passage de la bille.

On définit la fonction ϕ_1^e , correspondant à la variation relative d'impédance par rapport à la position de la bille obtenue par étalonnage. Les positions d'une bille en fonction du temps fournies par une caméra servant de mesure de référence, et les mesures d'impédance en fonction du temps fournies par le spectroscopie d'impédance sont corrélées pour obtenir l'impédance en fonction de la position, comme présenté Figure 3.24. La variation d'impédance obtenue expérimentalement est lissée à l'aide d'un filtre passe-bas et les valeurs sont interpolées. Ces données servent à définir la fonction ϕ_1^e du modèle direct, qui est enregistrée et sera réutilisée pour l'estimation dans le chapitre suivant.

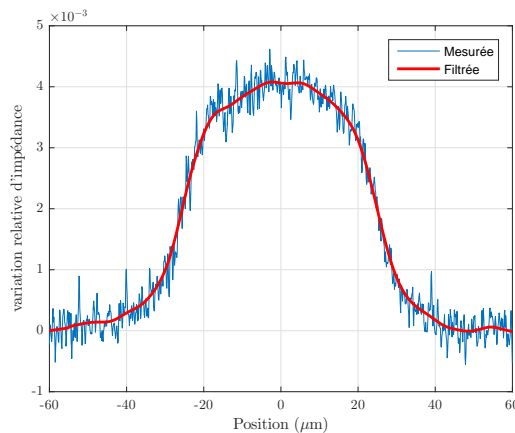


FIGURE 3.24 – Définition de la fonction ϕ_1^e , modèle de variation relative d'impédance en fonction de la position, par étalonnage. Les données fournies par l'impédancemètre et la caméra sont corrélées, puis filtrées et interpolées pour la définition de la fonction.

Bilan de la mesure de position par champs électriques

Ainsi, cette section a présenté le modèle direct pour l'estimation de position par champs électriques dans le cas de l'estimation de position selon une dimension. Les mesures expérimentales ont également permis de vérifier les conclusions données au chapitre précédent à partir des simulations : (i) la variation d'impédance en fonction de la position de l'objet n'est ni linéaire, ni bijective ; (ii) dans certaines zones de l'espace de travail la variation d'impédance est faible, notamment, pour le cas étudié, au centre de l'espace de travail où la variation d'impédance est nulle ; (iii) les mesures sont sensibles aux conditions environnementales, et présentent notamment une forte dérive. De plus, ce chapitre met en évidence le bruit de mesure présent sur le modèle direct.

3.4. Bilan de l'actionnement et de la mesure de position par champ électrique

Concernant l'actionnement par diélectrophorèse, cette section a validé les modèles présentés dans le chapitre précédent pour des billes proches des parois, et pour des objets de forme non sphérique.

Les expériences renseignent également sur le comportement de ces systèmes d'actionnement : d'après les courbes de la figure 3.20, les vitesses instantanées atteignables par une bille sont de l'ordre de quelques centaines, voire un peu plus de 1000 μm par seconde quand la bille est située à moins de 10 μm de l'électrode. Ceci correspond à quelques dizaines, jusqu'à un peu plus de 100bl/s. Des vitesses de rotation de quelques radians par seconde sont obtenues pour des objets non sphériques. Concernant la détection de position par mesure d'impédance, cette section présente une identification expérimentale du modèle direct, liant la position de la particule dans le canal à la variation d'impédance. Cependant, cette relation est bruitée et elle n'est pas bijective : à partir d'une mesure d'impédance il n'est pas possible d'obtenir directement la position de la particule. Un filtre de Kalman sera proposé dans le chapitre suivant pour estimer la position à partir de ces mesures d'impédance.

4. Bilan

Ce chapitre a donné un aperçu des plateformes expérimentales d'actionnement magnétique, par effets thermocapillaires et par diélectrophorèse, conçues et fabriquées, ainsi que de la plateforme de détection de position par champs électriques. Leur caractérisation a été effectuée en boucle ouverte pour évaluer leurs performances, définir des modèles empiriques qui seront utilisés au chapitre suivant pour la commande, ou pour vérifier les modèles proposés dans le chapitre précédent. Il apparaît que l'actionnement magnétique en environnement ambiant permet d'atteindre des vitesses importantes, de plusieurs centaines de fois la taille de la particule par seconde. Cependant, les forces d'adhésion détériorent la reproductibilité et rendent la modélisation complexe. Elle n'a donc pas été abordée dans ces travaux puisque ce sujet reste un domaine de recherche à part entière. L'interface air/liquide présente une bonne reproductibilité. Dans ce milieu, les modèles, qu'ils soient analytiques dans le cadre de l'actionnement magnétique, ou empiriques dans le cadre de l'actionnement thermocapillaire, donnent une bonne image du comportement des objets. Cette bonne reproductibilité a permis de mettre en évidence un point peu étudié dans la littérature, qui est l'influence de défauts de positionnement des sources de champs magnétiques sur la trajectoire des objets. Enfin, l'environnement liquide couplé à la diélectrophorèse est également une solution intéressante en matière de reproductibilité, et là encore le modèle développé est un bon compromis entre le temps de calcul, discuté au chapitre précédent, et l'accord avec les mesures expérimentales. Les vitesses peuvent être importantes, de l'ordre de la centaine de fois la taille de la particule par seconde, au voisinage des électrodes d'actionnement.

Ci-dessous, la liste des publications scientifiques issues de ces travaux.

Liste des publications scientifiques [depuis 2011]

1. T. Michálek, **A. Bolopion**, Z. Hurák, M. Gauthier. *Electrorotation of arbitrarily shaped micro-objects : modeling and experiments.*, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 10 pages, 2019.
2. R. Terrazas Mallea, A. De Maeijer, **A. Bolopion**, M. Gauthier, M. Kinnaert, P. Lambert. *Thermocapillary micromanipulation : force characterization and Cheerios interactions.* Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 15, n°1, pp 13-22, 2019.
3. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régnier, M. Gauthier. *Analysis of the influence of inertia for non-contact micromanipulation.* Journal of Micro-Bio Robotics, pages 1-12, 2017.
4. E. Muñoz, J. Quispe, P. Lambert, **A. Bolopion**, R. Terrazas, S. Régnier and E. Vela, *Optimizing the Speed of Single Infrared-Laser-Induced Thermocapillary Flows Micromanipulation by using Design of Experiments.*, Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 12, n°1-4, pp 65-72, 2017.
5. R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, J.-C. Beugnot, P. Lambert, M. Gauthier. *Laser-induced thermocapillary convective flows : A new approach for non-contact actuation at microscale at the fluid/gas interface.* IEEE Transactions on Mechatronics, vol. 22, n°2, pages 693-704, 2017.
6. V. Gauthier, **A. Bolopion** and M. Gauthier, *Comparison of dynamic models for non-contact micromanipulation based on dielectrophoretic actuation.*, IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Madrid, Espagne, pages 1-7, 2018.
7. R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, J.-C. Beugnot, P. Lambert, M. Gauthier. *1D Manipulation of a Micrometer Size Particle Actuated Via Thermocapillary Convective Flows.* IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Vancouver, Canada, pages 1-6, 2017.
8. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régnier et M. Gauthier. *Modeling and experiments of high speed magnetic micromanipulation at the air/liquid interface.* IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems. Chicago, USA, pages 1-7, 2014.
9. L. Wang, M. Dkhil, **A. Bolopion**, P. Rougeot, S. Régnier et M. Gauthier. *Simulation and Experiments on Magnetic MicroForces for Magnetic MicroRobots Applications.* International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale. Suzhou, Chine, pages 1-6, 2013.
10. S. Bouchebout, **A. Bolopion**, M. Kharboutly, I. A. Ivan, J. Agnus et S. Régnier. *Design and first experiments on MagPieR, the magnetic microrobot.* International Symposium on Optomechatronic Technologies. Paris, France, pages 1-2, 2012.

Chapitre 4

Contrôle des systèmes de micromanipulation par actionnement sans contact

Les chapitres précédents ont traité de la modélisation et de la caractérisation en boucle ouverte des systèmes d'actionnement sans contact magnétique, diélectrophorétique ou par effets thermocapillaires. Cependant, le chapitre 3 a mis en évidence des problèmes de répétabilité et de reproductibilité, et des imprécisions liées aux modèles qui engendrent des erreurs sur les trajectoires suivies. Ce chapitre a donc pour but de proposer des lois de commande pour ces systèmes d'actionnement sans contact. Il aborde également la thématique de l'estimation de position par champs électriques. En effet, les lois de commande sont généralement basées sur des retours visuels issus de caméras. Cependant, l'encombrement des objectifs de microscope limite leur utilisation. Des premiers résultats d'estimation de position par des électrodes intégrées aux puces fluidiques sont présentés ici.

1. Approche

Quel que soit le principe physique retenu pour l'actionnement, le but ici est de contrôler la position et/ou l'orientation des objets en modulant en temps réel le champ de force (Figure 4.1). La position/orientation des objets effective, mesurée le plus souvent à partir d'une caméra, est corrigée en temps réel pour atteindre la position et l'orientation désirée. Un contrôleur, le plus souvent de type proportionnel-intégral-dérivé (PID) est utilisé pour corriger l'erreur. Les grandeurs de commande du système physique sont déterminées à partir du modèle inverse des systèmes, obtenu à partir des modèles définis dans les chapitres 2 et 3.

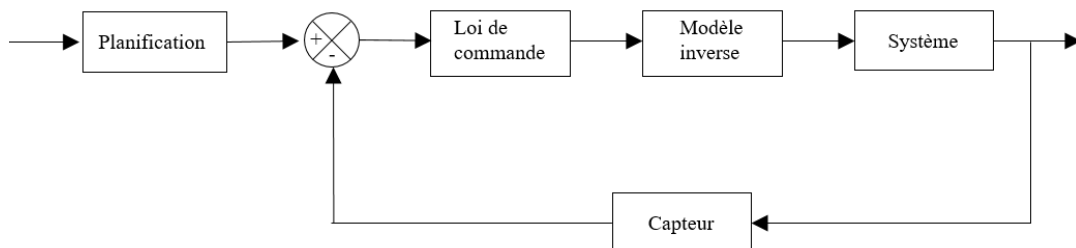


FIGURE 4.1 – Principe de l'asservissement de position et d'orientation

La mise en œuvre de ce type de contrôle est détaillée pour chaque effet physique dans la suite de ce chapitre.

2. Contrôle des systèmes par actionnement magnétique

Comme cela a été montré au chapitre précédent, les problématiques liées au contrôle des systèmes par actionnement magnétique varient grandement en fonction de l'environnement. En milieu ambiant, le contrôle a pour but d'assurer un positionnement précis des objets malgré une reproductibilité faible de l'actionnement, et une absence de modèle régissant les forces de frottement. A l'interface air/liquide l'actionnement est reproductible et les vitesses des objets peuvent atteindre plus de cent fois la taille la particule par seconde. Un contrôle dédié à la réalisation de trajectoires à haute vitesse est étudié. Ces deux types de contrôle sont détaillés dans la suite de cette section.

2.1. Contrôle des systèmes magnétiques en milieu ambiant

Le chapitre précédent a mis en évidence la nécessité de la commande en boucle fermée dans le cas de l'actionnement magnétique en milieu ambiant, notamment à cause des problèmes importants de répétabilité liés à l'environnement. Dans cette section, le système magnétique sera commandé par train d'impulsion de courant. L'ensemble du système microrobotique est de type MIMO (multi-entrées et multi-sorties). Il possède huit entrées et trois sorties :

- les entrées du système sont : pour chaque bobine, le courant électrique d'amplitude i_e et de durée d'application h_e ,
- les sorties du système sont : la position $\mathbf{P} = [x \ y]^T$ et la rotation θ de la particule.

Sans perte de généralité, la rotation et la translation de la particule sont considérées découplées. Dans la suite de l'étude, l'attention est portée, en premier lieu, sur la translation de la particule \mathbf{P} . L'orientation et le moment magnétique sont ainsi négligés. Le nombre de sorties du système est réduit à deux dans ce cas.

Pour établir la relation entre la translation de la particule \mathbf{P} et les entrées du système (i_e, h_e) , les éléments à identifier sont :

- la force magnétique \mathbf{F}_m produite par la plateforme magnétique dans l'espace de travail en fonction du courant électrique (i_e, h_e) . Ce transfert $\mathbf{F}_m/(i_e, h_e)$ est défini par le modèle I,
- la translation de la particule \mathbf{P} en fonction de la force magnétique \mathbf{F}_m et sa durée d'application h_e . Le modèle II définit le transfert $\mathbf{P}/(\mathbf{F}_m, h_e)$.

La relation entre le gradient du champ magnétique et la position de la particule dans l'espace de travail est non-linéaire. Le modèle I est ainsi non-linéaire. En revanche, le transfert $\mathbf{P}/(\mathbf{F}_m, h_e)$ est considéré linéaire. Il est plus adapté de commander le système avec les variables \mathbf{F}_m et h_e . Pour appliquer une force magnétique de référence \mathbf{F}_{ref} , l'inverse du modèle I est utilisé pour calculer le courant électrique nécessaire. Cette inversion est facile à mettre en œuvre en raison de la proportionnalité du modèle I par rapport au courant électrique. Les modèles I et II sont identifiés à partir de campagnes de mesures expérimentales dont les résultats sont interpolés par des polynômes.

Asservissement de deux degrés de liberté en translation Les noyaux magnétiques des électro-aimants sont considérés idéaux. Le théorème de superposition des champs magnétiques est donc appliqué, c'est à dire que le champ généré par plusieurs bobines est la somme des champs magnétiques produits par chaque bobine. La force magnétique s'écrit :

$$\mathbf{F}_m = \mathbf{G}(\mathbf{P}, \theta) \mathbf{I} \quad (4.1)$$

La matrice $\mathbf{G}(\mathbf{P}, \theta)$ est définie comme suit :

$$\mathbf{G}(\mathbf{P}, \theta) = \begin{pmatrix} V\mathbf{M}(\theta)^T B_{dx}(\mathbf{P}) \\ V\mathbf{M}(\theta)^T B_{dy}(\mathbf{P}) \end{pmatrix} \mathbf{I} \quad (4.2)$$

$\mathbf{M}(\theta) = \|\mathbf{M}\| [\cos(\theta) \ \sin(\theta)]^T$ est le vecteur aimantation de la particule. Ce vecteur est dirigé selon l'axe le plus long de la particule. $B_{dx}(\mathbf{P})$ et $B_{dy}(\mathbf{P})$ sont les matrices des dérivées des composantes

du champ magnétique. Elles s'écrivent :

$$B_{dx}(\mathbf{P}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial(^0P_{32}(x,y))}{\partial x} & \frac{\partial(^1P_{22}(x,y))}{\partial x} & \frac{\partial(^2P_{32}(x,y))}{\partial x} & \frac{\partial(^3P_{22}(x,y))}{\partial x} \\ \frac{\partial(^0P_{22}(x,y))}{\partial x} & \frac{\partial(^1P_{23}(x,y))}{\partial x} & \frac{\partial(^2P_{22}(x,y))}{\partial x} & \frac{\partial(^3P_{23}(x,y))}{\partial x} \end{pmatrix}$$

et :

$$B_{dy}(\mathbf{P}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial(^0P_{32}(x,y))}{\partial y} & \frac{\partial(^1P_{22}(x,y))}{\partial y} & \frac{\partial(^2P_{32}(x,y))}{\partial y} & \frac{\partial(^3P_{22}(x,y))}{\partial y} \\ \frac{\partial(^0P_{22}(x,y))}{\partial y} & \frac{\partial(^1P_{23}(x,y))}{\partial y} & \frac{\partial(^2P_{22}(x,y))}{\partial y} & \frac{\partial(^3P_{23}(x,y))}{\partial y} \end{pmatrix}$$

où P_{ij} représentent les polynômes utilisés pour interpoler les valeurs de champ magnétique relevées expérimentalement.

Pour produire une force magnétique désirée \mathbf{F}_{ref} , il faut trouver le courant électrique \mathbf{I} qui résout l'équation suivante :

$$\begin{cases} \mathbf{F}_{ref} - \mathbf{G}(\mathbf{P}, \theta)\mathbf{I} = \mathbf{0}_2 \\ i_e > 0 \text{ et } i_e < i_{max} \quad \forall e = 0, 1, 2, 3 \end{cases} \quad (4.3)$$

Le courant électrique est limité à une valeur maximale $i_{max} = 6 \text{ A}$ et le nombre de bobines actionnées simultanément est limité à deux pour des raisons matérielles.

L'équation 4.3 peut avoir zéro ou plusieurs solutions en fonction de la force désirée. Pour résoudre cette équation quelle que soit la force désirée, la méthode des moindres carrés est utilisée pour déterminer le courant électrique \mathbf{I}_{MC} :

$$\mathbf{I}_{MC} = \underset{\mathbf{I}}{\operatorname{argmin}} \|\mathbf{F}_{ref} - \mathbf{G}(\mathbf{P}, \theta)\mathbf{I}\|$$

Une loi de commande proportionnelle F_*/h_e est proposée pour contrôler le déplacement dans le plan. Le schéma de la commande est présenté sur la figure 4.2.

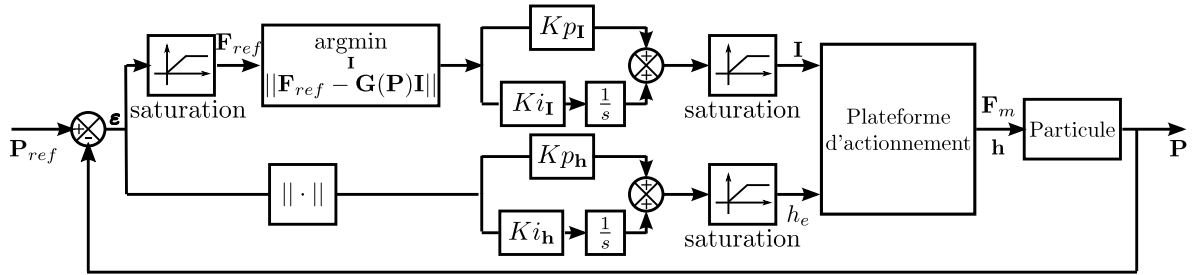


FIGURE 4.2 – Schéma de la commande proportionnelle F_*/h_e généralisée.

	$\varepsilon_x [\mu\text{m}]$	$\varepsilon_y [\mu\text{m}]$	$\ \varepsilon\ [\mu\text{m}]$	n
Moyenne	74	45	87	15.4
Écart type	40	40	57	8.4

TABLE 4.1 – Performances de la commande F_*/h_e - les données présentées sont les moyennes pour 10 tests. ε représente l'erreur et n le nombre d'impulsions de courant envoyées.

Le tableau 4.1 résume les performances obtenues. La norme de l'erreur finale est en moyenne de $87 \mu\text{m}$, soit 18% de la taille de la particule.

A titre d'exemple, la figure 4.3 montre des images de la particule lors des premiers pas de temps d'une trajectoire. Les relevés des positions et les écarts correspondants par rapport à la position cible sont donnés sur la figure 4.4. Les valeurs de la position en x et y convergent simultanément vers leurs valeurs de référence.

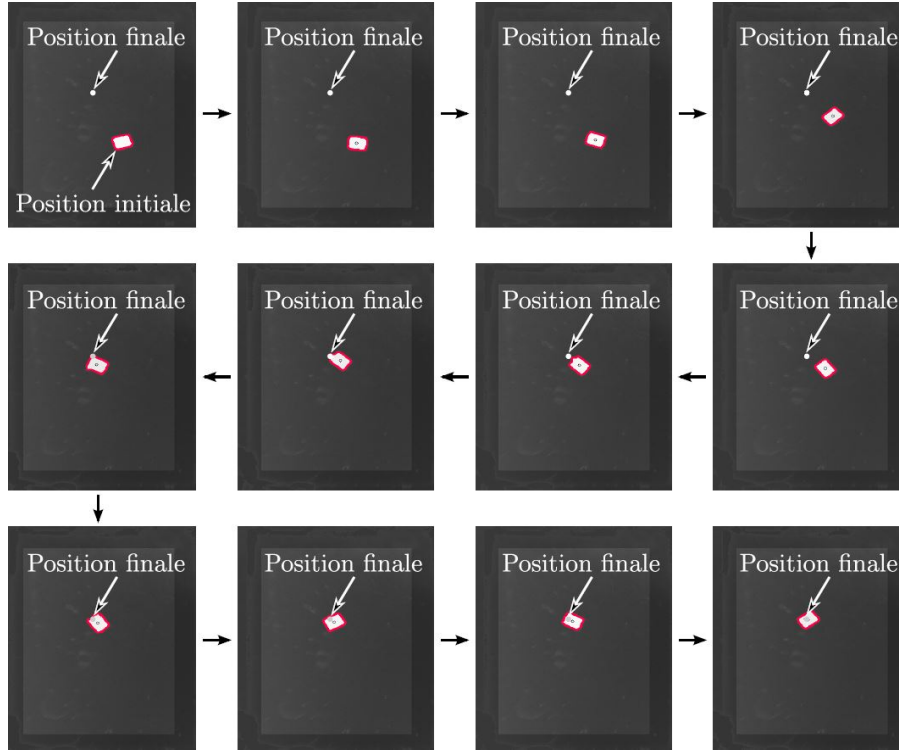


FIGURE 4.3 – Photos montrant le déplacement de la particule durant l'asservissement en position. Une image correspond à un pas d'échantillonnage.

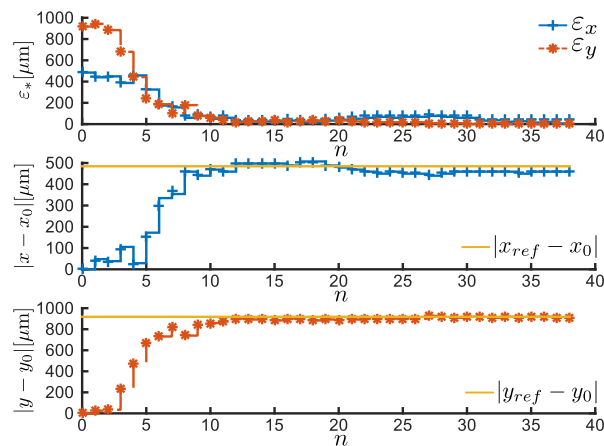


FIGURE 4.4 – Mesures de position de la particule durant son asservissement.

Enfin, au-delà de ce simple contrôle en position, il est possible de contrôler simultanément la position et l'orientation de la particule. En effet, la particule s'oriente selon les lignes de champs. Un contrôle en boucle fermée est donc implémenté et consiste à envoyer des impulsions de courant qui créent un champ magnétique possédant l'orientation désirée. La norme de champ et sa durée d'application sont choisies suffisamment faibles pour limiter les déplacements de la particule. Pour assurer à la

fois un positionnement et une orientation donnés ces deux contrôles en position et en orientation sont réalisés de manière séquentielle (Bouchebout, 2015).

2.2. Contrôle des systèmes magnétiques à l'interface air/liquide

Concernant les travaux d'actionnement magnétique à l'interface air/liquide, le chapitre 3 a montré qu'en boucle ouverte, les trajectoires 2D des particules sont sensibles aux conditions de remplissage du réservoir, et à la position relative de ce dernier par rapport aux bobines. Afin d'améliorer la précision du déplacement dans le plan, une loi de commande en boucle fermée est développée et implémentée.

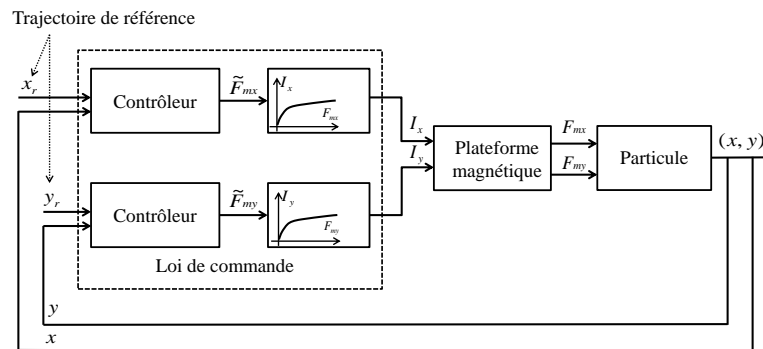
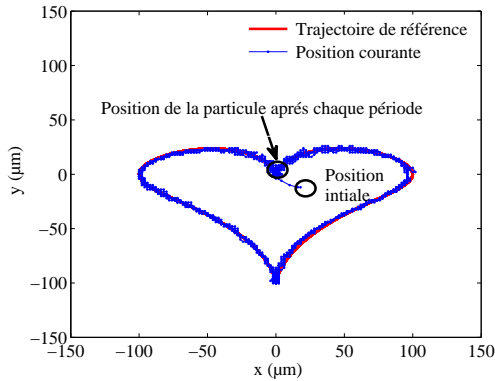


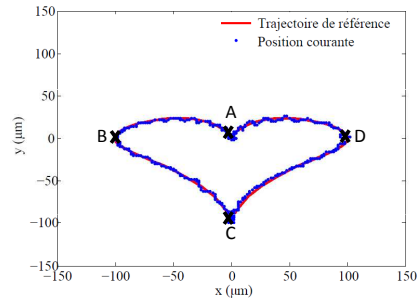
FIGURE 4.5 – Schéma de la commande en boucle fermée dans le plan (2D).

Afin de réaliser des trajectoires rapides, les électroaimants sont placés dans la configuration pour laquelle la distance entre ces derniers et le réservoir est égale à 5 mm. Les quatre électroaimants sont actionnés pour réaliser des trajectoires 2D. Le système est contrôlé en utilisant deux paramètres I_x et I_y comme grandeurs de commande, qui correspondent respectivement aux courants à envoyer dans les bobines pour produire un déplacement selon l'axe x ou y . Les quatre courants des électroaimants I_1 , I_2 , I_3 et I_4 sont déduits de ces deux grandeurs. Le choix de la bobine à alimenter dépend du sens du déplacement souhaité.

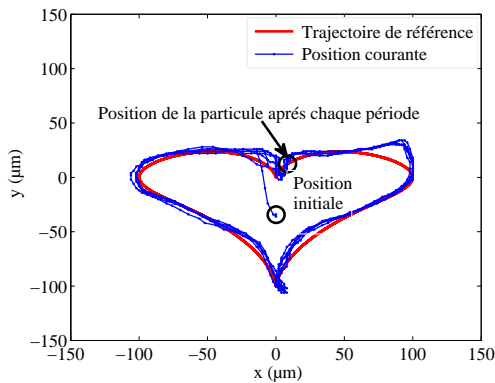
Le mouvement de la particule est considéré comme découplé selon les deux axes (O, x) et (O, y) . Ainsi deux contrôleurs sont développés qui commandent d'une manière indépendante les positions x et y de la particule. Le diagramme 4.5 montre le schéma de la commande en boucle fermée. La force magnétique est proportionnelle au carré du courant envoyé. Ainsi, le comportement de la particule est caractérisé par sa non linéarité en fonction du courant. Pour synthétiser un contrôleur linéaire, une linéarisation du système par rapport au courant est nécessaire. Cette dernière est réalisée en introduisant la force magnétique estimée $\tilde{F}_{mx} > 0$ et $\tilde{F}_{my} > 0$ comme une nouvelle variable de commande. Les coefficients du contrôleur linéaire seront identifiés en se basant sur le nouveau modèle linéaire où \tilde{F}_{mx} et \tilde{F}_{my} sont les entrées du système et les positions de la particule selon les axes x et y sont les sorties du système. Dans ce cas la loi de commande proposée est composée de deux blocs. Le premier est un contrôleur PI qui estime la force nécessaire \tilde{F}_{mx} , \tilde{F}_{my} à appliquer sur la particule. Un deuxième bloc permet de déterminer la valeur du courant à envoyer vers l'électroaimant en connaissant la valeur de la force magnétique estimée. Dans ce deuxième bloc le courant à envoyer vers l'électroaimant est calculé selon les modèles liant le courant et le champ magnétique présentés au chapitre 2.



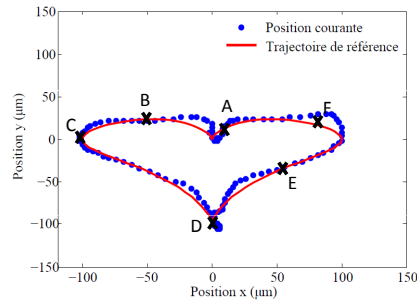
(a) Suivi d'une trajectoire 2D de période $T = 1$ s. Position de la particule pendant les cinq premières périodes.



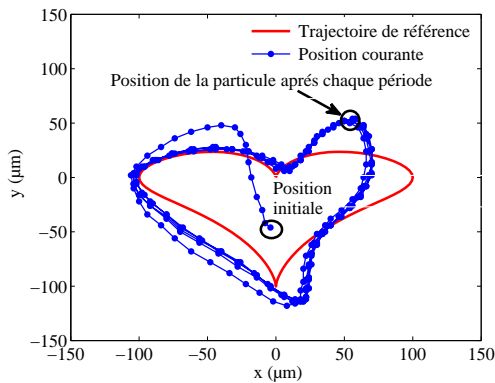
(b) Suivi d'une trajectoire 2D de période $T = 1$ s. Position de la particule pendant la deuxième période.



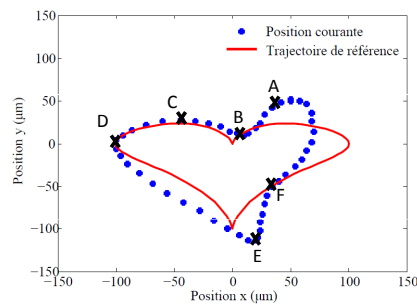
(c) Suivi d'une trajectoire 2D de période $T = 250$ ms. Position de la particule pendant les cinq premières périodes.



(d) Suivi d'une trajectoire 2D de période $T = 250$ ms. Position de la particule pendant la deuxième période.



(e) Suivi d'une trajectoire 2D de période $T = 100$ ms. Position de la particule pendant les cinq premières périodes.



(f) Suivi d'une trajectoire 2D de période $T = 100$ ms. Position de la particule pendant la deuxième période.

FIGURE 4.6 – Exemple de suivi de trajectoires dans le plan (2D) réalisées en augmentant la vitesse du déplacement de la particule. La taille de la particule utilisée est $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$. Le réservoir est cylindrique de diamètre 4 mm situé à 5 mm des électroaimants. La position initiale de la particule est le centre du ménisque. La période d'échantillonnage de la caméra est égale à 2 ms. Le coefficient proportionnel du contrôleur est égal à $2,2 \cdot 10^{-4} \text{ Nm}^{-1}$ et le temps d'intégration est égal à 1129 ms.

TABLE 4.2 – Performances du système lors du suivi des trajectoires dans le plan. Les erreurs sont données en valeur absolue et en % de la taille de la particule, les vitesses sont données en valeur absolue et en body length par seconde.

T (ms)	1000	500	250	100
ε_x (μm)	8	17	42	78
ε_x (%)	13,3	28,3	70,0	130,0
ε_y (μm)	6	13	21	57
ε_y (%)	10,0	21,7	35,0	95,0
Vitesse (mm/s)	1,4	2,8	5	8,6
Vitesse (bl/s)	23,3	46,7	83,3	143,3

La loi de commande est testée expérimentalement par des expériences de suivi de trajectoire réalisées sur une particule de taille $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$. La trajectoire de référence est choisie de manière à présenter plusieurs courbures et des points de rebroussement. A titre d'exemple, la forme d'un cœur est retenue. Trois expériences sont réalisées. Chacune est réalisée en gardant la même forme de la trajectoire (cœur), mais en modifiant la vitesse de déplacement désirée. Pour définir celle-ci, on fixe le paramètre T imposant le temps nécessaire à la réalisation d'un tour sur la trajectoire de référence ($T = 1 \text{ s}$, $T = 250 \text{ ms}$, $T = 100 \text{ ms}$). Chaque expérience est répétée cinq fois pour étudier la répétabilité de la trajectoire de la particule. La période d'acquisition des images est fixée à 2 ms pour des raisons d'éclairage.

La figure 4.6 montre les résultats de suivi de trajectoire pour chaque expérience. Pour des périodes supérieures ou égales à 500 ms l'erreur maximale de suivi est 3 fois plus petite que la taille de la particule. La vitesse instantanée maximale peut atteindre 2,8 mm/s, soit 46,7 bl/s (voir le tableau 4.2). De plus la loi de commande est robuste par rapport à la position initiale de la particule. Le suivi de trajectoire s'effectue pour des positions de départ aléatoires dans l'espace de travail. Pour des périodes inférieures la précision de suivi diminue. Par exemple, la précision de la trajectoire réalisée pour une période égale à 100 ms diminue pour dépasser la taille caractéristique de la particule. On observe en effet une déformation de la trajectoire et un phénomène de retard. Cependant, la vitesse instantanée de la particule est supérieure à 8 mm/s (environ 140 body length par seconde) qui dépasse la vitesse maximale réalisée dans le suivi (1D). Les images de la position de la particule lors de la commande de trajectoire la moins rapide ($T = 1 \text{ s}$) sont présentées sur la figure 4.7. La loi de commande montre la possibilité de suivre des trajectoires dans le plan avec des vitesses importantes. Cependant, l'erreur de suivi devient importante lorsque les vitesses de déplacement augmentent.

En analysant les courbes représentant les positions de la particule et les courants injectés dans les bobines au cours d'une période de la trajectoire (voir thèse de M. Dkhil (Dkhil, 2016)), il est possible de montrer que, dans le cas d'une trajectoire lente ($T = 1 \text{ s}$), les points de rebroussement de la trajectoire correspondent aux changements de signe des courants. La direction de la force magnétique est directement donnée par le signe du courant. Le vecteur vitesse est donc ici colinéaire au vecteur force tout au long de la trajectoire. Dans le cas d'une trajectoire rapide ($T = 100 \text{ ms}$) le vecteur vitesse n'est plus colinéaire à la force. Ceci est dû au fait que l'inertie n'est plus négligeable à haute vitesse. Ce résultat est également attesté par des simulations présentées dans la thèse de M. Dkhil

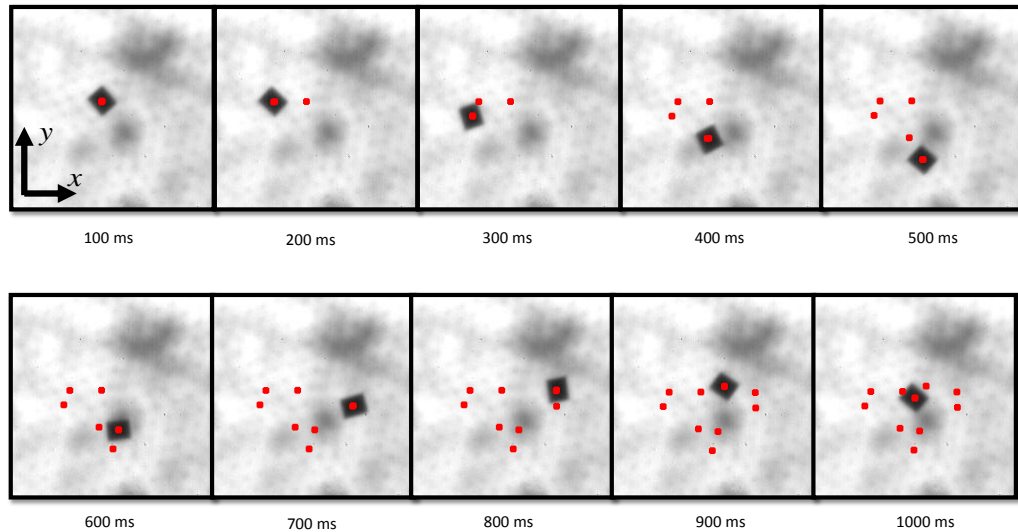


FIGURE 4.7 – Photos montrant la trajectoire de la particule en boucle fermée. La trajectoire de référence est un cœur de période $T = 1$ s. La taille de la particule utilisée est $60 \times 50 \times 25 \mu\text{m}^3$.

(Dkhil, 2016).

Ainsi, pour de faibles vitesses, le contrôle en boucle fermée permet de suivre une trajectoire en 2D de manière précise. Lorsque la vitesse augmente et atteint plus de cent fois la taille de la particule par seconde des effets d'inertie apparaissent, bien que la taille de la particule soit de quelques dizaines de micromètres. C'est, à ma connaissance, un résultat original, qui montre les limites de l'hypothèse habituelle qui consiste à considérer que l'inertie des objets est négligeable à ces échelles.

2.3. Bilan du contrôle par actionnement magnétique

Le contrôle en boucle fermée permet de garantir le positionnement d'objets magnétiques, que ce soit en milieu ambiant ou à l'interface air/liquide. En milieu ambiant, le contrôle a principalement pour but de garantir le positionnement malgré une reproductibilité faible des systèmes. A l'interface air/liquide les résultats vont plus loin grâce à la bonne reproductibilité offerte par les faibles forces d'adhésion, et un contrôle de trajectoire est possible à haute vitesse. Un phénomène peu couramment observé est mis en évidence : l'influence de l'inertie d'une particule de $60 \mu\text{m}$.

3. Contrôle des systèmes d'actionnement par convection thermocapillaire à l'interface air/liquide

Le but ici est de réaliser un contrôle en boucle fermée du système d'actionnement par convection thermocapillaire. Pour rappel, dans le chapitre 3, les variables de commande retenues sont l'orientation de la droite laser-particule, qui donne la direction du déplacement, et la distance laser-particule qui permet d'obtenir une vitesse radiale constante. Pour la commande, le modèle dynamique direct est obtenu par une identification expérimentale du système (voir chapitre 3). Cette section traite de la définition du contrôleur utilisé, et présente des résultats expérimentaux de positionnement en boucle fermée. Deux types d'actionnements sont proposés : en utilisant directement le spot laser, ou en générant des motifs lumineux.

3.1. Définition des contrôleurs

Comme cela a été expliqué au chapitre précédent, le contrôle de la vitesse et celui de la direction de la particule peuvent être découplés. Deux contrôleurs indépendants, de type SISO (entrée unique, sortie unique) seront donc définis ici (Figure 4.8). Le laser est déplacé à l'aide d'un miroir, dont la fonction de transfert a été identifiée expérimentalement. La réponse du miroir étant précise et reproductible, et sa dynamique étant grande devant celle du système thermodynamique, il est possible de considérer que le bloc 'modèle inverse / système de miroir' a une fonction de transfert équivalente à l'identité. Elle ne sera donc pas abordée ici.

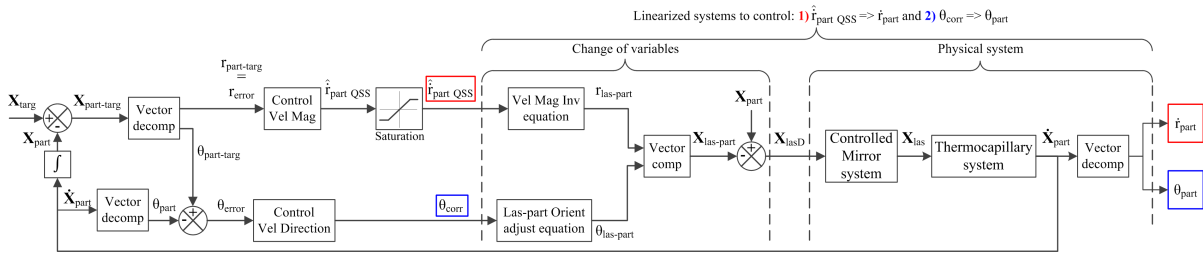


FIGURE 4.8 – Le schéma bloc représente l'ensemble du système en boucle fermée. Ce dernier est composé de deux sous-systèmes linéaires. Le premier a pour entrée la vitesse de la particule en régime permanent souhaitée $\hat{r}_{part\ QSS}$ et en sortie l'amplitude de la vitesse de la particule \dot{r}_{part} (entourées en rouge). Le second a pour entrée l'angle de correction θ_{corr} et comme sortie la direction du déplacement de la particule θ_{part} (en bleu). Le premier sous-système est commandé par le contrôleur relatif à l'amplitude de la vitesse ("control Vel Mag"), et le second celui relatif au contrôle de la direction du déplacement ("control Vel Direction"). Les blocs "Vector comp" et "Vector decomp" permettent de passer des coordonnées polaires au coordonnées cartésiennes et inversement.

Le premier sous-système est relatif au contrôle de l'amplitude de la vitesse \dot{r}_{part} . L'entrée de ce système a été définie comme étant la vitesse souhaitée en régime permanent, $\hat{r}_{part\ QSS}$, et non pas la distance laser-particule utilisée comme entrée du système physique, de manière à avoir un système linéaire. Le second contrôle la direction de la vitesse de la particule, θ_{part} et a pour entrée l'angle de correction θ_{corr} . La commande a donc pour but de définir la position désirée du laser X_{lasD} à partir de ces deux sous-systèmes indépendants et linéaires en utilisant l'inversion des modèles présentés dans le chapitre précédent.

Pour le premier sous-système, la partie radiale du vecteur définissant la distance laser-particule, $r_{las-part}$, est calculé à partir de la vitesse en régime permanent désirée $\hat{r}_{part\ QSS}$. Cette relation est obtenue à partir de l'inversion du modèle donné par l'équation (3.3) (section 2.3 du chapitre 3). Ce modèle inverse (bloc "Vel Mag Inv equation") est défini par :

$$r_{las-part} = -0.732 \hat{r}_{part\ QSS} + 4.177 \quad (4.4)$$

en utilisant les paramètres identifiés au chapitre précédent. Le but du contrôleur associé à ce premier sous-système est de réduire la distance entre la position de la cible et celle de la particule. L'erreur en entrée du contrôleur est donc $r_{error} = r_{part-targ}$. Un contrôleur de type proportionnel dérivé (PD) est utilisé. Les valeurs des gains seront discutées dans la partie expérimentale (Section 3.2).

Pour le second sous-système, l'orientation du vecteur laser-particule $X_{las-part} : \theta_{las-part}$ est calculée à partir de l'angle de correction θ_{corr} dans le bloc "Las-part Orient adjust equation" à partir de l'équation suivante :

$$\theta_{las-part} = \theta_{part-targ} - \theta_{corr} \quad (4.5)$$

où $\theta_{\text{part-targ}}$ est l'orientation désirée du vecteur reliant la position de la particule et celle de la cible $\mathbf{X}_{\text{part-targ}}$. Le but du contrôleur associé à ce second sous-système est de réduire la différence entre l'orientation du déplacement de la particule et l'orientation du déplacement désiré $\theta_{\text{part-targ}}$. L'erreur en entrée du contrôleur est donc $\theta_{\text{error}} = \theta_{\text{part-targ}} - \theta_{\text{part}}$. Il calcule l'angle de correction θ_{corr} à partir d'un contrôleur proportionnel. La valeur de ce gain est donnée dans la partie expérimentale (Section 3.2). La position relative du laser par rapport à la particule (vecteur $\mathbf{X}_{\text{laser-part}}$) est alors calculée à partir de la distance laser-particule $r_{\text{laser-part}}$ et l'orientation $\theta_{\text{laser-part}}$ donnée par ces deux sous-systèmes. Connaissant la position de la particule, obtenue par retour visuel, la position du laser pour effectuer un déplacement donné peut être calculée.

3.2. Résultats expérimentaux du contrôle d'une particule par actionnement thermocapillaire

Le schéma de commande proposé est testé expérimentalement. Le but est de positionner la particule à une position désirée \mathbf{X}_{targ} . La cible est considérée comme atteinte lorsque la particule entre dans une région de tolérance définie comme un cercle de $250\mu\text{m}$ de rayon autour de \mathbf{X}_{targ} . Comme le laser ne peut pas être éteint à l'aide du programme de contrôle, le rayon est dévié de manière à pointer vers le bord de l'espace de travail. La distance entre le laser et la particule est alors suffisamment grande pour ne pas induire de mouvement sur cette dernière. Si la particule sort de la région de tolérance, le contrôle reprend.

Actionnement

L'actionnement est réalisé par deux techniques : (i) l'utilisation directe du spot laser et (ii) l'utilisation de motifs lumineux.

Le contrôle par spot laser utilise directement le rayon issu du laser pour chauffer ponctuellement le liquide. Dans le cas du contrôle par motifs lumineux, le laser est déplacé rapidement par le miroir de manière à décrire le motif voulu. Deux types de motifs sont proposés : un arc, dédié au déplacement de la particule vers sa position d'intérêt, et un cercle, utilisé soit pour amener la particule à sa position d'intérêt, soit pour la stabiliser autour de sa position finale (Figure 4.9).

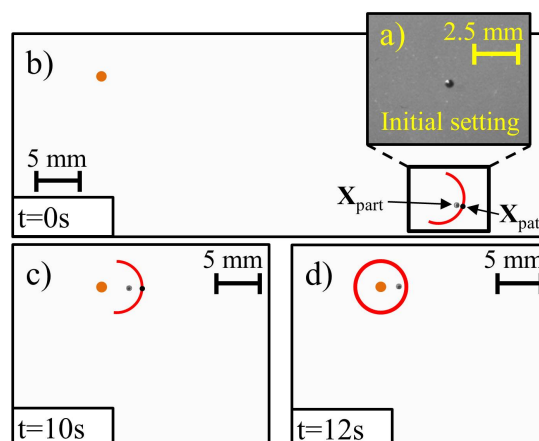


FIGURE 4.9 – Principe de la manipulation par motifs lumineux a) Une particule AISI 304 steel de $500\mu\text{m}$ de diamètre est posée à la surface d'un liquide. Un motif en arc est utilisé pour amener la particule vers sa position finale (rayon de l'arc : 3.22 mm , ouverture angulaire : 180° , puissance du laser : 120 mW). Lorsqu'elle entre dans une zone de tolérance définie autour de la position d'intérêt le laser décrit un cercle autour de la particule pour la stabiliser à sa position finale (rayon du cercle : 3.22 mm).

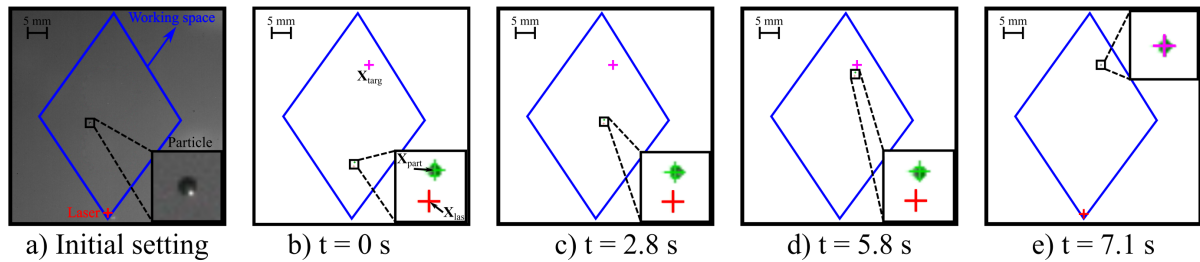


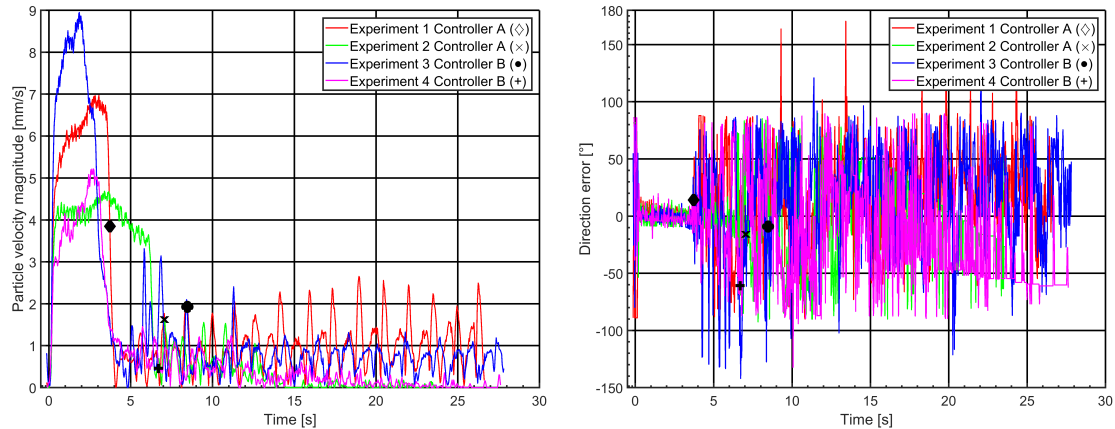
FIGURE 4.10 – a) Une particule de 500- μm de diamètre flotte à la surface, l'actionnement est éteint. b)-d) Le contrôle débute et la particule (croix verte) est amenée à sa position de consigne (croix violette) à l'aide du laser (croix rouge) e) La particule atteint sa cible, les contrôleurs sont éteints.

Les positions du spot et des motifs sont contrôlées de manière similaire, en utilisant les contrôleurs définis précédemment. Les valeurs des gains des contrôleurs sont quant à elles identifiées pour chaque méthode d'actionnement.

Expériences

La première expérience utilise l'actionnement par spot laser pour amener la particule à sa position cible (Figure 4.10). Cette expérience est réalisée 4 fois, en utilisant deux réglages différents du contrôleur de la vitesse de la particule (Figure 4.11). Dans les premiers instants, la vitesse de la particule augmente (Figure 4.11(a)) et cette dernière se rapproche de la cible. Il est intéressant de voir que les vitesses atteintes diffèrent pour chaque expérience, alors que les contrôleurs sont saturés à la distance particule-laser la plus petite dans les premières secondes (jusqu'à environ 4 secondes). L'une des raisons est la grande variabilité induite par la présence de surfactants qui modifient la tension de surface et donc le flux convectif généré (Berg and Acrivos, 1965). Quand la vitesse est importante (de 0 à 4s), l'erreur sur la direction de la vitesse est faible. Les données expérimentales recueillies permettent de calculer l'écart entre la particule et la trajectoire idéale, qui est la droite reliant la position initiale de la particule et la position cible. L'écart maximum est de 0.67 mm, et la variation standard des écarts est de 0.09 mm. Toutes les expériences ont permis d'amener la particule à sa position cible.

Ces résultats montrent que l'actionnement par flux thermocapillaires peut être utilisé pour contrôler le déplacement de particules. Une particule de 500- μm de diamètre est déplacée vers une cible avec une vitesse atteignant 4.5-9 mm/s (9-18 bl/s), ce qui est parmi les vitesses les plus importantes de la littérature pour un actionnement utilisant l'effet Marangoni ((Vela, 2010), (Hu et al., 2013)). Cependant, malgré ces résultats intéressants, deux limitations majeures apparaissent. La première est la complexité de l'ensemble, qui nécessite l'utilisation de deux contrôleurs, pour piloter respectivement la vitesse et la direction du déplacement. De plus, le contrôle en direction présente des performances limitées puisque l'erreur atteint 19.78° , bien que la vitesse de la particule soit élevée (Fig. 4.11(b)). Ce problème s'accroît encore lorsque la vitesse diminue, et l'erreur peut atteindre $\pm 90^\circ$. La seconde limitation majeure est la stabilisation de la particule au sein de la région d'intérêt (Fig. 4.11(a) et 4.12). Quand la particule entre dans la région de tolérance, l'actionnement est arrêté. Cependant, un effet rebond est observé, et la particule sort de la zone de tolérance. Les contrôleurs sont alors activés de nouveau, et la particule est ramenée dans la région d'intérêt. Mais elle en sort dès que l'actionnement est à nouveau coupé. Cet effet de rebond est probablement dû au fait qu'un courant fluide de sens contraire apparaît quand le laser ne chauffe plus la zone proche de la particule. Du fluide plus froid est toujours amené à la surface par les cellules de convection décrites au chapitre 2, à cause de l'inertie du fluide. Comme le laser ne chauffe plus, ce fluide atteint la surface avec une température inférieure à celle du fluide environnant. Ceci inverse le sens des cellules de convection,



(a) Amplitude de la vitesse de la particule en fonction du temps

(b) Direction du déplacement de la particule

FIGURE 4.11 – Contrôle par actionnement thermocapillaire en utilisant le spot laser. Les gains utilisés pour le contrôleur de la vitesse de la particule sont les suivants. Contrôleur A (temps de réponse de 2s et dépassement de 10%) : $K_p=3.09$, $K_d=1.67$. Contrôleur B (temps de réponse de 2s et dépassement de 1%) : $K_p=1.148$, $K_d=0.332$. Le contrôleur relatif à la direction du déplacement est un correcteur proportionnel, avec un gain de 0.5. Les marques sur les courbes indiquent le temps auquel la particule est entrée pour la première fois dans la zone de tolérance.

et la particule est attirée vers la zone où se trouvait le laser, hors de la zone d'intérêt.

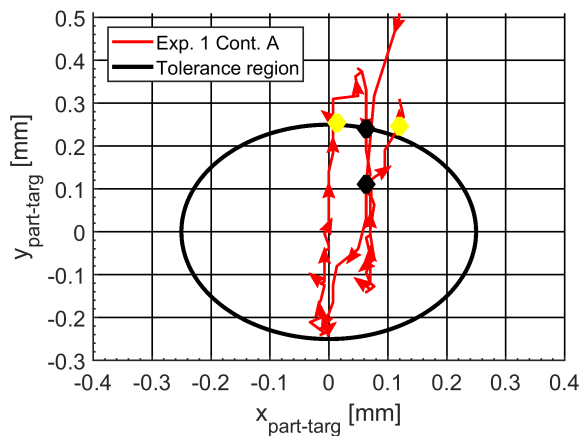
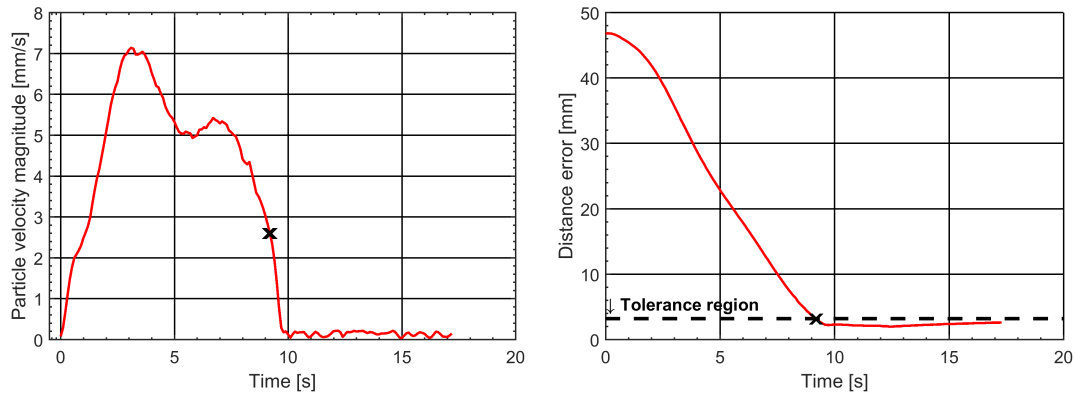


FIGURE 4.12 – Trajectoire de la particule proche de la zone de tolérance. Les marqueurs jaunes et noirs indiquent les positions auxquelles les contrôleurs sont allumés et éteints respectivement.

Pour pallier ces limitations, une stratégie de contrôle par motifs lumineux est proposée. Elle est présentée sur la Figure 4.13. La figure 4.13(b) présente l'erreur en distance en fonction du temps. La particule est déplacée en utilisant un motif d'arc. Elle atteint une vitesse de 7 mm/s (14 bl/s) (Fig. 4.13(a)). Quand la particule atteint la zone d'intérêt, la phase de stabilisation débute et un motif circulaire est utilisé. Ce contrôle maintient la particule dans la zone d'intérêt. L'expérience présentée ici montre une stabilisation pendant 5s, mais pourrait être maintenue plus longtemps. La vitesse de la particule est alors très faible, de l'ordre de 0.2 mm/s (0.4 bl/s), ce qui est au-dessous de la vitesse liée au bruit en l'absence d'actionnement (0.8 mm/s). Ceci est rendu possible par le fait que le laser induit un flux dirigé vers l'intérieur du cercle, créant ainsi une position d'équilibre stable.



(a) Amplitude de la vitesse de la particule en fonction du temps (b) Ecart entre la particule et sa position cible en fonction du temps

FIGURE 4.13 – Contrôle d'une particule par actionnement thermocapillaire en utilisant des motifs lumineux. La phase de déplacement est assurée par un motif en arc de cercle. Les marqueurs indiquent le début de la phase de stabilisation utilisant un motif circulaire.

3.3. Bilan de l'actionnement par actionnement thermocapillaire

L'actionnement thermocapillaire permet le contrôle de la position de particules micrométriques disposées à l'interface air/liquide en utilisant les courants de convection générés par la modification de la tension de surface du fluide lié à l'échauffement localisé de la surface. Différentes stratégies de contrôle sont proposées, en utilisant directement le spot laser, un motif en arc ou un motif circulaire. La comparaison de ces différents actionnements est présentée sur la figure 4.14. Le contrôle par spot laser offre les meilleures performances en matière de vitesse pour une puissance du laser donnée. Comme la puissance du laser est réduite, l'élévation de température est également limitée. Cependant, cet actionnement nécessite l'utilisation de deux contrôleurs, et la stabilisation de la particule est complexe. Le contrôle par arc nécessite une puissance du laser d'actionnement trois fois supérieure à celle du contrôle par spot laser pour obtenir des vitesses similaires, ce qui engendre une élévation de température plus importante. Le contrôle est cependant simplifié. Par les vitesses induites très faibles, le contrôle par motif circulaire est particulièrement adapté à la stabilisation de la particule. En utilisant ces différentes stratégies, des vitesses de quelques millimètres par secondes sont obtenues. Il convient de noter que les vitesses générées par cet actionnement ne dépendent pas de la taille des objets déplacés. Il est donc possible de déplacer des objets plus petits de manière tout aussi rapide, ce qui le place parmi les systèmes les plus rapides de l'état de l'art permettant de déplacer des particules allant de 1 micromètre à 1 millimètre. Ces travaux représentent à ma connaissance, le premier contrôle de trajectoire en boucle fermée par actionnement thermocapillaire à l'interface air/liquide.

4. Contrôle des systèmes d'actionnement par diélectrophorèse

Cette section a pour but d'illustrer le contrôle de la trajectoire de particules par diélectrophorèse. Un contrôleur est défini. Il a pour but d'inverser le modèle présenté au chapitre précédent, pour calculer les tensions à appliquer aux électrodes en fonction de la position souhaitée des particules. Il est validé en boucle ouverte expérimentalement. Une commande en boucle fermée est testée en simulation, sur un système soumis à différentes perturbations. Enfin, le système proposé est analysé dans l'optique de réaliser le tri de cellules biologiques. En effet, l'actionnement par diélectrophorèse est particulièrement prometteur dans le cadre du déplacement d'objets au sein de puces fluidiques, pour réaliser notamment du tri ultra sélectif de cellules. Cette thématique fait actuellement l'objet d'un projet de maturation, et est détaillée dans les perspectives de ce document. Un planificateur

Characteristics	Circular pattern	Arc pattern	Laser spot
Laser power	Large (120 mW)	Large (120 mW)	Small (37 mW)
Temperature increase	Large	Large	Small (below 2 °C)
Max. particle Vel.			
During control	—	7 mm/s	8.5 mm/s
Movement direction control	—	Simple	Require controller
Position stabilization?	Yes	No	No

FIGURE 4.14 – Comparaison des caractéristiques des différentes stratégies d’actionnement par effets thermocapillaires.

de trajectoire est proposé en ce sens, et les performances atteignables par ce système de tri sont étudiées à partir de simulations.

4.1. Contrôle de trajectoire par diélectrophorèse

Cette première partie s’intéresse au contrôle de trajectoire des particules. Elle présente l’inversion du modèle, sa validation expérimentale en boucle ouverte et une étude de précision et de robustesse à partir de simulations.

Inversion du modèle du système d’actionnement par diélectrophorèse

L’objectif de cette section sur l’inversion du modèle est de calculer les tensions à appliquer aux bornes de chaque électrode en fonction de la position de la particule \vec{X} et de sa position désirée \vec{X}^{des} . En absence d’inertie, la règle la plus simple consiste à demander une vitesse $\dot{\vec{X}}^{des}$ permettant de corriger l’erreur en un intervalle de temps Δt :

$$\dot{\vec{X}}^{des} = \frac{\vec{X}^{des} - \vec{X}}{\Delta t} \quad (4.6)$$

La vitesse désirée $\dot{\vec{X}}^{des}$ est obtenue en appliquant une force de diélectrophorèse. D’après le chapitre 2, cette force peut être mise sous la forme matricielle quadratique suivante :

$$\vec{F}_{DEP} = \mathbf{U}^T \mathbf{P} \mathbf{U}, \quad (4.7)$$

avec \mathbf{U} (resp. \mathbf{U}^T) le vecteur des potentiels électriques appliqués sur les électrodes (resp. sa transposée) et $\vec{\mathbf{P}}$ la matrice regroupant les dérivations spatiales et les coefficients de Fourier. Pour une particule sphérique, la matrice $\vec{\mathbf{P}}$ est donnée par :

$$\vec{\mathbf{P}} = \left(\frac{\partial \mathbf{e}_{[2 \times J \times K]}^T}{\partial X} (y, z) \cdot \mathbf{A}_{[2 \times J \times K \times (N^+ + N^-)]} \right)^T \cdot \frac{\partial^2 \mathbf{e}_{[2 \times J \times K]}^T}{\partial X^2} (y, z) \cdot \mathbf{A}_{[2 \times J \times K \times (N^+ + N^-)]}.$$

L’inversion de l’équation (4.7), qui permet de calculer les tensions à appliquer aux électrodes pour générer une force de diélectrophorèse donnée, est cependant plus complexe à obtenir.

L’équation (4.7) est une forme quadratique dépendant des tensions de commande. À haute vitesse ou lorsque la particule est proche des électrodes, les non-linéarités de cette équation ne peuvent pas être négligées. Il n’existe donc pas de formulation analytique permettant d’inverser ce système d’équations. Un algorithme d’optimisation est donc utilisé pour calculer les tensions à appliquer aux électrodes. Cependant, lorsque le système possède de nombreuses électrodes, la fonction objectif

$|\dot{\vec{X}}^{des} - \dot{\vec{X}}(\mathbf{U})|$ possède de nombreux minima locaux. Un algorithme d'optimisation globale, l'algorithme de recuit simulé, est donc mis en œuvre ici pour ses bonnes performances en matière de précision et de rapidité (Michálek, 2015).

Cet algorithme s'inspire du processus de recuit utilisé en métallurgie. La fonction à optimiser est analogue à l'énergie du système que l'on souhaite minimiser :

$$|\dot{\vec{X}}^{des} - \dot{\vec{X}}(\mathbf{U})| = \vec{E}n. \quad (4.8)$$

Le système possède également une température T , qui diminue avec le temps. L'algorithme de recuit simulé consiste ici à effectuer une modification élémentaire de la commande \mathbf{U} , qui consiste en l'ajout ou le retrait d'une valeur aléatoire à l'une des tensions u_i . Cette modification élémentaire de la commande entraîne une modification de l'énergie du système que l'on souhaite minimiser ΔEn . La modification de la commande est alors acceptée suivant la probabilité : $p = \exp(-\Delta En/T)$. Cette loi de probabilité permet d'accepter toute modification de la commande qui minimise l'énergie du système ($p > 1$ pour $\Delta En < 0$) en réduisant l'écart entre l'évolution désirée de la particule et celle prévue avec la nouvelle commande. Elle permet également d'accepter certaines modifications défavorables en fonction de la température T du système. Toute la force de cet algorithme réside dans cette capacité à accepter aléatoirement des évolutions défavorables de la commande pour sortir des optima locaux et tendre vers l'optimum global. Avec des paramètres bien choisis, cet algorithme converge vers la commande optimale en un temps fini. Le temps de convergence dépend fortement des nombreux paramètres définis empiriquement, principalement la génération des variations de la commande, l'évolution de la température et la condition d'arrêt. Le générateur des variations de la commande utilisé choisit aléatoirement une tension de commande à laquelle il ajoute une valeur aléatoire suivant une loi normale centrée réduite. L'écart type est réglé au dixième de la plage de tension autorisée¹. L'évolution de la température est définie par la récurrence suivante : $T_{t+1} = 0.8T_t$. Enfin l'algorithme s'arrête lorsque l'énergie du système est inférieure à 5% de la valeur désirée, $|\dot{\vec{X}}^{des} - \dot{\vec{X}}(\mathbf{U})| = 0.05\dot{\vec{X}}^{des}$. Cette condition d'arrêt peu contraignante permet de stopper l'algorithme rapidement (quelques centaines d'itérations lorsque la solution existe). Afin de maîtriser le temps de calcul, le nombre d'itérations peut être limité. Ainsi, le contrôleur fournit toujours une commande en un temps maximum prédéterminé.

La figure 4.15 résume le contrôleur tel qu'établi dans cette section. Il convient de noter que ce bloc est constitué principalement de l'inversion du modèle. Le correcteur est ici considéré comme étant l'identité. Le temps de calcul de la nouvelle commande dépend principalement du nombre d'itérations de l'algorithme d'optimisation et du temps de calcul d'une boucle d'itération. Si un nombre maximal d'itérations peut être réglé par l'utilisateur, le temps de calcul de la boucle d'itération est principalement lié au calcul de la force diélectrophorèse. À cet égard, le développement d'un modèle permettant le calcul du potentiel électrique avec un temps de calcul réduit présenté au chapitre 2 est primordial.

Validation expérimentale du modèle inverse en boucle ouverte

Afin de valider la partie précédente sur l'inversion du modèle, une expérience en boucle ouverte est réalisée. Une trajectoire de référence en forme de dents de scie de fréquence variable est définie. L'ensemble des tensions à appliquer aux bornes des électrodes pour réaliser cette trajectoire est pré-calculé. Ce pré-calcul est réalisé pas à pas à partir de l'inversion de modèle détaillée dans la section précédente. Le déplacement des billes provoqué par la force de diélectrophorèse est simulé à partir du modèle dynamique issu des relations données au chapitre 2. Les tensions à appliquer au pas de temps suivant sont calculées à partir de la nouvelle position des billes obtenue par simulation.

1. Pour un système pouvant générer des tensions de $\pm 5V_{rms}$ la plage de tension est de 10V et l'écart type vaut donc $10V/10V = 1$.

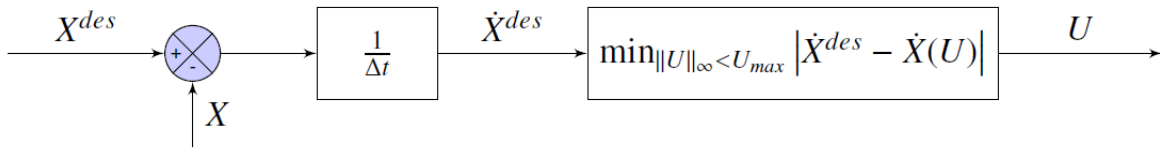


FIGURE 4.15 – Représentation du contrôleur. X (resp. X_{des}) représente la position de la particule (resp. sa position désirée), U est la commande (tension appliquée sur les électrodes). L'évolution du système en fonction de la commande, $\dot{X}(U)$, est définie par le modèle dynamique. Ce contrôleur est constitué principalement de l'inversion du modèle. Le correcteur est ici considéré comme étant l'identité.

L'ensemble des tensions pré-calculées est ensuite appliqué sur le dispositif expérimental. Cinq billes sont initialement présentes à une position initiale similaire. La figure Fig. 4.16 présente quelques vues prises lors de l'expérimentation. La figure 4.17 présente les trajectoires effectives des billes. Quand l'actionnement est mis en fonctionnement ($t < 0.5s$), des billes situées à une altitude différente de celle utilisées dans le modèle sont repoussées hors du champ de vue par diélectrophorèse. Puis les 5 particules suivent la trajectoire de référence pendant les premiers instants. Cependant, lorsqu'une perturbation apparaît les billes s'éloignent de la trajectoire de référence, et, en l'absence de contrôle en boucle fermée, ne suivent plus le trajet désiré. L'inversion de modèle est donc validée, mais il est nécessaire de mettre en place un contrôle en boucle fermée pour garantir le suivi de trajectoire malgré les perturbations.

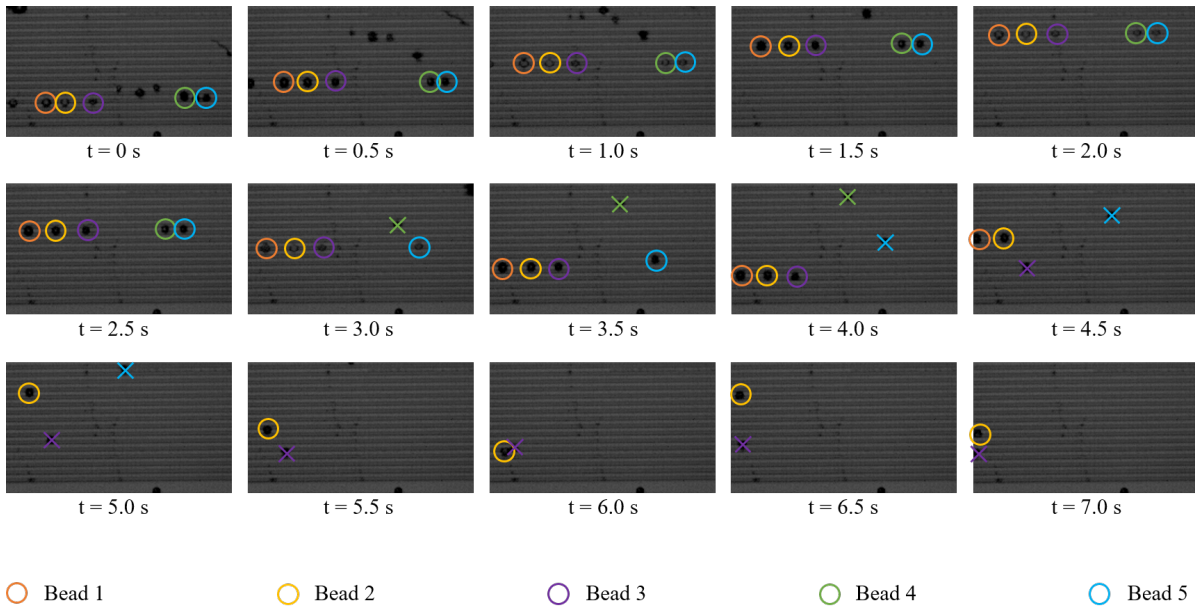


FIGURE 4.16 – Vues des trajectoires des billes lors de l'expérience de contrôle en boucle ouverte. Les cercles identifient les différentes billes dont la trajectoire est donnée sur la figure Fig. 4.17. Quand ils sont changés en croix, cela signifie que les billes ne suivent plus la trajectoire de référence.

4.2. Vers une application de tri de cellules

L'objectif de ces travaux, à terme, est de développer un trieur de cellules (lymphocytes). Pour cela, l'échantillon liquide contenant les lymphocytes circule dans un micro-canal où un champ électrique permet de contrôler par diélectrophorèse la position de chaque lymphocyte dans le flux de liquide. Ce

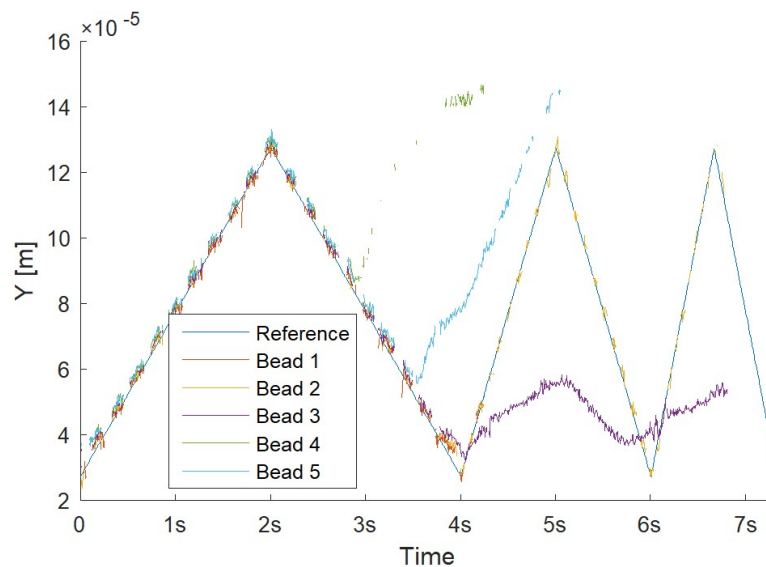


FIGURE 4.17 – Contrôle en boucle ouverte de la trajectoire de particules par diélectrophorèse. Les billes (borosilicate) ont un diamètre de $10.2 \mu\text{m}$.

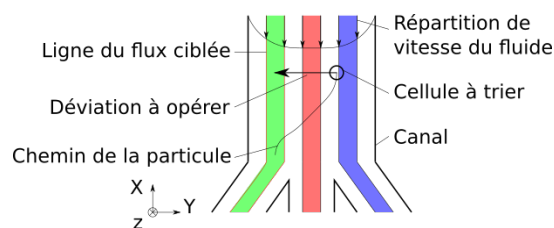


FIGURE 4.18 – Principe de tri d'une cellule par guidage vers la ligne de flux du liquide porteur allant vers la sortie de destination.

canal possède plusieurs sorties vers lesquelles sont dirigés les lymphocytes en fonction des résultats de leur analyse (Fig. 4.18). Dans la suite, un trieur possédant trois sorties est considéré. Un simulateur en boucle fermée, intégrant différentes perturbations, a été développé pour étudier le comportement du système. Il est programmé sous Matlab. La stratégie de tri développée pourra être généralisée à N sorties.

Croisement de lymphocytes

Dans le cas où plusieurs lymphocytes ayant des destinations différentes seraient simultanément dans la zone d'actionnement, il peut être nécessaire de faire se croiser ces lymphocytes. A cet effet, la figure 4.19 présente une série de simulations présentant deux lymphocytes ayant des destinations opposées. Afin d'atteindre ces destinations, les deux lymphocytes doivent se croiser à des altitudes différentes (suivant l'axe \bar{z}). Chaque sous-figure présente les chemins désirés et simulés des deux lymphocytes pour différents nombres d'électrodes (4, 6, 8 et 10 électrodes).

Lorsque le canal ne possède que quatre électrodes, le contrôle du champ électrique dans la zone d'actionnement est trop limité pour manipuler simultanément deux lymphocytes. À partir de six électrodes présentes sur les parois du canal, le contrôle du champ électrique est suffisamment précis pour pouvoir croiser deux lymphocytes. Malgré tout, le suivi précis de la trajectoire de consigne n'est assuré qu'à partir de dix électrodes. Par la suite, six électrodes seront utilisées par destination du trieur pour permettre de croiser un lymphocyte devant rester dans la zone de destination et un lymphocyte devant traverser cette zone pour atteindre sa destination.

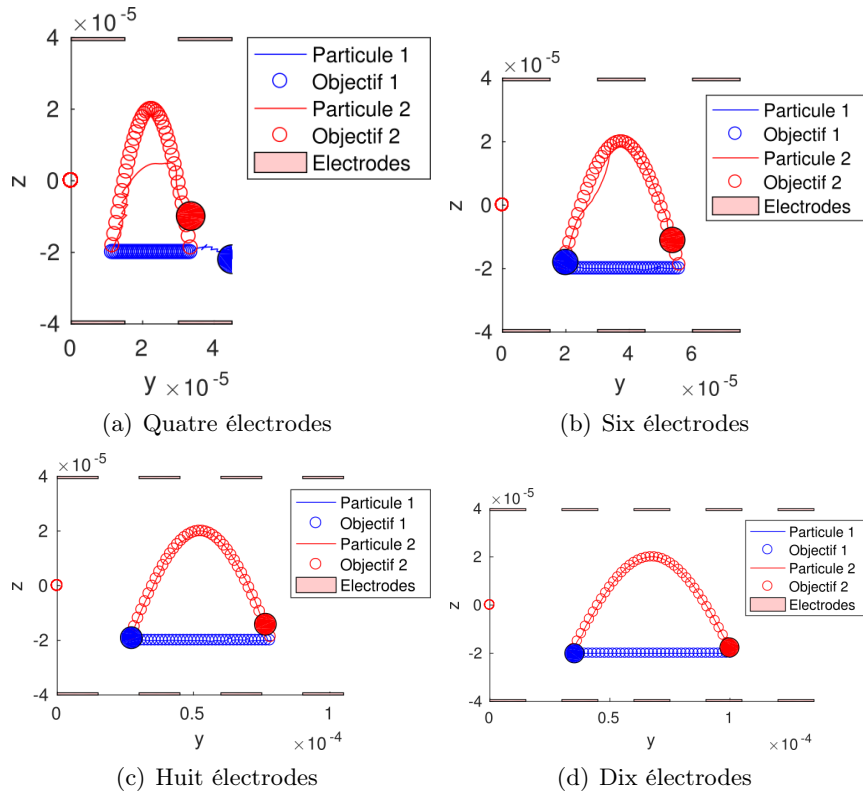


FIGURE 4.19 – Chemins suivis par deux lymphocytes lors de leur croisement, à des altitudes différentes, pour différents nombres d'électrodes. Largeur des électrodes : $15\mu\text{m}$, hauteur du canal : $80\mu\text{m}$, diamètre du lymphocyte : $8\mu\text{m}$

Performance du trieur

Afin d'évaluer les capacités de tri d'un canal, un simulateur est développé dans la thèse de V. Gauthier (Gauthier, 2018). Logiquement, lorsque la probabilité d'entrée d'un lymphocyte dans la zone d'actionnement est faible, le taux de réussite est élevé. Celui-ci décroît lorsque la probabilité d'entrée des lymphocytes augmente. Cependant, un palier peut s'observer pour des fréquences comprises entre 400 et 500 cellules triées par seconde pour le système proposé dans cette simulation. Ce palier pourrait s'expliquer par la transition entre deux causes d'échecs lors du tri. À basse fréquence, les erreurs sont liées aux rares (statistiquement) lymphocytes arrivant trop près les uns des autres. À haute fréquence, le système sature et ne trie plus correctement. En l'état actuel, d'après le simulateur développé dans cette section, il faut paralléliser trois canaux de tri de lymphocytes pour trier 1 million de lymphocytes par heure avec un taux de réussite de 99.99 %.

4.3. Bilan du contrôle par diélectrophorèse

Cette section a proposé une méthode basée sur l'algorithme de recuit simulé pour inverser le modèle développé au chapitre 2, et ainsi permettre le calcul des tensions à appliquer aux électrodes en fonction du déplacement souhaité des objets. Des expériences en boucle ouverte ont montré que cette inversion permet le suivi de trajectoire en l'absence de perturbations, mais qu'un contrôle en boucle fermée reste nécessaire. Ce dernier a été évalué en simulation. Concernant l'application visée du tri de cellules, le simulateur développé a montré qu'à la fréquence voulue de 277 cellules par seconde, le taux de réussite sature à 90%. Pour atteindre 100% de réussite, il faudrait disperser les cellules lors de leur entrée dans le système ou paralléliser trois zones d'actionnement triant 100 cellules par seconde.

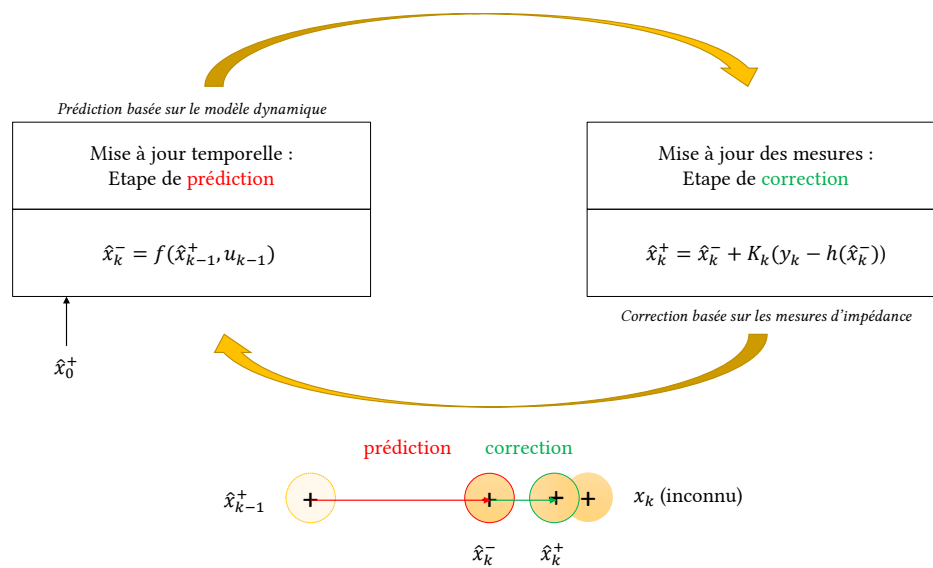


FIGURE 4.20 – Schéma simplifié illustrant le principe général de fonctionnement du filtre utilisé.

5. Vers la commande basée sur des mesures d'impédance

Les chapitres précédents ont mis en évidence l'intérêt potentiel, mais aussi les difficultés liés à l'estimation de position par mesure d'impédance. Cette section propose de réaliser cette estimation de position basée sur ces mesures d'impédance en utilisant un filtre de Kalman. Des résultats de simulation d'estimation de position dans le plan, et des résultats expérimentaux d'estimation de position selon une direction sont présentés.

5.1. Mise en place d'un filtre de Kalman d'estimation de position

Le chapitre précédent (Section 3.3) a montré que la relation entre la mesure d'impédance et la variation de position des particules dans les puces fluidiques n'était pas bijective, et que les mesures d'impédance étaient bruitées. Il n'est donc pas possible de se baser uniquement sur ces mesures d'impédance pour connaître la position des particules. Cette section propose d'utiliser un estimateur d'état, un filtre de Kalman étendu. Ce type de filtre permet d'estimer un ou plusieurs paramètres en se basant sur l'état précédent. Il associe aux mesures un modèle d'état, permettant ainsi son bon fonctionnement même lorsque le modèle d'observation est surjectif (Figure 4.20). Les réglages du filtre sont basés sur des données statistiques concernant le bruit. Enfin, il permet d'intégrer plusieurs équations liant mesures et états que l'on souhaite estimer, ce qui en fait un outil adapté y compris pour le cas à deux dimensions où la fusion de données est envisagée.

Pour le fonctionnement du filtre, il est nécessaire de définir le modèle d'état, le modèle d'observation, la matrice de covariance du bruit d'état et la matrice de covariance concernant les perturbations sur le modèle dynamique. Le filtre permet de donner une estimation \hat{x}_k d'un état en se basant sur un vecteur de mesures y_k :

$$\begin{cases} x_k = f(x_{k-1}, u_{k-1}) + \alpha_{k-1} & (4.9) \\ y_k = h(x_k) + \beta_k & (4.10) \end{cases}$$

où β représente le bruit de mesure et α les perturbations qui affectent la dynamique du système. Le vecteur d'entrée du modèle d'état u_k est lié à l'actionnement. f représente la dynamique de l'objet

et h est le modèle d'observation. Le vecteur d'état discrétisé est défini de la façon suivante :

$$x_k = \begin{bmatrix} p_k^x & p_k^y & p_k^z & \sigma_k \end{bmatrix}^T. \quad (4.11)$$

avec p_k^x , p_k^y et p_k^z respectivement la position de l'objet selon l'axe x , y et z , et σ_k la conductivité du milieu à l'itération k . Cette dernière une variable influe sur l'impédance mesurée, et doit de ce fait être considérée.

Le vecteur des mesures y_k contiendra la partie du signal mesurée par l'impédancemètre sensible à la position de l'objet, c'est à dire les $Z^m(p_k^x, p_k^y, p_k^z, \sigma_k)$.

Modèle d'état

Le modèle d'état est le modèle dynamique utilisé lors de l'étape de prédiction du filtre. Il sert ici à donner une première approximation de la position des objets que l'on souhaite détecter en se basant sur la connaissance du système, en particulier des forces d'actionnement. On négligera l'inertie des particules : $\sum \vec{F}_{ext} = \vec{0}$. On considère notamment un actionnement fluïdique, caractérisée par ses vitesses $v^{f,x}$ et $v^{f,y}$ selon les axes x et y respectivement. Ces vitesses peuvent être estimées à partir de la connaissance du débit ou de la pression en sortie des actionneurs, et de la résistance fluïdique des canaux. D'autres forces, comme une force de diélectrophorèse, pourront être ajoutées.

La matrice de covariance du bruit d'état est notée Q . Dans ces travaux, on supposera que les variables d'état sont décorélées. Il s'agit là d'une hypothèse forte qui a pour but de simplifier les équations, et qui pourra être revue à des fins d'optimisation. La matrice de covariance du bruit d'état est donc diagonale. Les paramètres de Q sont complexes à déterminer analytiquement. Un jeu de 'bons' paramètres pourra être déterminé empiriquement ou à l'aide de méthodes adaptatives.

Modèle d'observation

Le modèle d'observation relie les variables d'état aux mesures. Il est utilisé dans l'étape de correction du filtre. Dans le cas présent, les mesures d'impédance, dont on définit au préalable le modèle de variation en fonction de la position et de la conductivité, permettent d'affiner l'estimation fournie par le modèle dynamique qui, lui, est purement prédictif. L'identification des modèles d'observation a été effectuée dans les chapitres précédents. La dépendance à la position a été identifiée de manière expérimentale pour un cas 1D et en simulation pour un cas 2D. La dépendance à la conductivité suit quant à elle un modèle analytique de milieu purement résistif.

La forme complète du modèle d'observation comprend un modèle de la variation d'impédance pour toutes les paires d'électrodes disponibles pour la mesure du système. Le vecteur des mesures est donc :

$$y_k = \begin{bmatrix} Z^1(p, \sigma) \\ Z^2(p, \sigma) \\ \vdots \\ Z^m(p, \sigma) \\ \vdots \\ Z^M(p, \sigma) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z^{1,0}(\sigma)(1 + \phi_1(p)) \\ Z^{2,0}(\sigma)(1 + \phi_2(p)) \\ \vdots \\ Z^{m,0}(\sigma)(1 + \phi_m(p)) \\ \vdots \\ Z^{M,0}(\sigma)(1 + \phi_M(p)) \end{bmatrix} = h(x_k) + \beta_k \quad (4.12)$$

La matrice de covariance du bruit de mesure est notée R . Comme pour le modèle d'état, on considère que les perturbations sont décorélées. Sous cette hypothèse :

$$R = \begin{bmatrix} S_{Z1}^2 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & S_{ZM}^2 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

où $S_{Z1} \dots S_{ZM}$ sont les écarts-types du bruit de mesure, calculés à partir de données fournies par l'instrumentation de mesure.

Les performances atteignables pour l'estimation de position en 2 dimensions sont discutées dans la section suivante à partir de simulations. Une validation expérimentale dans le cas à une dimension est ensuite présentée.

5.2. Simulations d'estimation de position en temps réel : cas 2D

L'utilisation de mesures d'impédancemétrie pour la détection de position est tout d'abord étudiée en simulation, à partir du cas d'exemple représenté sur la figure 4.21. Il consiste à estimer la position d'un objet sphérique dans un bassin entouré d'électrodes. Une trajectoire de référence, de type spirale, inconnue du filtre, est générée. De cette trajectoire est extraite la vitesse de l'objet, nommée vitesse de référence : $v^{Ref} = [v^{x,Ref} \quad v^{y,Ref}]^T$. Les impédances associées à la trajectoire de référence, obtenues à partir de simulations Comsol seront nommées *impédances de référence*. Les signaux de mesure et l'estimation du modèle dynamique qui seraient obtenus pour un système expérimental sont ensuite simulés en introduisant des bruits de mesure et/ou des erreurs de modélisation sur ces données de référence. Le coefficient de biais des vitesses est de $K_x = 1,3$ pour la vitesse selon l'axe x et $K_y = 0,7$ selon l'axe y , l'erreur sur le modèle dynamique est donc de 30%. L'impédance bruitée est obtenue à partir de l'impédance de référence, à laquelle est ajouté un bruit gaussien d'écart type $S_Z = 40 \Omega$. Ces données faussées et bruitées sont utilisées en entrée du filtre de Kalman. Une trajectoire est estimée par le filtre. Cette trajectoire estimée est comparée avec les données de référence afin de tester les performances de ce approche d'estimation de position par impédancemétrie.

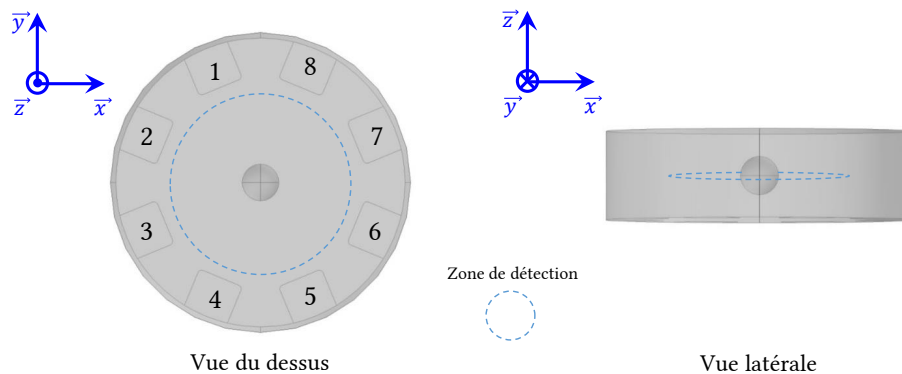


FIGURE 4.21 – Modèle Comsol utilisé pour les simulations FEM. Un bassin microfluidique de $70 \mu\text{m}$ de diamètre et de $20 \mu\text{m}$ de hauteur dans lequel se trouvent 8 électrodes (cercle inscrit aux électrodes de $50 \mu\text{m}$), un milieu liquide de conductivité $\sigma = 1 \text{ S/m}$ et un objet sphérique isolant de $8 \mu\text{m}$ de diamètre sont dessinés.

L'objectif est ici d'étudier la réponse du filtre en fonction de ses réglages et des perturbations environnantes. On suppose que toutes les mesures d'impédance sont disponibles simultanément,

et que la conductivité du milieu est fixée (pas de variation des propriétés du milieu comme la température). Dans toute la suite, on supposera que l'état initial est correctement estimé. Le filtre est testé pour différents réglages de la matrice de covariance Q , qui pondère la confiance relative donnée au modèle d'état et au modèle d'observation. Ce réglage se fait à travers le choix du paramètre S_p de la matrice Q :

$$Q = \begin{bmatrix} S_p^2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_p^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad (4.14)$$

La réponse du filtre pour différents réglage est représentée sur la Figure 4.22.

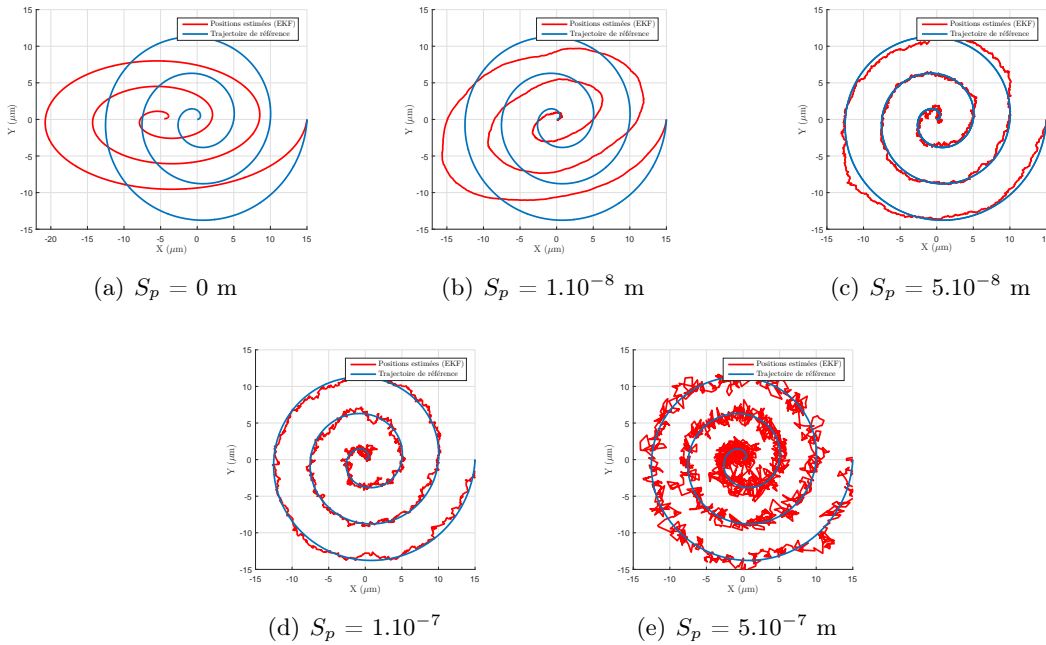


FIGURE 4.22 – Tracé des positions de référence (en bleu) et estimées par le filtre (en rouge) pour différents réglages du paramètre S_p de la matrice de covariance Q . Les tracés montrent une confiance décroissante dans le modèle dynamique, partant d'une confiance totale et terminant par une confiance très faible.

La première courbe correspond au cas où le filtre donne donc une confiance totale au modèle dynamique ($S_p = 0 \text{ m}$), et la courbe est celle qui serait obtenue à partir du modèle dynamique sans l'utilisation du filtre, à des fins de comparaison. La deuxième courbe trace le cas où la confiance dans le modèle dynamique est toujours trop importante ($S_p = 1.10^{-8} \text{ m}$), et le filtre a du mal à converger vers la valeur réelle de position. Les troisième et quatrième courbes donnent la réponse respectivement pour $S_p = 5.10^{-8} \text{ m}$ et $S_p = 1.10^{-7} \text{ m}$. Les deux réglages sont satisfaisants, le premier étant plus stable et moins rapide que le second. Enfin, la dernière courbe présente le cas extrême pour lequel très peu de confiance est donnée dans la dynamique ($S_p = 5.10^{-7} \text{ m}$). Le système est particulièrement instable et les estimations sont mauvaises. La confiance dans le modèle dynamique est ici stabilisatrice mais ralentit la convergence du filtre. Pour cet exemple, un réglage de $S_p = 5.10^{-8} \text{ m}$ donne de bons résultats. Cette valeur peut être ajustée afin de satisfaire à d'autres critères de convergence plus spécifiques.

Les influences d'erreurs de modèles, de capteurs défectueux et de la dérive thermique sur ces résultats est étudiée dans (Brazey, 2019). Il en ressort que le nombre important de capteurs rend l'estimation de position assez robuste par rapport à l'endommagement d'un capteur. Pour une erreur statique de 100Ω ajoutée aux mesures de cinq capteurs, considérés alors comme défectueux, l'erreur statique sur l'estimation de position augmente de $1\mu\text{m}$. Par contre, une erreur statique de modèle de 64Ω appliquée sur tous les capteurs conduit à une estimation fautive de la trajectoire. L'allure de la trajectoire estimée n'est plus une spirale. La présence d'une forte dérive thermique, conduisant à une variation d'impédance environ 30 fois supérieure à celle due à la présence de l'objet, sous l'hypothèse que son évolution suit un modèle parfaitement résistif, n'est pas un verrou à l'estimation de position. Les résultats de simulation montrent des performances sensiblement égales à celles du cas de référence, sans dérive. Enfin, concernant le temps de calcul, le temps moyen d'une itération, conduisant à une estimation de position, est de l'ordre de $30\ \mu\text{s}$ lorsqu'une paire d'électrodes est utilisée, d'environ $75\ \mu\text{s}$ pour 15 paires et $110\ \mu\text{s}$ pour 30 paires.

Ces performances, tant en précision de l'estimation de position obtenue dans différentes conditions de simulation qu'en temps de calcul, sont particulièrement encourageantes pour une implémentation expérimentale de cette approche.

5.3. Estimation de position selon une dimension - validation expérimentale

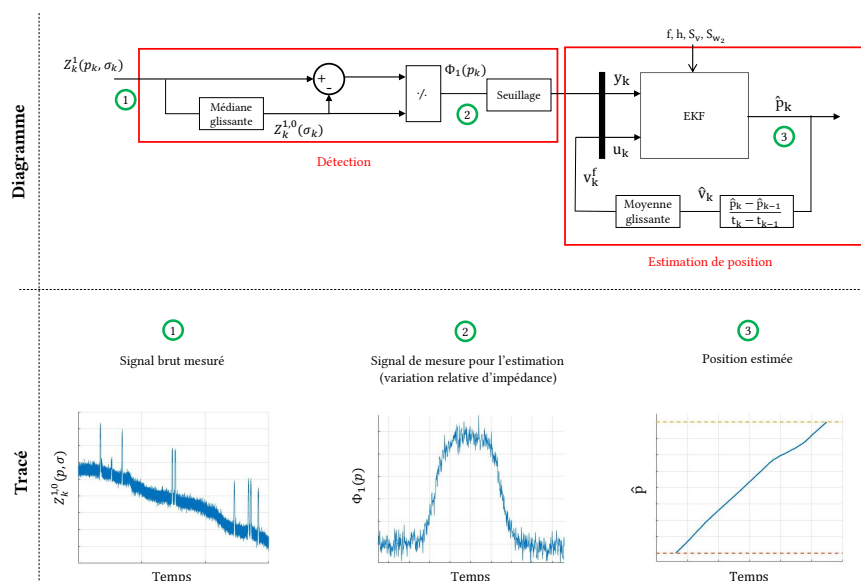


FIGURE 4.23 – Descriptif de la méthode d'estimation de la position d'un objet par filtrage de Kalman. Le calcul en temps réel de la baseline $Z^{1,0}$ permet d'en déduire la variation relative d'impédance due à la présence de l'objet $\phi_1(p_k)$, introduite dans le filtre de Kalman. Associée au modèle d'état, cette mesure permet au filtre d'estimer la position de l'objet.

La validation expérimentale de l'estimation de position à partir de mesure d'impédance, à l'aide d'un filtre de Kalman, est réalisée ici dans le cas d'une détection à une dimension, selon l'axe du canal d'une puce fluïdique. Plusieurs billes s'écoulent avec le fluide. Des électrodes de guidage permettent le centrage des billes dans la section du canal. Elles atteignent enfin la zone de détection entre les électrodes en croix. C'est dans cette zone que la position des billes est estimée par mesure d'impédance. Le temps de passage d'une bille entre les électrodes est suffisamment court pour que la valeur de la baseline soit supposée constante durant son passage. Comme expliqué précédemment,

l'impédance du milieu peut s'exprimer comme le produit d'une fonction dépendant de la position et d'une fonction de la conductivité. Pour des raisons de simplicité d'implémentation, la conductivité n'est pas considérée dans les vecteurs et modèles d'état pour ce cas 1D. La valeur de l'impédance du milieu en l'absence d'objet est mesurée aux instants précédant le passage de l'objet.

Pour chaque nouvelle bille détectée, un vecteur d'état initial \hat{x}_0^q doit être défini. En ce qui concerne la position initiale de la bille, on suppose que $\hat{p}_0^q = -40 \mu\text{m}$. Cela correspond à la position au centre de la première électrode de mesure. Comme illustré Figure 4.23, il s'agit de la première position à laquelle la bille est détectée. La vitesse initiale de la première bille est supposée de $1200 \mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$. Les paramètres initiaux estimés sont donc :

$$\hat{p}_0^q = -40 \mu\text{m} \quad (4.15)$$

$$\hat{v}_0^f = 1200 \mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1} \quad (4.16)$$

L'estimation initiale de la vitesse du fluide est volontairement biaisée (environ 30% d'erreur). Sur la base des vecteurs d'état initiaux \hat{x}_0^q , le filtre fournit à chaque itération une estimation \hat{x}_k^q du vecteur d'état exploitant les modèles d'état et d'observation, et de leur confiance associée définie par les matrices Q et R . Pour améliorer l'estimation de la position de la $q^{\text{ième}}$ bille, le modèle d'état est constamment mis à jour. Comme présenté précédemment, on suppose que la vitesse de la bille est égale à la vitesse du fluide. Ainsi, à chaque pas de temps, la vitesse du fluide v^f est mise à jour en fonction de la valeur de la vitesse de la bille estimée à partir des positions fournies par le filtre de Kalman (voir la boucle de rétroaction de la Figure 4.23). Pour éliminer l'influence du bruit, on suppose que la vitesse du fluide v^f est égale aux 1000 dernières vitesses estimées de la bille. Cela correspond à une moyenne glissante de $\tau = 100$ ms. Cette méthode augmente le temps de convergence du filtre, mais stabilise l'estimation concernant les erreurs de modèle d'observation ponctuelles. Enfin, les réglages du filtre à l'aide des matrices Q et R sont effectués. Les vecteurs d'état et d'observation étant monodimensionnels, ces matrices le sont également. La déviation standard de l'erreur de mesure S_Z correspond à la déviation obtenue dans le chapitre précédent après analyse statistique du bruit de mesure : $S_Z = 14,5 \Omega$. La déviation de position est réglée empiriquement de manière à fournir une estimation stable et précise : $S_p = 1,5 \cdot 10^{-8}$ m. Les matrices de covariance sont donc définies comme suit :

$$Q = [S_p^2] = [(1,5 \cdot 10^{-8})^2] \quad (4.17)$$

$$R = [S_Z^2] = [14,5^2] \quad (4.18)$$

L'estimation de la position obtenue à partir des mesures d'impédance est comparée aux positions obtenues à partir d'images fournies par une caméra. Celle-ci n'est utilisée ici qu'à des fins de comparaison et non pour la détection de position basée sur l'impédance. Les résultats sont donnés Figure 4.24. La Figure 4.24(a) présente la vitesse des billes dans le canal. Les vitesses obtenues à partir des mesures d'impédance et des images obtenues par la caméra sont comparées. En ce qui concerne la vitesse obtenue à partir des mesures d'impédance, elle est obtenue en faisant la moyenne des vitesses de bille estimées obtenues par le filtre de Kalman (temps d'intégration de 100 ms). Comme décrit dans la section précédente, la moyenne des vitesses estimées des billes permet d'obtenir une valeur d'actionnement du fluide stable et corrigée en permanence pour le modèle d'état. L'estimation de la vitesse commence à $1200 \mu\text{m}$. Ensuite, le retour corrige cette valeur, à l'aide du vecteur unitaire des mesures :

$$y_k = \left[Z^{1,0} \left(1 + \frac{Z_k^1 - Z_k^{1,0}}{Z_k^{1,0}} \right) \right]. \quad (4.19)$$

Malgré la grande erreur initiale sur la vitesse, l'estimation du filtre converge vers la valeur obtenue à partir de la caméra. Comme prévu, la moyenne glissante, associée au modèle dynamique, induit

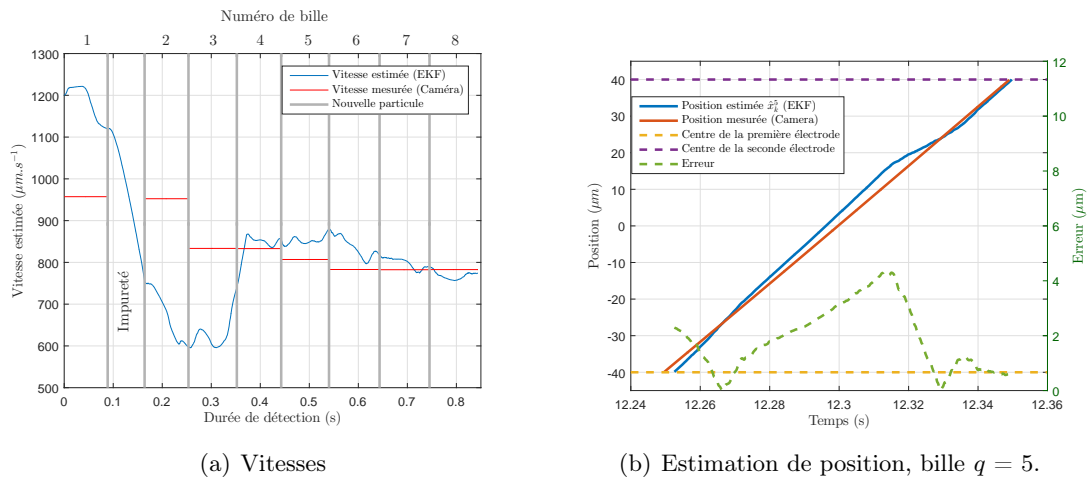


FIGURE 4.24 – Estimation en temps réel de la position et de la vitesse en utilisant à la fois les retours d'impédance et de vision. **(a)** La vitesse des premières billes est fortement surestimée en utilisant l'approche proposée basée sur des mesures d'impédance comparées à celle utilisant la vision, en raison de la valeur de vitesse initiale définie sur le filtre de Kalman (v_0^0). **(b)** Lorsque le filtre de Kalman corrige la valeur de la vitesse, l'estimation converge vers les valeurs de vitesse obtenues par la caméra. La différence d'estimation de position entre les techniques basées sur l'impédance et la vision reste inférieure à 4 μm pour la bille $q = 5$.

un temps de convergence non négligeable mais évite les fortes variations dues au bruit. Ce temps de convergence peut être défini en ajustant la moyenne glissante dans la Figure 4.23.

La figure 4.24(b) présente l'estimation de la position de la cinquième bille obtenue à la fois à partir des mesures d'impédance et par la caméra. Pour l'estimation basée sur la mesure de l'impédance, la détection des billes commence à $p = -40 \mu\text{m}$, ce qui correspond au centre de la première électrode et se termine à $p = 40 \mu\text{m}$, ce qui correspond au centre de la seconde électrode. Pour une bille donnée, l'estimation de la position tend initialement à présenter de grandes différences avec la détection visuelle. Cela peut être dû à plusieurs problèmes tels qu'un retard dans la détection de la bille puisque l'impédance doit atteindre un seuil donné pour que la bille soit détectée. De plus, l'amplitude de la différence avec la détection visuelle dépend de la précision du modèle d'état. Pour la première bille, cette différence est d'environ 10 μm , alors que cette valeur est d'environ 4 μm et moins après quelques billes.

Ces résultats fournissent une preuve de concept de détection de position par impédancemétrie en association avec un filtrage de Kalman. La détection de position expérimentale dans le cas à deux dimensions est actuellement en cours d'étude.

5.4. Bilan

Une méthode d'estimation de position de billes dans des puces fluidiques a été proposée. Cette méthode se base sur les équations du filtre de Kalman, prenant comme argument des mesures d'impédances pour l'observation, associées à un modèle dynamique obtenu grâce à une connaissance du comportement des actionneurs. Le modèle d'observation associé au filtre de Kalman a été défini comme étant la variation relative de l'impédance induite par la présence d'une bille dans la zone de détection. A ce modèle a été associé un modèle de conductivité, dissocié du modèle de position par séparation des variables, permettant de tenir compte de la dérive de conductivité, notamment induite par des variations locales de température. Cette approche a été validée expérimentalement pour le

cas de billes se déplaçant le long de l'axe d'un canal microfluidique. Les performances atteignables dans le cas d'une détection dans le plan d'une puce ont été discutées à partir de simulations.

6. Bilan du contrôle des systèmes d'actionnement sans contact

Ce chapitre s'est intéressé au contrôle des systèmes par actionnement sans contact. Selon les caractéristiques du système en boucle ouverte étudiées au chapitre 3, l'objectif du contrôle diffère. Dans les cas des systèmes peu reproductibles, ou soumis à des phénomènes physiques non modélisés, comme les systèmes par actionnement magnétique en milieu ambiant, ou l'effet de rebond pour les systèmes par actionnement thermocapillaire, le contrôle a pour but de garantir le positionnement des objets. Ce chapitre présente des courbes expérimentales qui valident les approches proposées pour aboutir à ce positionnement précis. Dans le cas de systèmes reproductibles en boucle ouverte et pour lesquels un modèle complet est disponible, comme pour les systèmes à actionnement magnétique à l'interface air/liquide ou les systèmes par actionnement diélectrophorétiques, l'objectif du contrôle est d'aboutir à un contrôle de trajectoire dans le plan ou dans l'espace. L'actionnement magnétique à l'interface air/liquide a permis de mettre en évidence l'influence de l'inertie d'une particule de 60 micromètres à hautes vitesses sur une trajectoire présentant des points de rebroussement. Une stratégie permettant d'aboutir au croisement d'objets et à leur tri au sein de puces fluidiques a été présentée et discutée à partir de résultats de simulation pour l'actionnement par diélectrophorèse. Enfin, le contrôle nécessitant des capteurs, une solution permettant la reconstruction de position à partir de mesures d'impédance a été présentée. Elle fournit une technique de mesure intégrée, qui permettra à terme d'instrumenter les puces microfluidiques.

Ci-dessous, la liste des publications scientifiques issues de ces travaux.

Liste des publications scientifiques [depuis 2011]

1. R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, J.-C. Beugnot, P. Lambert and M. Gauthier, *Closed-loop particle positioning control using laser-induced thermocapillary convective flows at the fluid/gas interface at micrometric scale.*, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, pages 1-12, 2018.
2. D. Piron, R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, P. Lambert and M. Gauthier, *Thermocapillary Convective Flows Generated by Laser Points or Patterns : Comparison for the Non-Contact Micromanipulation of Particles at the Interface.*, IEEE Robotics and Automation Letters et IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems, pages 1-8, 2018 (publication conjointe RAL/IROS)
3. B. Brazey, J. Cottet, **A. Bolopion**, H. Van Lintel, P. Renaud and M. Gauthier, *Impedance based real-time position sensor for Lab-On-a-Chip devices.*, Lab on a chip, 18, pages 818 - 831, 2018.
4. **A. Bolopion**, S. Bouchebout and S. Régnier, *Fast, repeatable and precise magnetic actuation in ambient environments at the micrometer scale.*, Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 13, n°1, pages 55-66, 2017
5. M. Dkhil, M. Kharboutly, **A. Bolopion**, S. Régnier and M. Gauthier, *Closed loop control of a magnetic particle at the air/liquid interface.*, IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, vol. 14, n°3, pages 1387-1399, 2017 (publié en ligne en 2015).
6. R. Terrazas Mallea, A. De Maeijer, **A. Bolopion**, M. Gauthier, M. Kinnaert and P. Lambert. *Capillary Dipoles : Towards Thermocapillary Micromanipulation of Multiple Particles Floating at the Free Surface.* International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales. Nagoya, Japon, pages 1-7, 2018.
7. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régnier et M. Gauthier. *Modeling and 1D Control of a non Contact Magnetic Actuation Platform at the Air/Liquid Interface for Micrometer Scale Applications.* International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales. Paris, France, pages 1-6, 2016.
8. M. Kharboutly, A. Melis, **A. Bolopion**, N. Chaillet et M. Gauthier. *2D robotic control of a planar dielectrophoresis-based system.* International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale. XiSan, Chine, pages 148-153, 2012.

Chapitre 5

Conclusion et perspectives

Ce chapitre conclut ce manuscrit par une synthèse des contributions scientifiques et une présentation des perspectives de mes travaux sur les colonies de micro robots manipulateurs, dotés d'outils et de moyens de caractérisation embarqués, capables de travailler de manière coordonnée avec une grande fiabilité et une faible empreinte environnementale pour des applications variées.

1. Conclusion

Mes travaux ont porté sur le contrôle d'objets micrométriques en utilisant des champs de force générés à distance. L'utilisation de l'actionnement sans contact est une alternative aux approches classiques basées sur des structures robotiques portant des effecteurs. Elle se distingue par l'absence de contact qui permet d'agir dans des environnements confinés, sans accès direct, tels des canaux fluidiques et de limiter les effets d'adhésion et le risque de contamination lors d'opérations sur des objets biologiques. Elle limite également l'inertie de ces systèmes puisque les structures robotiques portant les outils, massives en comparaison des objets déplacés, ne sont plus présentes. Un grand nombre d'effets physiques permettant l'actionnement de ces systèmes sont étudiés dans la littérature. Selon l'application, ils présentent tous des avantages et des limitations. Il est donc important de conserver cette diversité, et de ne pas focaliser l'ensemble des recherches sur un principe donné.

La proposition des travaux décrits dans ce document est d'étudier **l'actionnement sans contact dans le cadre du contrôle rapide de position et de trajectoires d'objets micrométriques**. Ce besoin de contrôle rapide est justifié dans le cadre d'assemblage de composants artificiels par le fait que les cadences de production doivent être suffisantes pour que ces méthodes puissent à terme être utilisées dans l'industrie. Dans le cadre d'applications biomédicales comme le tri de cellules, ce besoin s'explique par le grand nombre de cellules à analyser en un temps réduit. Pour ceci, deux approches sont proposées. La première consiste à se placer dans des environnements peu étudiés dans la littérature, pour lesquels les forces de frottement sont réduites, comme l'environnement ambiant et l'interface air/liquide. La seconde est de tirer parti des laboratoires sur puce, largement utilisés en biologie pour l'analyse de cellules, qui permettent de déplacer rapidement des populations de cellules sur de grandes distances, pour les amener devant les étages de détection et de tri.

Ce document s'intéresse à l'actionnement par effets magnétiques, électriques et thermocapillaires, dans des environnements variés, comme l'environnement ambiant, les puces fluidiques et l'interface air/liquide. La démarche scientifique utilisée dans ces travaux reste identique à celle de la robotique conventionnelle, et les contributions présentées ici portent sur la modélisation, la conception, la caractérisation et la commande de ces systèmes. Une attention particulière est accordée à la validation expérimentale, nécessaire à l'échelle micrométrique, puisque les modèles sont souvent incomplets et les systèmes sont sensibles aux perturbations environnementales.

Les premières contributions portent sur la modélisation de ces systèmes. Les modèles existants sont en effet généralement dédiés à la compréhension de phénomènes physiques. En cela, ils sont précis, mais souvent longs à calculer. C'est le cas notamment des méthodes par éléments finis. Les modèles analytiques sont généralement restreints à des objets particuliers, comme des sphères. En vue de la commande de ces systèmes, il est nécessaire de développer des modèles calculables en temps réel, qui puissent être intégrés dans une boucle de contrôle. Ce document propose notamment des modèles analytiques pour l'actionnement magnétique et électrique, calculables en temps réel, développés au cours de différentes thèses. Concernant l'actionnement magnétique, un modèle analytique basé sur les intégrales elliptiques a été développé pour le calcul du champ dans tout l'espace de travail. Ce modèle est plus précis que le modèle du dipôle utilisé classiquement pour la commande, et plus rapide que les approches analytiques classiques. Concernant l'actionnement par champ électrique, un modèle analytique a été proposé pour le calcul du champ généré par les électrodes. Ce modèle, basé sur l'utilisation des séries de Fourier, présente l'originalité d'isoler les variables de commande des termes dépendants de la géométrie du système qui peuvent être pré-calculés et de ceux liés à la position de l'objet. Une approche couplant calculs analytiques et pré-calculs par éléments finis a été développée pour calculer la polarisation d'un objet non sphérique dans un champ électrique quelconque. Ces deux contributions permettent le calcul de la force et du couple de diélectrophorèse appliqués sur des objets de géométrie complexe en quelques dixièmes de seconde.

Plusieurs dispositifs expérimentaux ont été conçus et fabriqués, en utilisant notamment des techniques de microfabrication en salle blanche. La caractérisation expérimentale de ces dispositifs a deux buts : (i) mettre en avant les performances et les limitations atteignables pour les différents principes d'actionnement, et les différents milieux et (ii) proposer un modèle empirique pour l'actionnement thermocapillaire. Ces travaux mettent ainsi en avant la faible répétabilité de l'actionnement magnétique en milieu ambiant, principalement due aux forces d'adhésion entre le substrat et la particule. Plusieurs solutions sont proposées pour limiter ces forces d'adhésion, comme l'utilisation de substrats particuliers. A l'inverse, l'actionnement magnétique à l'interface air liquide présente une bonne répétabilité, y compris pour des particules de quelques dizaines de micromètres. L'impact des défauts de positionnement des bobines sur l'allure des trajectoires, qui est à ma connaissance une problématique peu étudiée dans la littérature, a ainsi pu être mis en évidence expérimentalement. Des simulations et un modèle analytique confirment les résultats. Les données expérimentales ont permis de valider les modèles proposés pour l'actionnement par champ électrique, mais également de proposer un modèle empirique dans le cas de l'actionnement par effets thermocapillaires. Pour ce dernier principe, qui n'est à ma connaissance pas utilisé dans la littérature pour la micromanipulation à l'interface air/liquide, le choix des variables de commande ainsi que l'analyse des performances atteignables ont été étudiées. Des vitesses allant de plusieurs centaines de micromètres par seconde pour l'actionnement par champ électrique, à plus de 100 millimètres par seconde pour l'actionnement magnétique en milieu ambiant, sont atteintes.

Enfin, ce manuscrit s'intéresse à la commande de ces systèmes. La commande des systèmes peu répétables, ou pour lesquels le modèle est incomplet, a principalement pour but de garantir un positionnement précis de la particule. C'est le cas par exemple des systèmes magnétiques en environnement ambiant, où les effets d'adhésion sont mal connus. C'est également le cas pour les systèmes par actionnement thermocapillaire, pour lesquels le modèle empirique proposé ne tient pas compte des effets liés à la pollution de l'environnement, comme la présence de surfactants à l'interface air/liquide. Une stratégie de commande utilisant des motifs lumineux a ainsi été proposée pour garantir le positionnement final des particules. La commande permet également d'aller plus loin, notamment vers le contrôle de trajectoires planaires à haute vitesse dans le cas de l'actionnement magnétique à l'interface air/liquide. Cet actionnement permet de mettre en lumière l'influence de l'inertie de particules de petites tailles, de l'ordre de 60 micromètres, à haute vitesse (plusieurs millimètres par seconde). La commande des systèmes par diélectrophorèse a permis de valider le modèle

inverse développé par un contrôle en boucle ouverte. Cependant, un contrôle en boucle fermée devra être implémenté pour garantir la précision du suivi de trajectoire malgré la présence de perturbations. Une application de ces travaux au tri de cellules est également évoquée, et sera développée dans les perspectives de ces travaux.

Au-delà de ces contributions sur la modélisation, la caractérisation et la commande des systèmes par actionnement sans contact, ce document a présenté le développement de plusieurs plateformes d'actionnement :

- une plateforme d'actionnement magnétique pour la manipulation en milieu ambiant (testée pour des objets d'environ 500 micromètres), et à l'interface air/liquide (testée pour des objets de quelques dizaines à une centaine de micromètres). Les vitesses atteintes sur ces plateformes sont de l'ordre de quelques dizaines à plus de cent millimètres par seconde (soient des déplacements de plusieurs centaines de fois la taille des objets par seconde),
- une plateforme d'actionnement par effets thermocapillaires pour la manipulation à l'interface air/liquide, testée pour des objets d'environ 500 micromètres. Les vitesses atteintes sont de quelques millimètres par seconde (soient des déplacements de quelques fois la taille des objets par seconde),
- une plateforme d'actionnement par effet diélectrique, dédiée à la manipulation au sein de puces fluidiques, testée pour des objets d'environ 10 micromètres, ainsi que pour des lymphocytes.

Ces derniers travaux au sein de laboratoires sur puce nécessitent le développement de moyens innovants de détection de position. Ce document s'est intéressé à l'utilisation de champs électriques par mesure de la variation d'impédance. Ils proposent, à ma connaissance, la première solution permettant la détection en temps réel de la position des objets dans la puce par mesure d'impédance.

Ces travaux sont ainsi les premières briques en vue de la commande à haute vitesse de stations d'assemblage ou des unités d'analyses cellulaires haute cadence proposées en perspectives de ce document.

2. Perspectives (projet de recherche)

L'écriture de ce document est aussi l'occasion de faire le bilan des travaux de recherche passés (et en cours), mais surtout d'établir les grandes lignes du cadre de mes futurs investigations scientifiques (projet de recherche). Ces perspectives sont le fruit de discussions multiples avec la communauté française et internationale en micromanipulation.

Les systèmes de manipulation par actionnement sans contact, dont le développement est assez récent (une vingtaine d'années environ), n'en sont qu'à leur début. Leur développement ultime pourrait être l'utilisation de **colonies de micro robots manipulateurs, dotés d'outils et de moyens de caractérisation embarqués, capables de travailler de manière coordonnée avec une grande fiabilité et une faible empreinte environnementale pour des applications variées.**

2.1. Des colonies de microrobots capables de travailler de manière coordonnée

...

Les travaux présentés dans ce manuscrit sont principalement axés sur le contrôle d'un microrobot unique. Comme le montre la littérature, l'actionnement indépendant de quelques (trois ou quatre) microrobots peut être réalisé par l'utilisation de différents moyens d'actionnement de manière à pouvoir immobiliser certains robots pendant que d'autres sont déplacés. Une autre solution consiste à utiliser des robots aux propriétés différentes. Leur réponse à un champ de force donné ne sera alors pas identique, ce qui rendra possible leur contrôle indépendant. Cependant, ces solutions sont technologiquement complexes à mettre en œuvre, et restent limitées à des cas particuliers. Quelques

premiers travaux proposent de tirer parti de la forte non linéarité des effets physiques utilisés pour l'actionnement. Il est alors possible de générer des champs de force non uniformes, permettant ainsi d'appliquer des efforts différents sur chaque robot. Cette approche nécessite de disposer d'un nombre suffisant de sources de champ, et de concevoir ces sources de manière à avoir de fortes non linéarités. Un noyau pourra par exemple être ajouté aux bobines pour augmenter la non linéarité des effets magnétiques, ou des géométries particulières d'électrodes, présentant des parties terminales effilées pourront être choisies pour augmenter les non linéarités des champs électriques. Une autre solution pourrait être de placer les actionneurs, comme les bobines dans le cadre de l'actionnement par champs magnétiques, sur des robots manipulateurs de manière à pouvoir contrôler leur position et leur orientation. Ceci permet d'ajouter des degrés de liberté au système, et de créer des cartes de champs non uniformes. Ces approches nécessitent d'aborder la commande d'un système distribué non linéaire contrôlé aux frontières, qui sera traitée en étroite collaboration avec la communauté des automaticiens.

Au-delà du contrôle de quelques robots, il peut être intéressant de contrôler des essaims de microrobots. L'intérêt applicatif à long terme pourrait être par exemple la délivrance ciblée de médicaments, à l'aide de millions de robot-doses s'approchant au plus près des tumeurs grâce à leur petite taille. Le nombre très important de robot-doses garantira une quantité suffisante de médicaments. L'actionnement sans contact est une solution intéressante pour contrôler le déplacement de ces essaims. Mais pour le moment, le comportement des essaims est mal connu, ce qui limite son contrôle. L'actionnement sans contact et sa capacité à actionner de manière contrôlée quelques robots en fait un outil intéressant pour analyser leur comportement, et notamment des interactions entre les robots. Il est en effet possible d'ajouter, ou de retirer un ou quelques éléments de l'essaim, ou de modifier sa géométrie pour étudier la stabilité de différentes conformations, ou encore d'appliquer des efforts ciblés pour étudier la réponse de l'essaim à une perturbation connue.

Dans le cas de l'actionnement de ces colonies de microrobots, il convient de s'intéresser à la question de la transposition des besoins des utilisateurs en matière de contrôle de chaque robot, ou de l'essaim en général. En effet, pour assurer l'intérêt applicatif de ces colonies, des utilisateurs non experts devront pouvoir définir simplement et par un langage de haut niveau les tâches à effectuer. Une étape de planification devra ensuite être effectuée pour définir les actions de chaque microrobot, et ses interactions avec le reste de la colonie. Le grand nombre de microrobots pourra également apporter une certaine redondance en cas de défaillance de l'un d'entre eux, mais là encore des algorithmes de replanification devront être définis, en étroite collaboration avec la communauté informatique. Des interfaces homme-machine devront être pensées et proposées en fonction du niveau d'expertise et de contrôle que chaque utilisateur souhaite avoir.

2.2. ... dotés d'outils et de moyens de caractérisation embarqués ...

De manière à pouvoir réaliser des tâches complexes, il est nécessaire de doter les microrobots d'outils et de moyens de caractérisation. Actuellement, la partie effectrice, c'est-à-dire la partie mobile de taille micrométrique, est très rudimentaire. Elle est généralement monolithique, de géométrie très simple, en 2D ou sphérique. Les récents développements concernant la structuration de polymères ouvre des possibilités intéressantes pour fabriquer des parties effectrices plus complexes, intégrant éventuellement des degrés de liberté. Le développement de micropinces déplacées et actionnées à distance est une perspective intéressante pour la réalisation de tâches avancées. L'actionnement peut être réalisé en induisant des déformations sur cette structure souple, par exemple en utilisant la dilatation provoquée par un laser, ou en incorporant des particules aux propriétés contrôlées, par exemple magnétiques, au sein des structures.

Pour aller plus loin, il sera nécessaire d'inclure une partie capteur pour caractériser in situ les propriétés des objets manipulés. Les travaux actuels se concentrent sur la mesure de raideur, en incluant des structures déformables dans les outils, dont les déformations sont mesurées de manière externe par vision. L'intérêt applicatif de ces capteurs est donc fortement limité. Il est maintenant essentiel de développer des capteurs intégrés aux outils, permettant des mesures variées, comme les mesures de température, de pH, d'espèces chimiques, ... en utilisant les travaux effectués dans le domaine de MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems). Pour ceci, trois points principaux devront être abordés : (i) le développement de l'électronique associée aux capteurs, (ii) celui de la communication avec l'unité de commande et (iii) celui de l'énergie nécessaire à cette communication.

Il n'est en effet pas possible d'embarquer l'unité de commande au sein des microrobots compte tenu de leur faible taille. Cette dernière sera donc déportée, et coordonnera l'actionnement, le traitement des données issues des capteurs, et l'interface homme machine. Les capteurs devront donc envoyer les données à l'unité de commande déportée, par exemple par des ondes électromagnétiques. Pour ceci, les microrobots devront être munis d'une électronique minimale. Les travaux récents en fabrication additive et en impression de matériaux conducteurs pourront être exploités pour intégrer cette électronique au sein des microrobots. Enfin, cette communication nécessite de l'énergie. Or, de par la faible taille de ces microrobots, il n'est pas possible de la stocker et de l'embarquer. Il est donc nécessaire de la récupérer. Des solutions basées par exemple sur l'utilisation de matériaux piezoélectriques, ou capables de tirer parti du milieu ou des sources de champs externes utilisées pour l'actionnement des microrobots est une voie de développement particulièrement intéressante.

Le développement de ces microrobots dotés d'outils et de moyens de caractérisation réunira les avancées effectuées ces dernières années dans un grand nombre de domaines, et notamment les MEMS, la récupération d'énergie, les technologies de fabrication innovantes et l'électronique faible puissance. Il permettra de réunir les deux grandes approches de la micromanipulation, celle se concentrant sur les techniques avec contact, qui développent des outils et des actionneurs, et celle sans contact développée dans ce manuscrit, au travers de microrobots actionnés et contrôlés à distance, mais réalisant des opérations de manipulation avec contact.

2.3. ... capables de travailler avec une grande fiabilité ...

L'un des grands défis pour le développement des colonies de microrobots sans contact dans l'industrie reste leur fiabilité. Les systèmes de micromanipulation par actionnement sans contact en sont aujourd'hui à l'état de prototypes, et seules des preuves de concept sont présentées. La fiabilité de ces systèmes, et la reproductibilité des opérations, restent trop faible.

De manière à améliorer cette fiabilité, il convient de développer des lois de commande adaptées. Un grand nombre de travaux actuels, notamment ceux présentés dans ce manuscrit, utilisent des contrôleurs extrêmement simples, couplés à un modèle de connaissance. Cependant, ces modèles restent limités car un nombre important d'effets physiques restent mal connus. Deux solutions sont alors envisageables : maîtriser au mieux les phénomènes physiques, et améliorer le contrôle en proposant des lois de commande adaptées.

La connaissance des phénomènes physiques passe par une collaboration étroite avec les physiciens et les chimistes, pour comprendre l'influence des différents paramètres, comme la température, l'humidité, l'état de surface, le pH ... et mieux les maîtriser, voire en tirer parti. Concernant la commande de ces systèmes, un point clef à prendre en compte est leur variabilité. Des lois de commande robustes aux changements de l'environnement, et aux particularités de chaque dispositif, induites par les imprécisions de fabrication, notamment dans le cas de fabrication hors salle blanche comme cela sera évoqué au paragraphe suivant, pourraient être développées. Cependant, il est probable que ces lois soient très conservatives. Des commandes adaptatives, couplées à des modèles paramétriques,

ou des lois de commande basées sur les récents progrès dans le domaine de l'intelligence artificielle pourraient permettre de prendre en compte la variabilité des systèmes et de s'affranchir d'une modélisation précise des phénomènes physiques. Une étape de caractérisation, réalisée régulièrement sera probablement nécessaire, que ce soit pour adapter les paramètres de la commande, ou entraîner les algorithmes d'intelligence artificielle sur des données actualisées.

Enfin, l'influence du vieillissement de ces systèmes microrobotiques devra être étudiée dans le cadre d'une application industrielle. Par exemple, dans le cas de la diélectrophorèse, les électrodes sont fortement sujettes aux dégradations liées à leur fonctionnement. La couche d'or s'endommage rapidement, et les champs créés par les électrodes dégradées diffèrent fortement de ceux prédits par les modèles réalisés pour des électrodes intactes. La caractérisation de la durée de vie de ces systèmes et la prédiction de la modification de leur fonctionnement, et à terme de leur défaillance, doit être étudiée en collaboration avec la communauté PHM¹.

2.4. ... et avec une faible empreinte environnementale ...

L'empreinte environnementale des systèmes industriels est une préoccupation grandissante dans la société. Or, le développement des microrobots actuel n'inclut pas ce type de réflexions, qui devra impérativement être menée avant leur développement à grande échelle. Deux facteurs devront notamment être étudiés : leur fabrication et leur actionnement.

Ces microrobots sont en effet fabriqués à partir de techniques de microfabrication, généralement dans des salles blanches. Ces dernières nécessitent un contrôle parfait de l'empoussièrement, de l'humidité et de la température. En ceci, elles consomment énormément d'énergie. De plus, la synthèse des résines utilisées et leur mise en œuvre implique des produits chimiques issus du pétrole, dont certains sont corrosifs, dangereux pour l'environnement et toxiques. Plusieurs axes de recherches sont à mener en parallèle. Le premier est d'étudier les développements récents concernant les procédés de lithographie utilisant des résines biosourcées (Meireless-Masbernat et al., 2019).

Le second est de s'affranchir au maximum de ces salles blanches. En plus du gain sur les dépenses énergétiques, un gain économique certain pourra ainsi être réalisé. Cependant, la réduction du nombre d'étapes de fabrication en salle blanche conduira à des dispositifs dont la précision de fabrication sera diminuée. L'utilisation du contrôle en boucle fermée doit permettre une tolérance importante aux erreurs de fabrication. Cependant, un travail de conception est nécessaire pour définir les tolérances acceptables, et les géométries les moins sensibles aux imperfections, qui permettront de garantir la précision souhaitée grâce à la commande. Des stratégies de contrôle dédiées devront être mises en place, comme cela a été discuté au paragraphe précédent.

Au-delà de leur fabrication, l'actionnement de ces microrobots nécessite également une énergie importante. Là encore, plusieurs axes doivent être étudiés. Le premier est de revoir la conception des systèmes d'actionnement sans contact. Très peu de travaux traitent de ce sujet. Par exemple, la forme des électrodes dans le cas de l'actionnement par diélectrophorèse n'est pas particulièrement étudiée. Pourtant, des géométries particulières pourraient probablement augmenter le gradient du champ électrique, et par conséquent nécessiter un courant électrique moindre pour l'actionnement. De plus, la réduction des courants limitera l'échauffement des systèmes, et pourra permettre de s'affranchir des solutions de refroidissement utilisées actuellement, qui sont complexes à mettre en œuvre. Pour ceci, des travaux de conception, à partir par exemple de techniques d'optimisation topologique, devront être menés.

Un autre axe de développement pourrait être d'utiliser des énergies renouvelables au niveau local pour actionner ces microrobots. Des alternatives aux solutions classiques utilisées à l'échelle macroscopique restent à inventer.

1. PHM : Prognostic and Health Management

2.5. ... pour des applications variées.

Ces colonies de microrobots, dotées de moyens d'actionnement et de caractérisation, capables de travailler de manière coordonnée trouveront des applications dans les quatre grands domaines évoqués dans ce manuscrit : (i) construire des micromachines, (ii) explorer la matière, (iii) développer la thérapie cellulaire et (iv) intervenir dans le corps humain. Le passage de la preuve de concept, présentée dans ce manuscrit, à des applications dans ces domaines variés, ouvre de nouvelles problématiques scientifiques.

D'une manière générale, pour que l'actionnement sans contact soit effectivement utilisé dans ces différents domaines, la première problématique est la génération de mouvements longue distance. Le déplacement et le positionnement précis d'un objet dans le champ de vue d'une caméra est en effet maintenant maîtrisé. Cependant, les déplacements peu précis mais sur une longue distance, permettant d'amener l'objet dans le champ de vue de la caméra, ne sont pour le moment pas considérés. La mise en situation initiale est le plus souvent réalisée manuellement dans le cas d'objets de plus de 100 micromètres. Dans tous les cas, ces phases sont chronophages et peu reproductibles. Si on fait le parallèle avec les systèmes industriels à l'échelle macroscopique, les opérations à chaque poste de travail sont maîtrisées, mais il faut développer les tapis pour le convoyage des pièces entre les postes de travail. Une simple mise à l'échelle des stratégies utilisées à l'échelle macroscopique n'est pas satisfaisante. On peut par exemple citer l'exemple de composants déplacés à l'interface air/liquide. La mise en mouvement de ces composants posés à la surface de canaux fluidiques ouverts est dépendante de la réduction d'échelle. L'utilisation de pompes miniaturisées permet en effet de mettre en mouvement le fluide au sein du canal, mais la surface reste immobile. Les effets de tension de surface sont en effet importants de par la faible largeur des canaux, et la présence de surfactants à la surface perturbe de manière conséquente les écoulements. Il est donc nécessaire de réinventer des stratégies de convoyages adaptées à l'échelle micrométrique, et de proposer ainsi des outils de péri-microrobotique.

De manière à générer à la fois ces déplacements longue et courte distance, mais également pour réaliser des opérations diverses, la solution résidera certainement dans l'utilisation conjointe de plusieurs effets physiques pour actionner les microrobots. Il faudra alors veiller à développer des 'briques' technologiques disponibles 'sur étagère', que les ingénieurs puissent utiliser pour créer leur système. Ceci nécessite la définition de métriques communes pour comparer les performances des différents effets physiques utilisés pour l'actionnement, mais aussi peut être pour développer des formalismes de commande communs. Cette perspective ouvre également des problématiques scientifiques, concernant notamment l'étude du couplage entre ces différents effets physiques.

La seconde problématique est celle de la détection. La partie capteur est actuellement majoritairement assurée par un retour visuel à base de caméras donnant la position et l'orientation de l'objet manipulé. Cependant, ces capteurs souffrent de limitations importantes : leur fréquence d'acquisition limitée, leur encombrement, leur forte sensibilité aux conditions d'éclairage, leur faible profondeur de champ et l'impossibilité d'obtenir des informations dans le cadre d'une opération *in vivo* ou dans un environnement obstrué. Bien que d'autres types de caméras, comme des caméras événementielles qui enregistrent des changements de luminosité, et donc uniquement des mouvements, puissent être envisagées pour résoudre le problème de la fréquence d'acquisition, les autres problématiques restent présentes. Il est donc impératif de développer des capteurs miniaturisés, intégrés dans les scènes de manipulation. L'estimation de position par impédancemétrie donnée dans ce manuscrit en est un exemple, qui mérite cependant encore des développements scientifiques pour aboutir à une estimation de position et d'orientation robuste en temps réel. Une thèse est d'ailleurs en cours sur ce sujet. D'autres approches doivent également être étudiées. On peut penser à la variation d'induction dans le cas d'applications utilisant des champs magnétiques. Ces solutions basées sur la mesure de la perturbation du champ par le microrobot permettent de se ramener à un problème non linéaire,

observé aux frontières de manière distribuée. L'estimation de position basée sur ces informations doit être traitée en collaboration avec les automaticiens. Elle doit également faire intervenir des problématiques de traitement du signal et de fusion des données issues de différents capteurs, ou d'un modèle du système.

Au-delà de ces problématiques techniques, l'utilisation à l'échelle industrielle nécessitera de mettre en place une véritable 'filiale microrobotique'. La formation des futurs ingénieurs devra être assurée dès le niveau Master. Des solutions de formation continue pour les entreprises souhaitant acquérir ce nouveau savoir-faire devront être développées. L'acceptation de ces colonies de robots invisibles par le grand public devra également être travaillée avec les sociologues. Un travail pédagogique important devra être réalisé notamment pour éviter l'amalgame avec les problématiques liées aux nanotechnologies.

En plus de devoir adresser ces problématiques génériques, chacun des domaines applicatifs nécessitera des développements particuliers.

Par exemple, pour construire des micromachines, l'assemblage de composants nécessite de contrôler les positions et les orientations respectives de deux objets, mais requiert de plus une étape de mise en contact des objets, et leur solidarisation. La solidarisation pourra s'effectuer en utilisant différentes techniques comme les colles UV, ou la technologie de la polymérisation à deux photons. Dans ce cas, les objets pourraient être immergés dans un matériau photopolymérisable qui serait solidifié à distance de manière sélective entre les objets à l'aide d'un laser pulsé. Une étude approfondie sera nécessaire pour évaluer les contraintes induites dans les matériaux, et le déplacement relatif des deux objets lors de la polymérisation. Un contrôle actif pourrait être nécessaire pour garantir leur positionnement pendant la phase de collage, et lors de la relaxation.

Concernant l'exploration de la matière, les colonies de microrobots pourront être utilisées comme instrumentation scientifique, au service de la compréhension de phénomènes physiques et chimiques. Ces colonies de microrobots pourront également répondre à des problématiques d'ordre technologique, comme moyen de diagnostic et d'action dans des milieux d'accès complexe. Les systèmes industriels qui requièrent des inspections périodiques et pour lesquels le démontage des systèmes n'est pas souhaité pourront par exemple bénéficier des travaux réalisés en actionnement sans contact.

Les interventions dans le corps humain sont probablement l'un des domaines où ces colonies de microrobots sont les plus attendues, mais également celui qui nécessitera le plus de temps, tant les développements d'ordre technologiques et les problématiques de sûreté et d'acceptabilité sont complexes. D'un point de vue technologique, il est nécessaire de développer des moyens de détection, probablement basés sur les imageurs médicaux classiques. Concernant l'actionnement, la compatibilité des approches actuelles, y compris de celles utilisant les effets magnétiques, avec les contraintes médicales devront être étudiées. La balance bénéfice/risque pour le patient devra bien sûr être considérée, mais l'impact sur le personnel soignant devra aussi être pris en compte. Enfin, un gros travail sur la biocompatibilité des robots et la capacité qu'ils puissent soit être dégradés par l'organisme, soit récupérés devra être mené en étroite collaboration avec les médecins et les biologistes.

Concernant le développement de la thérapie cellulaire, les laboratoires sur puce contrôlés par des approches issues de la robotique, présentés dans ce manuscrit, ont des applications certaines dans le tri de cellules rares. Les travaux scientifiques concernant le contrôle par diélectrophorèse font actuellement l'objet d'une valorisation dans le but d'offrir des solutions pour le tri ultra sélectif de cellules. Les applications visées sont notamment liées au diagnostic précoce et à la mise au point de médicaments innovants contre le cancer. Le diagnostic s'appuie sur la détection de cellules tumorales circulantes, qui permettrait d'analyser notamment l'efficacité des traitements sur le patient et le risque de rechute à partir d'une simple prise de sang. Les médicaments innovants s'inscrivent

quant à eux dans le cadre de l'immunothérapie, qui est une technique médicale personnalisée, basée sur l'optimisation de la réponse immunitaire des patients. Particulièrement efficace dans la lutte contre le cancer, le clonage accéléré en laboratoire des lymphocytes T attaquant naturellement les cellules tumorales permet d'arrêter le développement du cancer et de guérir le malade. Les études cliniques ont montré des résultats spectaculaires. Cependant cette approche se heurte actuellement à deux problèmes majeurs : les coûts de production particulièrement élevés et l'isolement des lymphocytes d'intérêt. En effet ils représentent typiquement moins de 0,1% des lymphocytes présents dans l'organisme. Ce taux est nettement au-dessous des seuils de détection des méthodes actuelles. Une solution basée sur un dispositif microfluidique est donc une approche particulièrement prometteuse pour fournir des solutions au développement et à la production de ces médicaments du futur. Un doctorant, qui poursuit maintenant un post doctorat de type chercheur entrepreneur, V. Gauthier, à l'ambition de créer une start up visant à commercialiser des dispositifs de tri de cellules fin 2020. D'un point de vue personnel, je continue à apporter une expertise scientifique sur ces travaux.

Ainsi, le développement de ces colonies de micro robots manipulateurs, dotés d'outils et de moyens de caractérisation embarqués, capables de travailler de manière coordonnée avec une grande fiabilité et une faible empreinte environnementale pour des applications variées nécessite encore un très grand nombre de travaux scientifiques et technologiques. Mais nul doute que bientôt, ou plutôt un jour, ils vous accompagneront dans votre quotidien !

Annexe A

Calcul de la propagation verticale du champ électrique

Cette annexe présente le calcul du paramètre $Z_{j,k}(z)$ de l'équation (Eq. 2.20) qui détermine la propagation du potentiel électrique selon l'axe perpendiculaire au plan d'électrodes. Cette équation (Eq. 2.20) est rappelée ici :

$$\alpha_n(x, y, z) = \sum_{j,k} a_{j,k,n} e^{i\omega_j x} e^{i\omega_k y} \cdot Z_{j,k}(z). \quad (\text{A.1})$$

En combinant l'équation (2.17) et l'équation (2.18), il ressort que chaque potentiel élémentaire a un laplacien $\nabla^2 \alpha_n(x, y, z)$ nul. En conséquence, d'après l'équation (2.20) :

$$\forall n, \nabla^2 \alpha_n(x, y, z) = 0 = \sum_{j,k} a_{j,k,n} e^{i\omega_j x} e^{i\omega_k y} \left(-(\omega_j^2 + \omega_k^2) Z_{j,k}(z) + \frac{d^2 Z_{j,k}(z)}{dz^2} \right). \quad (\text{A.2})$$

Cette équation a un nombre infini de solutions $Z_{j,k}(z)$. La fonction $Z_{j,k}$ doit être définie en fonction des conditions aux limites sur le potentiel électrique ϕ ou le champ électrique \vec{E} . Ainsi, afin que la série de Fourier $\sum_{j,k} a_{j,k,n} e^{i\omega_j x} e^{i\omega_k y}$ puisse représenter le champ électrique sur les électrodes, la fonction $Z_{j,k}(z)$ doit être unitaire sur le plan d'électrode :

$$Z_{j,k}(z = 0) = 1. \quad (\text{A.3})$$

Dans la suite on définit $\omega_{j,k} = \sqrt{\omega_j^2 + \omega_k^2} = \pi \sqrt{j^2/l^2 + k^2/L^2}$. Le paramètre $\omega_{j,k}$ est donc positif quel que soit $(j, k) \in \mathbb{Z}^2$.

On peut distinguer trois cas classiques de conditions aux limites :

1. Cas i : le potentiel électrique est nul à une hauteur h , $Z_{j,k}(z = h) = 0$. Cette condition est utile lorsque l'on souhaite additionner un second plan d'électrode en $z = h$. Les solutions sont alors :

$$Z_{j,k}(z) = \frac{e^{\omega_{j,k}(z-2h)} + e^{-\omega_{j,k}(z-2h)} - e^{\omega_{j,k}z} - e^{-\omega_{j,k}z}}{e^{2\omega_{j,k}h} + e^{-2\omega_{j,k}h} - 2}, \text{ pour } j \neq 0 \neq k \text{ et } Z_{0,0}(z) = \frac{h-z}{h}. \quad (\text{A.4})$$

2. Cas ii : le champ électrique est nul à une hauteur h , $\frac{\partial Z_{j,k}}{\partial z}(z = h) = 0$. Cette condition correspond à la réflexion du champ électrique par un capot refermant le canal à une hauteur h au-dessus des électrodes. Les solutions sont alors :

$$Z_{j,k}(z) = \frac{e^{\omega_{j,k}(z-2h)} + e^{-\omega_{j,k}(z-2h)} + e^{\omega_{j,k}z} + e^{-\omega_{j,k}z}}{e^{2\omega_{j,k}h} + e^{-2\omega_{j,k}h} + 2}. \quad (\text{A.5})$$

3. Cas iii : le potentiel électrique et le champ électrique tendent vers zéro à l'infini, $\frac{\partial Z_{j,k}}{\partial z}(z = \infty) = 0$. Cette condition correspond à un plan d'électrodes seul dans l'espace. Les solutions sont alors :

$$Z_{j,k}(z) = e^{-\omega_{j,k}z}, \quad (\text{A.6})$$

On remarquera que le cas iii correspond à la limite lorsque h tend vers l'infini des cas i et ii. On remarquera également que les fonctions $Z_{j,k}(z)$ sont liées au potentiel dans le plan des électrodes via la pulsation $\omega_{j,k}$, mais sont indépendantes des coordonnées (x, y) ; l'hypothèse selon laquelle la composante verticale dépend uniquement des pulsations ω_j et ω_k de la série de Fourier est donc vérifiée.

Bibliographie

- Jacob J. Abbott, Kathrin E. Peyer, Marco C. Lagomarsino, Li Zhang, Lixin X. Dong, Ioannis K. Kaliakatsos, and Bradley J. Nelson. How should microrobots swim?. *The International Journal of Robotics Research*, 28(11-12) :1434–1447, 2009.
- Milton Abramowitz and Irene A Stegun. *Handbook of mathematical functions : with formulas, graphs, and mathematical tables*, volume 55. Courier Corporation, 1965.
- P.K. Agarwal and S.K. Sinha. *Elements of Physics XI*. Rastogi Publications, 2009. ISBN 9788171339112. URL <http://books.google.be/books?id=SEVnsSy0yF8C>.
- Daniel Ahmed, Thierry Baasch, Bumjin Jang, Salvador Pane, Jurg Dual, and Bradley J. Nelson. Artificial swimmers propelled by acoustically activated flagella. *Nano Letters*, 16(8) :4968–4974, 2016.
- Daniel Ahmed, Cornel Dillinger, Ayoung Hong, and Bradley J. Nelson. Artificial acousto-magnetic soft microswimmers. *Advanced Materials Technologies*, 2(7) :1700050, 2017. doi : 10.1002/admt.201700050. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admt.201700050>.
- Yunus Alapan, Oncay Yasa, Oliver Schauer, Joshua Giltinan, Ahmet F. Tabak, Victor Sourjik, and Metin Sitti. Soft erythrocyte-based bacterial microswimmers for cargo delivery. *Science Robotics*, 3(17) :eaar4423, April 2018. ISSN 2470-9476. doi : 10.1126/scirobotics.aar4423. URL <https://robotics.sciencemag.org/content/3/17/eaar4423>.
- Guillermo J Amador, Ahmet Fatih Tabak, Ziyu Ren, Yunus Alapan, Oncay Yasa, and Metin Sitti. Thermocapillary-driven fluid flow within microchannels, 2018.
- A. Ambari, B. Gauthier Manuel, and E. Guyon. Effect of a plane wall on a sphere moving parallel to it. *J. Physique Lett.*, 44(4) :143–146, February 1983. ISSN 0302-072X. doi : 10.1051/jphyslet :01983004404014300. URL <http://dx.doi.org/10.1051/jphyslet:01983004404014300>.
- A. Ambari, B. Gauthier-Manuel, and E. Guyon. Wall effects on a sphere translating at constant velocity. *Journal of Fluid Mechanics*, 149 :235–253, December 1984. ISSN 1469-7645, 0022-1120. doi : 10.1017/S0022112084002639.
- Fumihito Arai, Keiichi Yoshikawa, Toshihiro Sakami, and Toshio Fukuda. Synchronized laser micro-manipulation of multiple targets along each trajectory by single laser. *Applied Physics Letters*, 85 (19) :4301–4303, 2004.
- N. Arora, M. U. Khan, L. Petit, F. Lamarque, and C. Prelle. Design and development of a planar electromagnetic conveyor for the microfactory. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 24 (4) :1723–1731, Aug 2019. ISSN 1941-014X. doi : 10.1109/TMECH.2019.2917007.
- A. Ashkin, J. M. Dziedzic, J. E. Bjorkholm, and Steven Chu. Observation of a single-beam gradient force optical trap for dielectric particles. *Opt. Lett.*, 11(5) :288–290, May 1986. doi : 10.1364/OL.11.000288. URL <http://ol.osa.org/abstract.cfm?URI=ol-11-5-288>.

- Arash Azizi, Charles C. Tremblay, Kévin Gagné, and Sylvain Martel. Using the fringe field of a clinical mri scanner enables robotic navigation of tethered instruments in deeper vascular regions. *Science Robotics*, 4(36), 2019. doi : 10.1126/scirobotics.aax7342.
- J.C. Berg and A. Acrivos. The effect of surface active agents on convection cells induced by surface tension. *Chemical Engineering Science*, 20(8) :737 – 745, 1965. ISSN 0009-2509. doi : [http://dx.doi.org/10.1016/0009-2509\(65\)80061-6](http://dx.doi.org/10.1016/0009-2509(65)80061-6). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0009250965800616>.
- Federico Bianchi, Antonino Masaracchia, Erfan Shojaei Barjuei, Arianna Menciasci, Alberto Arezzo, Anastasios Koulaouzidis, Danail Stoyanov, Paolo Dario, and Gastone Ciuti. Localization strategies for robotic endoscopic capsules : a review. *Expert review of medical devices*, 16(5) :381–403, 2019.
- Bernard P. Binks and Tommy S. Horozov. *Colloidal Particles at Liquid Interfaces : An Introduction*, pages 1–74. Cambridge University Press, 2006. doi : 10.1017/CBO9780511536670.002.
- Andrew Blaikie, David Miller, and Benjamín J Alemán. A fast and sensitive room-temperature graphene nanomechanical bolometer. *Nature communications*, 10(1) :1–8, 2019.
- Soukeyna Bouchebout. *Conception et commande de systèmes microrobotiques magnétiques en milieu ambiant*. Thèses, Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, July 2015. URL <https://hal.sorbonne-universite.fr/tel-01176733>.
- Benoit Brazey. *Estimation de position par des techniques d'impédancemétrie : applications aux puces microfluidiques*. PhD thesis, Thèse de doctorat dirigée par Gauthier, Michael et Bolopion, Aude, Université de Bourgogne Franche Comté, 2019.
- A. Castellanos, A. Ramos, A. Gonzalez, N. G. Green, and H. Morgan. Electrohydrodynamics and dielectrophoresis in microsystems : scaling laws. *Journal of Physics D : Applied Physics*, 36(20) :2584, 2003. ISSN 0022-3727. doi : 10.1088/0022-3727/36/20/023. URL <http://stacks.iop.org/0022-3727/36/i=20/a=023>.
- Hakan Ceylan, I. Ceren Yasa, Oncay Yasa, Ahmet Fatih Tabak, Joshua Giltinan, and Metin Sitti. 3d-printed biodegradable microswimmer for drug delivery and targeted cell labeling. *bioRxiv*, page 379024, July 2018.
- N. Chaillet and S. Régnier. *Microrobotics for Micromanipulation*. Wiley-ISTE, 2010.
- Sagar Chowdhury, Benjamin V Johnson, Wuming Jing, and David J Cappelleri. Designing local magnetic fields and path planning for independent actuation of multiple mobile microrobots. *Journal of Micro-Bio Robotics*, 12(1-4) :21–31, 2017.
- Hamza Chraïbi and Jean-Pierre Delville. Thermocapillary flows and interface deformations produced by localized laser heating in confined environment. *Physics of Fluids (1994-present)*, 24(3), 2012. doi : <http://dx.doi.org/10.1063/1.3690160>. URL <http://scitation.aip.org/content/aip/journal/pof2/24/3/10.1063/1.3690160>.
- Su Eun Chung, Xiaoguang Dong, and Metin Sitti. Three-dimensional heterogeneous assembly of coded microgels using an untethered mobile microgripper. *Lab on a Chip*, 15(7) :1667–1676, 2015.
- C. Clevy, I. Lungu, K. Rabenoroosa, and P. Lutz. Positioning accuracy characterization of assembled microscale components for micro-optical benches. *Assembly Automation*, 34(1) :68–77, 2014.
- J.M. Coulson, J.F. Richardson, J.R. Backhurst, and J.H. Harker. *Particle Technology and Separation Processes*, volume 2 of *Chemical Engineering*. Butterworth-Heinemann, 5 edition, 2002. ISBN 9780080379579. URL <https://books.google.be/books?id=wt1GAAAAYAAJ>.

- Pierre-Gilles de Gennes, Françoise Brochard-Wyart, and David Quéré. *Capillarity and Wetting Phenomena : Drops, Bubbles, Pearls, Waves*. Springer, 2004.
- G Decroly, B Mertens, P Lambert, and A Delchambre. Design, characterization and optimization of a soft fluidic actuator for minimally invasive surgery. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 2019.
- S. Delshadi, G. Blaire, V. Masse, T. Decaens, S. Larrat, P. Morand, O. Cugat, P.N. Marche, and P. Kauffmann. Innovative multiplexed point-of-care immunoassay applied to hepatitis b screening. *Clinica Chimica Acta*, 493 :S644 – S645, 2019. ISSN 0009-8981. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cca.2019.03.1360>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0009898119314652>. EuroMedLab 2019.
- Nicolas Demierre, Thomas Braschler, Pontus Linderholm, Urban Seger, Harald van Lintel, and Philippe Renaud. Characterization and optimization of liquid electrodes for lateral dielectrophoresis. *Lab Chip*, 7 :355–365, 2007. doi : 10.1039/B612866A. URL <http://dx.doi.org/10.1039/B612866A>.
- A. Denasi and S. Misra. Independent and leader follower control for two magnetic micro-agents. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1) :218–225, 2018.
- E. Diller, S. Floyd, C. Pawashe, and M. Sitti. Control of Multiple Heterogeneous Magnetic Micro-robots in Two Dimensions on Nonspecialized Surfaces. *IEEE Transactions on Robotics*, 28(1) : 172–182, February 2012. ISSN 1552-3098. doi : 10.1109/TRO.2011.2170330.
- Eric Diller and Metin Sitti. Three-dimensional programmable assembly by untethered magnetic robotic micro-grippers. *Advanced Functional Materials*, 24(28) :4397–4404, 2014. doi : 10.1002/adfm.201400275.
- Xiaoyun Ding, Sz-Chin Steven Lin, Brian Kiraly, Hongjun Yue, Sixing Li, I-Kao Chiang, Jinjie Shi, Stephen J. Benkovic, and Tony Jun Huang. On-chip manipulation of single microparticles, cells, and organisms using surface acoustic waves. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(28) :11105–11109, 2012a.
- Xiaoyun Ding, Sz-Chin Steven Lin, Michael Ian Lapsley, Sixing Li, Xiang Guo, Chung Yu Chan, I-Kao Chiang, Lin Wang, J. Philip McCoy, and Tony Jun Huang. Standing surface acoustic wave (ssaw) based multichannel cell sorting. *Lab Chip*, 12 :4228–4231, 2012b.
- Mohamed Dkhil. *Modélisation, caractérisation et commande d'un système microrobotique magnétique à l'interface air/liquide*. PhD thesis, Thèse de doctorat dirigée par Gauthier, Michael et Régnier, Stéphane, Université Pierre et Marie Curie, 2016. URL <http://www.theses.fr/2016PA066212>.
- Aaron Dörr, Steffen Hardt, Hassan Masoud, and Howard A. Stone. Drag and diffusion coefficients of a spherical particle attached to a fluid-fluid interface. *Journal of Fluid Mechanics*, 790 :607–618, 3 2016. ISSN 1469-7645. doi : 10.1017/jfm.2016.41.
- Rahim Esfandyarpour, Matthew J DiDonato, Yuxin Yang, Naside Gozde Durmus, James S Harris, and Ronald W Davis. Multifunctional, inexpensive, and reusable nanoparticle-printed biochip for cell manipulation and diagnosis. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, page 201621318, 2017.
- M. Etievant, A. Bolopion, S. Régnier, and N. Andreff. An improved control-oriented modeling of the magnetic field. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 6178–6184, May 2019. doi : 10.1109/ICRA.2019.8793679.

- Xuge Fan, Fredrik Forsberg, Anderson D Smith, Stephan Schröder, Stefan Wagner, Henrik Rödjegård, Andreas C Fischer, Mikael Östling, Max C Lemme, and Frank Niklaus. Graphene ribbons with suspended masses as transducers in ultra-small nanoelectromechanical accelerometers. *Nature Electronics*, 2(9) :394–404, 2019.
- Ronald S. Fearing. Survey of sticking effects for micro parts handling. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots'*, 2 :212–217, 1995.
- Steven Floyd, Chytra Pawashe, and Metin Sitti. Two-dimensional contact and noncontact micro-manipulation in liquid using an untethered mobile magnetic microrobot. *IEEE Transactions on Robotics*, 25(6) :1332–1342, December 2009. ISSN 1552-3098. doi : 10.1109/TRO.2009.2028761. URL <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/downloadCitations>.
- Racha Gana, Joël Abadie, Emmanuel Piat, Christophe Roux, Clotilde Amiot, Christian Pieralli, and Bruno Wacogne. A novel force sensing platform using passive magnetic springs for mechanical characterisation of human oocytes. *Sensors and Actuators A : Physical*, 262 :114 – 122, aug 2017. doi : 10.1016/j.sna.2017.01.015. URL <https://publiweb.femto-st.fr/tntnet/entries/13988/documents/author/data>.
- Michael Gauthier. *Conception et commande d'un dispositif magnétique de micromanipulation par poussée. Applications à la manipulation de micro-objets biologiques*. PhD thesis, Thèse de doctorat dirigée par Chaillet, Nicolas et Piat, Emmanuel, Université de Franche Comté, 2002.
- Michael Gauthier, Nicolas Andreff, and Etienne Dombre. *Intracorporeal Robotics : From Milliscale to Nanoscale*. John Wiley & Sons, 2014. ISBN 9781118579121.
- Vladimir Gauthier. *Conception et modélisation pour le contrôle de trajectoires dans les puces fluidiques : application au tri cellulaire par diélectrophorèse*. PhD thesis, Université de Bourgogne Franche-Comté, 2018.
- Edison Gerena, Florent Legendre, Akshay Molawade, Youen Vitry, Stéphane Régnier, and Sinan Haliyo. Tele-robotic Platform for Dexterous Optical Single-Cell Manipulation. *Micromachines*, 10(10) :677, October 2019. doi : 10.3390/mi10100677. URL <https://www.mdpi.com/2072-666X/10/10/677>.
- Subhrokoli Ghosh, Aritra Biswas, Basudev Roy, and Ayan Banerjee. Self-assembly and complex manipulation of colloidal mesoscopic particles by active thermocapillary stress. *Soft Matter*, 15 :4703–4713, 2019. doi : 10.1039/C9SM00721K. URL <http://dx.doi.org/10.1039/C9SM00721K>.
- G. Grosjean, M. Hubert, and N. Vandewalle. Magnetocapillary self-assemblies : Locomotion and micromanipulation along a liquid interface. *Advances in Colloid and Interface Science*, 255 :84 – 93, 2018. ISSN 0001-8686. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cis.2017.07.019>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001868617300167>. Multiscale Applications of Surface Tension and Capillary Forces.
- Yanming Guan, Tiantian Xu, Jia Liu, and Xinyu Wu. Image-based visual servoing of helical microswimmers for arbitrary planar path following at low reynolds numbers. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1883–1888, September 2017. doi : 10.1109/IROS.2017.8206005. ISSN : 2153-0866.
- Martin Gurtner, Kristian Hengster-Movric, and Zdeněk Hurák. Green's function-based control-oriented modeling of electric field for dielectrophoresis. *Journal of Applied Physics*, 122(5), 2017.
- Etienne Guyon, Jean-Pierre Jaeger, and Luc Petit. *Physical Hydrodynamics*. Oxford University Press, 2nd edition, 2001.

- Niels Haandbæk, Sebastian C Bürgel, Fabian Rudolf, Flavio Heer, and Andreas Hierlemann. Characterization of single yeast cell phenotypes using microfluidic impedance cytometry and optical imaging. *ACS Sensors*, 1(8) :1020–1027, 2016.
- Erwin Hendaro and Yogesh B Gianchandani. A non-contact method for spatially localized sedimentation of particles from liquid suspensions using marangoni forces. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 21(11) :115028, 2011.
- J. Hirvonen, Y. Lai, P. Kallio, G. Cunha, and O. Rojas. Automated estimation of contact angle on hydrophobic fibers using a microrobotic platform. In *IEEE International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale (3M-NANO)*, pages 130–135, July 2016. doi : 10.1109/3M-NANO.2016.7824935.
- Thibault Honegger. *Electrocinétique tridimensionnelle de particules colloïdales en géométrie microfluidique et application à la manipulation de cellules*. PhD thesis, Université Grenoble Alpes, 2011.
- Junhui Hu. *Ultrasonic micro/nano manipulations*. World Scientific, 2014.
- Wenqi Hu, Qihui Fan, and Aaron T. Ohta. An opto-thermocapillary cell micromanipulator. *Lab Chip*, 13(12) :2285–2291, 2013. doi : 10.1039/C3LC50389E. URL <http://dx.doi.org/10.1039/C3LC50389E>.
- Wenqi Hu, Guo Zhan Lum, Massimo Mastrangeli, and Metin Sitti. Small-scale soft-bodied robot with multimodal locomotion. *Nature*, 554(7690) :81, 2018.
- H. Huang, Q. Chao, M. S. Sakar, and B. J. Nelson. Optimization of tail geometry for the propulsion of soft microrobots. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2(2) :727–732, April 2017. doi : 10.1109/LRA.2017.2651167.
- Michael P Hughes. Fifty years of dielectrophoretic cell separation technology. *Biomicrofluidics*, 10(3) :032801, 2016.
- Gilgueng Hwang, Ioan Alexandru Ivan, Joel Agnus, Hugo Salmon, Sébastien Alvo, Nicolas Chaillet, Stéphane Régnier, and Anne-Marie Haghiri-Gosnet. Mobile microrobotic manipulator in microfluidics. *Sensors and Actuators A : Physical*, 215 :56 – 64, 2014. ISSN 0924-4247. doi : <https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.09.030>.
- V. Iacovacci, L. Ricotti, G. Signore, F. Vistoli, E. Sinibaldi, and A. Menciassi. Retrieval of magnetic medical microrobots from the bloodstream. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2495–2501, May 2019. doi : 10.1109/ICRA.2019.8794322.
- K.S. Ishii, Wenqi Hu, and A.T. Ohta. Cooperative micromanipulation using optically controlled bubble microrobots. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3443–3448, 2012. doi : 10.1109/ICRA.2012.6225299.
- Jacob N. Israelachvili. *Intermolecular and Surface Forces*. Academic Press, 1991.
- Ioan Alexandru Ivan, Gilgueng Hwang, Joël Agnus, Micky Rakotondrabe, Nicolas Chaillet, and Stéphane Régnier. First experiments on magpier : A planar wireless magnetic and piezoelectric microrobot. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 102–108, 2011.
- John David Jackson. *Classical Electrodynamics*. Wiley, New York, 3rd ed. edition, 1999. ISBN 978-0-471-30932-1.
- T. B. Jones. Basic theory of dielectrophoresis and electrorotation. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(6) :33–42, November 2003. ISSN 0739-5175. doi : 10.1109/MEMB.2003.1304999.

- Marc Karle, Sandeep Kumar Vashist, Roland Zengerle, and Felix von Stetten. Microfluidic solutions enabling continuous processing and monitoring of biological samples : A review. *Analytica chimica acta*, 929 :1–22, 2016.
- T. Kawahara, M. Sugita, M. Hagiwara, Y. Yamanishi, F. Arai, H. Kawano, I. Shihira-Ishikawa, and A. Miyawaki. On-chip force sensing by magnetically driven microtool for measurement of stimulant property of *p. laevis*. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 273–278, May 2011. doi : 10.1109/ICRA.2011.5980174.
- M. Kaynak, F. Ayhan, and M. S. Sakar. Compound micromachines powered by acoustic streaming. In *International Conference on Robotics and Automation*, pages 225–230, May 2019. doi : 10.1109/ICRA.2019.8793481.
- I. S. M. Khalil, P. Ferreira, R. Eleuterio, C. L. de Korte, and S. Misra. Magnetic-based closed-loop control of paramagnetic microparticles using ultrasound feedback. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3807–3812, May 2014. doi : 10.1109/ICRA.2014.6907411.
- I. S. M. Khalil, A. F. Tabak, T. Hageman, M. Ewis, M. Pichel, M. E. Mitwally, N. S. El-Din, L. Abelman, and M. Sitti. Near-surface effects on the controlled motion of magnetotactic bacteria. In *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 5976–5982, May 2017. doi : 10.1109/ICRA.2017.7989705.
- Islam S. M. Khalil, Alaa Adel, Dalia Mahdy, Mina M. Micheal, Mohanad Mansour, Nabila Hamdi, and Sarthak Misra. Magnetic localization and control of helical robots for clearing superficial blood clots. *APL Bioengineering*, 3(2) :026104, May 2019. doi : 10.1063/1.5090872. URL <https://aip.scitation.org/doi/full/10.1063/1.5090872>.
- Islam S.M. Khalil, Marc P. Pichel, Bart A. Reefman, Ozlem Sardan Sukas, Leon Abelmann, and Sarthak Misra. Control of magnetotactic bacterium in a micro-fabricated maze. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5508–5513, 2013. doi : 10.1109/ICRA.2013.6631367.
- M. Kharboutly, M. Gauthier, and N Chaillet. Modeling the trajectory of a microparticle in a dielectrophoresis device. *Journal of Applied Physics*, 106(11) :114312, 2009.
- Mohamed Kharboutly and Michael Gauthier. High speed closed loop control of a dielectrophoresis-based system. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1446–1451, 2013.
- E. Kim, M. Takeuchi, T. Kozuka, T. Nomura, A. Hasegawa, A. Ichikawa, Q. Huang, and T. Fukuda. Assembly of multilayered hepatic lobule-like vascular network by using heptapole magnetic tweezer. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 6200–6205, May 2019. doi : 10.1109/ICRA.2019.8794210.
- Joose Kreutzer, Marlitt Viehrig, Risto-Pekka Pölönen, Feihu Zhao, Marisa Ojala, Katriina Aalto-Setälä, and Pasi Kallio. Pneumatic unidirectional cell stretching device for mechanobiological studies of cardiomyocytes. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, pages 1–13, 2019.
- M. P Kummer, J. J Abbott, B. E Kratochvil, R. Borer, A. Sengul, and B. J Nelson. OctoMag : An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(6) :1006–1017, December 2010. ISSN 1552-3098. doi : 10.1109/TRO.2010.2073030.
- J.-C. Kuo, S.-W. Tung, and Y.-J. Yang. A hydrogel-based intravascular microgripper manipulated using magnetic fields. In *2013 Transducers Eurosensors XXVII : The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS EUROSENSORS XXVII)*, pages 1683–1686, June 2013.

- Pierre Lambert. *Capillary Forces in Microassembly Modeling, Simulation, Experiments, and Case Study*. Springer, 2007.
- Pierre Lambert and Massimo Mastrangeli. Microscale surface tension and its applications. *Micro-machines*, 10(8), 2019.
- Seyed Kourosch Latifi, Pooya Saketi, and Pasi Kallio. Microrobotic system for multi-rate measurement of bio-based fibres z-directional bond strength. *Journal of Micro-Bio Robotics*, 10(1-4) :13–26, 2015.
- J. Leclerc, B. Isichei, and A. T. Becker. A magnetic manipulator cooled with liquid nitrogen. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(4) :4367–4374, Oct 2018. ISSN 2377-3774. doi : 10.1109/LRA.2018.2863358.
- Jinxing Li, Berta Esteban-Fernandez de Avila, Wei Gao, Liangfang Zhang, and Joseph Wang. Micro/nanorobots for biomedicine : Delivery, surgery, sensing, and detoxification. *Science Robotics*, 2(4), 2017a.
- Jinxing Li, Berta Esteban-Fernández de Ávila, Wei Gao, Liangfang Zhang, and Joseph Wang. Micro nanorobots for biomedicine : Delivery, surgery, sensing, and detoxification. *Science Robotics*, 2(4), 2017b. doi : 10.1126/scirobotics.aam6431. URL <https://robotics.sciencemag.org/content/2/4/eaam6431>.
- Sixing Li, Fen Ma, Hunter Bachman, Craig E Cameron, Xiangqun Zeng, and Tony Jun Huang. Acoustofluidic bacteria separation. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 27(1) : 015031, nov 2016.
- Sz-Chin Steven Lin, Xiaole Mao, and Tony Jun Huang. Surface acoustic wave (SAW) acoustophoresis : now and beyond. *Lab on a chip*, 12(16) :2766–2770, August 2012. ISSN 1473-0189. doi : 10.1039/c2lc90076a.
- Ming Liu and Fukun Guo. Recent updates on cancer immunotherapy. *Precision Clinical Medicine*, 1(2) :65–74, September 2018. ISSN 2096-5303. doi : 10.1093/pcmedi/pby011. URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6333045/>.
- Jon P. Longtin, Kunio Hijikata, and Kuniyasu Ogawa. Laser-induced surface-tension-driven flows in liquids. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 42(1) :85 – 93, 1999. ISSN 0017-9310. doi : [http://dx.doi.org/10.1016/S0017-9310\(98\)00134-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0017-9310(98)00134-3). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0017931098001343>.
- Yuan-Yuan Luo, Jun Pan, Yi-Zhi Chen, Xi Jiang, Wen-Bin Zou, Yang-Yang Qian, Wei Zhou, Xiao Liu, Zhao-Shen Li, and Zhuan Liao. Magnetic steering of capsule endoscopy improves small bowel capsule endoscopy completion rate. *Digestive diseases and sciences*, 64(7) :1908–1915, 2019.
- Zai-Sha Mao, Chao Yang, and Jiayong Chen. Mathematical modeling of a hydrophilic cylinder floating on water. *Journal of Colloid and Interface Science*, 377(1) :463 – 468, 2012. ISSN 0021-9797. doi : <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcis.2012.03.081>. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021979712003797>.
- Abraham Marmur and Robin H. A. Ras. The porous nano-fibers raft : analysis of load-carrying mechanism and capacity. *Soft Matter*, 7 :7382–7385, 2011. doi : 10.1039/C1SM05156C. URL <http://dx.doi.org/10.1039/C1SM05156C>.
- S. Martel and M. Mohammadi. Using a swarm of self-propelled natural microrobots in the form of flagellated bacteria to perform complex micro-assembly tasks. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 500–505, May 2010. doi : 10.1109/ROBOT.2010.5509752.

- Sylvain Martel. Advantages and limitations of the various magnetic manipulation methods of untethered agents in the human body. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 1–6, 2014.
- JS McGrath, C Honrado, D Spencer, B Horton, HL Bridle, and H Morgan. Analysis of parasitic protozoa at the single-cell level using microfluidic impedance cytometry. *Scientific reports*, 7(1) : 2601, 2017.
- Mariana Medina-Sánchez, Lukas Schwarz, Anne K Meyer, Franziska Hebenstreit, and Oliver G Schmidt. Cellular cargo delivery : Toward assisted fertilization by sperm-carrying micromotors. *Nano letters*, 16(1) :555–561, 2015.
- Martine Meireless-Masbernat, Laurent Nicolas, and Abdelilah Slaoui. *Inventer l'avenir, L'ingénierie se met au vert*. CNRS Edition, 2019.
- T. Michálek. Real-time optimization-based control for dielectrophoresis. Technical report, Czech Technical University in Prague, 2015.
- T. Michálek, A. Bolopion, Z. Hurák, and M. Gauthier. Electrorotation of arbitrarily shaped micro-objects : modeling and experiments. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, pages 1–1, 2019. ISSN 1941-014X. doi : 10.1109/TMECH.2019.2959828.
- T. Michálek, A. Bolopion, Z. Hurák, and M. Gauthier. Control-oriented model of dielectrophoresis and electrorotation for arbitrarily shaped objects. *Phys. Rev. E*, 99 :053307, May 2019. doi : 10.1103/PhysRevE.99.053307. URL <https://link.aps.org/doi/10.1103/PhysRevE.99.053307>.
- Hywel Morgan, Tao Sun, David Holmes, Shady Gawad, and Nicolas G Green. Single cell dielectric spectroscopy. *Journal of Physics D : Applied Physics*, 40(1) :61, 2007. URL <http://stacks.iop.org/0022-3727/40/i=1/a=S10>.
- K. Onda and F. Arai. Parallel teleoperation of holographic optical tweezers using multi-touch user interface. In *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1069 –1074, May 2012. doi : 10.1109/ICRA.2012.6225375.
- F. Ongaro, S. Pane, S. Scheggi, and S. Misra. Design of an Electromagnetic Setup for Independent Three-Dimensional Control of Pairs of Identical and Nonidentical Microrobots. *IEEE Transactions on Robotics*, pages 1–10, 2018. ISSN 1552-3098. doi : 10.1109/TRO.2018.2875393.
- Ali Oulmas, Nicolas Andreff, and Stéphane Régnier. 3d closed-loop swimming at low reynolds numbers. *The International Journal of Robotics Research*, 37(11) :1359–1375, 2018. doi : 10.1177/0278364918801502.
- Stefano Palagi, Andrew G. Mark, Shang Yik Reigh, Kai Melde, Tian Qiu, Hao Zeng, Camilla Parmeggiani, Daniele Martella, Alberto Sanchez-Castillo, Nadia Kapernaum, Frank Giesselmann, Diederik S. Wiersma, Eric Lauga, and Peer Fischer. Structured light enables biomimetic swimming and versatile locomotion of photoresponsive soft microrobots. *Nature Materials*, 15 :647–653, 2016. URL <https://www.nature.com/articles/nmat4569>.
- 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, 2009a. doi : 10.1177/0278364909341413.
- Chytra Pawashe, Steven Floyd, and Metin Sitti. Multiple magnetic microrobot control using electrostatic anchoring. *Applied Physics Letters*, 94(16) :164108, 2009b. ISSN 00036951. doi : 10.1063/1.3123231.

- Ronald Pethig. Review - Where Is Dielectrophoresis (DEP) Going? *Journal of The Electrochemical Society*, 164(5) :B3049–B3055, January 2017. ISSN 0013-4651, 1945-7111. doi : 10.1149/2.0071705jes. URL <http://jes.ecsdl.org/content/164/5/B3049>.
- High Speed Camera Products Photron. www.photron.com. 2015.
- Herbert A Pohl. The motion and precipitation of suspensoids in divergent electric fields. *Journal of Applied Physics*, 22(7) :869–871, 1951.
- K. M. Popek, T. Hermans, and J. J. Abbott. First demonstration of simultaneous localization and propulsion of a magnetic capsule in a lumen using a single rotating magnet. In *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1154–1160, May 2017. doi : 10.1109/ICRA.2017.7989138.
- Tian Qiu, Stefano Palagi, Andrew G. Mark, Kai Melde, Fabian Adams, and Peer Fischer. Active acoustic surfaces enable the propulsion of a wireless robot. *Advanced Materials Interfaces*, 4(21) :1700933, 2017. doi : 10.1002/admi.201700933. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/admi.201700933>.
- M. Arifur Rahman, Julian Cheng, Zhidong Wang, and Aaron T. Ohta. Cooperative Micromanipulation Using the Independent Actuation of Fifty Microrobots in Parallel. *Scientific Reports*, 7(1) : 3278, 2017. ISSN 2045-2322. doi : 10.1038/s41598-017-03525-y.
- Jürgen Rahmer, Christian Stehning, and Bernhard Gleich. Spatially selective remote magnetic actuation of identical helical micromachines. *Science Robotics*, 2(3), 2017. doi : 10.1126/scirobotics.aal2845. URL <https://robotics.sciencemag.org/content/2/3/eaal2845>.
- William Ramsay and John Shields. Lxxxii.-the molecular complexity of liquids. *J. Chem. Soc., Trans.*, 63 :1089–1109, 1893. doi : 10.1039/CT8936301089. URL <http://dx.doi.org/10.1039/CT8936301089>.
- A.V Rapacchietta and A.W Neumann. Force and free-energy analyses of small particles at fluid interfaces :ii. spheres. *Journal of Colloid and Interface Science*, 59(3) :555 – 567, 1977. ISSN 0021-9797. doi : [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9797\(77\)90051-0](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9797(77)90051-0). URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021979777900510>.
- Riccardo Reale, Adele De Ninno, Luca Businaro, Paolo Bisegna, and Federica Caselli. Electrical measurement of cross-sectional position of particles flowing through a microchannel. *Microfluidics and Nanofluidics*, 22(4) :41, 2018.
- Riccardo Reale, Adele De Ninno, Luca Businaro, Paolo Bisegna, and Federica Caselli. A simple electrical approach to monitor dielectrophoretic focusing of particles flowing in a microchannel. *Electrophoresis*, 2019.
- Liqiang Ren, Nitesh Nama, Jeffrey M. McNeill, Fernando Soto, Zhifei Yan, Wu Liu, Wei Wang, Joseph Wang, and Thomas E. Mallouk. 3d steerable, acoustically powered microswimmers for single-particle manipulation. *Science Advances*, 5(10), 2019. doi : 10.1126/sciadv.aax3084. URL <https://advances.sciencemag.org/content/5/10/eaax3084>.
- Ali Rohani, John H Moore, Jennifer A Kashatus, Hiromi Sesaki, David F Kashatus, and Nathan S Swami. Label-free quantification of intracellular mitochondrial dynamics using dielectrophoresis. *Analytical chemistry*, 89(11) :5757–5764, 2017.
- Enrica Rollo, Enrico Tenaglia, Raphaël Genolet, Elena Bianchi, Alexandre Harari, George Coukos, and Carlotta Guiducci. Label-free identification of activated T lymphocytes through tridimensional microsensors on chip. *Biosensors and Bioelectronics*, 94 :193–199, 2017.

- Hugo Salmon, Laurent Couraud, and Gilgueng Hwang. Swimming property characterizations of magnetic polarizable microrobots. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 5520–5526, 2013.
- S. Salomon. *Manipulation de microparticules exploitant la force de diélectrophorèse : applications dédiées au tri d'espèces biologiques et à l'assemblage de nano objets*. PhD thesis, Université de Toulouse, 2011.
- R. A. Schill. General relation for the vector magnetic field of a circular current loop : a closer look. *IEEE Transactions on Magnetics*, 39(2) :961–967, March 2003. ISSN 0018-9464. doi : 10.1109/TMAG.2003.808597.
- M. Shaker, L. Colella, F. Caselli, P. Bisegna, and P. Renaud. An impedance-based flow microcytometer for single cell morphology discrimination. *Lab on a Chip*, 14 :2548–2555, 2014. doi : 10.1039/C4LC00221K.
- Jiaying Shang, Markus Flury, and Youjun Deng. Force measurements between particles and the air-water interface : Implications for particle mobilization in unsaturated porous media. *Water resources research*, 45(6), 2009.
- Z. Shi, H. Al Hajjar, C. Prella, X. Liu, L. Ilou, and F. Lamarque. Optimization of an optically controlled bistable micro-actuator. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 1148–1153, July 2018. doi : 10.1109/AIM.2018.8452374.
- Pallavi Shinde, Loganathan Mohan, Amogh Kumar, Koyel Dey, Anjali Maddi, Alexander Patananan, Fan-Gang Tseng, Hwan-You Chang, Moeto Nagai, and Tuhin Santra. Current trends of microfluidic single-cell technologies. *International journal of molecular sciences*, 19(10) :3143, 2018.
- Jakub Sikorski, Christoff M Heunis, Federico Franco, and Sarthak Misra. The armm system : An optimized mobile electromagnetic coil for non-linear actuation of flexible surgical instruments. *IEEE transactions on magnetics*, 55(9) :1–9, 2019.
- Miguel Solsona, Eiko Y Westerbeek, Johan G Bomer, Wouter Olthuis, and Albert van den Berg. Gradient in the electric field for particle position detection in microfluidic channels. *Lab on a Chip*, 2019.
- D. Son, M. D. Dogan, and M. Sitti. Magnetically actuated soft capsule endoscope for fine-needle aspiration biopsy. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1132–1139, May 2017. doi : 10.1109/ICRA.2017.7989135.
- Hongjun Song and Dawn J. Bennett. A semi-analytical approach using artificial neural network for dielectrophoresis generated by parallel electrodes. *Journal of Electrostatics*, 68 (1) :49–56, February 2010. ISSN 03043886. doi : 10.1016/j.elstat.2009.10.001. URL <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S030438860900206X>.
- Edward B. Steager, Mahmut Selman Sakar, Ceridwen Magee, Monroe Kennedy, Anthony Cowley, and Vijay Kumar. Automated biomanipulation of single cells using magnetic microrobots. *The International Journal of Robotics Research*, 32(3) :346–359, March 2013. ISSN 0278-3649, 1741-3176. doi : 10.1177/0278364912472381. URL <http://ijr.sagepub.com/content/32/3/346>.
- Tao Sun, Cees van Berkel, Nicolas G Green, and Hywel Morgan. Digital signal processing methods for impedance microfluidic cytometry. *Microfluidics and nanofluidics*, 6(2) :179–187, 2009.
- Tao Sun, Soichiro Tsuda, Klaus-Peter Zauner, and Hywel Morgan. On-chip electrical impedance tomography for imaging biological cells. *Biosensors and Bioelectronics*, 25(5) :1109–1115, 2010.

- Yuki Takayama, Gregoire Perret, Momoko Kumemura, Manabu Ataka, Samuel Meignan, Stanislav Karsten, Hiroyuki Fujita, Dominique Collard, Chann Lagadec, and Mehmet Tarhan. Developing a mems device with built-in microfluidics for biophysical single cell characterization. *Micromachines*, 9(6) :275, Jun 2018. ISSN 2072-666X. doi : 10.3390/mi9060275. URL <http://dx.doi.org/10.3390/mi9060275>.
- Ronald Terrazas Mallea. *Thermocapillary micromanipulation : laser-induced convective flows towards controlled handling of particles at the free surface*. PhD thesis, Thèse de doctorat dirigée par Gauthier, Michael, Lambert, Pierre et Bolepion, Aude, Université libre de Bruxelles et Université de Franche Comté, 2017. URL <http://www.theses.fr/2017UBFCD021>.
- Atul Thakur, Sagar Chowdhury, Petr Svec, Chenlu Wang, Wolfgang Losert, and Satyandra K. Gupta. Indirect pushing based automated micromanipulation of biological cells using optical tweezers. *The International Journal of Robotics Research*, page 0278364914523690, May 2014. ISSN 0278-3649, 1741-3176. doi : 10.1177/0278364914523690. URL <http://ijr.sagepub.com/content/early/2014/05/21/0278364914523690>.
- Soichiro Tottori, Li Zhang, Famin Qiu, Krzysztof K. Krawczyk, Alfredo Franco-Obregon, and Bradley J. Nelson. Magnetic helical micromachines : Fabrication, controlled swimming, and cargo transport. *Advanced Materials*, 24(6) :811–816, 2012. doi : 10.1002/adma.201103818. URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/adma.201103818>.
- Hsi-Wen Tung, Massimo Maffioli, Dominic R. Frutiger, Kartik M. Sivaraman, Salvador Pane, and Bradley J. Nelson. Polymer-Based Wireless Resonant Magnetic Microrobots. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(1) :26–32, 2014.
- M. Veiga-Gutiérrez, M. Woerdemann, E. Prasetyanto, C. Denz, and L. De Cola. Optical-tweezers assembly-line for the construction of complex functional zeolite I structures. *Advanced Materials*, 24(38) :5199–5204, 2012. ISSN 1521-4095. doi : 10.1002/adma.201201946. URL <http://dx.doi.org/10.1002/adma.201201946>.
- E. Vela, C. Pacoret, S. Bouchigny, S. Régner, K. Rink, and A. Bergander. Non-contact mesoscale manipulation using laser induced convection flows. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 913–918, 2008. doi : 10.1109/IROS.2008.4650918.
- Emir Vela. *Non-contact microscale manipulation using laser-induced convection flows*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie, 2010.
- J Voldman. Electrical forces for microscale cell manipulation. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 8 :425–454, 2006.
- H Wang, N Sobahi, and A Han. Impedance spectroscopy-based cell/particle position detection in microfluidic systems. *Lab on a Chip*, 17(7) :1264–1269, 2017.
- H. Wang, J. Li, J. Cui, Q. Shi, Z. Zheng, T. Sun, Q. Huang, and T. Fukuda. Microrobotic assembly of shape-customized three-dimensional microtissues based on surface tension driven self-alignment. *IEEE Transactions on Nanotechnology*, 17(4) :684–687, July 2018. ISSN 1941-0085. doi : 10.1109/TNANO.2018.2806385.
- Qianqian Wang, Lidong Yang, Ben Wang, Edwin Yu, Jiangfan Yu, and Li Zhang. Collective behavior of reconfigurable magnetic droplets via dynamic self-assembly. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 11(1) :1630–1637, 2019. doi : 10.1021/acsami.8b17402.
- Masao Washizu and T. B. Jones. Multipolar dielectrophoretic force calculation. *Journal of Electrostatics*, 33(2) :187–198, September 1994. ISSN 0304-3886. doi : 10.1016/0304-3886(94)90053-1. URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0304388694900531>.

- D. Wong, E. B. Steager, and V. Kumar. Independent Control of Identical Magnetic Robots in a Plane. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 1(1) :554–561, January 2016. ISSN 2377-3766. doi : 10.1109/LRA.2016.2522999.
- Samuel E Wright, Arthur W Mahoney, Katie M Popek, and Jake J Abbott. The spherical-actuator-magnet manipulator : A permanent-magnet robotic end-effector. *IEEE Transactions on Robotics*, 33(5) :1013–1024, 2017.
- Mengxi Wu, Adem Ozcelik, Joseph Rufo, Zeyu Wang, Rui Fang, and Tony Jun Huang. Acoustofluidic separation of cells and particles. *Microsystems & nanoengineering*, 5(1) :32, 2019.
- Hui Xie, Mengmeng Sun, Xinjian Fan, Zhihua Lin, Weinan Chen, Lei Wang, Lixin Dong, and Qiang He. Reconfigurable magnetic microrobot swarm : Multimode transformation, locomotion, and manipulation. *Science Robotics*, 4(28), 2019. doi : 10.1126/scirobotics.aav8006. URL <https://robotics.sciencemag.org/content/4/28/eaav8006>.
- Dahou Yang and Ye Ai. Microfluidic impedance cytometry device with n-shaped electrodes for lateral position measurement of single cells/particles. *Lab Chip*, 2019.
- K. Berk Yesin, Karl Vollmers, and Bradley J. Nelson. Modeling and Control of Untethered Bio-microrobots in a Fluidic Environment Using Electromagnetic Fields. *The International Journal of Robotics Research*, 25(5-6) :527–536, January 2006. ISSN 0278-3649, 1741-3176. doi : 10.1177/0278364906065389. URL <http://ijr.sagepub.com/content/25/5-6/527>.
- M. Yin, E. Gerena, C. Pacoret, S. Haliyo, and S. Régnier. High-bandwidth 3d force feedback optical tweezers for interactive bio-manipulation. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1889–1894, Sep. 2017. doi : 10.1109/IROS.2017.8206006.
- Jiangfan Yu, Dongdong Jin, Kai-Fung Chan, Qianqian Wang, Ke Yuan, and Li Zhang. Active generation and magnetic actuation of microrobotic swarms in bio-fluids. *Nature Communications*, 10(1) :1–12, December 2019. ISSN 2041-1723. doi : 10.1038/s41467-019-13576-6. URL <https://www.nature.com/articles/s41467-019-13576-6>.
- J. Zemánek, J. Drs, and Z. Hurák. Dielectrophoretic actuation strategy for micromanipulation along complex trajectories. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pages 19–25, July 2014. doi : 10.1109/AIM.2014.6878040.
- J. Zemánek, T. Michálek, and Z. Hurák. Feedback control for noise-aided parallel micromanipulation of several particles using dielectrophoresis. *Electrophoresis*, 2015. ISSN 1522-2683. doi : 10.1002/elps.201400521. URL <http://dx.doi.org/10.1002/elps.201400521>.
- J. Zemánek, T. Michálek, and Z. Hurák. Phase-shift feedback control for dielectrophoretic micromanipulation. *Lab on a Chip*, 18(12) :1793–1801, 2018.
- Jing Zhang, Zhe Wang, Zhixun Wang, Ting Zhang, and Lei Wei. In-fibre particle manipulation and device assembly via laser induced thermocapillary convection. *Nature communications*, 10(1) : 1–10, 2019a.
- Shuailong Zhang, Erica Y. Scott, Jastaranpreet Singh, Yujie Chen, Yanfeng Zhang, Mohamed Elsayed, M. Dean Chamberlain, Nika Shakiba, Kelsey Adams, Siyuan Yu, Cindi M. Morshead, Peter W. Zandstra, and Aaron R. Wheeler. The optoelectronic microrobot : A versatile toolbox for micromanipulation. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 116(30) :14823–14828, 2019b. ISSN 0027-8424. doi : 10.1073/pnas.1903406116. URL <https://www.pnas.org/content/116/30/14823>.

- W. Zhang, A. Sobolevski, B. Li, Y. Rao, and X. Liu. An automated force-controlled robotic micromanipulation system for mechanotransduction studies of drosophila larvae. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, 13(2) :789–797, April 2016. ISSN 1558-3783. doi : 10.1109/TASE.2015.2403393.
- Zhuoran Zhang, Xian Wang, Jun Liu, Changsheng Dai, and Yu Sun. Robotic micromanipulation : Fundamentals and applications. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, 2(1) :181–203, 2019c. doi : 10.1146/annurev-control-053018-023755.
- Quan Zhou, Veikko Sariola, Kourosh Latifi, and Ville Liimatainen. Controlling the motion of multiple objects on a chladni plate. *Nature communications*, 7 :12764, 09 2016. doi : 10.1038/ncomms12764.

Curriculum vitæ

Curriculum vitae

Aude BOLOPION
Chargée de Recherche CNRS, section 7
Institut FEMTO-ST
24 rue Alain Savary
25000 Besançon
03 81 40 29 25
aude.bolopion@femto-st.fr
<https://sites.google.com/view/abolopion>

Née le 24 janvier 1984
Nationalité française
Mariée, 2 enfants (nés en 2014 et 2016)



Fonction actuelle

depuis 2011 **Chargée de Recherche CNRS CRCN section 7**
Institut FEMTO-ST, CNRS UMR 6174
Département Automatique et Systèmes Micro-Mécatroniques (AS2M)
Equipe Micro et Nanorobotique
Thème de recherche : manipulation sans contact d'objets micrométriques

Formation et parcours professionnel

2010–2011 **ATER section 61 - UPMC¹ (Paris)**
Activités de recherche : implémentation d'un retour haptique sur des outils classiques de micromanipulation sans mesure d'effort.
Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique - UPMC - CNRS UMR 7222

2007–2010 **Doctorat et Monitorat - UPMC (Paris)**
Activités de recherche : couplages haptiques pour la téléopération à l'échelle nanoscopique, pour des opérations sur des objets réels ou virtuels
Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique - UPMC - CNRS UMR 7222

2007 (6 mois) **Stage ingénieur au CEA – Fontenay aux Roses (Hauts de Seine)**
Commande d'interfaces haptiques pour des applications de réalité virtuelle, approche par variables d'ondes et observateurs de passivité.

01/10/2007 –
01/07/2010
(2 ans et 9 mois) **Doctorat en Robotique à l'ISIR et Monitorat à l'UPMC**
"Couplages haptiques pour la téléopération à l'échelle nanoscopique"
Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique, Université Pierre et Marie Curie, CNRS UMR 7222 - Directeur de thèse : Pr. Stéphane Régnier

¹ L'UPMC, Université Pierre et Marie Curie, est devenue Sorbonne Université

Thèse soutenue le 1er juillet 2010 à l'Université Pierre et Marie Curie, mention Très Honorable, en présence de : N. Chaillet - Professeur (rapporteur), P. Poignet - Professeur (rapporteur), V. Hayward - Professeur, A. Micaelli - Directeur de recherche CEA (HDR), S. Redon - Chargé de recherche INRIA, S. Régnier - Professeur, S. Haliyo - Maître de Conférences (invité)

- 2007 **Semestre d'études aux Etats-Unis**
Semestre réalisé dans le cadre de la troisième année d'école d'ingénieur
University of Illinois, Urbana-Champaign
- 2004–2007 **Ingénieur ENSEM-Nancy**
Ecole Nationale Supérieure d'Electricité et de Mécanique, filière ingénierie des systèmes automatisés
Mention Très Bien
- 2002–2004 **Classe Préparatoire aux Grandes Ecoles MPSI/MP**
Lycée Champollion, Grenoble

Distinctions

- 2019 **Médaille de Bronze** du CNRS
- 2019-2022, 2014-2017 Bénéficiaire de la **Prime d'encadrement doctoral et de recherche** (PEDR) au CNRS
- 2013 **Finaliste du Best Application Paper Award**
Int. Conf. on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale
- 2010 **Prix de thèse du GDR Robotique**

Publications

Type de publication	Nombre	Nom des publications
Chapitres de livre	2	Springer, Sage
Revue internationale avec comité de lecture	19	TRO, TMech (4), TASE (2), LOC, Micromachines, JMNM (2), JMBR (4), JMGM, JOPT, RAL, Phys. Rev.E
Revue francophone avec comité de lecture	1	JESA
Magazines et journaux nationaux	2	Pour la Science, TI
Conférences internationales avec actes	20	IROS (9), ICRA (3), AIM (2), WHC, ISOT, MARSS (2), 3M NANO (2)
Conférences francophones avec actes	1	CIFA

1 Recherche scientifique

1.1 Collaborations

1.1.1 Collaborations internationales

Collaboration franco suisse J'ai noué des premiers contacts avec l'équipe du Pr. Philippe Renaud à l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL) en 2014. Nous souhaitons développer des puces fluidiques contrôlées par diélectrophorèse basées sur des capteurs de position par impédance spectrométrie. L'impédance spectrométrie est une technique maîtrisée par l'EPFL notamment pour caractériser morphologiquement des cellules. FEMTO-ST apporte ses compétences pour la partie commande. Cette collaboration a lieu via :

- la participation active au Collegium International SMYLE qui regroupe l'EPFL et l'Institut FEMTO-ST dont je suis notamment membre du Comité des délégués,
- la thèse de B. Brazey débutée en 2015 qui s'est déroulée en collaboration avec l'EPFL (une publication commune),
- le projet ANR PRCI CoDiCell qui regroupe l'EPFL, l'Institut FEMTO-ST et l'EFS dont je suis le porteur et qui a débuté le 1er mars 2018.

Collaboration franco belge Je collabore depuis 2013 avec le Pr. Pierre Lambert à l'Université Libre de Bruxelles (ULB) en Belgique sur la thématique de l'actionnement contrôlé par modification de la tension de surface pour déplacer des particules posées à l'interface air/liquide. L'ULB apporte ses compétences pour la modélisation de ce phénomène, et FEMTO-ST traite de la partie commande de l'actionnement. Cette collaboration s'appuie sur :

- le projet PHC Tournesol MIMACT (Micropositionnement sans contact par convection thermocapillaire) - 2014-2016 - dont je suis le porteur pour la partie française,
- la thèse de R. Terrazas en co-tutelle entre l'ULB et FEMTO-ST soutenue en 2017 (bourse cofinancée région Franche Comté / ULB). Cette thèse a donné lieu à 5 articles de journaux et 3 articles de conférences internationales,
- la thèse de F. Pinan Basualdo qui a débuté en août 2018 en co-tutelle entre l'ULB et FEMTO-ST.

Collaboration franco tchèque Je noue actuellement une collaboration avec l'équipe du Pr. Zdeněk Hurák de la Czech Technical University in Prague en République Tchèque. Cette équipe possède des compétences en commande par diélectrophorèse dans des milieux liquides ouverts (type boîte de pétri). L'Institut FEMTO-ST apporte son savoir-faire en manipulation en milieu fluide fermé (type microcanaux). Dans le cadre de cette collaboration naissante j'ai supervisé un séjour de 4 mois d'un doctorant tchèque, T. Michálek sur des travaux d'électrorotation contrôlée. 2 articles de journaux communs sont publiés.

Collaboration franco chinoise J'ai participé au projet ECNANOMAN (European and Chinese Platform for Nano Handling, Assembly and Manufacturing), Marie Curie IRSES - 2013. Les partenaires sont Harbin Institute of Technology (Chine) et FEMTO-ST (France). J'ai notamment accueilli un chercheur associé chinois. Dans le cadre de ce projet des travaux communs de modélisation de comportements d'objets micrométriques dans un champ magnétique ont été réalisés, concrétisés par une publication commune.

1.1.2 Collaborations nationales

Cette sous-section regroupe les principales collaborations (qui impliquent notamment au moins l'encadrement d'un doctorant en commun).

Collaboration avec l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR), Paris Je collabore depuis 2011 avec l'équipe du Pr. Stéphane Régnier de l'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR) à Paris. Nous travaillons sur l'actionnement sans contact par des effets magnétiques. Cette collaboration a lieu dans le cadre :

- du projet ANR LEMA (Assemblage de microcomposants en milieu liquide) - 2012-2016 - qui regroupe l'Institut FEMTO-ST (Besançon), l'ISIR (Paris) et le LOF (Bordeaux). J'ai été notamment responsable du projet pour FEMTO-ST. Ce projet avait pour but de développer des systèmes robotisés permettant le positionnement et l'orientation d'objets de taille micrométrique par des effets magnétiques sans contact à l'interface entre l'air et le liquide,
- du projet ANR Multiflag (Conception et contrôle de micronageurs pilotés par des aimants mobiles) qui regroupe l'Institut FEMTO-ST (Besançon), l'ISIR (Paris) et ICube (Strasbourg). Ce projet porte sur la commande de micronageurs magnétiques,
- de 3 thèses co-encadrées (S. Bouchebout, M. Dkhil, M. Etievant - en cours) sur le contrôle d'objets micrométriques par actionnement magnétique.

Collaboration avec l'Etablissement Français du Sang (EFS), Besançon J'ai noué des contacts dès mon arrivée à l'Institut FEMTO-ST avec l'Etablissement Français du Sang en 2011. Cette collaboration s'inscrit dans le cadre :

- du projet recherche d'excellence région Franche Comté MTI (Microtechniques pour les Médicaments Innovants) qui regroupe l'Institut FEMTO-ST (Besançon) et l'EFS/INSERM (Besançon) dont je suis porteur,
- du projet FEDER Mimeddi (Microtechniques pour les Médicaments Innovants) qui regroupe des partenaires tant académiques qu'industriels : Ilsa (Marchaux), Smaltis (Besançon), Aurea Technology (Besançon), Diaclore (Besançon), BioExigence (Besançon), Med'Inn Pharma (Besançon), EFS (Besançon), FEMTO-ST (Besançon), UMR 1098 (Besançon), FEMTO Engineering (Besançon), CIC-IT (Besançon). Je suis co-responsable scientifique de ce projet et je mène des travaux scientifiques sur le tri ultra sélectif de cellules par diélectrophorèse,
- de la thèse de Vladimir Gauthier - thèse type "docteur-entrepreneur" de la région Bourgogne Franche Comté - en collaboration avec l'EFS (équipe du Pr. Borg) sur le tri cellulaire ultra sélectif contrôlé pour des nouvelles thérapies anti-cancéreuses. Cette thèse a débuté en octobre 2015 et se poursuit actuellement par 2 ans de post doctorat de type 'ingénieur chercheur entrepreneur' en vue d'une création d'entreprise à la fin de l'année 2020.

Projet Jeune Chercheur de l'Université de Franche Comté - 2014 Rôle : porteur du projet. Ce projet a servi de soutien aux activités concernant l'ajout de mobilité sur les outils actionnés sans contact, avec le développement d'une pince micrométrique actionnée à distance par un laser.

2 Enseignement, formation et diffusion de la culture scientifique

2.1 Encadrement de thèses, d'ingénieur de recherche, de post doctorants et de stagiaires

2.1.1 Doctorants

2.1.1.1 Thèses en cours

H. Daguerre - début de la thèse : 1er octobre 2018. Situation actuelle : 2ème année de doctorat. Thèse en co-encadrement avec M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 60%.
Titre de la thèse : "*Microrobotique pour le tri cellulaire*".

Cette thèse, en collaboration avec l'EPFL, s'inscrit dans la suite de celle de B. Brazey et vise à adresser les problématiques de détection de position par impédancemétrie en temps réel selon 3 dimensions, ainsi qu'à aboutir à un système couplant actionnement et détection de position couplé à l'aide de champs électriques.

F. Pinan Basualdo - début de la thèse : 20 août 2018. Situation actuelle : 2ème année de doctorat. Thèse en co-tutelle avec l'Université Libre de Bruxelles (Belgique). Co-encadrement avec P. Lambert, Professeur à l'Université Libre de Bruxelles (Belgique) et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 40%.
Titre de la thèse : "*Assemblage contrôlé par effets magnéto thermocapillaires*".

Cette thèse vise à adresser les problématiques scientifiques soulevée lors de la thèse de R. Terrazas, notamment concernant le contrôle simultané de la trajectoire et de l'orientation des objets, ainsi que du contrôle simultané de plusieurs objets en vue de leur assemblage. Elle rejoint également la thèse de M. Dkhil sur l'actionnement magnétique à l'interface air/liquide puisqu'une deuxième finalité est l'assemblage contrôlé de particules magnétiques.

M. Etievant - début de la thèse : 1er octobre 2017. Situation actuelle : 1ère année de doctorat. Thèse en co-encadrement avec S. Régner, Professeur à l'UPMC (Paris) et N. Andreff, Professeur à l'Université de Bourgogne Franche Comté (Besancon). Pourcentage d'encadrement : 30%.
Titre de la thèse : "*Commande de micronageurs magnétiques*".

Cette thèse vise à développer des lois de commande pour le contrôle de plusieurs nageurs magnétiques simultanément mais indépendamment. L'ensemble de ces nageurs étant soumis au champ magnétique il est compliqué d'obtenir des déplacements indépendants. Cette thèse a pour but d'exploiter la non linéarité du champs magnétique pour moduler la force appliquée sur chaque nageur. L'utilisation de bobines mobiles pourrait également permettre d'ajouter des degrés de liberté dans le système.

2.1.1.2 Thèses achevées

B. Brazey - début de la thèse : 1er octobre 2015. Soutenue le 6 juin 2019. Situation en fin de thèse : projet personnel.

Thèse en co-encadrement avec P. Renaud, Professeur à l'EPFL (Suisse) et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 60%.

Titre de la thèse : *"Estimation de position par des techniques d'impédancemétrie : applications aux puces microfluidiques"*.

Cette thèse a traité du développement de lois de commande basées sur un capteur de position original, l'impédance spectrométrie. Un objet soumis à un champ électrique va modifier ce champ. Cette modification peut être estimée en mesurant l'impédance du système. Ce projet a pour but d'utiliser le champ électrique comme capteur de position (par impédance spectrométrie) pour s'affranchir des problèmes de calibration et d'éclairage liés aux caméras.

V. Gauthier - début de la thèse : 1er octobre 2015. Soutenue le 18 décembre 2018. Situation en fin de thèse : post doctorat avec une bourse de type docteur entrepreneur.

Thèse de type "docteur-entrepreneur" en co-encadrement avec C. Borg, Professeur à l'EFS de Bourgogne Franche Comté et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 70%.

Titre de la thèse : *"Conception et modélisation pour le contrôle de trajectoires dans les puces microfluidiques : Application au tri cellulaire par diélectrophorèse"*.

Cette thèse a été réalisée dans le cadre d'un financement de type "docteur-entrepreneur" sur le tri ultra sélectif de cellules. La problématique scientifique majeure de ce projet réside dans le contrôle rapide et sélectif de lymphocytes T. Une architecture originale basée sur deux plans d'électrodes, sur les faces supérieures et inférieures des canaux, est proposée. Des procédés de fabrication dédiés à cette architecture sont développés. Concernant la modélisation, une formulation analytique du champ électrique découplant variables de commande, termes dépendant de la position de l'objet et termes dépendant uniquement de la géométrie de la puce est proposée afin de calculer rapidement et précisément la force de diélectrophorèse. Une analyse de l'anisotropie des forces de frottement présentes à proximité des électrodes vient compléter la modélisation dynamique du comportement des microparticules, et donne lieu à un modèle compatible avec la commande temps réel, validé expérimentalement sur des objets artificiels. Enfin, un contrôle basé sur des techniques d'optimisation ainsi qu'un planificateur de trajectoires sont proposés pour le tri de cellules.

R. Terrazas Mallea - début de la thèse : 1er novembre 2013. Soutenue le 12 décembre 2017 (thèse en 4 ans selon les standards belges). Situation en fin de thèse : ingénieur dans le secteur privé.

Thèse en co-tutelle avec l'Université Libre de Bruxelles (Belgique). Co-encadrement avec P. Lambert, Professeur à l'Université Libre de Bruxelles (Belgique) et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 40%.

Titre de la thèse : *"Thermocapillary micromanipulation : laser induced convective flows towards controlled handling of particles at the free surface"*.

Les travaux de R. Terrazas ont consisté à étudier un principe physique original pour déplacer des particules micrométriques, qui n'est, à notre connaissance, pas développé comme technique d'actionnement contrôlée dans la littérature. L'idée est d'utiliser la modification de la tension de surface à l'interface

entre l'air et le liquide induite par un échauffement localisé à l'aide d'un laser. Les particules, posées à l'interface, sont déplacées à l'aide des mouvements du fluide. Cette thèse s'est intéressée à la modélisation des phénomènes mis en jeu de manière à fournir des solutions pour le contrôle. Un contrôle en boucle fermée basé sur ces modèles a été effectué. Pour ceci deux stratégies d'actionnement ont été proposées : l'utilisation directe du spot laser et l'utilisation de motif lumineux permettant de créer des points stables. Ces commandes ont été validées expérimentalement.

M. Dkhil - début de la thèse : 1er octobre 2012. Thèse soutenue le 4 avril 2016. Situation en fin de thèse : ATER à l'INSA de Rennes puis ingénieur dans le secteur privé.

Thèse en co-encadrement avec l'ISIR (UMR CNRS, UPMC). Co-encadrement avec S. Régnier, Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie et M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 70%.

Titre de la thèse : "*Modélisation, caractérisation et commande d'un système microrobotique magnétique à l'interface air/liquide*".

Les travaux de M. Dkhil ont consisté à étudier le contrôle de trajectoires d'objets micrométriques (entre 10 et 100 μm) à haute vitesse. Un milieu de travail original, l'interface entre l'air et le liquide, est proposé. L'actionnement est réalisé à l'aide de champs de forces magnétiques. Le milieu de travail étant peu étudié pour la micromanipulation par actionnement à distance, une modélisation du système a été réalisée pour sa conception et sa commande. Une étude de caractérisation expérimentale permettant de quantifier l'influence de différents paramètres extérieurs (perturbations) a également été menée. Une commande en boucle fermée est proposée pour garantir le suivi de trajectoires à haute vitesse et grande précision.

S. Bouchebout - 1er octobre 2011 - 3 juillet 2015. Situation en fin de thèse : ATER puis emploi dans le secteur privé (CDI dans un cabinet de conseil en propriété intellectuelle).

Thèse en co-encadrement avec l'ISIR (UMR CNRS, UPMC). Co-encadrement avec S. Régnier, Professeur à l'Université Pierre et Marie Curie.

Titre de la thèse : "*Conception et commande de systèmes microrobotiques magnétiques en milieu ambiant*".

Pour exploiter pleinement le potentiel d'actionnement rapide lié à la faible inertie des particules micrométriques, cette thèse a proposé la conception, la fabrication, la commande et le test d'un système microrobotique dédié à l'actionnement haute vitesse en milieu ambiant. Ce milieu permet de bénéficier d'une viscosité très faible et ainsi d'atteindre des vitesses inatteignables avec les systèmes de l'état de l'art. Cependant il pose des problématiques inédites d'adhésion entre la particule et le substrat de travail et d'absence de modèle de connaissance. Différentes solutions sont proposées dans cette thèse pour vaincre ou réduire les forces d'adhésion dans ce milieu, allant de l'actionnement en couple de la particule magnétique pour la décoller à la structuration mécanique du substrat pour réduire l'adhésion. De nombreux tests expérimentaux attestent de la validité des solutions proposées. Une commande en boucle fermée est également implémentée pour augmenter la précision du positionnement et de l'orientation des particules. Une approche permettant de synthétiser et d'implémenter une loi de régulation proportionnelle des deux paramètres de contrôle, respectivement la durée d'application et l'amplitude du courant appliqué aux bobines, est proposée. L'approche expérimentale adoptée permet de quantifier les problématiques rencontrées dans le milieu ambiant et de proposer des solutions systématiques à ces dernières. Ce travail n'est qu'un premier pas dans l'intégration des systèmes microrobotiques en milieu ambiant, mais il fournit des méthodologies de contrôle adaptées à ses spécificités.

2.1.2 Post doctorants

B. Ahmad - début : 1er octobre 2019 - durée : 1 an.

Pourcentage d'encadrement : 50%.

Titre de la mission : "*Développement d'un microrobot autonome déplacé et actionné à distance*".

V. Gauthier - début : 19 décembre 2019 - durée : 2 ans.

Bourse de type docteur entrepreneur financée par la région Bourgogne Franche Comté Pourcentage d'encadrement : 50%.

Titre de la mission : "*Puce de tri cellulaire ultra sélective*".

2.1.3 Ingénieur de recherche

A. Lefevre - début : 16 septembre 2019 - durée : 1 an.

Pourcentage d'encadrement : 100%.

Titre de la mission : "*Soutien au développement de plateformes expérimentales pour le tri de cellules*".

A. Diallo - début : 2 février 2019 - durée : 2 ans.

Pourcentage d'encadrement : 50%.

Titre de la mission : "*Elaboration de procédés de microfabrication en salle blanche pour la réalisation de puces fluidiques*".

T. Le Gallou - début : 16 mars 2015 - durée : 1 an.

Co-encadrement avec M. Gauthier, DR CNRS à l'Institut FEMTO-ST. Pourcentage d'encadrement : 80%.

Titre de la mission : "*Mise en place d'un système d'actionnement diélectrophorétique dans une puce fluidique pour des applications de tri cellulaire*".

2.1.4 Stagiaires

J'ai encadré ou co-encadré plus de 13 stagiaires de niveau M2 pour des stages allant de 3 à 6 mois :
2019 - S. Hernandez (50%), 2ème année d'Ecole d'ingénieur ENSMM (équivalent M1), "Tri cellulaire par ondes acoustiques". Durée : 6 mois, à partir du 4 février 2019.

2018 - C. Marquette (50%), 3ème année d'Ecole d'ingénieur Sigma-Clermont (équivalent M2), "Détection de position par impédancemétrie". Durée : 6 mois, à partir du 19 mars 2018.

2018 - G. Costa e Silva (50%), 2ème année d'Ecole d'ingénieur ENSMM (équivalent M1), "Tri ultra rapide de cellules". Durée : 6 mois.

2018 - J A. Ndong Abessolo (50%), Master 2 à l'Université de Bourgogne, "Développement de procédés de microfabrication pour des puces fluidiques actionnées". Durée : 6 mois.

2017 - M. Fayad (50%), 3ème année d'Ecole d'ingénieur ISIFC (équivalent M2), "Commande de micro nageurs magnétiques". Durée : 6 mois.

2016 - G. Cardone (100%), 3ème année d'Ecole d'ingénieur ISIFC (équivalent M2), "Détecteur de position

proprioceptif dans un dispositif microfluidique". Durée : 3 mois.

2015 - V. Gauthier (100%), 3ème année d'École d'ingénieur Supméca (équivalent M2), "Développement d'un convoyeur haute vitesse magnétique pour des objets micrométriques". Durée : 6 mois.

2015- L. Béguin (100%), 3ème année à l'École des Mines de Nantes (équivalent M2), "Contrôle angulaire de la position d'un objet par actionnement diélectrophorétique". Durée : 6 mois.

2014 - P. Tissier (100%), 2ème année d'École d'ingénieur Supméca (équivalent 1er semestre de M1), "Caractérisation et contrôle d'un robot pince autonome micrométrique". Durée : 5 mois. Situation en fin de stage : étudiant 2ème année d'école d'ingénieurs à SupMéca, 2ème semestre.

2013 - H. Chambon (80%), 2ème année d'École Nationale Supérieure de Mécanique et de Microtechniques (équivalent M1), "Conception d'une pince embarquée pour un robot micrométrique". Durée : 5 mois. Situation en fin de stage : étudiant 2ème année d'école d'ingénieurs à SupMéca dans le but d'obtenir un double diplôme.

2013 - J. Perreau (50%), M2 Université de Bourgogne, Master professionnel Images et Intelligence Artificielle, "Suivi visuel pour la microrobotique". Durée : 6 mois. Situation en fin de stage : ingénieur dans le privé chez Percipio Robotics.

2012 - M. Dkhil (70%), M2 Université d'Aix-Marseille, Master Microélectronique, nano- électronique et microsystèmes, "Conception, réalisation et caractérisation d'un micro-robot utilisant des traitements de surface innovants". Durée : 6 mois. Situation en fin de stage : doctorant à l'institut FEMTO-ST.

2012 - B. Liu (80%), M2 Université de Strasbourg, Master Sciences Pour l'Ingénieur, spécialité Génie Industriel, Mécatronique et Énergie, "Conception d'un dispositif magnétique de micromanipulation". Durée : 6 mois. Situation en fin de stage : emploi dans le secteur privé en Chine.

2.2 Participation à l'enseignement

Cours d'école doctorale, Besançon

depuis 2018 Ecole doctorale Sciences Pour l'Ingénieur et Microtechniques) – Université. de Bourgogne Franche Comté
Cours sur la microrobotique sans contact et la robotique biomédicale
2h45 de cours/an, 1h de projet/an

Ecole Nationale Supérieure de Mécanique et Microtechniques (ENSMM), Besançon

depuis 2018 Cours sur l'assistance robotique : téléopération et comanipulation
Niveau Master 2, formation par apprentissage, option ITII
4h de cours/an, 2h de TD/an, 8h de TP/an

depuis 2011 Cours sur la microrobotique
Niveau Master 2, option BioMicroSystèmes
10h de cours/an

2016, 2017 TP d'automatique
Première année d'école d'ingénieur (équivalent L3)
24h de TP/an

Institut Supérieur d'Ingénieurs de Franche-Comté (ISIFC Génie Biomédical), Besançon

depuis 2012 Responsable du module Interface médecin robot (10h de cours, 10h de TP, 12h de TD).
Participation au montage du module.
Cours sur l'assistance robotique : téléopération et comanipulation
Niveau Master 2, option robotique ou e-santé
4h de cours/an, 3h de TD/an, 8h de TP/an (montage des cours, TD et TP)
2012, 2013, 2017, 2018 : Encadrement de projets étudiants de 75h

Université de Bourgogne Franche-Comté (UBFC), Besançon

2018 Encadrement de projet étudiant
Microsystèmes et Electronique Embarquée
L2 "science pour l'ingénieur" du Cursus Master en Ingénierie S-CUBE (structures et systèmes intelligents)
Projet de recherche documentaire sur le tri cellulaire par ondes acoustiques

Université de Franche-Comté (UFC), Besançon

2011-2013 Niveau Master 1, mention Sciences Pour l'Ingénieur spécialité Mécatronique,
Microsystèmes et Electronique Embarquée
Cours sur la téléopération et le retour haptique
1h30 de cours/an

Université Pierre et Marie Curie (UPMC), Paris

2011-2013 Niveau Master 2 Sciences et Technologies, mention Sciences de l'Ingénieur,
Spécialité Systèmes Avancés et Robotique
Cours sur la téléopération pour la micromanipulation
3h de cours/an

2.3 Participation à l'organisation de conférences

Co-organisatrice d'une session spéciale « Biomedical robots at meso-micro-nanoscales » à la conférence International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales Environ 30 personnes présentes, Helsinki, International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales 2019, Finlande

Organisatrice d'une journée du GDR Robotique - 2019 : Organisation d'une journée autour de la manipulation et la caractérisation d'objets biologiques. 68 participants - 27 novembre 2019, Besançon, France. - 2018 : Organisatrice d'une journée autour des laboratoires sur puce. 41 participants - 3 mai 2018, Besançon, France

Membre du comité d'organisation des JNRR (Journées Nationales de la Recherche en Robotique) Responsable des aspects pratiques de l'organisation de la Journée des Jeunes Chercheurs en Robotique (JJCR) et de l'articulation JJCR – JNRR, 7-10 nov 2017, Biarritz, France

Conférence AIM (IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics), 8-11 juill. 2014, Besançon, France Membre du comité d'organisation. Co-organisatrice d'une session spéciale "Non contact micromanipulation" avec M. Gauthier et S. Régnier.

Conférence ISOT (International Symposium on Optomechatronic Technologies), 29-31 oct. 2012, Paris, France Membre du comité d'organisation
Responsable de l'organisation des sessions spéciales

2.4 Diffusion de la culture scientifique vers des publics non spécialistes

14/10/2018 - Participation à la fête de la Sciences (Vivo) - Animation d'un stand autour de la microrobotique pour les médicaments de thérapie innovante

2018 - Présentation de travaux scientifiques destinées à un public non spécialiste - Deux interventions radiophoniques autour de la manipulation sans contact sur France Bleu Besançon
Chronique "Made in Franche-Comté" animée par Jérémy Querenet
Diffusée à 8h25 - 12h50 devant une audience de 110 000 auditeurs

2018, 2019 - Participation à l'opération « Cybertech » - Présentation à des activités robotiques à des groupes de collégiens

24/11/2017 - Participation à l'opération « Les Sciences de l'Ingénieure au Féminin » - Table rondes avec des lycéennes destinées à encourager les parcours scientifiques chez les filles

2013, 2015, 2016, 2018 - Participation à l'opération "Une classe, un chercheur" - Intervention devant une classe de collégiens autour des métiers de la de la recherche et du thème de la microrobotique. Visite de laboratoire par les élèves avec démonstration de robots.

14/02/2015 - Promotion de la microrobotique lors de la sortie du film Disney "Les nouveaux héros" - Mégarama de Besançon.
Préparation du matériel de communication

20/04/2013 - Participation au Festival de Robotique de l'EPFL, Suisse - Animation d'un stand sur la micromanipulation robotique

28/09/2012 - Participation à la Nuit des Chercheurs - Animation du stand Robotique

2013/2014 - Encadrement d'un étudiant pour des travaux de TIPE - Lycée Jules Haag (Besançon), filière PT

Publication dans des journaux et magazines nationaux destinés à un public non spécialiste

- M1. **A. Bolopion**, C. Clévy
Domaines d'applications de la microrobotique.
Techniques de l'ingénieur, 2015.
- M2. **A. Bolopion**, M. Gauthier, S. Régnier
Des Robots réduits en poussière.
Magazine Pour la Science numéro 87, pages 48-53, avril-juin 2015.

3 Transfert technologique, relations industrielles et valorisation

3.1 Le tri de cellules sélectif pour l'immunothérapie

L'immunothérapie est une technique médicale innovante, personnalisée, basée sur l'optimisation de la réponse immunitaire des patients. Particulièrement efficace dans la lutte contre le cancer, le clonage accéléré en laboratoire des lymphocytes T s'attaquant naturellement aux cellules tumorales permet d'arrêter le développement du cancer et ainsi de guérir le malade. Les études cliniques ont montré des résultats spectaculaires. Cependant cette approche se heurte actuellement à un problème majeur : l'isolement des lymphocytes d'intérêt. En effet ils représentent typiquement moins de 0,1% des lymphocytes présents dans l'organisme. Ce taux est nettement au-dessous des seuils de détection des méthodes actuelles.

L'arrivée des laboratoires sur puce, ou lab on chip peut permettre d'atteindre ces seuils de sélectivité. Ces systèmes fluidiques de la taille d'une carte de crédit sont composés de canaux de quelques centaines de micromètres de largeur et de plusieurs centimètres de long. Couplés à un actionnement par diélectrophorèse ils sont utilisés pour trier des cellules selon des critères diélectriques. Cependant, seule une approche robotique, basée sur une commande en boucle fermée pour garantir la qualité du tri, permettra d'isoler des cellules rares.

3.2 Stratégie de valorisation

J'ai co-encadré la thèse de type "docteur-entrepreneur" de V. Gauthier. Cette thèse, soutenue par la région Bourgogne Franche Comté, a débuté au 1er octobre 2015. Elle a été soutenue à l'automne 2018. Durant sa thèse V. Gauthier a développé les briques de base d'une puce fluidique commandée par diélectrophorèse en boucle fermée. Je participe à la suite de ces travaux en encadrant V. Gauthier dans le cadre d'un post doctorat de type "docteur-entrepreneur" soutenu par la région Bourgogne Franche Comté pour démontrer la faisabilité applicative d'un micro cytomètre de flux commandé en boucle fermée sur des échantillons biologiques. Le but à terme est de créer une start up début 2021 sur un dispositif de tri de cellules ultra sélectif capable d'isoler chez un patient les lymphocytes rares possédant une action anti cancéreuse. Ces travaux se font en étroite collaboration avec l'Etablissement Français du Sang de Bourgogne Franche Comté (équipe du Pr. Borg).

4 Encadrement, animation et management de la recherche

4.1 Animation de projets de recherche

4.1.1 Projet de recherche international

2018-2021 - Projet ANR PRCI CoDiCell (Controlled dielectrophoresis for cell sorting in microfluidics) Porteur du projet.

Partenaires : FEMTO-ST (Besançon), EFS (Besançon), EPFL (Suisse)

Ce projet porte sur le développement d'une nouvelle génération de puces fluidiques commandées en boucle fermée pour le tri ultra sélectif de cellules. Ces puces permettront de détecter des événements rares comme des lymphocytes T capables de détruire des cellules tumorales. Elles constituent un des maillons essentiels dans le développement de l'immunothérapie, technique innovante très prometteuse dans le cadre des traitements du cancer.

Budget 637 869 euros

Collegium International SMYLE (SMart sYstems for a better Life) Responsable de l'axe 2 'microrobots multi échelle pour des applications biomédicales', membre du Comité des délégués, travaux scientifiques communs avec l'EPFL.

Partenaires : EPFL (Suisse), FEMTO-ST (Besançon)

Ce projet a pour but de renforcer les relations entre le monde académique et industriel dans l'arc jurassien franco suisse Budget : 184 000 euros

2014-2016 - Projet PHC Tournesol MIMACT (Micropositionnement sans contact par convection thermocapillaire) Porteur du projet pour FEMTO-ST.

Partenaires : FEMTO-ST (Besançon), ULB (Belgique)

Ce projet a porté sur l'étude d'une technique d'actionnement sans contact originale basée sur la modification de la tension de surface pour déplacer des particules posées à l'interface air/liquide. L'ULB a apporté ses compétences pour la modélisation de ce phénomène, et FEMTO-ST a traité de la partie commande de l'actionnement. Ce projet a servi de support à la thèse de R. Terrazas en co-tutelle entre l'ULB et FEMTO-ST.

Budget : 2 657 euros

4.1.2 Projets de recherche nationaux

2018-2021 - Projet FEDER Miledi (Microtechniques pour les Médicaments Innovants) co-responsable scientifique. Partenaires : Ilsa (Marchaux), Smaltis (Besançon), Aurea Technology (Besançon), Diaclone (Besançon), BioExigence (Besançon), Med'Inn Pharma (Besançon), EFS (Besançon), FEMTO-ST (Besançon), UMR 1098 (Besançon), FEMTO Engineering (Besançon), CIC-IT (Besançon)

Ce projet porte sur l'automatisation de la production des médicaments de thérapie innovante dans le but de diminuer les coûts et fiabiliser les procédés pour mettre ces médicaments à la disposition du plus grand nombre. Je suis chargée de développer des puces fluidiques de tri cellulaire qui permettront d'isoler les lymphocytes nécessaires à la production de ces médicaments.

Budget : 13 millions d'euros

2016-2020 - Projet ANR Multiflag (Conception et contrôle de micronageurs pilotés par des aimants mobiles) Travaux sur la commande de micronageurs magnétiques, co-encadrement de stagiaires et d'un doctorant

Partenaires : FEMTO-ST (Besançon), ISIR (Paris), ICube (Strasbourg)

Ce projet porte sur le développement de micronageurs actionnés par champs magnétiques et leur commande à l'aide d'un système de bobines mobiles.

Budget : 456 545 euros

2016-2019 - Projet recherche d'excellence région Franche Comté MTI (Microtechniques pour les Médicaments Innovants) Porteur du projet.

Partenaires : FEMTO-ST (Besançon), EFS/INSERM (Besançon)

Ce projet a porté sur le développement de dispositifs de tri cellulaires spécifiques par diélectrophorèse dans le cadre des médicaments de thérapies innovantes.

Budget : 207 000 euros

2012-2016 - Projet ANR LEMA (Assemblage de microcomposants en milieu liquide) Responsable du projet pour FEMTO-ST.

Partenaires : FEMTO-ST (Besançon), ISIR (Paris), LOF (Bordeaux)

Ce projet avait pour but de développer des systèmes robotisés permettant le positionnement et l'orientation d'objets de taille micrométrique par des effets sans contact. Les effets magnétiques ont été étudiés pour positionner des objets situés à l'interface entre l'air et le liquide. Une première étude a été menée sur l'utilisation de champs électriques en utilisant les effets diélectrophorétiques.

Budget : 424 155 euros

2014-2017 - Projet ANR ChemMicroMan (Fonctionnalisation de Surfaces par des Polymères pour améliorer la Manipulation de Micro-Objets) Responsable du projet pour FEMTO-ST. Participation aux travaux scientifiques, co-encadrement d'un ingénieur de recherche (12 mois)

Partenaires : UTINAM (Besançon), FEMTO-ST (Besançon)

Ce projet a visé l'utilisation de la modification des propriétés chimiques, et notamment le pH, pour contrôler l'adhésion entre des objets et des manipulateurs.

Budget : 189 500 euros

2014 - Projet Jeune Chercheur de l'Université de Franche Comté Porteur du projet

Ce projet a visé le développement de méthodes issues de l'impédancemétrie pour la micromanipulation sans contact par diélectrophorèse

Budget : 3 400 euros

4.2 Responsabilités et activités collectives

4.2.1 Vie collective

Responsable adjointe de l'équipe Micro et Nanorobotique de l'Institut FEMTO-ST (depuis 2019) - Equipe composée d'environ 45 personnes, dont 11 chercheurs/enseignants chercheurs, et 5 ingénieurs permanents

Membre du comité des délégués SMYLE (depuis 2013) - Le collégium international "SMart sYstems for a better Life" est un partenariat entre l'EPFL (Suisse) et l'Institut FEMTO-ST sur les thématiques de la recherche, de la formation et de l'innovation

Membre du conseil de perfectionnement pour le CMI S-cube (depuis 2013) - Le Coursus Master en Ingénierie "Structures et systèmes intelligents" de l'Université de Franche Comté fait partie du réseau FIGURE.

Membre du comité du Groupe de Réflexion Stratégique de la salle blanche MIMENTO (depuis 2013) - Le GRS a un rôle décisionnel sur l'évolution du parc d'équipement, la définition des orientations stratégiques et des développements technologiques au sein de la centrale et un rôle consultatif sur les autres points de la politique de la centrale.

4.2.2 Comité de relecture

Editeur associé -

2019 - Editeur associé pour la conférence IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA 2020

2019 - Editeur associé pour la session spéciale « Robotic Micromanipulation » du journal Micromachines

2019 - Membre du 'Program Committee' de la conférence International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales

2014, 2015, 2017 - Editeur associé pour la conférence IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics

Membre du comité de programmation - International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales 2016

Participation aux comités scientifiques de relecture - Moyenne de 9 relectures par an sur les cinq dernières années

Principales revues : IEEE Transactions on Robotics ; IEEE Transactions on Mechatronics ; IEEE Robotics and Automation Letters ; IEEE Transactions on Automation Science and Engineering ; Journal of Micro-Bio Robotics ; ACM Transactions on Applied Perception ; Journal of Computer-Aided Molecular Design ; Biomedical Microdevices
Principales conférences : ICRA ; IROS ; AIM ; BioRob ; 3M NANO ; IEEE Nano ; EuroHaptics ; MARSS

4.2.3 Jurys

Membre de jurys de thèse -

Thèse de Monsieur Victor Vieille, "Exploration de l'actionnement magnétique à distance de petits objets : application aux laboratoires sur puce", 19 novembre 2019, Communauté Université Grenoble Alpes

Thèse de Monsieur Walid Adel Merzouk, "Etude d'un interféromètre intégré sur puce. Application à la caractérisation d'un transducteur innovant", 25 janvier 2019, Université Paris-Saclay

Thèse de Monsieur Jaouad Ghaymouni, "Etude et caractérisation de nanoparticules", 16 décembre 2013, Université de Versailles Saint Quentin en Yvelines

Thèse de Monsieur Abdenbi Mohand Ousaid, "Conception d'une chaîne de micro téléopération stable et transparente", 5 mars 2013, Université Pierre et Marie Curie, en tant qu'invité

Membre de jurys de recrutement -

2019 - Membre de la commission de recrutement d'enseignants chercheurs, poste de Maitre de Conférence à Sorbonne Université, section 61

2017 - Membre de la commission de recrutement d'enseignants chercheurs, poste de Maitre de Conférence à l'UPMC, section 61

2015 - Membre de la commission de recrutement d'enseignants chercheurs, poste de Maitre de Conférence à l'INSA Centre Val de Loire, section 61

2015, 2017 - Membre de jury d'admission en école d'ingénieurs, admission en première année à l'ISIFC

Evaluation de projets -

2019 - Evaluation d'un projet pour la Swiss National Science Foundation

2019 - Evaluation d'un projet pour l'Agence Nationale pour la Recherche

Liste complète des publications

Références détaillées des publications

La plupart de ces publications sont disponibles sur <https://www.femto-st.fr/en/femto-people/audebolopion> .

Références encadrées en noir : publications communes avec un autre laboratoire

Références surlignées en jaune : publications communes avec un laboratoire étranger

Chapitres de livre :

L2. **A. Bolopion**, G. Millet, C. Pacoret et S. Régnier

Chapitre 2 - Haptic Feedback in Teleoperation in Micro- and Nanoworlds

Reviews of Human Factors and Ergonomics, vol 9, Human Performance in Teleoperations and Beyond, D. B. Kaber

Sage Publications - Human Factors and Ergonomics Society, pages 57-93, 2013.

L1. **A. Bolopion** et C. Onal

Chapitre 5 - Teleoperation based AFM manipulation control

Atomic force microscopy based nanorobotics, H. Xie, C. Onal, S. Régnier and M. Sitti

Springer Science - Business Media, pages 145-235, 2012

Revue internationale avec comité de lecture :

R19. T. Michálek, **A. Bolopion**, Z. Hurák, and M. Gauthier

Electrorotation of arbitrarily shaped micro-objects: modeling and experiments.

IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 10 pages, 2019.

R18. T. Michálek, **A. Bolopion**, Z. Hurák, and M. Gauthier

Control-oriented model of dielectrophoresis and electrorotation for arbitrarily shaped objects.

Phys. Rev. E : Physical Review E., vol 99, n°5, 10 pages, 2019.

Sélectionné comme 'Editors' suggestion'

R17. R. Terrazas Mallea, A. De Maeijer, **A. Bolopion**, M. Gauthier, M. Kinnaert, P. Lambert,

Thermocapillary micromanipulation: force characterization and Cheerios interactions.

JMBR : Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 15, n°1, pp 13-22, 2019.

R16. R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, J.-C. Beugnot, P. Lambert, M. Gauthier

Closed-loop particle motion control using laser-induced thermocapillary convective flows at the fluid/gas interface at micrometric scale.

TMECH : IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol 3, n°4, pages 1543-1554, 2018.

R15. D. Piron, R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, P. Lambert, M. Gauthier

Thermocapillary Convective Flows Generated by Laser Points or Patterns: Comparison for the Non-Contact Micromanipulation of Particles at the Interface.

RAL : IEEE Robotics and Automation Letters, pages 1-8, 2018 (publication conjointe RAL/IROS)

R14. B. Brazey, J. Cottet, **A. Bolopion**, H. Van Lintel, P. Renaud, M. Gauthier

Impedance based real-time position sensor for Lab-On-a-Chip devices.

LOC : Lab on a chip, 18, pages 818 – 831, 2018.

R13. E. Muñoz, J. Quispe, P. Lambert, **A. Bolopion**, R. Terrazas, S. Régnier, E. Vela

Optimizing the Speed of Single Infrared-Laser-Induced Thermocapillary Flows Micromanipulation by using Design of Experiments.

JMBR : Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 12, n°1–4, pp 65–72, 2017.

R12. **A. Bolopion**, S. Bouchebout, S. Régnier

Fast, repeatable and precise magnetic actuation in ambient environments at the micrometer scale.

JMBR : Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 13, n°1, pages 55-66, 2017

R11. V. Gauthier, **A. Bolopion**, M. Gauthier

Analytical Formulation of the Electric Field Induced by Electrode Arrays: Towards Automated Dielectrophoretic Cell Sorting.

Micromachines, session spéciale 'Dielectrophoresis in Microfluidics', vol. 8, n°8, pages 1-16, 2017.

- R10.** M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régnier, M. Gauthier
Analysis of the influence of inertia for non-contact micromanipulation.
JMBR : Journal of Micro-Bio Robotics, vol. 13, n°1, pages 15-26, 2017.
- R9.** R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, J.-C. Beugnot, P. Lambert, M. Gauthier
Laser-induced thermocapillary convective flows: A new approach for non-contact actuation at microscale at the fluid/gas interface.
TMECH : IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 22, n°2, pages 693-704, 2017 (publié en ligne en 2016).
- R8.** M. Dkhil, M. Kharboutly, **A. Bolopion**, S. Régnier, M. Gauthier
Closed loop control of a magnetic particle at the air/liquid interface.
TASE : IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, vol. 14, n°3, pages 1387-1399, 2017 (publié en ligne en 2015).
- R7.** S. Bouchebout, **A. Bolopion**, J.-O. Abrahamians, S. Régnier
An overview of multiple DoF magnetic actuated micro-robots.
JMNM : Journal of Micro-Nano Mechatronics, vol. 7, n°4, pages 97-113, 2012.

Publications liées aux travaux de thèse

- R6.** **A. Bolopion**, S. Régnier
A Review of Haptic Feedback Teleoperation Systems for Micromanipulation and Microassembly.
TASE : IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, vol 10, n°3, pages 496-502, 2013.
- R5.** Z. Ni, **A. Bolopion**, J. Agnus, R. Benosman et S. Régnier
Asynchronous Event-Based Visual Shape Tracking for Stable Haptic Feedback in Microrobotics.
TRO : IEEE Transactions on Robotics, vol. 28, n°5, pages 1081-1089, 2012.
- R4.** **A. Bolopion**, C. Dahmen, C. Stolle, S. Haliyo, S. Régnier et S. Fatikow
Vision based Haptic Feedback for Remote Micromanipulation in SEM Environment.
JOPT : International Journal of Optomechatronics, vol. 6, n°3, pages 236-252, 2012.
- R3.** **A. Bolopion**, H. Xie, D. S. Haliyo et S. Régnier
Haptic Teleoperation for 3D Microassembly of Spherical Objects.
TMECH : IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 17, n°1, pages 116-127, 2012.
- R2.** **A. Bolopion**, B. Cagneau, S. Redon et S. Régnier
Comparing position and force control for interactive molecular simulators with haptic feedback.
JMGM : Journal of Molecular Graphics and Modelling, vol. 29, n°2, pages 280-289, 2010.
- R1.** **A. Bolopion**, B. Cagneau, D. S. Haliyo et S. Régnier
Analysis of stability and transparency for nanoscale force feedback in bilateral coupling.
JMNM : Journal of Micro-Nano Mechatronics, vol. 4, n° 4, pages 145-158, 2009.

Revue francophone avec comité de lecture :

- Ra.** **A. Bolopion**, B. Cagneau, D. S. Haliyo et S. Régnier
Analyse d'un schéma de commande pour des couplages haptiques entre le macro et le nano monde.
JESA : Journal Européen des Systèmes Automatisés, numéro spécial de «Commande dans le micro- monde», vol 44, n°6, pages 689-716, 2010.

Journaux et magazines nationaux :

- M2.** **A. Bolopion**, C. Clévy
Domaines d'applications de la microrobotique.
Techniques de l'ingénieur, pages 1-20, 2015.
- M1.** **A. Bolopion**, M. Gauthier, S. Régnier
Des Robots réduits en poussière.
Magazine Pour la Science numéro 87, pages 48-53, avril-juin 2015.

Communications avec actes (conférences internationales) :

C20. M. Etiévant, **A. Bolopion**, N. Andreff et S. Régner
An Improved Control-Oriented Modeling of the Magnetic Field
Actes de ICRA'19 : IEEE International Conference on Robotics and Automation. Montréal, Canada, pages 1-7, 2019.

C19. D. Piron, R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, P. Lambert, M. Gauthier
Thermocapillary Convective Flows Generated by Laser Points or Patterns: Comparison for the Non-Contact Micromanipulation of Particles at the Interface.
Actes de IROS'18 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Madrid, Espagne, pages 1-8, 2018 (publication conjointe RAL/IROS).

C18. V. Gauthier, **A. Bolopion**, M. Gauthier
Comparison of dynamic models for non-contact micromanipulation based on dielectrophoretic actuation.
Actes de IROS'18 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Madrid, Espagne, pages 1-6, 2018.

C17. R. Terrazas Mallea, A. De Maeijer, **A. Bolopion**, M. Gauthier, M. Kinnaert, P. Lambert
Capillary Dipoles: Towards Thermocapillary Micromanipulation of Multiple Particles Floating at the Free Surface.
Actes de MARSS'18 : International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales. Nagoya, Japon, pages 1-7, 2018.

C16. R. Terrazas Mallea, **A. Bolopion**, J.-C. Beugnot, P. Lambert, M. Gauthier
1D Manipulation of a Micrometer Size Particle Actuated Via Thermocapillary Convective Flows.
Actes de IROS'17 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Vancouver, Canada, pages 1-6, 2017.

C15. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régner et M. Gauthier
Modeling and 1D Control of a non Contact Magnetic Actuation Platform at the Air/Liquid Interface for Micrometer Scale Applications.
Actes de MARSS'16 : International Conference on Manipulation, Automation and Robotics at Small Scales. Paris, France, pages 1-6, 2016.

C14. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régner et M. Gauthier
Modeling and experiments of high speed magnetic micromanipulation at the air/liquid interface.
Actes de IROS'14 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Chicago, USA, pages 1-7, 2014.

C13. M. Dkhil, **A. Bolopion**, S. Régner et M. Gauthier
Optimization of the size of a magnetic microrobot for high throughput handling of micro-objects.
Actes de AIM'14 : IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Besancon, France, pages 1-6, 2014.

C12. L. Wang, M. Dkhil, **A. Bolopion**, P. Rougeot, S. Régner et M. Gauthier
Simulation and Experiments on Magnetic MicroForces for Magnetic MicroRobots Applications.
Actes de 3M Nano'13 : International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale. Suzhou, Chine, pages 1-6, 2013.

Finaliste du Best Application Paper Award

C11. M. Kharboutly, A. Melis, **A. Bolopion**, N. Chaillet et M. Gauthier.
2D robotic control of a planar dielectrophoresis-based system.
Actes de 3M NANO'12 : International Conference on Manipulation, Manufacturing and Measurement on the Nanoscale. Xi'an, Chine, pages 148-153, 2012.

C10. S. Bouchebout, **A. Bolopion**, M. Kharboutly, I. A. Ivan, J. Agnus et S. Régner
Design and first experiments on MagPieR, the magnetic microrobot.
Actes de ISOT'12 : International Symposium on Optomechatronic Technologies. Paris, France, pages 1-2, 2012.

Publications liées aux travaux de thèse

C9. A. Mohand Ousaid, **A. Bolopion**, D. S. Haliyo, S. Régner et V. Hayward
Stability and Transparency Analysis of a Teleoperation Chain For Microscale Interaction.
Actes de ICRA'14 : IEEE International Conference on Robotics and Automation. Hong-Kong, Chine, pages 1-6, 2014.

C8. **A. Bolopion**, Z. Ni, J. Agnus, R. Benosman et S. Régnier
Stable Haptic Feedback based on a Dynamic Vision Sensor for Microrobotics.
Actes de IROS'12 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Vilamoura, Portugal, pages 3203-3208, 2012.

C7. **A. Bolopion**, C. Stolle, R. Tunnell, S. Haliyo, S. Régnier et S. Fatikow
Teleoperation and handling of microspheres in SEM with vision based haptic feedback.
Actes de IROS'11 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. San Francisco, USA, pages 894-900, 2011.

C6. **A. Bolopion**, B. Cagneau, S. Redon et S. Régnier
Adaptive haptic coupling for molecular simulation.
Actes de WHC'11 : World Haptic Conference. Istanbul, Turquie, pages 469-474, 2011.

C5. **A. Bolopion**, H. Xie, D. S. Haliyo et S. Régnier
3D haptic handling of microspheres.
Actes de IROS'10 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Taipei, Taiwan, pages 6131-6136, 2010.

C4. **A. Bolopion**, B. Cagneau, S. Redon et S. Régnier
Haptic molecular simulation based on force control.
Actes de AIM'10 : IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Montréal, Canada, pages 329-334, 2010.

C3. **A. Bolopion**, B. Cagneau et S. Régnier
2D micro teleoperation with force feedback.
Actes de IROS'09 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Saint Louis, USA, pages 3265-3270, 2009.

C2. **A. Bolopion**, B. Cagneau, S. Redon et S. Régnier
Haptic feedback for molecular simulation.
Actes de IROS'09 : IEEE International Conference on Intelligent RObots and Systems. Saint Louis, USA, pages 237-241, 2009.

C1. **A. Bolopion**, B. Cagneau, D. S. Haliyo et S. Régnier
Tuning the gains of haptic couplings to improve force feedback stability in nanorobotics.
Actes de ICRA'09 : IEEE International Conference on Robotics and Automation. Kobe, Japon, pages 4320-4325, 2009.

Communication avec actes (conférence francophone) :

Ca. B. Daunay, **A. Bolopion** et S. Régnier
Plate-forme de téléopération à six degrés de liberté pour des applications de docking moléculaire flexible.
Actes de CIFA'08 : Conférence Internationale Francophone d'Automatique. Bucarest, Roumanie, 2008.

Thèse de Doctorat :

A. Bolopion

Couplages haptiques pour la téléopération à l'échelle nanoscopique
Doctorat de l'Université Pierre et Marie Curie, 2010

Microrobotique par actionnement sans contact

Résumé

Ce document présente une synthèse de mes contributions scientifiques dans le domaine de la microrobotique sans contact. La manipulation d'objets de taille microscopique nécessite le développement de systèmes microrobotiques innovants adaptés aux contraintes dimensionnelles. L'utilisation de champs de force générés à distance permet de contrôler le déplacement d'objets sans contact direct avec un effecteur. Les effets d'adhésion avec ce dernier sont donc évités, et la manipulation peut être réalisée dans des environnements contraints, sans accès direct, comme des canaux fluidiques. De plus, la cadence atteignable n'est plus limitée par l'inertie des structures robotiques porteuses des effecteurs. Plusieurs effets physiques sont envisageables, et ce document étudie en particulier les effets magnétiques, diélectrophorétiques, et l'actionnement par effet thermocapillaire, pour le contrôle d'objets en environnement ambiant, dans un liquide ou à l'interface air/liquide. Ces systèmes sont assimilables à des systèmes robotiques classiques, et les problématiques de modélisation, conception, caractérisation et commande seront abordés au cours de ce manuscrit. Les perspectives de ces travaux portent sur le développement de colonies de micro robots manipulateurs, dotés d'outils et de moyens de caractérisation embarqués, capables de travailler de manière coordonnée avec une grande fiabilité et une faible empreinte environnementale, qui pourront adresser un grand nombre de thématiques applicatives, allant du microassemblage de composants au tri ultra sélectif de cellules pour les médicaments du futur.

Mots clefs : microrobotique, actionnement sans contact, micromanipulation, actionnement magnétique, actionnement thermocapillaire, diélectrophorèse.

Non contact based microrobotic

Abstract

This document presents a synthesis of my scientific contributions in the field of microrobotic based on non contact actuation. To manipulate micrometer size objects, it is necessary to develop innovative robotic systems that takes into account the specificity of the small scale. A promising approach is to use remotely induced force fields to control the motion of objects without the need of direct contact with end effectors. This approach presents several advantages : adhesion between the tool and the object is avoided and it is possible to manipulate objects in constrained environments, where no direct access is possible, such as inside fluidic channels. In addition, contrary to approaches based on the use of a tool secured to a moving robotic structure, the throughput is not limited anymore by the inertia of the robotic structure. Several physical effects can be considered to generate the force field. This document is focused on magnetic, dielectrophoretic, and thermocapillary actuation for the control of objects in ambient environment, liquid environment or objects situated at the air/liquid interface. These systems are comparable to classical robotic systems and issues on modeling, design, characterization and control of these non contact microrobotic systems will be investigated in this document. The prospects for this work deal with the development of swarm of microrobots, equipped with embedded tools, able to perform operations reliably and with a low energy footprint. These non contact microrobotic systems are intended to address major application challenges, from microassembly of electronic parts to highly selective cell sorting for the development of the medicines of the future.

Keywords : Microrobotic, non contact actuation, micromanipulation, magnetic actuation, actuation based on thermocapillary convection flows, dielectrophoresis.