



HAL
open science

Conception et commande d'un dispositif magnétique de micromanipulation par poussée - Application à la manipulation de micro-objets biologiques

Michaël Gauthier

► **To cite this version:**

Michaël Gauthier. Conception et commande d'un dispositif magnétique de micromanipulation par poussée - Application à la manipulation de micro-objets biologiques. Automatique / Robotique. Université de Franche-Comté, 2002. Français. NNT: . tel-00007129

HAL Id: tel-00007129

<https://theses.hal.science/tel-00007129>

Submitted on 15 Oct 2004

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

préparée au
Laboratoire d'Automatique de Besançon (UMR CNRS 6596)

présentée à
L'U.F.R. DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE
L'UNIVERSITÉ DE FRANCHE-COMTÉ

pour obtenir le
GRADE DE DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ
spécialité Automatique et Informatique

Conception et commande d'un dispositif magnétique de micromanipulation par poussée

Application à la manipulation de micro-objets biologiques

par
Michaël Gauthier
(DEA *spécialité* Informatique, Automatique et Productique)

Soutenue le 16 décembre 2002 devant la commission d'examen :

Rapporteurs

Hannes Bleuler (Professeur à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne)

Michel De Mathelin (Professeur à l'université de Strasbourg I)

Examineurs

Ali Charara (HDR, maître de conférences à l'Univ. de Tech. de Compiègne)

(Président de jury)

Bruno Lepioufle (Professeur à l'ENS-Cachan, Rennes)

Directeurs de thèse

Nicolas Chaillet (Professeur à l'université de Franche-Comté, Besançon)

Sommaire

Introduction	1
1 Micromanipulation et tri de cellules biologiques	3
1.1 Micromanipulation de cellules	3
1.1.1 Micromonde et micromanipulation	3
1.1.2 Notion de kilomonde	6
1.1.3 Tri et manipulation de cellules	8
1.1.4 Micro-usines	9
1.2 Moyens de tri de cellules	10
1.2.1 Tri par force de Coulomb	10
1.2.2 Tri par forces magnétiques	13
1.2.3 Utilisation des effets diélectriques	15
1.2.4 Exploitation des effets hydrodynamiques	18
1.2.5 Tri en fonction des propriétés mécaniques	18
1.2.6 Synthèse sur le tri de cellules	20
1.3 Moyens de manipulation de cellules uniques	20
1.3.1 Accroche chimique de cellules	20
1.3.2 Utilisation de la diélectrophorèse	21
1.3.3 Exploitation de la pression lumineuse	23
1.3.4 Utilisation des effets hydrodynamiques	26
1.3.5 Utilisation d'actions mécaniques	27
1.3.6 Synthèse sur la manipulation de cellules uniques	28
1.4 Enjeux de la manipulation de cellules uniques	28
1.4.1 Pourquoi manipuler une cellule unique?	28
1.4.2 Manipulation par poussée	29
2 Manipulation plane et actionnement magnétique en microrobotique	33
2.1 Micromanipulation plane	33
2.1.1 Manipulation de cellules et manipulation plane	33
2.1.2 Dispositifs expérimentaux de manipulation plane	34
2.1.3 Synthèse sur la manipulation plane	38
2.2 Solutions envisagées pour la manipulation de cellules uniques	39
2.2.1 Energie chimique	39

2.2.2	Energie lumineuse	40
2.2.3	Energie électrostatique	41
2.2.4	Energie magnétique: principe retenu	41
2.3	Micro-actionneurs magnétiques en microrobotique	42
2.3.1	Actionnement magnétique: une technologie adaptée au micromonde	42
2.3.2	Micro-actionneurs magnétiques en microrobotique	45
2.3.3	Processus de fabrication par électroformage	51
3	Caractérisation du dispositif expérimental	57
3.1	Présentation du dispositif expérimental	57
3.1.1	Rappel sur le principe d'actionnement	57
3.1.2	Présentation du dispositif de micromanipulation	58
3.2	Caractérisation du dispositif	62
3.2.1	Caractérisation du micro-actionneur	63
3.2.2	Caractérisation du champ magnétique de l'aimant	67
3.3	Fabrication des pousseurs	73
3.3.1	Choix de la technologie de fabrication	73
3.3.2	Processus de fabrication des pousseurs de grande taille	75
3.3.3	Processus de fabrication des pousseurs de petite taille	77
3.3.4	Discussion sur la biocompatibilité	82
4	Modélisation du comportement du pousseur et estimateur d'effort	85
4.1	Études préliminaires	85
4.1.1	Notations utilisées	86
4.1.2	Actions de l'eau sur le pousseur	86
4.1.3	Calcul de l'aimantation	89
4.2	Comportement en orientation du pousseur	92
4.2.1	Étude statique en rotation	92
4.2.2	Bilan du comportement en orientation	93
4.3	Analyse du comportement en translation du pousseur	95
4.3.1	Force magnétique exercée par l'aimant	96
4.3.2	Description du comportement du pousseur	99
4.3.3	Loi de Coulomb appliquée au pousseur	99
4.4	Modèle synthétique et modèle détaillé	104
4.4.1	Modèle synthétique du comportement du pousseur	104
4.4.2	Modèle complet d'avance par saccades du pousseur	107
4.4.3	Résultats expérimentaux	109
4.5	Estimateur d'effort	113
4.5.1	Définition de l'effort pousseur	113
4.5.2	Détermination de l'effort pousseur	114
4.5.3	Expérimentations	115

5	Commande du pousseur	119
5.1	Problématique et stratégie retenue	119
5.1.1	Déplacement de l'objet poussé	119
5.1.2	Détermination des positions par caméra	121
5.1.3	Un système de micro-macropositionnement spécifique	122
5.1.4	Stratégie de commande	124
5.2	Commande en position	127
5.2.1	Superviseur	127
5.2.2	Trois types de contrôleurs	133
5.2.3	Continuité entre les contrôleurs	135
5.3	Suivi de trajectoire	136
5.3.1	Problématiques	136
5.3.2	Contrôle sans connaissance de la trajectoire future	136
5.3.3	Contrôle avec connaissance complète de la trajectoire	141
5.4	Résultats expérimentaux	142
6	Expérimentations et perspectives	149
6.1	Expérimentations	149
6.1.1	Manipulations d'objets divers	149
6.1.2	Difficultés techniques	152
6.2	Évolution du dispositif	153
6.2.1	Évolution du système vers un déplacement plan	153
6.2.2	Miniaturisation et effet d'échelle	153
6.2.3	Fabrication et biocompatibilité	159
6.2.4	Amélioration de la précision	160
6.2.5	Intégration dans une micro-usine en milieu liquide	161
	Conclusion Générale	165
	Annexes	167
	A Glossaire des notations	167
	B Dynamique du pousseur en rotation	171
	C Index des vidéos disponibles sur le Cédérom	177
	Bibliographie	179

Table des figures

1.1	Influence des effets d'adhérence sur le lâcher des micro-objets	5
1.2	Exemples d'équivalent micromonde-kilomonde	7
1.3	Micro-usine d'analyse et de traitement de cellules	10
1.4	Principe de l'électrophorèse	11
1.5	Cytomètre de flux	12
1.6	Principe du microcytomètre de flux	13
1.7	Principe du tri magnétique de cellules	14
1.8	Tri de cellules par diélectrophorèse	16
1.9	Tri de cellules par onde progressive électrique	16
1.10	Trieur électrostatique de cellules	17
1.11	Fractionnement par couplage flux-force	19
1.12	Tri en fonction de l'élasticité des cellules	20
1.13	Liaison silicium - cellule	21
1.14	Déplacement par onde progressive électrique	22
1.15	Cage diélectrophorétique et électrorotation	23
1.16	Principe du laser trapping	24
1.17	Lévitiation d'un micro-objet en utilisant la pression lumineuse	25
1.18	Dispositif de manipulation hybride	25
1.19	Fécondation in-vitro d'un ovocyte	26
1.20	Microrobot manipulateur en polymère actif	27
2.1	Principe du déplacement de robot par réseau de cils	34
2.2	Déplacement de robot par réseau de cils	35
2.3	Déplacement d'un objet par actionnement électrostatique	36
2.4	Manipulation plane par effet aérodynamique	37
2.5	Déplacement d'aimants permanents dans un plan	37
2.6	Déplacement de robot par vibration	38
2.7	Rôle du robot pousseur	39
2.8	Principe d'actionnement du pousseur	42
2.9	Bistabilité magnétique	44
2.10	Exemples de micromoteurs électromagnétiques	47
2.11	Micropositionneur utilisant la lévitation magnétique	47
2.12	Micro-leviers actionnés magnétiquement	48
2.13	Micro-valve actionnée magnétiquement	49

2.14	Levier actionné par magnétostriction	50
2.15	Actionnement par ferrofluide	51
2.16	Principe de l'électrodéposition	52
2.17	Exemple de procédé d'électroformage avec couche sacrificée	53
2.18	Exemple de procédé d'électroformage	53
2.19	Réalisation de microcircuit magnétique en électroformage	54
2.20	Réalisation d'aimants permanents par électroformage	55
3.1	Dispositif de micromanipulation <i>WIMS</i>	59
3.2	Pousseurs en nickel électrodéposés	61
3.3	Paramètres d'entrée et de sortie du PC de commande	61
3.4	Schéma bloc des entrées et sorties du PC de commande	62
3.5	Définition des repères	63
3.6	Le micro-actionneur : une tête de lecteur de disque DVD	63
3.7	Principe cinématique du micro-actionneur	64
3.8	Simulations et mesures expérimentales sur le micro-actionneur	65
3.9	Fenêtre du logiciel Flux 3D [®]	70
3.10	Lignes de champ autour de l'aimant	70
3.11	Définition des positions relatives y_G^O et z_G^O	71
3.12	Champ magnétique en fonction de y_G^O	72
3.13	Le capteur à effet Hall	73
3.14	Mesures expérimentales et valeurs simulées du flux magnétique	74
3.15	Processus de fabrication de pousseur de grande taille	76
3.16	Transfert manuel d'un pousseur de diamètre $200\ \mu m$	77
3.17	Processus de fabrication de petits pousseurs	79
3.18	Décollement des pousseurs en utilisant un champ magnétique	80
3.19	Dispositif de micromanipulation par microscope AFM	81
3.20	Photos des étapes de fabrication de petits pousseurs	81
4.1	Champ magnétique autour du pousseur	87
4.2	Définition des axes et des angles	87
4.3	Écoulement d'eau autour du pousseur	88
4.4	Comportement magnétique du pousseur	89
4.5	Calcul de l'aimantation du pousseur	91
4.6	Orientation du pousseur	94
4.7	Angle α_b du champ magnétique en fonction de y_G^O	94
4.8	Définition des positions relatives y_G^O et z_G^O (Rappel)	96
4.9	Valeur de l'effort F_z mesuré et simulé en fonction de z_G^O	98
4.10	Effort magnétique volumique F_z et F_y	98
4.11	Description du comportement du pousseur	100
4.12	Schéma bloc du système <i>MAG-WIMS</i>	101
4.13	Loi de frottement de Coulomb	101
4.14	Définition de L_c et L_{ca}	102
4.15	Loi de Coulomb (2)	102

4.16	Loi de Coulomb (3)	104
4.17	Modèle synthétique du comportement de y_I en fonction de y_O	105
4.18	Modèle synthétique du système <i>MAG-WIMS</i>	105
4.19	Schéma cinématique analogue au comportement synthétique	106
4.20	Modèle de comportement synthétique simulé sous Matlab-Simulink®	106
4.21	Modélisation de la rupture d'adhérence	108
4.22	Modèle complet du comportement de y_I	109
4.23	Modèle complet du comportement du système <i>MAG-WIMS</i>	110
4.24	Relevé expérimental des positions y_O et y_G	111
4.25	Mesures de la position y_G en fonction de y_G^O	112
4.26	L'effort pousseur F_p	114
4.27	Dispositif de mesure de l'effort F_p	116
4.28	Effort pousseur F_p simulé et mesuré	116
5.1	Déplacement de l'objet poussé	120
5.2	Détermination des positions de G et de I avec la caméra CCD	121
5.3	Modèle synthétique du système <i>MAG-WIMS</i> (Rappel)	122
5.4	Définition du paramètre $d = y_G - y_I$	122
5.5	Le système <i>MAG-WIMS</i> : un dispositif de micro-macro déplacement	124
5.6	Comparaison entre le système <i>MAG-WIMS</i> et un système standard de micro-macropositionnement	124
5.7	La stratégie de commande	125
5.8	Explication de l'erreur obtenue lors du lâcher	126
5.9	Schéma bloc du <i>WIMS</i> (Rappel)	127
5.10	Définition de la zone d'approche Z_a centrée sur la consigne y_C	128
5.11	Configuration de commande avec un estimateur de la position de I	129
5.12	Superviseur pour consigne y_C fixe	131
5.13	Commande de type fin	133
5.14	Commande de type grossier	134
5.15	Commande avec estimateur droit	134
5.16	Commande avec estimateur droit : schéma équivalent	135
5.17	Exemple de trajectoire de consigne	136
5.18	Trajectoire engendrée par la commande en position	137
5.19	Superviseur pour suivi de trajectoire	138
5.20	Trajectoire engendrée en utilisant la règle définie équation (5.34)	139
5.21	Commande de type grossier, pour suivi de trajectoire	140
5.22	Trajectoire engendrée par la commande du <i>WIMS</i>	141
5.23	Stratégie de suivi de trajectoire avec connaissance du prochain extremum	142
5.24	Réponse à une consigne en créneau d'amplitude 160 microns	143
5.25	Réponse à une consigne en créneau d'amplitude 160 microns (2)	144
5.26	Réponse à une consigne en triangle avec $autorise_{fin} = 0$	145
5.27	Réponse à une consigne en triangle avec $autorise_{fin} = 1$	145
6.1	Manipulation d'une bille de polystyrène de 50 microns de diamètre	150

6.2	Manipulation d'une bille de polystyrène de 50 microns de diamètre (2)	151
6.3	Principe du "microbateau" magnétique	152
6.4	Le dispositif <i>WIMS</i> à deux dimensions	154
6.5	Manipulation d'ovocytes humains de 150 microns de diamètre	155
6.6	Manipulation d'ovocytes humains de 150 microns de diamètre (2)	156
6.7	Définition des forces appliquées sur l'objet et sur le pousseur	156
6.8	Forces d'adhésion et force magnétique	158
6.9	Micro-usine en milieu liquide	161
6.10	Module magasin d'outil pousseur de la micro-usine en milieu liquide	162
B.1	Calcul du moment en I des efforts de l'eau	172

Liste des tableaux

1.1	Équivalent dans le kilomonde de quelques micro-objets	7
1.2	Dimensions de quelques cellules	8
4.1	Propriétés magnétiques du nickel et de l'acier	90
5.1	Propriétés des déplacements MACRO et MICRO	123
5.2	Commande à utiliser en fonction de la configuration du système	132

Remerciements

Ces travaux de thèse ont été réalisés au Laboratoire d'Automatique de Besançon au sein du groupe de recherche "microrobotique et microsystèmes". Je tiens à adresser, en tout premier lieu, mes remerciements à Monsieur Alain Bourjault, Professeur à l'ENSMM et directeur du LAB, pour m'avoir permis de mener ces travaux de recherche dans d'excellentes conditions.

J'adresse toute ma reconnaissance à Monsieur Emmanuel Piat, Maître de conférences à l'ENSMM, qui a été très présent au cours de ces trois années de recherche. La compétence et la disponibilité dont il a fait preuve lors de l'encadrement de ma thèse m'ont été une aide très précieuse.

Je remercie Monsieur Nicolas Chaillet, Professeur à l'Université de Franche-Comté, pour avoir accepté de diriger cette thèse.

J'exprime ma gratitude à Monsieur Hannes Bleuler, Professeur à l'Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne et à Monsieur Michel De Mathelin, Professeur à l'Université de Strasbourg I, pour m'avoir fait l'honneur de rapporter ce travail.

Je tiens à remercier Monsieur Bruno Lepioufle, Professeur à l'Ecole Normale Supérieure de Cachan, pour avoir accepté de présider ma soutenance de thèse. Je remercie également Monsieur Ali Charara, HDR, Maître de conférences à l'Université de Technologie de Compiègne, pour avoir accepté de juger ce travail.

Je dis un grand merci à Monsieur Patrick Rougeot pour son aide dans le processus de fabrication des pousseurs, et à Monsieur Christophe Roux, Professeur à l'Université de Franche-Comté, pour m'avoir permis d'expérimenter sur des ovocytes le dispositif étudié dans cette thèse.

Un merci tout particulier à Monsieur François Jardat, professeur agrégé de physique appliquée à Besançon, pour ses précieux conseils en électromagnétique, ainsi qu'à Madame Agnès Bonvilain, Monsieur Jean René Coudeville et le personnel technique de la salle blanche de l'IMFC pour leurs conseils sur les microfabrications. Mes remerciements s'adressent également à l'ensemble des personnes qui ont participé, de près ou de loin, à la réalisation de ce rapport.

De manière plus générale, je tiens à remercier tous les enseignants qui m'ont accompagné, depuis ma petite enfance, durant mes études qui s'achèvent maintenant. Je pense en particulier à Madame Fleurot, Monsieur Cabat, Madame Donzé, Monsieur Dars, Monsieur Jardat et Monsieur Duc.

Enfin, je tiens tout spécialement à remercier l'ensemble de mes collègues du Laboratoire, pour l'excellente ambiance dans laquelle nous avons travaillé pendant trois ans. J'ai une pensée toute particulière pour le groupe *WIMS* avec lequel j'ai vécu de très bons moments.

«Je sais aujourd'hui que mon enfance campagnarde et modeste fut un immense privilège. Elle m'a propulsé dans la vie avec une bonne caisse à outils.»
Jean-Louis Etienne - Explorateur des pôles

À Marie
À mes parents
À mes frères et soeurs

Introduction

La miniaturisation des systèmes est un domaine en fort développement et représente un enjeu économique considérable. La microrobotique est un domaine particulier dans ce processus de miniaturisation, dont l'objectif est la conception et la commande de robots de taille microscopique, ou de robots manipulant des objets de taille microscopique. Ce dernier point est couramment appelé *micromanipulation* et trouve un grand nombre d'applications en génie biologique, ou en micromécanique.

Par ailleurs, le développement grandissant de la recherche en biologie cellulaire nécessite la mise au point de nouveaux moyens de micromanipulation de cellules vivantes. Ce domaine de recherche pluridisciplinaire est au croisement de la biologie cellulaire, de la mécanique, des microsystèmes et de la robotique. La miniaturisation d'un procédé se heurte à de nombreux problèmes : stockage de l'énergie dans un espace réduit, augmentation des effets d'adhésion par rapport au poids... Les procédés de manipulation utilisés en robotique conventionnelle sont donc difficilement utilisables dans le micromonde. Les moyens de micromanipulation de cellules doivent utiliser de nouveaux procédés adaptés aux nouvelles contraintes induites par le micromonde.

C'est dans cette problématique de recherche de nouveaux moyens d'actionnement que s'inscrit cette thèse. Les travaux, présentés ici, ont permis de développer et de commander un micropoussoir magnétique évoluant dans un milieu aqueux emprisonné entre deux lamelles de verre telles que les lamelles utilisées pour des observations au microscope. Le principe d'actionnement du poussoir de cellules repose sur l'utilisation d'un champ magnétique créé par un aimant permanent. Cet aimant est situé sous les lamelles et est asservi en position. Le micropoussoir est élaboré dans un matériau ferromagnétique et suit le mouvement de l'aimant dans le milieu liquide contenu entre les deux lamelles.

Nous présenterons, dans le premier chapitre, les grandes problématiques de la microrobotique ainsi que les différents moyens de manipulation et de tri de cellules actuellement utilisés ou développés dans les laboratoires de recherche. Au vu de cet état de l'art en micromanipulation biologique, nous définirons le cahier des charges auquel notre dispositif de micromanipulation doit satisfaire.

Les différents moyens d'actionnement envisagés pour notre dispositif seront présentés dans le deuxième chapitre. Nous montrerons alors que l'énergie magnétique présente un

grand nombre d'intérêts en microrobotique et tout particulièrement en micromanipulation biologique. Nous présenterons le principe de fonctionnement magnétique de notre dispositif que nous comparerons avec les micro-actionneurs magnétiques existants.

Le chapitre 3 sera consacré à la description et la modélisation des éléments constituant le dispositif expérimental. Nous développerons plus particulièrement la description du champ magnétique induit par l'aimant permanent, ainsi que le processus utilisé pour fabriquer les micropousseurs magnétiques.

Le mouvement du pousseur ferromagnétique placé dans le milieu est commandé par le mouvement de l'aimant situé sous le milieu. Nous présenterons, dans le quatrième chapitre, un modèle complet de cette transmission de mouvement entre l'aimant et le pousseur. Ce modèle permettra de définir l'orientation et la position du pousseur en fonction de la position de l'aimant. Nous présenterons également, dans ce chapitre, une méthode permettant, à partir de la position relative de l'aimant et du pousseur, d'estimer l'effort appliqué à un objet poussé.

Nous montrerons également que notre dispositif peut être comparé sur certains points à un système de micro-macropositionnement. La présentation de la commande «micro-macro» spécifique du pousseur sera développée dans le chapitre 5.

Enfin, nous présenterons, dans le dernier chapitre, quelques micromanipulations effectuées à l'aide de notre dispositif. Nous développerons également les différentes améliorations et évolutions que nous proposons afin de rendre ce dispositif industrialisable.

Chapitre 1

Micromanipulation et tri de cellules biologiques

L'automatisation des tâches de manipulation d'objets biologiques fait partie intégrante de la microrobotique. Nous présentons dans ce chapitre le domaine de la microrobotique et ses problématiques scientifiques associées. Nous proposons également une méthode permettant de mieux appréhender les objets dont la taille est inférieure au millimètre. La micromanipulation biologique peut être découpée en deux grands domaines : le tri d'une grande population de cellules en deux sous-parties, et la manipulation d'une cellule unique (déplacement, saisie, immobilisation...). Nous définissons, dans ce chapitre, quels sont les principes utilisés dans ces deux domaines. Enfin nous fixons, au vu de cet état de l'art, les contraintes auxquelles doit satisfaire notre dispositif de micromanipulation. L'élaboration de la solution technologique remplissant ce cahier des charges sera présentée au chapitre 2.

1.1 Micromanipulation de cellules

Les cellules biologiques possèdent des tailles globalement comprises entre un micron et une centaine de microns. Par conséquent, l'étude de leur manipulation relève du domaine de la microrobotique et plus particulièrement de la micromanipulation.

Nous présentons dans cette partie le domaine de la microrobotique, en développant tout particulièrement les problématiques scientifiques soulevées par l'étude de la manipulation d'objets de taille microscopique.

1.1.1 Micromonde et micromanipulation

La micromanipulation est l'ensemble des moyens qui visent à réaliser la manipulation d'objets de taille comprise entre 1 mm et $1\text{ }\mu\text{m}$. Le domaine de travail de la micromani-

pulation est couramment appelé micromonde¹. Cet ensemble est défini en comparaison avec le «macromonde» qui est l'ensemble des objets dont la taille est supérieure à 1 mm . Les contraintes technologiques et physiques rencontrées lors de la miniaturisation (passage du macromonde au micromonde) sont nombreuses. On définit dans ce qui suit les spécificités du micromonde et les comparons avec le macromonde.

La première différence majeure concerne le rapport entre les différentes forces. Alors que dans le macromonde les forces surfaciques (ex : les forces de Coulomb) ou les forces d'adhésion (ex : la capillarité) sont négligées devant les efforts volumiques (ex : le poids), ces approximations ne sont plus valides dans le micromonde. Les effets de surfaces sont globalement prédominants à l'échelle microscopique et certaines forces habituellement négligées dans le macromonde sont alors à prendre en compte. Trois types de forces sont notamment non négligeables dans le micromonde :

- les forces électrostatiques,
- les forces de Van Der Waals,
- les forces de tension de surface.

Par exemple, le poids d'un objet sphérique d'un diamètre de $100\ \mu\text{m}$ est mille fois plus faible que celui d'un objet de diamètre de 1 mm . Alors que les forces de Van Der Waals appliquées à un objet de $100\ \mu\text{m}$ ne sont que *dix fois* plus faibles que celle appliquées à un objet de 1 mm . L'effet d'échelle, lors de la miniaturisation, n'a donc pas le même impact sur toutes les forces. Ainsi dans le micromonde, le poids est quasiment insignifiant et n'a que peu d'influence sur le comportement des micro-objets.

Cette différence essentielle entre le micromonde et le macromonde s'observe facilement dans la vie courante à travers l'observation des insectes. Ainsi une mouche peut se déplacer au plafond : les phénomènes d'adhésion à l'interface entre ses pattes et le plafond suffisent à combattre son poids. Dans le même ordre d'idée, les moustiques peuvent marcher sur l'eau des étangs. La tension de surface de l'eau est suffisante pour combattre le poids du moustique. Un troisième exemple révélateur concerne la force légendaire de la fourmi : celle-ci est capable de soulever des charges de l'ordre de 50 fois son poids. Cet exemple illustre encore une fois le fait que le poids est peu influant dans le micromonde devant les autres forces.

Une première grande problématique de la microrobotique concerne la résolution des lois de la physique en tenant compte de ce nouveau rapport entre les forces. En effet les modèles physiques développés dans le macromonde, en négligeant les efforts d'adhésion et de tension de surface, ne sont plus applicables au micromonde. Par exemple, lors de la manipulation d'un objet de taille microscopique dans l'air, la phase délicate est essentiellement la phase de lâcher de l'objet. L'objet a tendance à coller à un des doigts de la

1. Le micromonde est composé par définition des micro-objets dont la taille caractéristique se situe entre 1 mm et $1\ \mu\text{m}$.

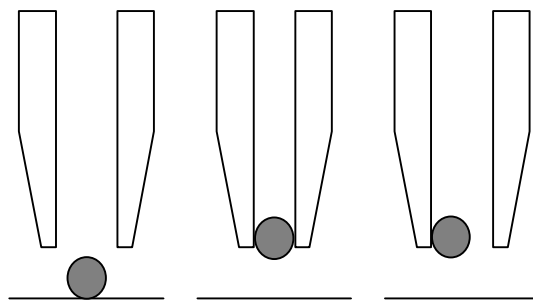


FIG. 1.1 – *Opération de micromanipulation et influence des effets d’adhérence sur le lâcher des micro-objets*

pince par effet d’adhésion et reste ainsi accroché sur la pince (voir figure 1.1). L’étude détaillée de l’effet de la miniaturisation sur notre dispositif est présentée section 6.2.2, page 153.

Une deuxième grande problématique en microrobotique concerne l’alimentation en énergie. Il existe trois grands principes pour assurer l’alimentation en énergie d’un microrobot :

- l’emploi d’une énergie embarquée,
- l’alimentation extérieure par fils,
- l’alimentation extérieure sans fils.

Il n’existe pas, à l’heure actuelle, de moyen de stocker de l’énergie efficacement dans un espace réduit. Le développement de microrobot possédant une énergie embarquée est donc extrêmement difficile, voire impossible pour l’instant.

L’utilisation de fils d’alimentation pose, lui, un autre problème : les fils, même de diamètre très faible (ex : $25\ \mu m$), ont tendance à freiner l’avance du microrobot et à le bloquer dans sa course. Ce problème est par exemple crucial lors de la réalisation d’un microrobot nageur [55, 96]. Les fils d’alimentation constituent toutefois pour certaines applications médicales un avantage en terme de sécurité. Lors de l’envoi d’un ”microrobot” (microcathéter) dans un organisme, on laisse, pour des raisons de sécurité, un fil reliant le robot à l’extérieur du corps pour pouvoir récupérer le robot en cas de problème et l’extraire du corps.

La troisième solution, l’alimentation par une énergie extérieure, impose que le microrobot soit capable de convertir l’énergie sans fils (lumineuse, magnétique, etc.) en énergie mécanique pour pouvoir se déplacer. Ce concept de micro-actionnement sans fils est très souvent développé dans la littérature [9, 55, 57, 69, 77, 82].

Ces problèmes d’alimentation en énergie de robots microscopiques constituent une des problématiques majeures de la microrobotique.

En guise de synthèse, nous pensons que l'étude de la micromanipulation passe par la compréhension et la modélisation des effets d'adhésion prédominant dans le micromonde. La modification du rapport entre les forces ainsi que la difficulté d'effectuer l'alimentation des microrobots implique que l'on doit développer de nouvelles stratégies de manipulation utilisant de nouveaux moyens d'actionnement.

1.1.2 Notion de kilomonde : une approche pédagogique du micromonde

La maîtrise du micromonde passe par la connaissance des phénomènes physiques prédominant dans le micromonde, mais également par la connaissance des micro-objets eux mêmes. L'appréhension des micro-objets n'est pas une chose aisée. Autant il est simple d'appréhender des objets situés à notre échelle (entre 1 mm et 1 m), autant il est complexe de se former une réelle idée de ce que sont les micro-objets.

Il semble évident qu'il faille utiliser des outils de natures différentes pour manipuler un grain de riz ($2 - 3\text{ mm}$) et une balle de hand-ball (200 mm). Qu'en est-il si l'on considère cette fois-ci une cellule biologique de petite taille ($2 - 3\text{ }\mu\text{m}$) et un ovule humain ($200\text{ }\mu\text{m}$)? La différence de taille entre la petite cellule et l'ovule étant aussi importante qu'entre le grain de riz et la balle de hand-ball, les moyens de manipulation de la petite cellule et de l'ovule seront sans aucun doute extrêmement différents. Pour autant, ce fait ne nous apparaît pas comme une évidence.

Le micromonde est difficile à appréhender et nous percevons beaucoup plus facilement les tailles d'objets situés entre 1 mm et 1 m . On propose par conséquent, pour pouvoir facilement appréhender les micro-objets et leurs tailles relatives, de multiplier leur taille artificiellement par 1000. On crée alors une nouvelle échelle de dimensions que l'on appelle le "kilomonde".

Ainsi la taille d'une petite cellule biologique est de 2 mm dans le kilomonde et les ovules de 20 cm . On présente quelques équivalents entre le micromonde et le kilomonde tableau 1.1. La figure 1.2 présente un récapitulatif de la taille relative entre quelques micro-objets et leur équivalent dans le kilomonde.

Le parallèle avec le kilomonde ne doit pas masquer le fait que le rapport entre les forces dans le micromonde est différent du rapport entre les forces dans le macromonde et que, par conséquent, il est beaucoup plus compliqué de manipuler un objet de taille microscopique que de taille millimétrique. Cette notion de kilomonde permet de juger de la taille relative des objets microscopiques entre eux, mais pas d'appréhender en terme d'effort le micromonde.

Cette méthode de translation entre le micromonde et le kilomonde possède un intérêt pédagogique dans l'appréhension des tailles des micro-objets. Cet outil ne se veut en aucun cas un moyen d'analyse poussé du micromonde, mais uniquement un moyen pour

micro-objets	taille réelle micromonde	taille kilomonde	macro-objets
microbes	diamètre= $2 - 3 \mu m$	$2 - 3 mm$	grain de riz
cheveux	diamètre= $50 \mu m$	$5 cm$	tuyau d'eau
plus petit objet visible à l'oeil nu	diamètre= $50 \mu m$	$5 cm$	balle de tennis
ovocytes	diamètre= $200 \mu m$	$20 cm$	balle de handball
fourmi	longueur = $3 mm$	$3 m$	voiture
plaquette de verre	$24 \times 24 mm$	$24 \times 24 m$	demi-terrain de handball

TAB. 1.1 – Équivalent dans le kilomonde de quelques micro-objets

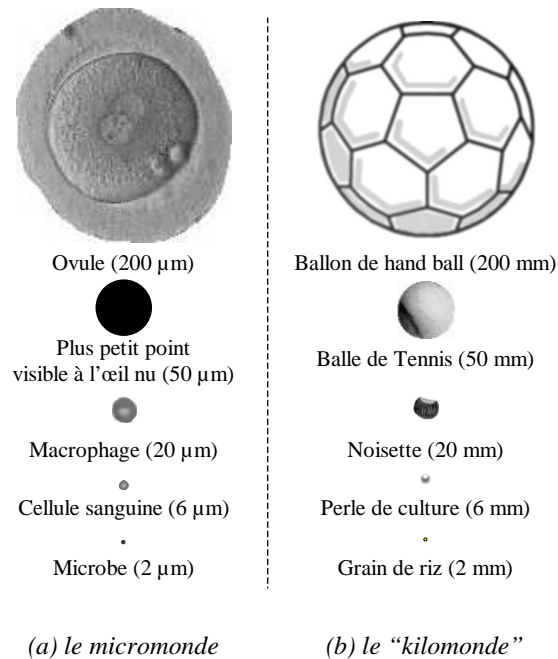


FIG. 1.2 – Exemples d'objets du micromonde avec leur équivalent dans le "kilomonde"

les futurs microroboticiens ou pour le grand public de plus facilement appréhender cet "univers".

Il apparaît, en utilisant cette notion de kilomonde, que le micromonde est un espace extrêmement varié. Les micro-objets sont ainsi d'une grande diversité en terme d'échelle (de 1 mm à 1 m à l'échelle du kilomonde). Les moyens de micromanipulation seront, à l'échelle de ce monde, extrêmement variés.

1.1.3 Tri et manipulation de cellules

Les cellules animales possèdent une grande diversité et la taille de celles-ci se situent pour la plupart entre 2 et 30 μm de diamètre. Les ovocytes atteignent des dimensions plus importantes (de l'ordre de 200 μm pour l'Homme). On présente à titre d'exemple plusieurs tailles de cellules dans le tableau 1.2.

Désignation	Taille
Microbes	2 – 3 μm [5]
Lymphocytes ^a	7 μm [114]
Hepatocytes ^b	10 μm [41]
Grands lymphocytes ^a	15 μm [114]
Macrophages ^c	20 – 35 μm [114]
Ovocytes	100 – 200 μm [28]

TAB. 1.2 – Dimensions de quelques cellules

^a Globule blanc présent dans le sang et dans la moelle osseuse.

^b Cellules du foie.

^c Cellules capables de phagocyter et de digérer des particules relativement grandes (débris de globules rouges ou blancs, corps étrangers, microbes, etc.).

Les procédés de tri et de manipulation de cellules se différencient suivant les objectifs à réaliser. On peut noter deux problématiques de natures différentes : le tri de cellules dans une grande population ou la manipulation d'une cellule unique.

La première consiste en un tri de masse d'un ensemble d'individus situés dans un échantillon, ou à l'analyse, en terme de concentration, des cellules contenues dans cet échantillon. Un exemple typique est la séparation ou le comptage des cellules cancéreuses et des cellules saines. On cherche, dans ce cas, soit à fractionner une population de cellules en plusieurs ensembles déterminés, soit à analyser de manière statistique la composition de la population de cellules.

La deuxième problématique s'articule autour de la manipulation d'une seule cellule cible². La problématique est tout autre : on considère la cellule comme un micro-objet

2. En anglais : «single cell manipulation».

manipulable en tant que tel. On cherche à déplacer, analyser, traiter une seule cellule cible. Les domaines d'applications sont extrêmement variés : le développement d'outils de manipulation de cellules doit permettre d'accroître l'efficacité de techniques biologiques existantes, comme l'analyse de l'ADN³, le traitement génétique, la fécondation *in vitro*, etc.

Ces deux axes de recherche (tri et manipulation de cellules uniques) n'obéissent pas aux mêmes contraintes et font donc appel à des techniques différentes. L'état de l'art concernant ces deux problématiques est présenté dans ce chapitre, section 1.2 pour le tri de cellules et section 1.3 pour la manipulation de cellules uniques.

A noter que le terme de manipulation peut être interprété de façon différente suivant le domaine scientifique auquel on fait référence. On parle ici de «manipulation de cellules» dans le sens saisie, déplacement, dépose, ou même immobilisation et non en terme de manipulation génétique, ou chimique. Le dispositif, que nous développons dans cette thèse, propose une solution technologique originale, permettant la manipulation d'une cellule cible par poussée.

1.1.4 Micro-usines

L'automatisation des tâches de manipulation de cellules rejoint l'idée souvent abordée en microrobotique, d'une micro-usine⁴. La notion de micro-usine est née de l'idée que, si l'on souhaite fabriquer des objets de taille microscopique, le moyen de production peut lui aussi être de taille réduite. Ainsi la production ou le traitement de micro-objets peut très bien s'effectuer sur un espace réduit de la taille d'une table, ou même d'un wafer⁵ d'une centaine de centimètres carrés. Dans le domaine de la manipulation de cellules uniques, des micro-usines d'analyse biologique sont en train de voir le jour.

Dans le cadre spécifique de la manipulation d'objets biologiques, une micro-usine est un ensemble de sites de traitement ou d'analyse de cellules uniques, muni d'un moyen de convoyage entre ces différents sites (voir figure 1.3). Ce concept est développé par Jager [58] qui propose la réalisation d'un ensemble de postes de diagnostics⁶ alimenté en cellules par un robot. Wheeler [115] et Arai [5] développent également ce concept de micro-usine, et proposent comme mode de déplacement des cellules entre les postes de traitement, un dispositif de micromanipulation sans fils⁷.

Les contraintes entre l'assemblage d'un microsystème mécanique et la manipulation de cellules en terme de miniaturisation sont proches. C'est pourquoi les microrobots manipulateurs de cellules, par leur capacité à déplacer des objets de petite taille, pourront

3. ADN : Acide DésoxyriboNucléique, molécule présente dans les cellules.

4. En anglais : «lab on a chip» ou «factory on a desk».

5. Wafer : tranche de silicium de quelques centaines de microns d'épaisseur.

6. En anglais : «multistation cell diagnostics».

7. Le principe utilisé est le laser trapping décrit section 1.3.3.

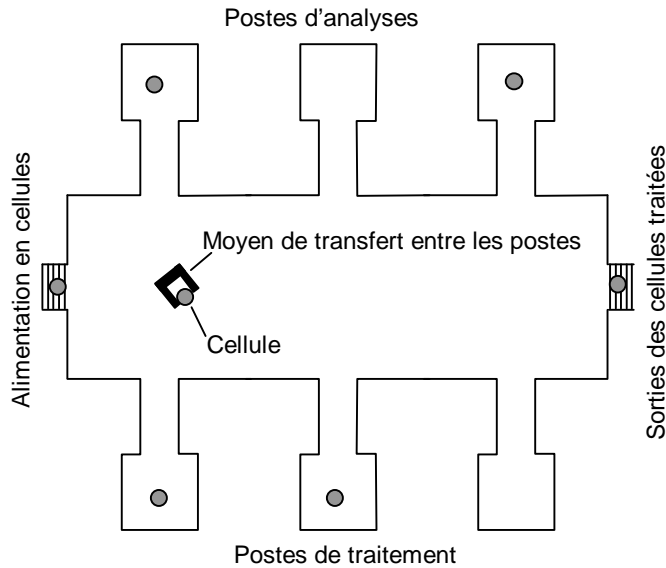


FIG. 1.3 – *Micro-usine d'analyse et de traitement de cellules*

voir facilement leur domaine d'application ouvert sur la création de cellules d'assemblage de micromécanismes [58]. Le micropousseur que nous développons pourra très facilement s'intégrer dans ces deux tâches (manipulation de cellules et assemblage de microsystèmes).

1.2 Moyens de tri de cellules

Le tri massif d'une population de cellules peut être effectué en utilisant plusieurs principes de séparation : force de Coulomb, diélectrophorèse, effets hydrodynamiques, force magnétique, tri suivant des propriétés mécaniques. Ces différents principes permettent chacun de trier une population de cellules suivant un ou plusieurs paramètres physiques (propriétés électriques, chimiques, mécaniques, etc.). On présente dans la suite quelques réalisations dans chacun de ces domaines.

1.2.1 Tri par force de Coulomb

Deux grands procédés de tri de cellules utilisent les forces de Coulomb : l'électrophorèse et le cytomètre de flux. La force de Coulomb s'applique sur un objet muni d'une charge q dans un champ électrique \vec{E} et vaut :

$$\vec{F}_e = q \cdot \vec{E} \quad (1.1)$$

Dans les deux procédés présentés par la suite, cette force est exploitée de deux manières différentes pour réaliser le tri d'une population de cellules.

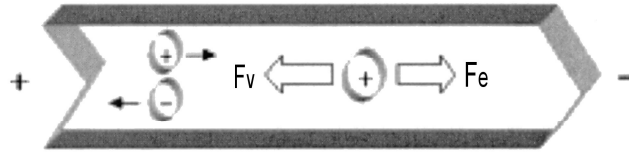


FIG. 1.4 – Principe de l'électrophorèse (School of Electrical Engineering, Seoul National Univ., Corée) [60]

Electrophorèse

Le procédé d'électrophorèse permet le tri de cellules chargées électriquement. Deux possibilités peuvent être exploitées pour charger les cellules électriquement :

- soit on charge artificiellement les cellules, via des ions, grâce à un procédé chimique,
- soit les ions présents à l'intérieur de la cellule induisent naturellement une charge électrique.

La population de cellules chargées est alors placée dans un gel et soumise à un champ électrique \vec{E} . Chaque cellule est soumise à une force de Coulomb proportionnelle à sa charge électrique q . Cette force provoque un déplacement des cellules. La vitesse de déplacement constante est atteinte quasi-instantanément lorsque les forces de Coulomb (F_e , figure 1.4) et les forces visqueuses (F_v , figure 1.4) appliquées par le gel sur la cellule s'équilibrent.

Les forces visqueuses sont fonction de la morphologie de la cellule. Ainsi une cellule de grande taille offre une plus grande résistance au déplacement dans le gel qu'une cellule de taille réduite et toutes les cellules ne se déplacent donc pas à la même vitesse dans le gel. On peut ainsi séparer deux populations de cellules, les critères de tri étant la charge électrique q de la cellule et sa morphologie.

On peut également placer des obstacles fixes dans le gel électrophorétique [13]. Les cellules doivent alors se déformer pour passer à travers ces obstacles. Ceci permet d'obtenir un nouveau critère de tri : l'élasticité de la cellule.

Le champ électrique de l'ordre de 0.1 à $10 V.cm^{-1}$ engendre une vitesse de déplacement, fonction de la charge de la cellule et de sa morphologie, de l'ordre de quelques centimètres par heure [13].

Le principal intérêt d'une telle méthode est sa simplicité de mise en oeuvre. Ce type de procédé est utilisé pour la séparation et l'analyse d'objets biologiques de petite taille ou de macromolécules. A titre d'exemple, ce principe permet la réalisation du séquençage de l'ADN.

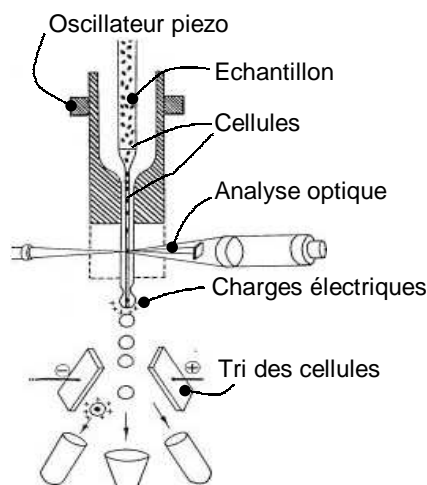


FIG. 1.5 – *Cytomètre de flux (Service commun de Cytométrie de flux UMR-CNRS 7592)*

Cytomètre de flux

L'utilisation des forces de Coulomb dans un cytomètre de flux est tout autre. Cet appareil permet une analyse statistique et un tri d'une population de cellules.

Les cellules à trier sont préalablement marquées par fluorescence grâce à un procédé chimique. L'échantillon à analyser est placé dans la partie supérieure du dispositif (voir figure 1.5). Les cellules défilent alors dans une petite canalisation, où leur fluorimétrie est analysée par un ou plusieurs capteurs laser. La cellule se charge au bout de la canalisation en charges électriques et le flux de liquide est alors fractionné en fines gouttelettes grâce à un oscillateur piezoélectrique. La cellule est piégée dans une goutte chargée électriquement. On utilise un champ électrique afin de dévier la cellule, en fonction du résultat de l'analyse fluorimétrique, dans le lieu dans lequel on souhaite la placer.

Les forces de Coulomb sont ici exploitées pour trier les cellules à la sortie de l'analyse fluorimétrique : les cellules ne sont donc pas triées en fonction de leurs propriétés électriques, mais en fonction des propriétés mises en évidence par la fluorimétrie.

Ce procédé a été inventé par Fulwyler en 1968 [40]. Au début des années 80 il est commercialisé par FACS Systems Division of Becton, Dickinson and company, Sunnyvale, California [110] sous le nom FACS (Fluorescence Activated Cell Sorter). Dans les années 90, les vitesses de tri de cellules ont augmenté. Le cytomètre proposé par Sasaki[95] en 1995 permettait le tri à des vitesses de $2 \cdot 10^4$ cellules par seconde, le dispositif récemment breveté par Van den Engh[30] atteint une vitesse 10 fois plus importante de l'ordre de $2 \cdot 10^5$ cellules par seconde.

On peut noter dans ce domaine une réalisation singulière d'un microcytomètre de flux réalisé sur un substrat de silicium à l'aide des microfabrications [36]. Le tri est

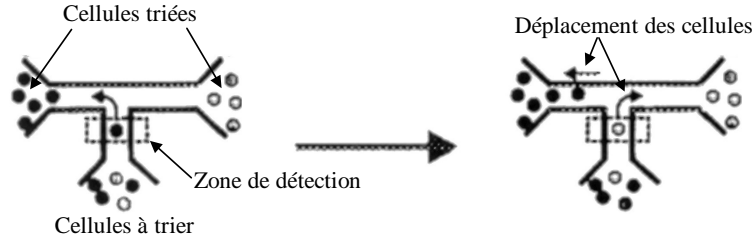


FIG. 1.6 – *Principe du microcytomètre de flux (California Institute of Technology, Pasadena, Californie, USA)*

réalisé comme dans un cytomètre conventionnel, c'est à dire en fonction d'une analyse fluorimétrique et par force de Coulomb. La différence majeure tient au fait qu'il n'y a pas de formation de gouttelettes, le tri étant réalisé au sein d'un écoulement laminaire (voir figure 1.6). L'intérêt principal réside dans le fait que le risque de destruction de cellules est extrêmement diminué par rapport à un appareil conventionnel. La vitesse est, pour l'instant, nettement inférieure aux appareils conventionnels avec 20 cellules par seconde.

L'intérêt du cytomètre de flux réside dans la possibilité de trier, avec un seul et même appareil, des cellules suivant un grand nombre de paramètres grâce à l'analyse par fluorescence [20]. Une limitation subsiste, concernant la taille des cellules triables par cytométrie. Les meilleures performances et les meilleurs taux de réussite sont obtenus pour des cellules dont le diamètre est de l'ordre de $20 \mu m$. Pour des cellules plus petites de l'ordre de $2 \text{ à } 3 \mu m$, le taux de réussite ainsi que la rapidité de tri sont nettement diminués [5]. Il existe également peu de possibilités de réexamen sur un appareil conventionnel, une grande partie des cellules étant détruites lors du passage dans le cytomètre [31].

1.2.2 Tri par forces magnétiques

Un second principe de tri de cellules passe par l'exploitation de l'énergie magnétique. L'effort magnétique appliqué par un champ magnétique \vec{B}_o sur un volume V possédant une perméabilité magnétique $\chi_m(\vec{B}_o)$ vaut :

$$\vec{F} = \iiint_V \frac{\chi_m(\vec{B}_o)}{\mu_o} \vec{B}_o \cdot \vec{\nabla} \cdot \vec{B}_o \quad (1.2)$$

$$\text{avec : } \vec{\nabla} \cdot \vec{B}_o = \begin{bmatrix} \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{x})}{\partial x} & \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{y})}{\partial y} & \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{z})}{\partial z} \\ \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{x})}{\partial y} & \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{y})}{\partial x} & \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{z})}{\partial x} \\ \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{x})}{\partial z} & \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{y})}{\partial z} & \frac{\partial(\vec{B}_o \cdot \vec{z})}{\partial y} \end{bmatrix} \quad (1.3)$$

Les cellules n'étant que très peu sensibles au champ magnétique (χ_m faible), l'effort magnétique appliqué directement aux cellules est extrêmement faible et ne permet pas d'engendrer de déplacement. Le seul moyen de déplacer des cellules par énergie

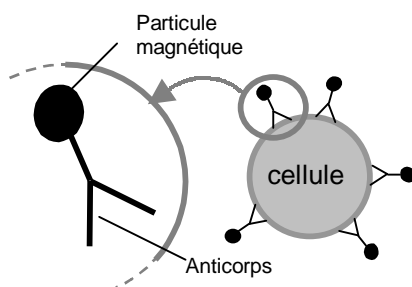


FIG. 1.7 – *Principe du tri magnétique de cellules*

magnétique est par conséquent de les fixer à des charges sensibles au champ magnétique.

On attache des particules fines (1500–50 nm [66]) paramagnétiques⁸ ou ferromagnétiques à des anticorps (voir figure 1.7). Les anticorps et leur charge magnétique sont plongés dans l'échantillon à analyser. Ils se fixent sur les cellules cibles et celles-ci sont alors manipulables par énergie magnétique. Les cellules non chargées étant très peu sensibles au champ magnétique [66], on peut ainsi, en utilisant un champ magnétique, séparer les cellules cibles du reste de la population. En pratique, on privilégie l'utilisation de charges paramagnétiques⁸ et on évite ainsi la création d'agrégats de cellules cibles après que le champ magnétique soit coupé.

L'utilisation des charges magnétiques afin de différencier les cellules est proposée en 1976 par Giaver [47]. Les vitesses de tri sont un peu plus importantes que dans le cas du cytomètre de flux (procédé concurrent), de $2 \cdot 10^5$ à $4 \cdot 10^5$ cellules par seconde [66]. Dolan a présenté en 2000 un dispositif utilisant des particules paramagnétiques⁸ particulièrement fines : 8 à 15 nm [31]. Le comportement du liquide composé de ces cellules est alors proche de ceux des ferrofluides.

Globalement, le principe de l'utilisation d'anticorps permet une bonne sélectivité et un grand choix de critères de tri. De nombreuses applications récentes dans ce domaine font l'objet de brevets [73, 108, 112]. Deux principaux problèmes subsistent :

- l'accroche des anticorps sur la cellule [97]
- La destruction possible des cellules lors du décrochage des anticorps après le tri [78].

8. particules qui s'aimantent légèrement suivant le champ magnétique \vec{B}_o , mais qui, contrairement aux particules ferromagnétiques, ne possèdent pas d'aimantation rémanente lorsque le champ \vec{B}_o s'annule.

1.2.3 Utilisation des effets diélectriques pour le tri de cellules

Lorsqu'une particule est plongée dans un champ électrique \vec{E} non constant, elle est soumise à une force diélectrophorétique [41] :

$$\vec{F}_{dielec} = 2\pi a^3 \epsilon_m R_e \left[\frac{\kappa_p - \kappa_m}{\kappa_p + 2\kappa_m} \right] \nabla E^2 \quad (1.4)$$

$$= 2\pi a^3 \epsilon_m K_{dielec} \nabla E^2 \quad (1.5)$$

$$\text{avec } \begin{cases} \kappa_p = \epsilon_p - j\sigma_p/w \\ \kappa_m = \epsilon_m - j\sigma_m/w \\ a : \text{rayon de la particule} \\ \epsilon_p : \text{constante diélectrique de la particule} \\ \epsilon_m : \text{constante diélectrique du milieu} \\ \sigma_p : \text{conductivité de la particule} \\ \sigma_m : \text{conductivité du milieu} \\ E : \text{intensité du champ électrique} \\ w : \text{pulsation du signal électrique} \end{cases}$$

On distingue deux comportements suivant le signe de K_{dielec} . Si K_{dielec} est positif, la force F_{dielec} tend à déplacer l'objet vers les zones de forts champs électriques, soit vers la surface des électrodes (diélectrophorèse positive). Dans le cas inverse ($K_{dielec} < 0$), l'objet est attiré par les zones dont le module du champ électrique est faible. Il est donc repoussé par les électrodes (diélectrophorèse négative). Le signe K_{dielec} est fonction de la constante diélectrique de la particule et la fréquence du signal électrique.

Diélectrophorèse

On peut ainsi, pour une fréquence donnée, appliquer un effet diélectrophorétique négatif sur une partie de la population de cellules et un effet diélectrophorétique positif sur une autre partie. On exploite ce principe pour trier une population de cellules en fonction de leurs constantes diélectriques [41]. Les particules soumises à l'effet positif restent collées à la paroi des électrodes et les cellules soumises à l'effet négatif s'éloignent des électrodes et peuvent alors être évacuées de la zone de séparation par un flux d'eau (voir figure 1.8).

Onde progressive électrique

Le deuxième principe de tri de cellules suivant les propriétés diélectriques utilise une onde progressive électrique (voir figure 1.9). Une série d'électrodes situées dans le milieu et alimentées en quadrature de phase sont utilisées pour créer l'onde électrique. Le sens de déplacement et la vitesse de déplacement d'une cellule dans ce champ électrique dépend alors de ses propriétés diélectriques et de sa morphologie. En choisissant judicieusement la fréquence et l'amplitude de l'onde progressive, on peut déplacer les

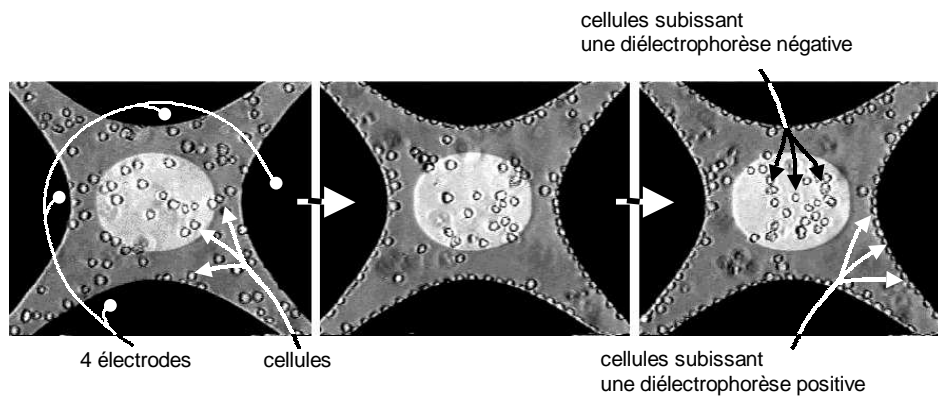


FIG. 1.8 – Tri de cellules par diélectrophorèse (Department of Experimental Pathology, University of Texas, USA) [111]

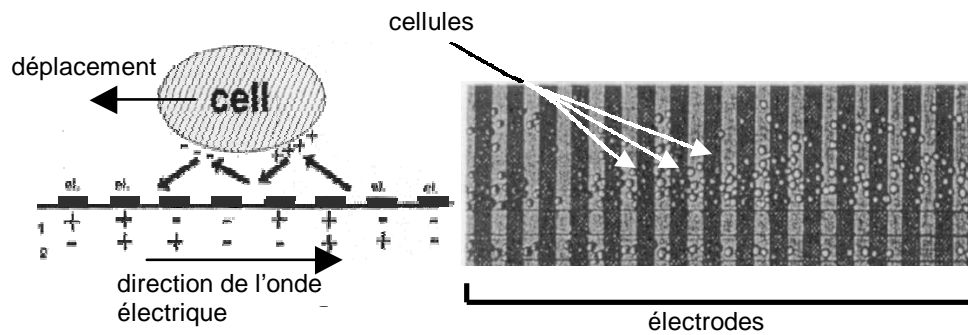


FIG. 1.9 – Tri de cellules par onde progressive électrique (Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Biologie, Allemagne) [37]

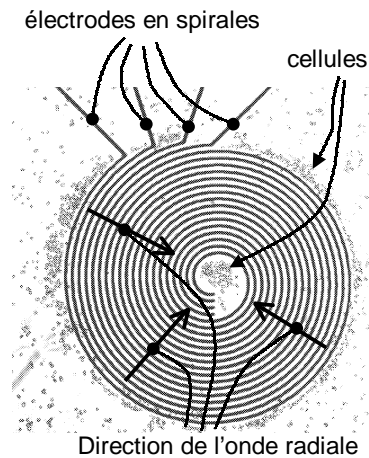


FIG. 1.10 – *Trieur électrostatique de cellules (Board of Regents Univ. Of Texas System, Austin, USA) [15]*

cellules sans qu'elles rentrent en contact avec les électrodes [80]. Ceci diminue le risque de détérioration des cellules au contact des électrodes.

Becker présente un dispositif de tri de cellules avec une configuration particulière d'électrodes [15]. Celle-ci sont des spirales concentriques (voir figure 1.10) et provoquent par conséquent une onde électrique progressive radiale. En fonction de leurs propriétés diélectriques les cellules migrent soit vers l'intérieur du cercle, soit vers l'extérieur.

On peut également utiliser des particules diélectriques placées sur les cellules à l'aide d'anticorps sur le même principe que le tri magnétique. L'intérêt principal est d'être capable, comme dans le cas de charges magnétiques, de différencier les cellules suivant un critère défini par le choix de l'anti-corps.

Les fréquences du champ électrique sont de l'ordre de 0.1 Hz à 1 kHz [15, 37, 80]. A titre d'exemple, Masuda propose, pour déplacer des micro-objets de 4 microns de diamètre, d'utiliser un champ électrique d'amplitude $10^4.V.m^{-1}$ et une longueur d'onde de $100\ \mu m$ [79]. Les vitesses de déplacement, fonction des propriétés diélectriques de la cellule, sont de l'ordre de 20 à $40\ \mu m.s^{-1}$ [15].

L'utilisation de la diélectrophorèse permet de manière générale le tri de cellules en fonction des propriétés diélectriques des cellules et de leur morphologie. Ce principe de tri est nettement moins développé que les deux principes⁹ déjà présentés. L'utilisation de la diélectrophorèse en tri de cellules, est encore un domaine de la recherche.

9. Tri par force de Coulomb et tri magnétique.

1.2.4 Exploitation des effets hydrodynamiques pour le tri de cellules

Les cellules baignant dans un milieu liquide, on peut effectuer un tri en utilisant les lois d'écoulement de ce fluide dans des configurations particulières. Ce concept est exploité dans le fractionnement par couplage flux-force¹⁰.

Afin de trier les cellules, on les fait circuler entre deux plaques de verre séparées de quelques centaines de microns (voir figure 1.11). Le profil de vitesse, le long de l'axe vertical, du fluide contenu entre les deux plaquettes est décrit figure 1.11. Au contact des plaquettes, la vitesse est nulle et au centre, elle est maximale. On utilise un champ transversal, qui peut prendre plusieurs formes suivant le cas : thermique, électrique, hydraulique, ou apesanteur. Les cellules sensibles au champ auront tendance à migrer vers le centre de l'espace compris entre les deux électrodes. Les cellules peu sensibles resteront plaquées contre la plaquette de verre. Ainsi les cellules sensibles au champ se situent dans la zone où la vitesse du fluide est la plus importante et sont donc évacuées. On trie ainsi les cellules en fonction de leur sensibilité au champ transversal.

Plusieurs dispositifs basés sur ce principe sont présentés par Giddings [48]. Les débits des dispositifs sont de l'ordre de quelques millilitres par minute, avec des distances entre les deux plaques de verres d'une centaine de microns. On peut citer dans ce domaine une réalisation originale alliant diélectrophorèse et fractionnement par couplage flux-force [118]. La plaquette inférieure est munie d'électrodes alimentées en tension alternative. Plus la force diélectrophorétique négative appliquée à la cellule est importante, plus celle-ci est proche de la vitre et donc plus sa vitesse de déplacement est faible. Les cellules sont alors triées en fonction de leurs propriétés diélectriques.

Tout comme le tri par électrophorèse, le principal avantage de ce principe de tri est la simplicité de mise en oeuvre. Ce principe général permet également, par le choix d'un grand nombre de champs transversaux, d'effectuer le tri suivant un grand nombre de paramètres différents. Le domaine d'application est très étendu et s'étale d'objets de taille microscopique de $100 \mu m$ jusqu'aux particules en suspension colloïdale de $1 nm$.

1.2.5 Tri en fonction des propriétés mécaniques

Enfin l'un des grands domaines de tri et de séparation de cellules concerne le tri en fonction de propriétés *mécaniques* des cellules, telles que la masse, la densité ou l'élasticité. On présente quelques procédés dans ce domaine.

La centrifugation est une méthode de tri extrêmement conventionnelle. Le milieu contenant les cellules est emmené en rotation. Les cellules subissent alors une force centrifuge qui provoque un déplacement des cellules vers l'extérieur du milieu en rotation. La vitesse de déplacement est fonction de la densité des cellules. Cette méthode permet par exemple la séparation du plasma du sang. L'intérêt réside dans la simplicité de la

10. En anglais : FFF (Field-Flow Fractionation).

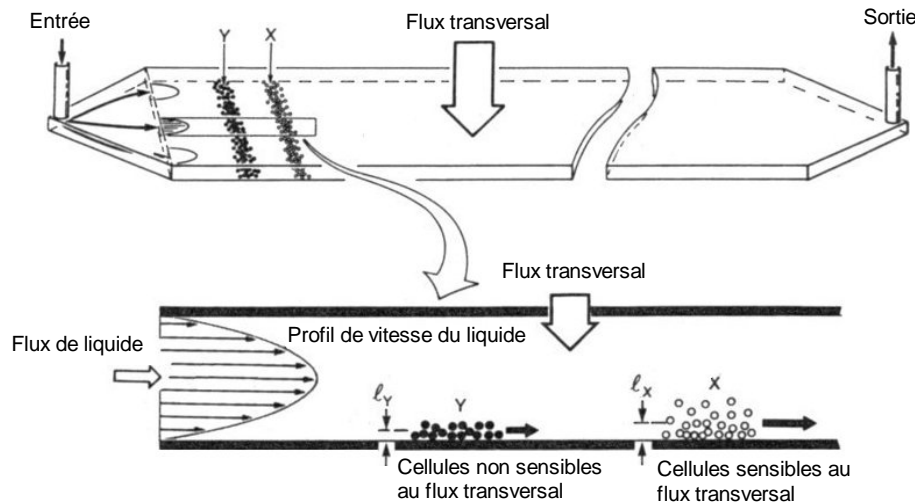


FIG. 1.11 – Fractionnement par couplage flux-force. (Field-Flow Fractionation Research Center, Department of Chemistry, Univ. of Utah, Salt Lake City, USA) [48]

mise en oeuvre et également dans le fait qu'il n'y a pas de destruction de cellules lors du tri [78].

Le tri par densité exploite le fait que les cellules plus denses que le milieu *coulent* alors que les cellules moins denses *flottent*. En choisissant judicieusement la densité du milieu, on trie deux populations de cellules en fonction de leur densité [65]. Les ultrasons permettent également un tri des cellules suivant leur densité. Whitworth [116] propose d'utiliser les ultrasons afin de regrouper les cellules disséminées dans un milieu liquide. Les lieux de regroupement des cellules sont les noeuds de l'onde stationnaire ultrasonore.

On peut noter dans le domaine du tri en fonction de propriétés mécaniques, une réalisation originale récente permettant le tri en fonction de l'élasticité des cellules. Les cellules au sein d'un flux d'eau doivent traverser un substrat muni d'obstacles (voir figure 1.12). La taille des intervalles entre deux obstacles est inférieure à la taille des cellules à trier. Afin de traverser le substrat, les cellules doivent se déformer au passage des obstacles. Les cellules possédant une grande élasticité évoluent ainsi plus vite que les cellules plus rigides au travers des obstacles. On trie ainsi les cellules en fonction de leur capacité à se mouvoir à travers ce substrat [26].

Le tri en fonction des propriétés mécaniques des cellules regroupe un grand nombre de procédés. L'étude de la morphologie des cellules et du rapport entre les propriétés biologiques et mécaniques d'une cellule est un domaine en forte croissance. Les dispositifs permettant le tri en fonction des propriétés mécaniques des cellules sont donc amenés à se développer rapidement.

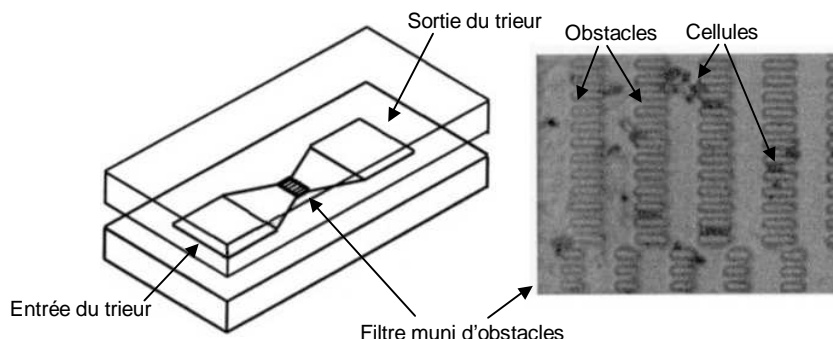


FIG. 1.12 – Tri en fonction de l'élasticité des cellules (School of Electrical Eng. and Computer Science, Seoul, Corée) [26]

1.2.6 Synthèse sur le tri de cellules

Le domaine du tri de cellules est un domaine très approfondi. Les techniques présentées ci-dessus permettent un tri suivant un grand nombre de critères : propriétés diélectriques, mécaniques, propriétés chimiques (par fluorymétrie) et à de grandes vitesses (jusqu'à $2 \cdot 10^5$ cellules par seconde). La marge de développement de nouveaux principes de tri performants semble par conséquent très étroite.

L'ensemble des principes présentés ici permet le tri de cellules dans une population. Ces techniques, pour la plupart d'entre elles, ne sont pas adaptées à la manipulation d'une cellule en tant que micro-objet unique.

1.3 Moyens de manipulation de cellules uniques

L'objectif de la manipulation de cellules uniques est de positionner une cellule ou quelques cellules dans une position déterminée afin de pouvoir l'analyser ou la traiter. On considère la cellule alors comme un micro-objet que l'on souhaite positionner de manière précise. On présente dans cette partie les outils actuels de manipulation de cellules développés dans le monde.

1.3.1 Accroche chimique de cellules

Une approche en manipulation de cellules uniques consiste à exploiter les progrès en fabrication de microsystèmes réalisés en micro-électronique. L'objectif est de réussir à développer des moyens de traitement et de manipulation de cellules entièrement réalisables avec des technologies de microfabrication. Le principe retenu pour immobiliser les cellules est de créer une structure chimique permettant de réaliser l'interface entre le silicium (matière inerte) et les cellules (matière vivante).

Matsuda [81] présente en 1992 une interface chimique entre le silicium et des anticorps capables d'accrocher des cellules. L'interface chimique est une superposition de

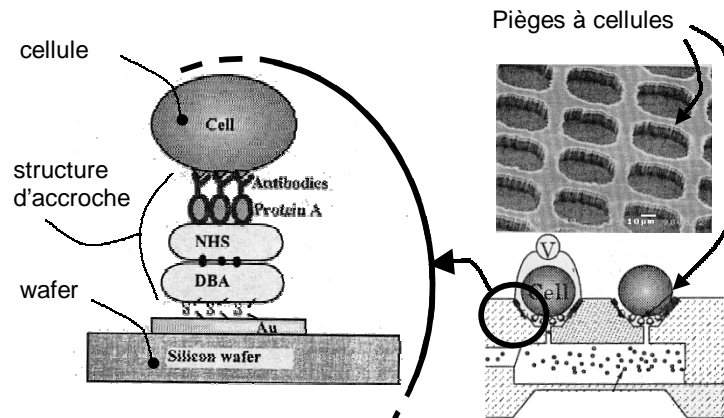


FIG. 1.13 – *Liaison silicium - cellule (LIMMS-CNRS Institute of Industrial Science, Tokyo, Japon) [39] [90]*

couches chimiques assurant un lien entre le silicium et les cellules. Le concept a été repris par Lepioufle et Fujita [39, 90] qui présentent un dispositif permettant le traitement de cellules entièrement développé via des techniques de microfabrication (voir figure 1.13). La destruction des cellules non traitées est obtenue par une surcharge électrique sur la cellule.

Ces techniques d'accroche d'objets vivants sur du silicium, alliant microfabrication et biotechnologie, sont encore du domaine de la recherche. L'intérêt premier de ce principe est de pouvoir concevoir une micro-usine d'analyse biologique avec uniquement des procédés de microfabrication standards.

1.3.2 Utilisation de la diélectrophorèse

L'effet diélectrophorétique présenté dans le tri de cellules section 1.2.3 trouve également des applications en manipulation de cellules uniques. On peut différencier deux grandes formes d'utilisation de ce principe dans ce domaine : le déplacement de cellules uniques par onde progressive électrique et la réalisation de cages diélectrophorétiques. Ces deux principes sont présentés ci-dessous.

Déplacement par ondes électriques

On utilise ici le principe de déplacement de cellules grâce à une onde progressive électrique engendrée par un réseau d'électrodes parallèles (principe présenté précédemment section 1.2.3). Ce procédé permet de convoier une cellule d'un lieu à un autre.

On présente figure 1.14(a), un exemple de déplacement de cellules via ce moyen de manipulation [37]. Les électrodes larges de $2.5 \mu\text{m}$ sont alimentées par quatre signaux

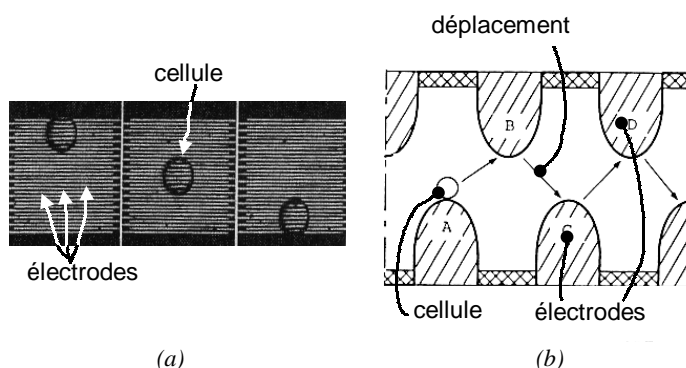


FIG. 1.14 – Déplacement par onde progressive électrique : (a) Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Biologie, Allemagne [37]; (b) Faculty of Engineering, Seikei University, Tokyo, Japon [113]

carrés en quadrature de phase, d'amplitude 1.5 V et de fréquence 1 Mhz provoquant une onde progressive. Le diamètre de l'objet déplacé est de 60 microns .

Washizu présente un dispositif avec une architecture d'électrodes différente du cas conventionnel présenté ci-dessus (voir figure 1.14(b)). Il utilise deux réseaux d'électrodes en vis-à-vis. La cellule transite d'un réseau à l'autre et se déplace ainsi le long des deux réseaux. La cellule avance d'électrode en électrode comme présenté figure 1.14(b).

Ce principe peut être utilisé pour réaliser un «tapis roulant diélectrique» pour déplacer des cellules d'un lieu à un autre. Ce type de dispositif peut être par conséquent utilisé au sein d'une micro-usine d'analyse biologique afin d'assurer le transfert entre deux lieux.

Cage diélectrophorétique et électrorotation

L'utilisation d'une onde électrique progressive n'est pas l'unique application de la diélectrophorèse en manipulation de cellules. On peut créer un point d'équilibre à l'aide de quatre électrodes afin d'immobiliser une cellule (voir figure 1.15(a)). Les quatre électrodes appliquent sur la cellule centrale un effort diélectrophorétique négatif qui tend à repousser la cellule des électrodes. On crée ainsi un point d'équilibre stable au centre des quatre électrodes [37]. Figure 1.15(a), la cellule possède un diamètre de 30 microns . Les 4 électrodes sont alimentées par des signaux électriques en opposition de phase de fréquence 1 Mhz et d'amplitude 4 V . La cellule est alors repoussée par les 4 électrodes (diélectrophorèse négative) et se positionne au centre de la cage diélectrique. Ce dispositif permet d'isoler une cellule dans une zone donnée, il est fréquemment couplé avec d'autres moyens de manipulation comme le laser trapping présenté par la suite.

Avec la même configuration d'électrodes, en appliquant un champ tournant \vec{E} , on applique un couple T à la cellule fonction, comme la force diélectrophorétique, des

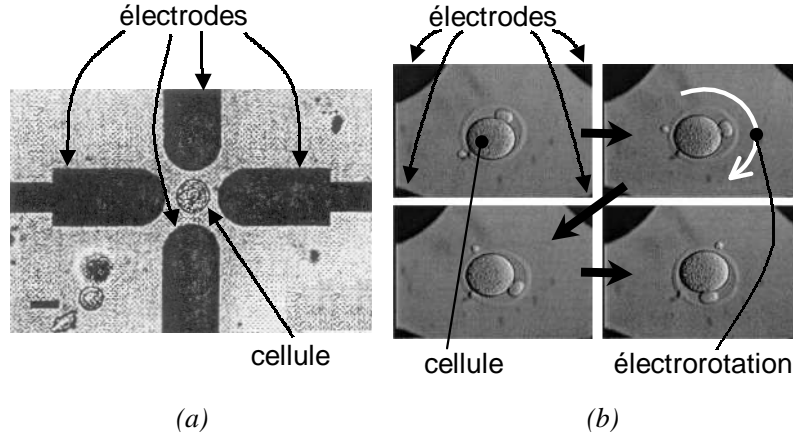


FIG. 1.15 – (a) cage diélectrophorétique, Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Biologie, Allemagne [37]; (b) électrorotation d’une cellule (Faculty of Science and Engineering, Fukuyama, Japon) [109]

propriétés diélectriques de la cellule (voir figure 1.15(b)) [109] :

$$T = 4\pi a^3 \epsilon_m I_m \left[\frac{\kappa_p - \kappa_m}{\kappa_p + 2\kappa_m} \right] E^2 \quad (1.6)$$

Les signaux électriques d’alimentation des 4 électrodes sont des signaux sinusoïdaux en quadrature de phase d’une fréquence de 1 MHz (voir figure 1.15(b)). La vitesse de rotation de la cellule ($100\ \mu\text{m}$) induite par ce champ électrique tournant est de $60\ \text{deg.s}^{-1}$ [109]. Ce dispositif permet par exemple de détecter si la cellule isolée est vivante ou non. En effet, l’état de vie ou de mort de la cellule influe sur les propriétés diélectriques de celle-ci. On peut, à l’aide d’un champ électrique tournant approprié, déterminer si une cellule est vivante ou non en fonction du sens de rotation de celle-ci.

Enfin la cage diélectrophorétique permet de créer un point d’équilibre stable dans l’espace. On peut, grâce à ce principe, immobiliser une cellule. L’avantage¹¹ de ce procédé réside dans le fait que les cellules ne sont pas endommagées lors de leur manipulation [109].

1.3.3 Exploitation de la pression lumineuse : laser trapping

Le principe physique utilisé pour la manipulation par laser trapping est la pression lumineuse (voir figure 1.16). Lorsqu’un faisceau lumineux se réfléchit sur une surface, il applique sur la surface une très légère pression appelée pression lumineuse. Considérons une cellule traversée par un rayon lumineux : au passage de la surface extérieure, le faisceau est réfracté et change de direction. En terme de trajet lumineux, ceci équivaut à

11. par rapport à son concurrent direct, le laser trapping présenté section 1.3.3.

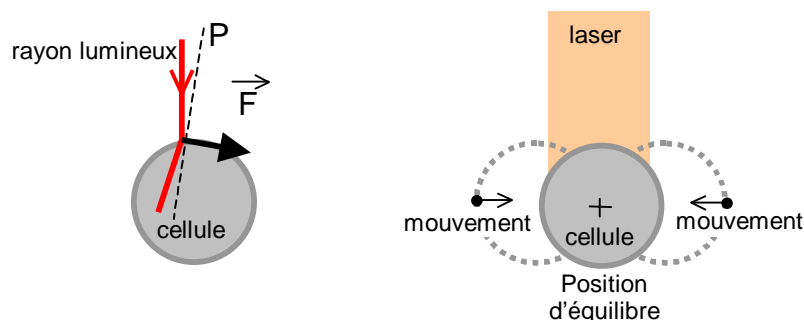


FIG. 1.16 – *Principe du laser trapping*

une réflexion suivant un plan P dépendant des indices de réfraction des milieux (voir figure 1.16). Une pression lumineuse s'exerce donc sur la cellule perpendiculairement à un plan P . Cet effort tend à déplacer la cellule vers le centre du faisceau [23]. L'équilibre est atteint lorsque la cellule est placée au centre du faisceau. C'est ce phénomène physique qui permet de déplacer une cellule grâce à un laser par «laser trapping».

Le développement de ce procédé de manipulation a été initié par Ashkin [11] en 1974. Des brevets récents, en manipulation directe de cellules par laser trapping, ont été présentés par Wilson [117] et Morito [87]. On peut relever une réalisation originale dans ce domaine permettant de faire léviter un objet (bille de 6 microns) par laser trapping à l'aide de deux lasers (voir figure 1.17) [104]. Ce dispositif permet la manipulation d'objets dans un espace à trois dimensions.

La taille des éléments manipulés en laser trapping se situe entre $10\ \mu\text{m}$ et $10\ \text{nm}$ [27]. En terme d'effort et de vitesse, on peut citer un exemple donné par Arai : la bille de polystyrène manipulée possède un diamètre $3\ \mu\text{m}$. L'effort maximal provoqué sur cet objet est de $8.8\ \text{pN}$. La vitesse atteinte lors de la manipulation est de $14\ \mu\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ [5].

Lors de la manipulation d'une cellule par laser trapping au sein d'une population, les cellules environnantes ont tendance à se rapprocher de la cellule cible sous l'effet de la pression lumineuse. La manipulation par laser trapping nécessite donc d'avoir isolé la ou les cellules auparavant par un autre moyen. Une solution couramment utilisée consiste à associer laser trapping et diélectrophorèse.

Fuhr [38] associe le laser trapping et une cage diélectrophorétique (voir figure 1.18(a)). La cellule à l'intérieur de la cage est isolée du reste de la population et repoussée des électrodes par diélectrophorèse négative. On utilise un laser pour déplacer la cellule au sein de la cage.

On peut également utiliser la diélectrophorèse positive [5, 86]. A titre d'exemple Arai [5] présente un dispositif pour lequel les cellules sont collées à une électrode par diélectrophorèse positive (voir figure 1.18(b)). Le laser trapping permet alors de détacher

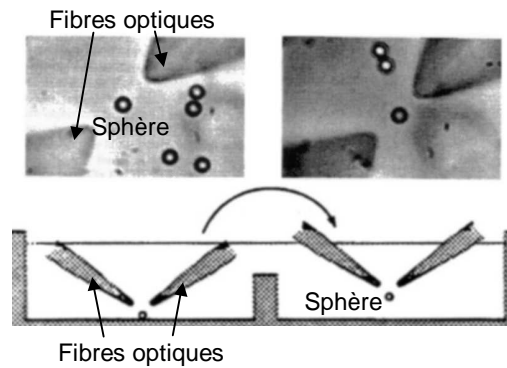
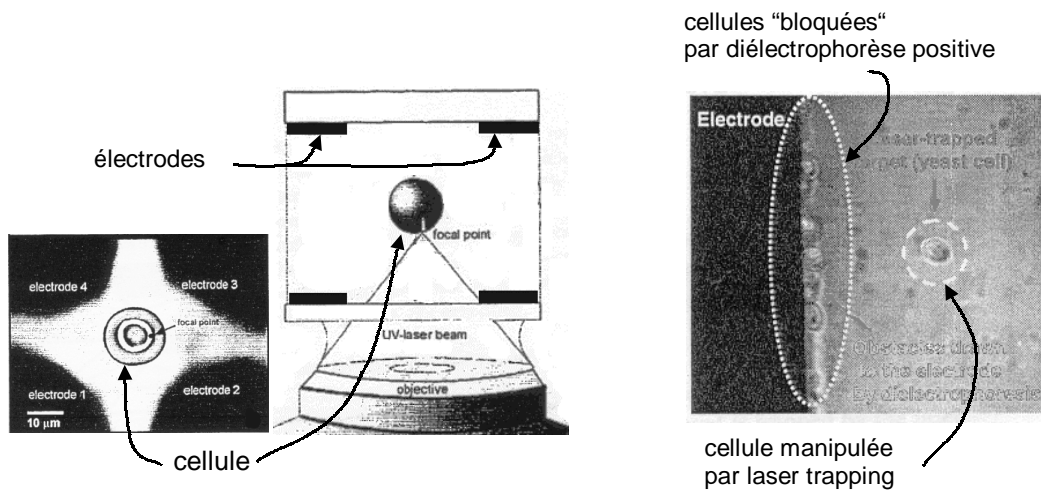


FIG. 1.17 – *Lévitation d'un micro-objet en utilisant la pression lumineuse (Dept. of Precision Engineering, univ. of Tokyo, Tokyo, Japon) [104]*



(a) Laser trapping et diélectrophorèse négative

(b) Laser trapping et diélectrophorèse positive

FIG. 1.18 – *Dispositif de manipulation hybride: (a) Humboldt-universität zu Berlin, Institut für Biologie, Allemagne.) [38] (b) Dpt of Micro System Engineering, Nagoya University, Japon [5]*

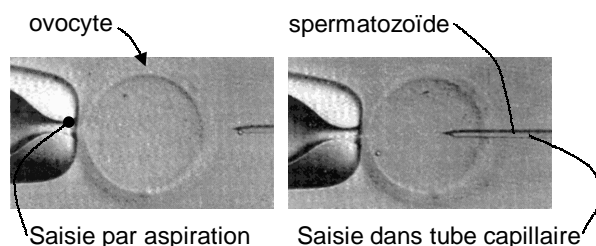


FIG. 1.19 – Fécondation *in-vitro* d'un ovocyte (Saint Barnabas Medical Center, Livingston, N.J) [28]

la cellule cible de l'électrode.

Une limitation du procédé de laser trapping réside dans la forme de l'objet à déplacer. Les objets à déplacer doivent être transparents, de forme elliptique ou sphérique et posséder un indice de réfraction supérieur au milieu ambiant [10]. Dans le domaine de la manipulation de cellules, ce point n'implique pas de limitations, puisque les objets cellulaires n'ont pas d'arêtes vives et s'apparentent à des formes elliptiques. Le laser trapping se prête bien à la manipulation de cellules mais il ne pourra pas être développé pour la manipulation de micro-objets parallélépipédiques créés en technologie LIGA.

Certaines cellules, en fonction de la longueur d'onde et de la puissance du laser, sont détruites lors de la manipulation [4, 102]. Morito propose, pour pallier à ce problème, d'utiliser des infra-rouges moins destructeurs que la lumière visible [87]. Arai propose, lui, de manipuler la cellule cible en la poussant, soit avec des cellules manipulées par laser qui, elles, seront détruites [4], soit avec un poussoir artificiel déplacé par laser trapping [6]. Ce risque de destruction de cellules reste le principal désavantage de ce type de manipulation.

1.3.4 Utilisation des effets hydrodynamiques

Il existe deux manières de manipuler une cellule en utilisant les propriétés de l'eau. Le premier principe est un principe d'aspiration, qui consiste à plaquer la cellule contre un tube dans lequel est maintenue une légère dépression. La dépression doit être finement contrôlée afin de ne pas détériorer la cellule manipulée. Le deuxième cas consiste à isoler une cellule du reste de la population en l'aspirant dans un petit tube capillaire. On peut ainsi extraire une cellule d'une population, pour la replacer dans un autre lieu.

L'exemple classique utilisant ces deux techniques est la fécondation *in-vitro* d'un ovocyte (voir figure 1.19). L'ovocyte, qui est une cellule de grande dimension est maintenue par aspiration. Le spermatozoïde a été prélevé et séparé du reste de la population par aspiration dans un tube capillaire. Lors de cette opération de fécondation, le tube dans lequel se trouve le spermatozoïde sert également d'outil pour perforer la membrane de l'ovocyte et ainsi le féconder.

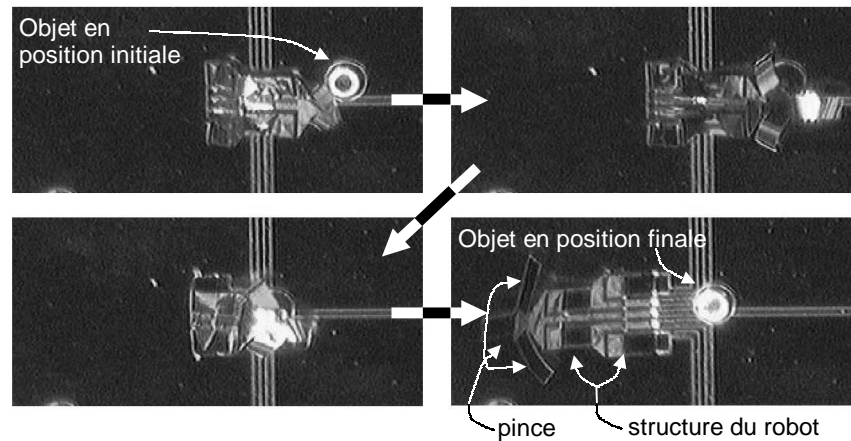


FIG. 1.20 – *Microrobot manipulateur en polymère actif, manipulant une bille de 100 microns de diamètre (Dpt of Physics an Measurement Technology, Linköping, Sweden) [59]*

1.3.5 Utilisation d'actions mécaniques

Les objets biologiques sont également manipulables plus classiquement par simple action mécanique. Deux grands modes de déplacement sont envisageables :

- la poussée dans un plan,
- la saisie par pince.

On présente ici deux réalisations permettant de manipuler une cellule, l'une par poussée, l'autre via une pince.

Arai propose de pousser une cellule à l'aide d'un manipulateur déplacé par laser trapping [6]. Le laser trapping peut, par l'utilisation de laser trop puissant, détruire les cellules. Comme cela a déjà été dit, en poussant une cellule à l'aide d'un pousseur manipulé par laser trapping, on ne détruit pas la cellule poussée, non exposée au laser.

La deuxième idée est de réaliser une pince à cellules. Dans ce domaine, Jager présente un microrobot articulé avec un bras et une pince, tous deux actionnés grâce à des polymères actifs. Ces polymères actifs ont la propriété de se déformer au sein d'un milieu aqueux lorsqu'on leur applique un champ électrique. Ce robot travaillant en milieu aqueux permet la manipulation d'objets de $100\ \mu\text{m}$ sur une plage de $250\ \mu\text{m}$ (voir figure 1.20).

Les petites cellules sont endommagées très rapidement au contact d'un élément extérieur (pince ou manipulateur). Ce type de manipulation par pince ou par poussée est donc réservé aux cellules de taille supérieure à 10 microns.

1.3.6 Synthèse sur la manipulation de cellules uniques

Le secteur de la manipulation de cellules cibles est actuellement en très fort développement. Les deux principes sur lesquels se focalise tout particulièrement la recherche étant le laser trapping et la diélectrophorèse. Les objets à manipuler étant de tailles diverses, on ne convergera pas vers une solution technologique unique standard applicable à toutes les cellules. Un grand nombre d'outils spécifiques restent à être inventés et développés dans ce domaine. L'intérêt de ce type de manipulation dans le domaine des biotechnologies est discuté section 1.4.

1.4 Enjeux de la manipulation de cellules uniques

Nous présenterons, dans un premier temps, l'utilité de la manipulation d'une cellule unique. Nous nous intéresserons par la suite plus particulièrement à la manipulation de cellules par poussée, principe retenu dans notre dispositif.

1.4.1 Pourquoi manipuler une cellule unique ?

Le dispositif que nous développons vise la manipulation de cellules uniques en principale application. Les enjeux de ces applications diffèrent de ceux du tri et de l'analyse d'une population de cellules. Dans le cas du tri, on ne cherche pas à saisir une cellule pour l'analyser mais à analyser et à trier un ensemble de cellules. Les problématiques sont complètement différentes. Le tri et l'analyse d'une population de cellules est un domaine très largement exploré : les vitesses de tri et d'analyse d'un cytomètre de flux, ou d'une analyse par tri magnétique en apportent la preuve. Le domaine de la manipulation de cellules uniques est nettement moins exploré mais en fort développement. L'intérêt de la recherche dans ce domaine est très largement développé dans la littérature.

En 1990, Washizu [113] présentait déjà l'intérêt d'une recherche dans ce sens. Les manipulations de cellules consistent en effet en une opération unitaire pour un grand nombre de procédés en biotechnologie (fusion de cellules, transplantation de gènes, etc.). Le marché des biotechnologies est en constante expansion et représente un marché prometteur à l'intersection des sciences médicales et des sciences pour l'ingénieur. Les procédés de biotechnologie nécessitent encore l'intervention de la main de l'homme pour un grand nombre de cas. La construction d'une micro-usine d'analyse biologique munie de postes d'analyses, de postes de traitement et de moyens de transfert entre les différents postes permettrait d'automatiser ces tâches. On peut citer également parmi les personnes qui présentent les intérêts de la manipulation de cellules cibles, Fuhr [38] qui parle de «problème clé en biotechnologie», ou encore Jager [58] qui cite des applications possibles en génomique. Arai [5] note, lui, qu'à l'heure actuelle, seules 10% des espèces de micro-organismes sont connues. L'exploration du monde du vivant dans l'infiniment petit passe par le développement de moyens d'observation et de saisie de ces micro-organismes.

Plus particulièrement, le domaine de l'insémination artificielle *in vitro* représente un grand potentiel d'application. Le taux de réussite d'une opération de fécondation *in vitro* (FIV) est de 30% de grossesses réussies. Sachant que l'on implante plusieurs ovules fécondés chez la femme à chaque implantation, on constate alors que le taux de réussite d'une micro-injection est particulièrement faible. La manipulation de cellules uniques en insémination artificielle peut permettre d'augmenter de manière significative le rendement de l'opération [71, 102].

Le développement de moyens de manipulation de cellules uniques présente donc un enjeu stratégique dans le domaine des biotechnologies. L'utilisation d'une micro-usine permettrait un gain de temps, de coût et de précision [86].

1.4.2 Manipulation par poussée

Le laser trapping présentant à priori un bon moyen de manipulation de cellules uniques de dimension inférieure à $10\ \mu\text{m}$, il semble que ce procédé soit difficile à concurrencer sur le domaine $1 - 10\ \mu\text{m}$. Nous avons choisi par conséquent de porter nos efforts sur les cellules de taille plus importante pour lesquelles le laser trapping n'est pas performant. La fenêtre visée par notre étude est donc constituée des objets biologiques d'une taille de dix microns à quelques millimètres. Arai [7] préconise pour les cellules supérieures à $5-10\ \mu\text{m}$ d'utiliser une manipulation par contact, et, pour les cellules de taille réduite telles que des microbes ($2-3\ \mu\text{m}$), l'utilisation d'un principe sans contact du type laser trapping. La validité du déplacement par poussée est démontrée par le dispositif de manipulation indirecte présenté par Arai [4]. Il déplace en effet des cellules en les poussant avec un objet manipulé par laser trapping, et prouve donc que ce mode de déplacement par poussée est réalisable. Nous avons par conséquent choisi de déplacer nos objets biologiques en les poussant à l'aide d'un manipulateur que l'on appellera dans la suite : *pousseur*.

Les manipulations actuelles réalisées par les biologistes ont lieu sous microscope et sont réalisées dans quelques millilitres de liquide appelé *milieu*. Afin de rendre notre dispositif facilement implantable sur du matériel déjà utilisé par les biologistes, nous choisissons de réaliser notre manipulation dans les mêmes conditions : sous microscope et à l'intérieur de quelques millilitres de milieu.

Trois possibilités s'offrent alors à nous pour réaliser un pousseur de cellules dans ces conditions :

- l'utilisation d'un microlevier relié mécaniquement à l'extérieur du milieu,
- l'utilisation d'un pousseur immergé dans le milieu commandé ou alimenté grâce à un fil,
- l'utilisation d'un pousseur immergé dans le milieu, sans lien physique avec l'extérieur.

L'utilisation d'un microlevier relié à l'extérieur implique par définition qu'une partie du levier se trouve à l'intérieur du milieu et une partie, à l'extérieur. Lors du déplacement

du levier, les tensions de surface à l'interface entre le milieu, l'air extérieur et le levier vont provoquer des déplacements de l'ensemble du milieu. Il semble par conséquent difficile de pouvoir commander précisément la position d'un objet d'un milieu aqueux avec ce type de technologie.

L'utilisation d'un fil plutôt que d'une liaison mécanique rigide permettrait de réduire cet effet dû aux tensions de surface du milieu. Toutefois un fil, même de taille réduite, risque d'entraver fortement l'avance du micropousseur. De plus, le fil risque également de modifier la position des cellules se trouvant autour du pousseur.

Le principe retenu est par conséquent l'utilisation d'un pousseur immergé sans lien physique avec l'extérieur. Cette solution ambitieuse permettant la manipulation de cellules dans un environnement complètement clos présente l'avantage d'éviter les contaminations extérieures du milieu [23].

Conclusion du chapitre

Nous avons recensé dans ce chapitre les différents dispositifs permettant le tri ou la manipulation de cellules. Au vu de cet état de l'art, nous avons défini le champ d'application de notre dispositif ainsi que les contraintes auxquelles il doit répondre.

L'application principale de notre dispositif est la manipulation de cellules uniques. A titre d'exemple, on peut citer plus précisément deux applications :

- la réalisation de transfert de cellules dans les micro-usines d'analyses biologiques dans lesquelles notre robot pousseur sera chargé d'alimenter et de décharger les postes de traitements en cellules,
- l'isolement d'une cellule cible située au milieu d'une population de cellules.

D'autre part, les contraintes retenues pour la réalisation de notre dispositif sont les suivantes :

- taille de cellules à manipuler située entre $10\ \mu m$ et quelques millimètres,
- manipulation par poussée,
- dispositif implantable sous un microscope conventionnel,
- pousseur immergé dans le milieu sans lien physique avec l'extérieur,
- pousseur biocompatible.

Ces critères définissent le cahier des charges auquel doit répondre notre dispositif de micromanipulation. Le choix de l'énergie utilisée et du principe d'actionnement respectant ces contraintes est développé dans le chapitre 2.

Chapitre 2

Manipulation plane et actionnement magnétique en microrobotique

A partir des contraintes établies dans le chapitre 1, nous montrons qu'un dispositif de micromanipulation de cellules uniques par poussée peut s'apparenter à un dispositif de manipulation plane. Nous présentons quelles sont les problématiques de ce domaine et quelques dispositifs expérimentaux. Nous développons dans un deuxième temps l'ensemble des principes d'actionnement qui ont été envisagés pour réaliser notre micromanipulateur de cellules. Le choix de l'utilisation de l'énergie magnétique sera alors présenté et argumenté. Enfin, nous nous éloignerons quelque peu de la problématique de la manipulation d'objets biologiques pour relever plus généralement les points forts de l'actionnement magnétique en microrobotique. Nous illustrerons cette analyse par la présentation de quelques micro-actionneurs magnétiques et du procédé d'électroformage, utilisé pour fabriquer ces actionneurs. La caractérisation complète du dispositif expérimental dont le principe d'actionnement est développé dans ce chapitre, sera présentée, par la suite, chapitre 3.

2.1 Micromanipulation plane

2.1.1 Manipulation de cellules et manipulation plane

Comme il est décrit dans le chapitre 1, nous cherchons à développer un objet mobile appelé *pousseur*, capable de se déplacer sous microscope, au sein d'un milieu liquide réduit (quelques millilitres) et ce sans fils, ni énergie embarquée. La visualisation sous microscope n'étant possible que suivant le plan focal, on choisit de limiter les déplacements du pousseur à un mouvement plan. Notre pousseur se déplacera suivant deux dimensions sur la plaquette de verre du microscope. Ce choix de restreindre le champ de déplacement du pousseur à un environnement 2D, n'est pas limitant en terme d'application en mani-

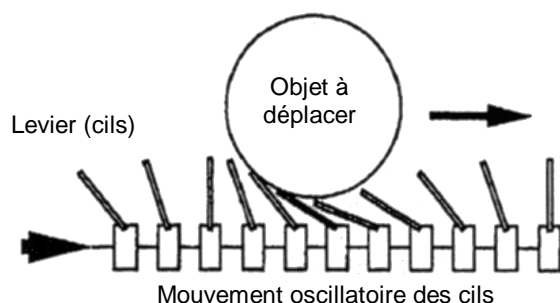


FIG. 2.1 – *Principe du déplacement de robot par réseau de cils (Institute of Industrial Science, Univ. of Tokyo, Japon.) [12]*

pulation biologique. Les cellules contenues dans un milieu ont tendance naturellement à sédimenter sur la plaquette de verre. Tous les types de cellules sont donc manipulables dans un environnement plan (après sédimentation).

Notre dispositif doit donc être capable de déplacer dans un plan un objet inerte ne possédant pas d'énergie embarquée. Les solutions technologiques répondant à ces contraintes sont couramment décrites dans la littérature par le terme : *manipulateur plan*¹. Le terme *dispositif de manipulation plane* définit donc un système plan muni de un ou plusieurs objets capables, de se déplacer dans le plan de travail, grâce à une énergie extérieure. Ces objets peuvent effectuer des tâches de poussée, ou de maintien d'autres objets. Le plan de déplacement des objets est appelé *plan de travail*.

2.1.2 Dispositifs expérimentaux de manipulation plane

On présente ici quelques dispositifs de ce domaine utilisant cinq principes d'actionnement différents :

- actionnement par réseaux de cils,
- actionnement électrostatique,
- déplacement par flux d'air ou aspiration,
- actionnement magnétique,
- déplacement par ultrason.

Les réseaux de cils

Le principe du déplacement des objets dans un plan grâce à des réseaux de cils est le suivant : on fixe sur le plan de travail un grand nombre de petits leviers (ou cils) actionnés indépendamment les uns des autres. Lorsqu'on actionne les cils les un après

1. En anglais : planar manipulator.

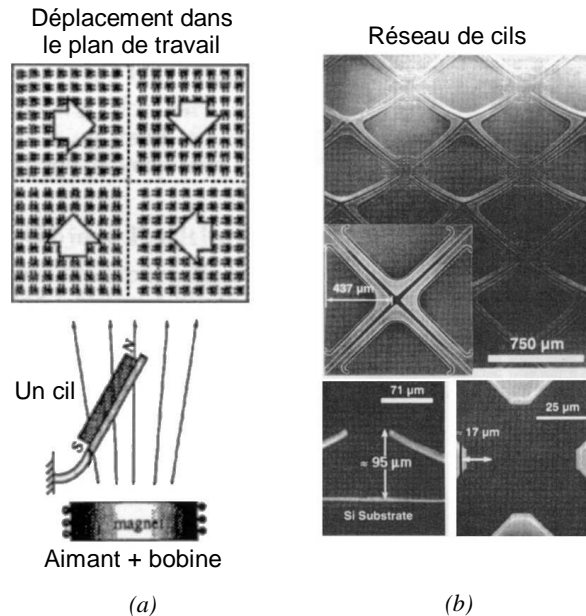


FIG. 2.2 – Déplacement de robot par réseau de cils : (a) *Electrical Engineering California Institute of Technology, Pasadena, États Unis [75]*; (b) *Center of integrated systems, dept. of Electrical Engineering, Stanford univ., Stanford , Etats Unis [101]*.

les autres suivant une direction (voir figure 2.1), on crée une onde progressive. L'objet se met alors en mouvement comme décrit figure 2.1.

Les applications diffèrent en fonction du principe d'actionnement des cils. On présente figure 2.2 deux réalisations utilisant deux principes d'actionnement différents. Figure 2.2(a), les cils sont des leviers actionnés magnétiquement. Une microbobine située sous chaque levier permet de l'actionner [75]. Figure 2.2(b), les cils sont des bimorphes thermiques, alimentés chacun par un courant qui chauffe le levier par effet Joule. La déflexion maximale du cil est de $95 \mu\text{m}$, et engendre une vitesse de l'objet de 1 mms^{-1} [101].

L'actionnement électrostatique

Un principe d'actionnement en manipulation plane consiste à utiliser la force de Coulomb entre deux plaques d'un condensateur. L'effort appliqué d'une électrode sur l'autre dans un condensateur tend à maximiser la capacité C de ce condensateur. Cet effort peut être mis à profit pour déplacer un manipulateur dans le plan [91].

Une réalisation utilisant ce principe est décrite figure 2.3 [91]. Des électrodes sont fixées sur le plan de travail. L'objet déplacé est composé d'un matériau diélectrique et n'est pas chargé. Lorsqu'on applique un potentiel à une électrode, les forces de Coulomb tendent à ramener l'objet au dessus de cette électrode. Cet effort étant extrêmement faible (3 nN sur un objet de 1 mm^2 [91]), il n'est pas suffisant pour combattre les forces de frottement entre le plan de travail et l'objet. Le système présenté ici est donc muni

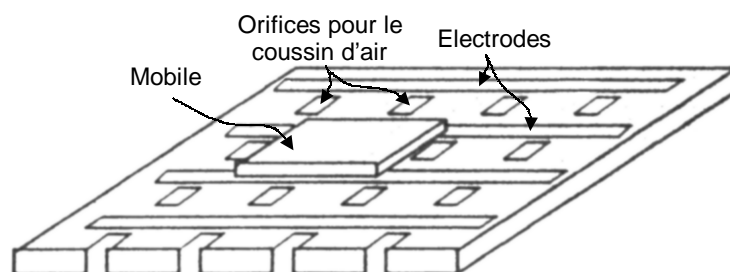


FIG. 2.3 – Déplacement d'un objet par actionnement électrostatique. (Electrical Research Laboratory, Univ. of California, Berkeley, Etats Unis) [91]

d'un coussin d'air, pour que l'objet et le plan de travail ne soient pas en contact. Il est à noter que d'autres réalisations de manipulation plane actionnée par forces de Coulomb utilisent les ondes ultrasonores pour s'affranchir du frottement [19].

Effet aérodynamique

L'utilisation des effets aérodynamiques (aspiration ou poussée par un flux d'air) permet de déplacer également un objet dans un plan.

Figure 2.4(b), on présente un plan de travail muni d'un ensemble d'orifices. Pour chacun de ces orifices, on peut commander le flux d'air qui le traverse. Ces orifices sont orientés de façon à ce que le jet d'air ait une composante tangentielle au plan. C'est ce mouvement d'air tangentiel au plan qui tend à déplacer l'objet dans le plan. La vitesse des objets de $1 \times 1 \times 0.3 \text{ mm}^3$, est de l'ordre de 5 mms^{-1} .

Le second principe de déplacement d'objets dans le plan utilisant les propriétés de l'air, consiste à utiliser un principe d'aspiration [100]. Le principe de déplacement, ainsi qu'une photo du dispositif expérimental, sont présentés figure 2.4(a). Le plan de travail est muni de deux types d'orifices permettant d'aspirer les objets : des orifices fixes permettant de fixer l'objet sur le plan de travail et des orifices mobiles permettant de déplacer l'objet. Le déplacement d'un objet sur le plan de travail est une opération de type séquentiel. La première étape consiste à aspirer l'objet à l'aide d'un orifice mobile. On déplace alors l'orifice mobile et ainsi l'objet. On aspire alors l'objet à l'aide d'un orifice fixe pour le maintenir dans sa nouvelle position pendant que l'orifice mobile repart vers sa position d'origine. On peut répéter l'opération plusieurs fois afin de déplacer l'objet sur l'ensemble du plan de travail.

L'actionnement magnétique

On présente un dispositif de manipulation plane permettant de déplacer des objets en aimant permanent. Le principe est le suivant : ce dispositif utilise un "tapis" de 6×6 bobines (voir figure 2.5) placé sous le plan de travail [57]. Lorsqu'on actionne une bobine, l'aimant permanent se déplace au dessus de celle-ci. On peut déplacer plusieurs objets à différents endroits du plan de travail en même temps, mais le nombre de positions que

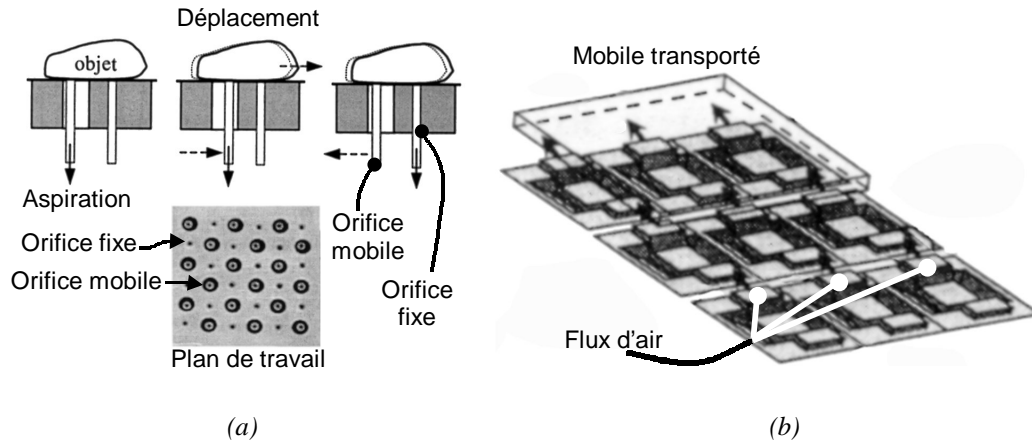


FIG. 2.4 – Manipulation plane par effet aérodynamique: (a) manipulation plane par aspiration. (Center for automation Technologies, Rensselaer Polytechnic Institute, New - York, Etats Unis.) [100]; (b) manipulation plane par jet d'air (Institute of Industrial Science, Univ. Of Tokyo, Japon.) [68]

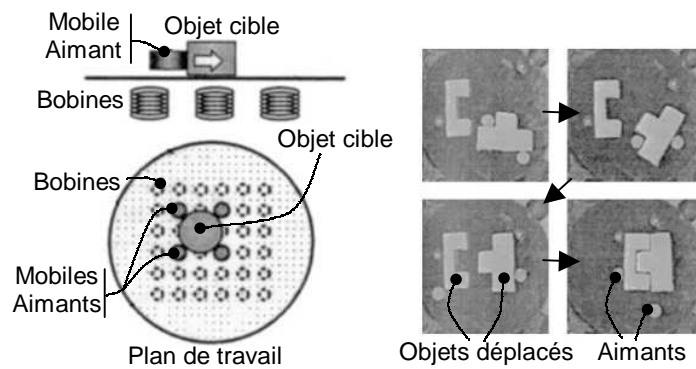


FIG. 2.5 – Déplacement d'aimants permanents dans un plan. (Dept. Of Mechano-Informatics, Univ. of Tokyo, Tokyo, Japon.) [57]

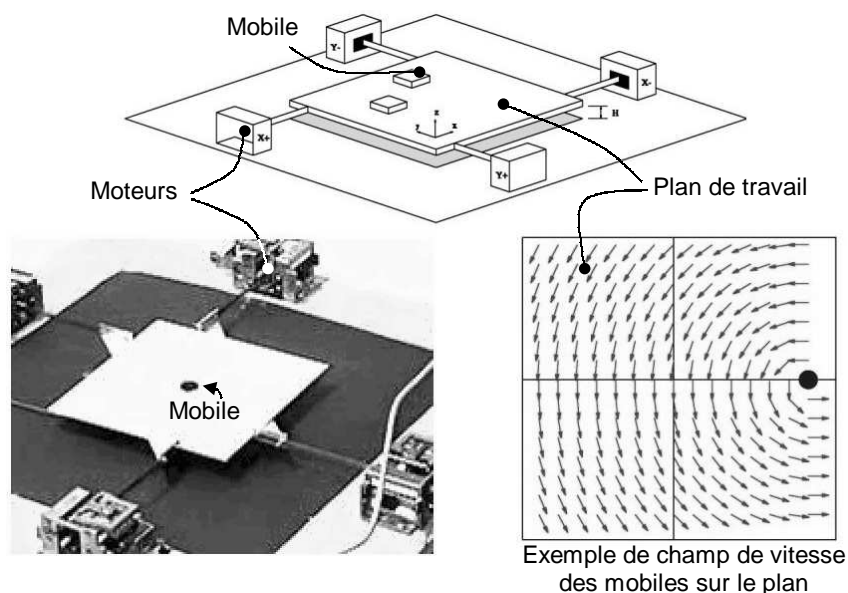


FIG. 2.6 – Déplacement de robot par vibration. (EECS Dept. UC-Berkeley, Etats Unis.)[93]

l'on peut atteindre est fini. Le plan de travail mesure ici $45 \times 45\text{mm}^2$. Le diamètre des objets est de l'ordre de 4mm. Les objets magnétiques ainsi déplacés peuvent effectuer des tâches de poussée sur d'autres objets ne possédant pas de propriétés magnétiques.

On peut également citer un dispositif suivant le même principe et utilisant des bobines plates [32]. Le plan de travail est de $35 \times 35\text{mm}^2$, le diamètre du robot est, lui, de 7mm. La précision de positionnement ainsi obtenue est de l'ordre de $10\mu\text{m}$.

L'actionnement par ultrasons

Un autre principe de manipulation plane consiste à faire vibrer le plan de travail afin de déplacer les objets par vibration dans la direction souhaitée (voir figure 2.6). Reznik présente un dispositif muni de 4 actionneurs permettant de faire vibrer un plan [93]. Ce dispositif est capable de déplacer plusieurs objets sur le même plan de travail par vibration.

Figure 2.6, un exemple de champ de déplacement engendré par les vibrations est décrit. Une stratégie de commande des 4 actionneurs permet de trier 10 objets, en deux populations de 5 objets, placés de chaque côté du plan.

2.1.3 Synthèse sur la manipulation plane

Les dispositifs présentés ici permettent de déplacer, dans un plan, des objets. Le domaine d'application visé le plus souvent par la manipulation plane étant l'assemblage ou la manipulation de structures mécaniques de petite taille, le plan de travail est à l'air

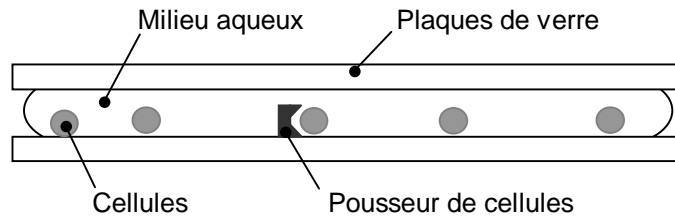


FIG. 2.7 – Rôle du robot pousseur

libre, et n'est pas immergé. Notre dispositif de micromanipulation, quoique proche des dispositifs présentés ici en terme de problématique, diffère par le fait qu'il agit dans un milieu aqueux. Le choix de l'énergie retenue pour notre dispositif est présenté par la suite.

2.2 Solutions envisagées pour la manipulation de cellules uniques

On rappelle que l'on souhaite déplacer dans un plan un objet ne possédant pas d'énergie embarquée ni de fils, que nous appelons *pousseur*. Ce pousseur sera chargé de pousser les cellules comme décrit figure 2.7. On présente ici les différentes solutions d'actionnement sans fils qui ont été envisagées et le principe retenu.

Deux grands types de solutions ont été envisagés :

- utiliser l'énergie du milieu aqueux ambiant,
- ou alimenter le robot en énergie par un système sans fil.

Concernant la deuxième solution, trois principes ont été retenus :

- l'utilisation de l'énergie lumineuse,
- l'énergie magnétique,
- l'énergie électrostatique.

Les avantages et inconvénients de ces principes (énergie issue du milieu, énergie lumineuse, énergie magnétique, énergie électrostatique) sont développés par la suite.

2.2.1 Énergie chimique

Les micro-organismes puisent l'énergie dont ils ont besoin pour vivre et se déplacer dans le milieu dans lequel ils évoluent. Une idée souvent retenue en microrobotique est de s'inspirer de la nature (insectes, micro-organismes, etc.) pour concevoir des robots de petite dimension. La solution présentée ici s'inscrit dans cette démarche dite de *biomimétisme*.

On peut envisager, en copiant les principes développés par les micro-organismes, d'alimenter en énergie le pousseur en créant une pile chimique fonctionnant avec l'environnement aqueux ambiant [33]. Cette solution nécessite la création d'un microrobot

capable de capter de l'énergie dans le domaine environnant et de la transformer en mouvement. Cette solution semble complexe à mettre en oeuvre et peu fiable. De plus, l'utilisation du milieu ambiant comme source d'énergie risque de le modifier chimiquement et risque donc de détruire les cellules. Ce principe n'a pas été retenu ici.

2.2.2 Energie lumineuse

L'énergie lumineuse permettrait, grâce à un faisceau laser, d'alimenter en énergie le poussoir et cela sans fils. Quatre solutions technologiques ont été envisagées:

- l'utilisation de polymères photosensibles,
- l'utilisation de la pression lumineuse,
- l'utilisation de bilames chauffés par laser,
- l'utilisation de structures AMF² chauffées par laser.

Polymères photosensibles

Les polymères photosensibles sont des matériaux actifs dont la déformation est fonction de l'intensité lumineuse [1]. Un robot peut être commandé par un rayon lumineux, excitant ces polymères photosensibles servant ici d'actionneurs. On pourrait par exemple créer une micro-pompe qui, par réaction, engendrerait le déplacement d'un robot dans l'eau. Il semble difficile, dans l'état actuel de l'avancement des recherches sur ces polymères, d'envisager cette solution. L'approvisionnement en polymères est difficile et ces matériaux semblent peu fiables et très sensibles à l'environnement chimique (pH, température, pression, etc ...). Ce mode de propulsion manque donc de robustesse et cette voie n'a pas été développée.

Pression lumineuse

Comme présenté au chapitre 1, l'utilisation de la pression lumineuse comme mode d'actionnement est une solution retenue en manipulation de cellules en laser-trapping. Ce phénomène permet de déplacer des cellules directement grâce à un faisceau laser. La manipulation directe de cellules via ce principe pose de gros problèmes de destruction. Pour parer à ce problème, Arai [6] manipule des cellules en les poussant à l'aide de manipulateurs déplacés par laser-trapping. On peut donc envisager de déplacer les cellules en les poussant avec un poussoir manipulé en laser-trapping. Cette solution, quoique valable, n'a pas été approfondie.

Transformation de l'énergie lumineuse en chaleur

On peut également utiliser l'énergie lumineuse afin de chauffer un élément à distance. Cette énergie peut exciter un bilame thermique. Ce bilame peut, par exemple,

2. AMF : Alliage à Mémoire de Forme.

servir de nageoire à un robot "têtard". On peut également envisager une coloration différente des deux parties d'un bilame composées de la même matière. La commande en température de l'un ou de l'autre élément se ferait alors en modifiant la longueur d'onde du laser employé. Toutefois, les faibles déformations obtenues et la limitation à de basses fréquences³ de fonctionnement risquent de ne pas provoquer un effort suffisant à l'avance du robot "têtard".

On peut également envisager de commander un actionneur en AMF par un faisceau laser. On peut ici obtenir des déflexions plus importantes que sur un bilame simple. La température de transition de phase des AMF étant de l'ordre de 70°C, on risque en chauffant les AMF par rayon laser, d'atteindre localement la température d'ébullition de l'eau.

De manière générale, le milieu étant très confiné, il semble difficile de choisir une technologie utilisant l'énergie lumineuse comme source de chaleur. L'élévation de température au sein du milieu risque d'endommager les cellules extrêmement sensibles à la température du milieu. Le principe d'alimentation en énergie lumineuse n'a donc pas été retenu.

2.2.3 Energie électrostatique

Comme le prouvent les nombreux dispositifs de tri et de manipulation de cellules basés sur l'électrophorèse ou la diélectrophorèse présentés au chapitre 1, les cellules sont sensibles aux champs électriques [32]. Par conséquent la commande du robot pousseur par énergie électrostatique risque d'être très fortement perturbée par le déplacement des cellules. Les forces de Coulomb attireraient des cellules sur le robot. Le robot risquerait donc de se retrouver entouré de cellules, incapable de pousser la cellule cible.

L'énergie électrostatique est donc particulièrement bien adaptée à la manipulation directe de cellules, mais ne convient pas pour l'actionnement d'un pousseur de cellule.

2.2.4 Energie magnétique : principe retenu

L'énergie magnétique présente un grand nombre d'intérêts pour la manipulation de cellules par poussée [33]: le champ magnétique peut très facilement traverser les fines plaques de verre délimitant la zone de travail [33]. On peut ainsi commander un objet situé entre les lames de verre à l'aide d'un champ magnétique extérieur. De plus les cellules ne sont que très rarement magnétiques et le fer qu'elles contiennent est en général non magnétique [66]. Le déplacement du pousseur actionné magnétiquement au milieu des cellules non sensibles au champ magnétique, se fera sans perturber les cellules. Enfin le champ magnétique ne perturbe ni les écoulements du milieu aqueux [69], ni les propriétés chimiques de ce dernier [33].

3. Les actionneurs thermiques possèdent typiquement des fréquence de coupure de l'ordre de 1 Hz

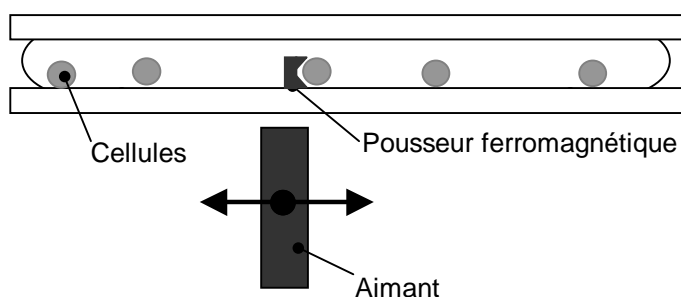


FIG. 2.8 – *Principe d'actionnement du pousseur*

L'énergie magnétique est donc la seule énergie d'alimentation sans fils, qui nous permette d'actionner un pousseur sans déplacer ni les cellules environnantes ni le milieu aqueux. Nous avons par conséquent choisi d'utiliser ce mode d'énergie pour réaliser notre pousseur. Le principe retenu est simple : on choisit de créer un robot dont au moins une partie est ferromagnétique (voir figure 2.8). On déplace un aimant permanent sous les deux plaques de verre. Le robot sensible au champ magnétique suit alors l'aimant permanent dans son mouvement. La description et la caractérisation complète du dispositif expérimental sont présentées au chapitre 3.

2.3 Micro-actionneurs magnétiques en microrobotique

L'actionnement de notre dispositif utilisant une énergie magnétique, nous présentons ici de manière générale l'intérêt de l'actionnement magnétique en microrobotique. Il est à noter que, dans cette partie, nous nous éloignons quelque peu de la problématique de la manipulation de cellules développée pour l'instant, afin de présenter un état de l'art complet de l'actionnement magnétique en microrobotique.

2.3.1 Actionnement magnétique : une technologie adaptée au micro-monde

L'effort magnétique étant un effort volumique, l'effet d'échelle lui est particulièrement défavorable par rapport, par exemple, à des phénomènes surfaciques tels que l'actionnement électrostatique, ou les tensions de surfaces. C'est la raison pour laquelle ce mode d'actionnement en microrobotique a été écarté, dans la plupart des cas, au début des années 90.

Il apparaît pourtant très clairement, au vu du grand nombre de publications récentes⁴ alliant microrobotique et actionnement magnétique, que l'énergie magnétique est performante pour l'actionnement de microrobot [92]. Bien que l'effet d'échelle soit effectivement défavorable à l'actionnement magnétique, cette force utilisée couramment dans le macro-monde, reste toujours largement prédominante à l'échelle millimétrique et sub-

4. Quelques exemples de publications dans ce domaine seront présentés par la suite.

millimétrique [98]. L'étude de l'effet de la miniaturisation sur l'effort magnétique utilisé dans notre dispositif est présentée partie 6.2.2, page 153.

On développera ici cinq grands avantages de l'énergie magnétique pour la microrobotique :

- l'actionnement à distance,
- la compatibilité avec les procédés de micro-fabrication,
- l'absence de frottement en lévitation,
- la bistabilité magnétique,
- la biocompatibilité du champ magnétique.

Actionnement à distance

Comme nous l'avons vu section 1.1.1, page 3, une des problématiques les plus ardues en microrobotique concerne l'alimentation en énergie. La construction et la miniaturisation d'un micro-robot mobile sont freinées par l'absence de possibilité de stockage d'énergie à une échelle submillimétrique. La solution consiste donc à apporter, de l'extérieur, l'énergie nécessaire au fonctionnement d'un microrobot autonome. Dans ce domaine, l'intérêt des technologies sans fils fait l'objet d'un grand nombre de citations dans la littérature [9, 55, 57, 69, 77].

L'énergie magnétique permet d'engendrer un effort sans contact et donc de réaliser un robot mobile sans fils d'alimentation. Un des grands intérêts de l'énergie magnétique consiste en sa capacité à engendrer des efforts importants *sur de longues distances* [14, 54, 63, 76, 77]. De plus le champ magnétique est capable de traverser un grand nombre de matériaux [33, 77]. Cette énergie est donc particulièrement intéressante pour la commande et l'actionnement d'un robot mobile en milieu confiné.

Compatibilité avec les technologies de microfabrication

Les technologies $2D\frac{1}{2}$ de microfabrication (LIGA, etc.) permettent la fabrication d'actionneurs magnétiques de petite taille. L'utilisation de ces technologies de fabrication déjà existantes permettra le développement de ce moyen d'actionnement à des coûts faibles, et permettra également de réaliser des structures hybrides avec d'autres actionneurs réalisés grâce aux technologies de microfabrication. Il est à noter que cet intérêt est commun avec l'actionnement électrostatique [24].

On peut citer quelques exemples de moyens de fabrication permettant la réalisation d'actionneurs magnétiques :

- la réalisation de microbobines [92, 49],
- l'électroformage de matériaux ferromagnétiques⁵ [89],

5. Ce procédé de microfabrication est présenté section 2.3.3, page 51.

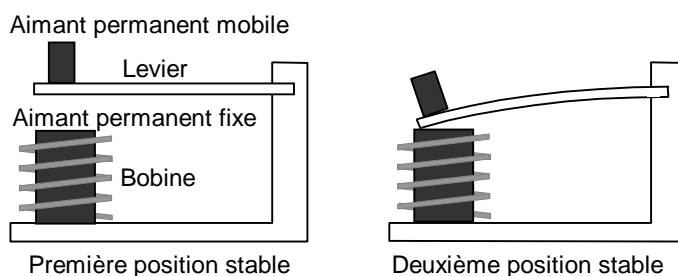


FIG. 2.9 – *Bistabilité magnétique* : les deux positions représentées ci-dessus sont toutes les deux des positions stables lorsque la bobine est non-alimentée

- l'électroformage d'aimants permanents [77],
- le micromoulage de polymères magnétiques [70].

Le moyen de fabrication de notre poussoir étant l'électroformage, nous présentons partie 2.3.3, une synthèse sur le principe et les applications actuelles de ce type de fabrication.

Absence de frottement en lévitation

Comme nous l'avons vu au chapitre 1, le micromonde est caractérisé par l'augmentation des efforts d'adhésion par rapport aux efforts volumiques, tels que l'inertie ou le poids. Ces efforts d'adhésion posent problème lors du déplacement d'un microrobot. La lévitation magnétique permet de s'affranchir des effets d'adhésion, en déplaçant dans un milieu un objet sans contact avec les parois [67]. L'utilisation de la lévitation magnétique permet donc de s'affranchir du problème crucial du frottement et de l'adhésion en microrobotique.

Bistabilité magnétique

La notion de bistabilité magnétique est illustrée figure 2.9. Dans la configuration particulière présentée figure 2.9, il existe deux points stables lorsque la bobine n'est pas alimentée. On peut présenter de manière synthétique⁶ le phénomène de la façon suivante. Dans le schéma de gauche figure 2.9, l'aimant permanent est *loin* de l'aimant mobile : l'effort appliqué à ce dernier n'est donc pas suffisant pour déformer de manière significative la poutre. Dans le schéma de droite, l'aimant mobile est collé contre l'aimant permanent : l'effort appliqué sur la poutre est important et déforme cette dernière. L'intérêt de ce type de dispositif en microrobotique est relevé dans [92]. On crée deux points stables sans alimentation extérieure, ce qui peut présenter deux avantages :

- en cas de panne d'alimentation, le système maintient sa position,

6. Une démonstration plus rigoureuse de ce phénomène utilisant un modèle élastique de la poutre et un modèle de l'effort magnétique est présentée dans [92].

- on réalise une économie d'énergie puisque l'on actionne la bobine uniquement pour passer d'un point à l'autre (via attraction et répulsion).

L'alimentation en énergie étant un des problèmes cruciaux en microrobotique, ce type d'architecture présente un réel intérêt.

Biocompatibilité du champ magnétique

L'une des applications de la microrobotique concerne, comme nous avons pu le voir dans le chapitre 1, la manipulation de cellules, ou plus généralement le développement de nouveaux outils pour les sciences médicales. L'actionnement magnétique possède dans ce domaine particulier des avantages par rapport à ses actionnements concurrents en microrobotique (piezoélectricité, électrostatique, AMF, bilame thermique, etc.).

Ainsi le champ magnétique influe peu sur la température du milieu dans lequel il est utilisé contrairement aux AMF, ou aux bilames thermiques. Les tensions utilisées sont faibles par rapport à celles utilisées en actionnement électrostatique ou en piezoélectricité [54]. Ces élévations de température ou ces tensions importantes [76] peuvent détruire des tissus vivants alors qu'un champ magnétique ne détruit pas les cellules qu'il traverse [14, 76] et par conséquent est biocompatible.

L'énergie magnétique est donc une excellente candidate à l'actionnement de micro-robots devant évoluer au contact de milieux vivants.

Synthèse des avantages de l'actionnement magnétique en microrobotique

Au vu des différents avantages présentés ici, il apparaît que l'utilisation de l'énergie magnétique peut permettre de résoudre des problèmes cruciaux en microrobotique tels que la diminution du frottement⁷, l'alimentation en énergie sans fils, l'économie d'énergie⁸, ou même pour des applications biomédicales, l'obtention d'un actionnement biocompatible. De plus, les technologies de microfabrication permettent, via des techniques éprouvées et standard de fabriquer des micro-actionneurs magnétiques à des coûts réduits. Ces différents points seront illustrés par la présentation de quelques dispositifs expérimentaux.

L'ensemble de ces avantages montre clairement que l'actionnement magnétique est une technologie adaptée au micromonde.

2.3.2 Micro-actionneurs magnétiques en microrobotique

Il existe un grand nombre de micro-actionneurs utilisant l'énergie magnétique comme mode d'actionnement. On peut différencier deux grands types d'actionnement :

- l'actionnement magnétique utilisant la force⁹ ou le couple⁹ appliqué par un champ magnétique à une structure ferromagnétique ou un aimant permanent,

7. La lévitation magnétique permet de faire disparaître le frottement.

8. L'utilisation de la bistabilité magnétique permet d'économiser de l'énergie.

9. La force magnétique et le couple magnétique seront explicités par la suite équations (2.1) et (2.2)

- l'utilisation de matériaux actifs, dont la déformation dépend du champ magnétique.

Dans le cas de l'utilisation des forces ou couples magnétiques comme mode d'actionnement, on distingue trois grands cas :

- micromoteurs rotatifs,
- utilisation de la lévitation magnétique,
- autres modes d'actionnement par force ou couple magnétique, que nous appellerons par la suite par souci de simplification "actionneurs magnétiques non-actifs".

Nous présentons ici quelques applications de ces principes d'actionnement (micromoteurs rotatifs, lévitation, actionneurs non-actifs, actionneurs à matériaux actifs) en microrobotique.

Micromoteurs rotatifs

La miniaturisation des moteurs électromagnétiques permet d'obtenir des moteurs de faible dimension [2, 50]. On présente un exemple de réalisations dans ce domaine figure 2.10 (a) [34]. L'ensemble du moteur est réalisé par des procédés de microfabrication. Le diamètre extérieur du rotor est de 500 microns, la vitesse maximale obtenue est de 500 tours par minute.

En fixant une hélice sur un rotor en lévitation dans un fluide, on peut également réaliser un microrobot nageur [96, 55]. Récemment, cette idée a été développée par Sendoh (voir figure 2.10 (b)) [96]. Il utilise deux aimants permanents aux deux extrémités d'une hélice en forme de vis. L'aimant est entraîné en rotation et l'hélice se visse alors dans l'eau et provoque un déplacement de l'ensemble. La vitesse obtenue est de l'ordre de 10 mm.s^{-1} .

Miki présente une utilisation originale d'un micromoteur en réalisant une hélice de microhélicoptère (voir figure 2.10 (c)) [83]. La microhélice est munie d'aimants permanents, on la pilote en rotation grâce à un champ magnétique tournant. Le diamètre extérieur de l'hélice est de l'ordre de 2 mm, la fréquence de rotation de l'hélice de l'ordre de 600 Hz. Ces recherches sont développées dans le but de réaliser un microrobot volant piloté par un champ magnétique extérieur.

Lévitation magnétique

Les problématiques soulevées par la mise au point de notre micro-poussoir sont éloignées de celles étudiées en lévitation magnétique. L'actionnement magnétique en microrobotique ne peut être toutefois étudié sans aborder la lévitation magnétique.

L'intérêt de la lévitation magnétique est qu'elle permet de s'affranchir du frottement, problématique ardue en microrobotique. Ce mode de déplacement en lévitation permet d'obtenir des résolutions de déplacement nanométriques. L'intérêt n'est donc pas de déplacer un micro-objet mais d'être capable de déplacer un outils (pinces, etc.) intervenant dans le micromonde avec une résolution de l'ordre du nanomètre [85, 61, 67].

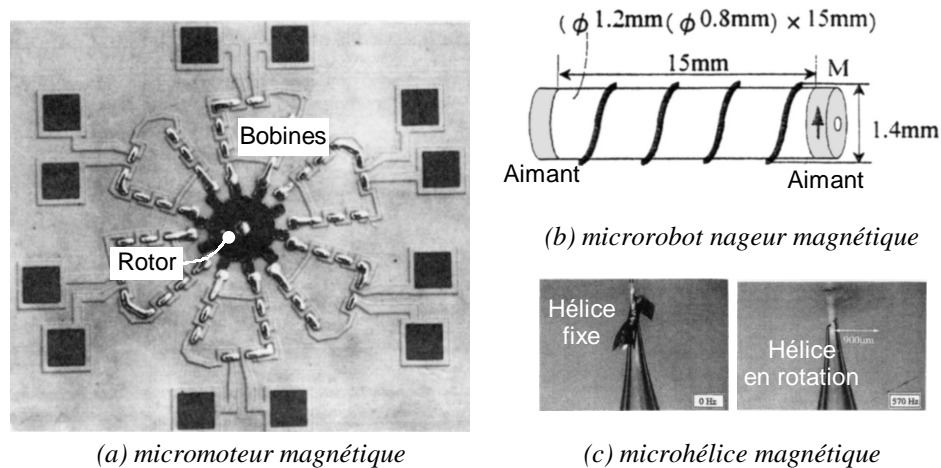


FIG. 2.10 – Exemples de Micromoteurs : (a) *Microelectronics Research Center, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Etats Unis [34]*; (b) *Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, Japon [96]*; (c) *Mechano-Informatics, University of Tokyo, Japon [83]*.

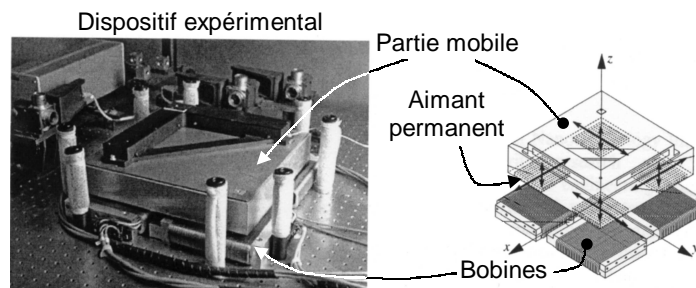


FIG. 2.11 – *Micropositionneur utilisant la lévitation magnétique (Texas AM University, Texas, Etats unis) [61]*.

A titre d'exemple, on présente figure 2.11 un dispositif de micropositionnement utilisant la lévitation. La partie mobile en lévitation est commandée en position grâce au 4 bobines situées sur la partie fixe. La résolution de positionnement est de 10 nm .

Autres actionneurs magnétiques non-actifs

Les actionneurs présentés ici utilisent le couple magnétique et/ou la force magnétique comme principe d'actionnement dans d'autres configurations que les cas spécifiques (micromoteurs et lévitation) déjà présentés.

De manière générale, l'application d'un champ magnétique \vec{B}_o au sein d'un matériau ferromagnétique provoque l'apparition d'une aimantation \vec{M} dans ce matériau¹⁰. On

10. A noter que dans le cas où le matériau est un aimant permanent possédant une aimantation

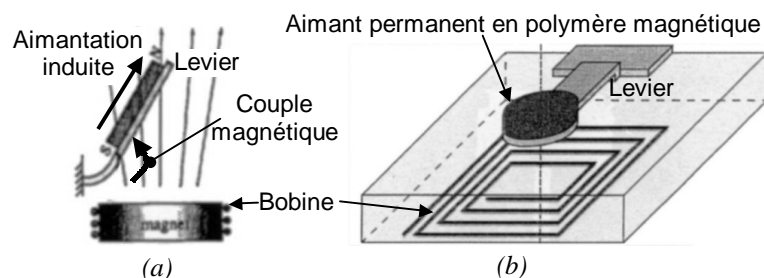


FIG. 2.12 – *Micro-levers actionnés magnétiquement; (a) Microelectronics Laboratory, Univ. of Illinois, Urbana, Etats unis) [77]; (b) Georgia institute of Technology, Atlanta, Etats unis) [70].*

considère une particule P du matériau. Par définition, l'effort magnétique élémentaire dF_u suivant la direction \vec{u} et le couple magnétique élémentaire $d\vec{\Gamma}$ appliqué sur la particule P valent :

$$dF_u = \vec{M} \cdot \frac{\partial \vec{B}_o}{\partial u}(P) \cdot dV \quad (2.1)$$

$$\vec{d\Gamma} = \vec{M} \wedge \vec{B}_o(P) \cdot dV \quad (2.2)$$

En plaçant sur une poutre un aimant permanent ou un élément ferromagnétique, on peut à l'aide d'un champ extérieur appliquer un effort à l'aimant (ou à l'élément ferromagnétique) et ainsi créer une déformation de la poutre [62, 70, 77].

Un dispositif utilisant ce principe est présenté par Liu [77]. Un matériau ferromagnétique ($400 \times 400 \mu\text{m}^2$) est électroformé¹¹ sur un levier (voir figure 2.12 (a)) réalisé en silicium. On déforme le levier grâce à un champ magnétique extérieur. Le déplacement angulaire engendré par le couple magnétique peut atteindre 60° . Il propose également plutôt que d'utiliser un champ extérieur, de piloter le levier à l'aide d'une bobine réalisée sur le même wafer [76].

Lagorce présente dans ce domaine, une étude originale sur une poutre sur laquelle on fixe un aimant permanent réalisé en *polymère magnétique* (voir figure 2.12 (b)) [70]. Le polymère magnétique est un polymère à base de résine epoxy chargé de particules de fer-rite d'environ $1.5 \mu\text{m}$. La faible aimantation rémanente du polymère (60 mT) provoque des performances faibles : un déplacement de 15 microns pour un levier d'une longueur de 7 mm et un effort maximal de $11 \mu\text{N}$ en bout de levier.

Un grand nombre d'applications peuvent être envisagées pour ces leviers magnétiques. Yang Liu propose de fixer son levier¹² actionné magnétiquement en bout d'une aile delta

rémanente \vec{B}_r , on peut considérer dans la plupart des cas que l'aimantation \vec{M} est indépendante du champ magnétique appliqué \vec{B}_o et vaut \vec{B}_r/μ_o .

11. Le procédé d'électroformage utilisé pour la réalisation de ce matériau est présenté partie 2.3.3, page 51.

12. levier présenté figure 2.12.

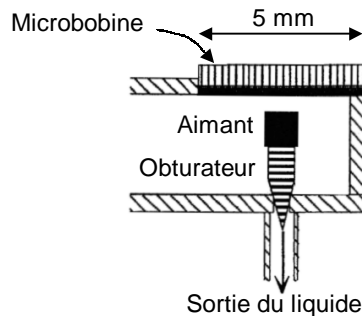


FIG. 2.13 – *Micro-valve actionnée magnétiquement (Frontier Technology Research Institut, Tokyo, Japon) [98]*

d'avion. Les petites lamelles peuvent modifier le flux de l'air sur l'aile delta et ainsi modifier le comportement de l'avion. Arai reproduit le mouvement des ailes d'une mouche avec deux leviers actionnés magnétiquement[9]. La fréquence de battement des ailes atteint 10 à 15 Hz. Comme présenté précédemment¹³, les leviers magnétiques peuvent également être utilisés pour réaliser un microconvoyeur à cils.

Un autre domaine d'application des actionneurs magnétiques "non-actifs" concerne la microfluidique. Le champ magnétique ne modifiant pas l'écoulement d'un liquide [69], on peut commander le déplacement d'un objet dans un liquide sans induire de modification de l'écoulement par énergie magnétique. L'actionnement magnétique permet également de commander *depuis l'extérieur* le déplacement d'un objet situé dans une canalisation. Cet objet peut être utilisé pour obturer ou laisser libre la canalisation et ainsi créer une microvalve [69, 98].

Shinozawa présente une valve utilisant un actionnement magnétique [98]. Un aimant permanent cubique de 1 mm^3 est fixé sur une petite pièce qui vient obturer ou non un canal (voir figure 2.13). La commande du déplacement de la partie mobile sur laquelle est fixé l'aimant permanent est assurée grâce à une microbobine. L'effort maximal appliqué à l'aimant est de l'ordre de 0.15 mN. La fréquence de coupure se situe au delà de 10 Hz.

Matériaux actifs magnétiques

L'ensemble des procédés présentés ci-dessus utilise l'effet magnétique de manière directe. Pour créer un actionneur, on utilise un effort magnétique afin de déplacer un objet (élément mobile d'une valve, élément en lévitation, etc.), ou afin de déformer un objet (leviers actionnés magnétiquement). L'énergie magnétique peut également provoquer des déformations de manière directe sur certains matériaux dits *actifs* :

- les matériaux magnétostrictifs,
- les ferrofluides,

13. Voir partie 2.1.2, page 34.

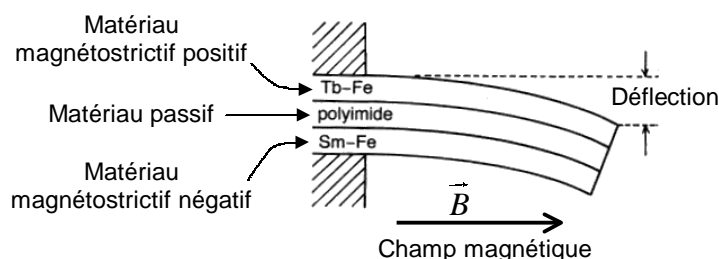


FIG. 2.14 – *Levier actionné par magnétostriction (Materials Research Laboratory, Tokin Corporation, Japon) [56]*

- les Alliages à Mémoire de Forme magnétiques (AMF magnétiques).

Les matériaux magnétostrictifs ont la propriété de se déformer lorsqu'ils sont plongés dans un champ magnétique \vec{B}_o . La déformation est alors fonction de l'amplitude du champ magnétique et de sa direction. Il existe deux grandes classes de matériaux magnétostrictifs : les matériaux magnétostrictifs positifs qui s'allongent le long de la direction de \vec{B}_o et les matériaux magnétostrictifs négatifs qui, eux, se contractent le long de cette direction.

T. Honda utilise ces deux effets afin de réaliser un bilame composé de couches magnétostrictives (voir figure 2.14). La déformation de la poutre est obtenue en utilisant une couche magnétostrictive positive et une couche négative, placées de part et d'autre d'une couche *élastique* en polyimide. Il obtient grâce à ce principe une déflexion de 3 mm au bout d'une poutre de 10 mm, de section 4 mm \times 10 μ m. Ce type d'actionneurs utilisant des matériaux magnétostrictifs connaît actuellement un fort développement [21].

Les ferrofluides¹⁴ sont également des matériaux magnétiques actifs. Ces fluides sont composés de particules magnétiques nanométriques (environ 10 nm) en suspension colloïdale. La viscosité du fluide est fonction du champ magnétique qui le traverse. L'application d'un champ magnétique provoque également des déplacements au sein du fluide.

La figure 2.15, représente le principe d'actionnement d'une pompe utilisant un ferrofluide [99]. Lorsqu'on applique un champ magnétique au ferrofluide, il exerce une pression de 3 kPa sur la membrane (voir figure 2.15) et déforme celle-ci. La déflexion (200 μ m) de cette membrane est utilisée pour actionner une pompe.

Un nouveau matériau magnétique actif peut trouver rapidement des applications en microrobotique. Il s'agit des Alliages à Mémoires de Formes (AMF) magnétiques. Les Alliages à Mémoires de Formes habituellement utilisés en micro-actionnement se déforment¹⁵ en fonction de la température. Les AMF magnétiques, eux, se déforment suivant le même principe mais en fonction du champ magnétique qui traverse l'AMF.

14. Ou fluides magnétorhéologiques.

15. La déformation est obtenue grâce à des changements de phase au sein de la structure cristalline du matériau.

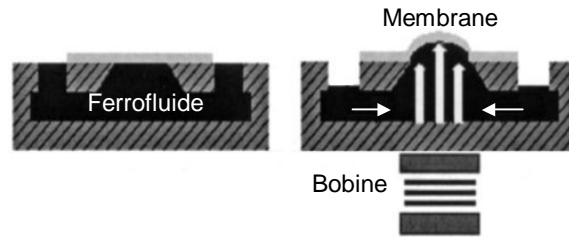


FIG. 2.15 – Actionnement par ferrofluide (Dept. Of Mechanical Engineering, Sogang Univ. Seoul, Corée) [99].

Cette déformation est fonction de la direction et de l'amplitude du champ magnétique au sein de l'AMF. Ces matériaux ont un temps de réponse de 10 ms très court comparé aux AMF thermiques (environ 1 sec.) et permettent d'engendrer des déformations importantes tout comme les AMF thermiques [52]. Il ne permettent toutefois pas d'engendrer des efforts aussi importants que les alliages à Mémoires de Formes thermiques.

Des applications récentes en microrobotique de ce principe alliant les avantages des AMF thermiques (grande déformation) et les avantages de l'actionnement magnétique (rapidité, énergie sans fils, etc.) sont présentées dans [103, 107].

Synthèse sur les actionneurs magnétiques

Les différents dispositifs présentés utilisent l'énergie magnétique comme principe d'actionnement pour aborder le micromonde. Cet état de l'art illustre le fait que l'actionnement magnétique est une solution performante d'actionnement de microrobot. La fabrication de ces micro-actionneurs peut être effectuée à l'aide de plusieurs techniques (électroformage, micromoulage de matériau ferromagnétique, etc.). L'électrodéposition est, pour l'instant, le mode de fabrication le plus répandu. Nous présentons par la suite le principe de l'électroformage ainsi que quelques exemples de réalisations obtenues grâce à ce mode de fabrication.

2.3.3 Processus de fabrication par électroformage

Le procédé d'électroformage permet la réalisation de formes microscopiques possédant des propriétés magnétiques. Il est par conséquent particulièrement bien adapté pour la fabrication de micro-actionneurs magnétiques [34]. On présente dans cette partie le principe de ce procédé de fabrication et quelques exemples de micro-actionneurs magnétiques obtenus grâce à cette technologie.

Principe de l'électroformage

Le principe de l'électrodéposition, utilisé dans le procédé de fabrication par électroformage, est illustré figure 2.16. Lorsque l'on applique une différence de potentiel entre deux électrodes (anode et cathode) dans un bain contenant des cations métalliques, les ions migrent vers la cathode et se déposent sur celle-ci. On a ainsi apparition de métal

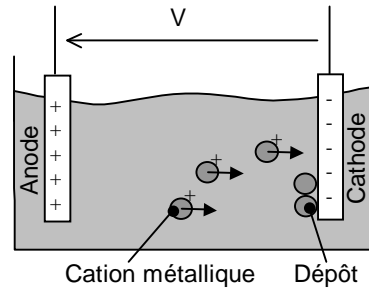


FIG. 2.16 – *Principe de l'électrodéposition*

sur la cathode. Ce principe est exploité pour réaliser des microstructures métalliques.

Le procédé d'obtention de formes par électroformage est décrit figure 2.17. On réalise un plan de masse métallique, qui servira de cathode lors de l'électrodéposition (voir figure 2.17(a)). On ajoute, sur ce plan de masse, un moule en résine laissant certaines parties du plan de masse découvertes. On réalise alors l'électroformage dans un bain contenant les ions métalliques du matériau que l'on souhaite déposer. Le dépôt électrolytique a lieu aux seuls endroits où le plan de masse était apparent (voir figure 2.17(b)). On attaque la résine qui a servi de moule, on obtient alors une structure métallique électrodéposée fixée sur le plan de masse (voir figure 2.17(c)). On peut éventuellement par la suite attaquer le plan de masse pour libérer l'objet métallique construit (voir figure 2.17(d)).

On peut, via ce procédé, déposer des couches métalliques de quelques microns à une centaine de microns. On obtient ainsi des objets métalliques plans. On peut également réaliser plusieurs électroformages à la suite, le plan de masse de l'électroformage étant la forme métallique réalisée à l'électroformage précédent [35]. On peut alors réaliser des objets métalliques possédant des formes de type $2D\frac{1}{2}$.

A noter que les surfaces électroformées initialement en contact avec le substrat ou la résine ont une rugosité faible (fonction de la rugosité du substrat ou de la résine). La surface laissée libre a une rugosité supérieure et sa forme n'est pas précisément définie.

Exemple de réalisation électroformée

Yang Liu utilise ce procédé pour réaliser la partie ferromagnétique de son micro-levier [77] présenté section 2.3.2, figure 2.12(a), page 48. Le procédé de fabrication est décrit figure 2.18. Entre l'étape 1 et l'étape 2, on construit une structure en résine sur le plan de masse qui va servir de moule lors de l'électrodéposition. Le procédé d'électroformage a lieu lors du passage entre l'étape 2 et l'étape 3. Ce procédé permet de fixer sur le levier une couche ferromagnétique composée d'un alliage Nickel-Fer (80%-20%).

Un second exemple est présenté figure 2.19. L'électroformage permet dans ce cas de créer un circuit magnétique en matériau ferromagnétique (Ni-Fe) pour la réalisation

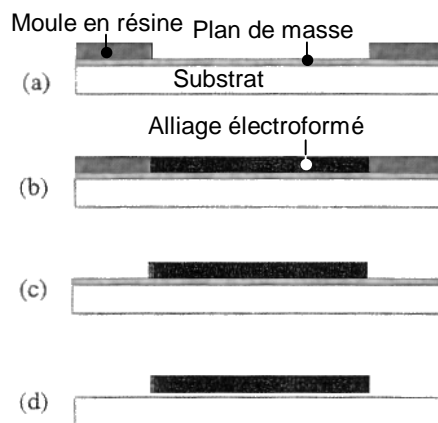


FIG. 2.17 – Exemple de procédé d'électroformage avec couche sacrificielle (School of Electrical and Computer Engineering, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Etats unis) [89]

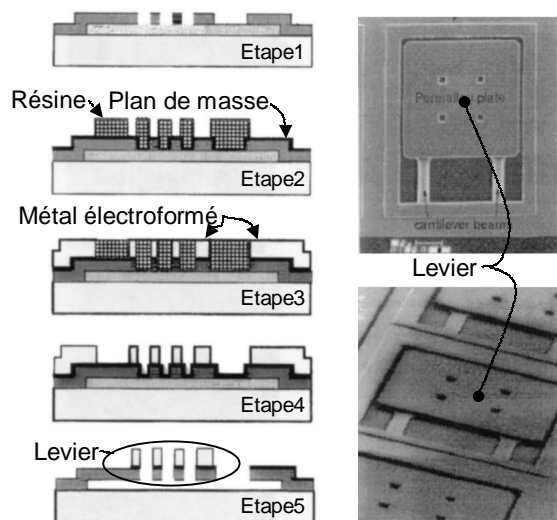


FIG. 2.18 – Exemple de procédé d'électroformage (Microelectronics Laboratory, Univ. of Illinois, Urbana, Etats unis) [77]

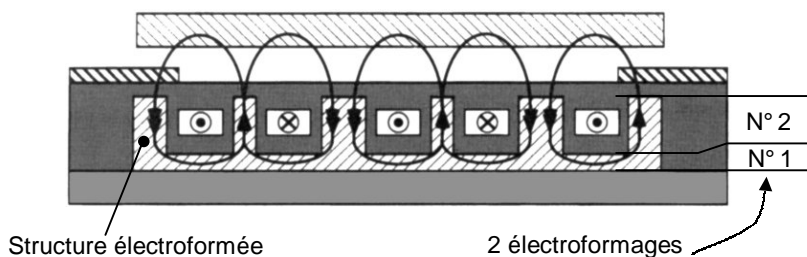


FIG. 2.19 – Réalisation de microcircuit magnétique en électroformage (*Microelectronics Research Center, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Etats unis*) [106]

d'un micro-relais [106]. La spécificité du procédé réside dans le fait qu'il nécessite deux électroformages successifs (figure 2.19 - N°1 et N°2), l'électroformage N°1 servant de plan de masse pour l'électroformage N°2.

De manière générale, l'électroformage est utilisée pour déposer des métaux sur une structure. On cherche en général à ce que cette couche métallique reste fixée au plan de masse. Dans le cas présenté figure 2.17, on cherche à détacher la structure électroformée du substrat [89]. Après électroformage, on réalise par conséquent une attaque chimique du plan de masse pour libérer la forme électroformée. C'est ce type de procédé de fabrication qui sera utilisé pour construire et détacher les pousseurs magnétiques utilisés dans notre dispositif de micromanipulation.

Les propriétés électromagnétiques de ces matériaux dépendent de l'alliage électrodéposé. Les alliages les plus souvent utilisés sont des alliages Fer-Nickel. L'alliage 80%Ni-20%Fe présente une magnétostriction quasi nulle [76], il ne se déforme donc pas lorsqu'il est soumis à un champ magnétique. Cette propriété est intéressante puisqu'une déformation importante du matériau électrodéposé risque d'endommager la structure sur laquelle il est déposé. Cet alliage 80%Ni-20%Fe est donc très fréquemment utilisé. Judy présente une étude complète des propriétés magnétiques de ces alliages Ni-Fe électrodéposés [62].

Les aimantations à saturation obtenues sont semblables à celles obtenues pour une pièce *macroscopique* [3], avec des champs coercitifs H_c faibles de l'ordre de 1000 Am^{-1} [89]. La microstructure du matériau électrodéposé présente une légère anisotropie magnétique. L'aimantation à saturation est plus importante dans le plan *horizontal* de l'électroformage que dans le sens vertical [76].

L'électroformage permet également de déposer des matériaux susceptibles de s'aimanter de manière permanente et permet ainsi de créer des aimants permanents de taille extrêmement faible. Liakopoulos [72] présente une réalisation composée d'aimants permanents CoNiMnP d'une taille de $40 \times 40 \times 50 \mu\text{m}^3$ (voir figure 2.20). Ce réseau d'aimants permanents est utilisé pour déformer une membrane, le mouvement de la

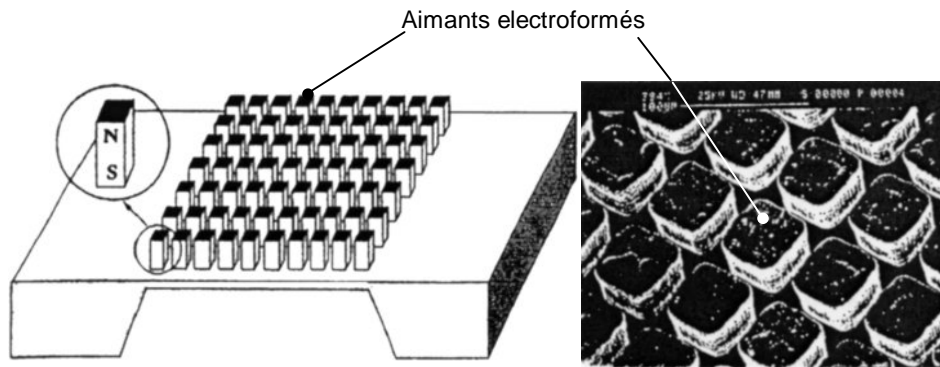


FIG. 2.20 – Réalisation d'aimants permanents par électroformage (Dept. of Electrical and Computer Engineering and Computer Science, Cincinnati, Ohio, Etats Unis). [72]

membrane étant commandé par une microbobine. L'aimantation permanente de ces aimants permanents est de 0.2 à 0.3 Tesla.

Synthèse sur l'électroformage

L'électroformage permet la réalisation de formes ferromagnétiques ou d'aimants permanents d'une épaisseur de quelques microns à une centaine de microns et d'une taille allant également de quelques microns jusqu'à plusieurs millimètres. La mise en oeuvre nécessite la mise en place de techniques standard de microfabrication conventionnelle (dépôt en couche mince du plan de masse, insolation de résine, etc.) et est par conséquent aisée.

Le procédé d'électroformage va nous permettre de fabriquer les pousseurs de cellules agissant dans notre dispositif de micromanipulation. Le processus de fabrication est décrit chapitre 3, partie 3.3, page 73.

Conclusion du chapitre

La manipulation de cellules cibles pouvant être restreinte à un domaine 2D, comme une plaquette de verre de laboratoire, elle s'inscrit dans les dispositifs dit de "manipulation plane". Notre dispositif diffère des dispositifs actuellement développés dans ce domaine par l'utilisation d'un milieu aqueux.

Au vu des différents moyens d'actionnement qui ont été envisagés, le choix a été fait d'utiliser l'énergie magnétique. Bien que l'effet d'échelle lui soit particulièrement défavorable, celle-ci est utilisable dans le micromonde et présente un grand nombre d'avantages (actionnement sans fils, biocompatibilité, etc.)

Les deux premiers chapitres nous ont permis de situer notre étude au confluent de trois domaines distincts :

- la manipulation d'objets biologiques,
- la manipulation plane,
- l'actionnement magnétique en microrobotique.

Nous avons établi, dans ce chapitre, le principe d'actionnement magnétique de notre dispositif de micromanipulation. La caractérisation complète de notre dispositif expérimental sera présentée au chapitre 3.

Chapitre 3

Caractérisation du dispositif expérimental de micromanipulation

Nous présentons dans ce chapitre le dispositif expérimental utilisant le principe d'actionnement développé dans le chapitre précédent. Notre dispositif permet le déplacement d'un *pousseur ferromagnétique* de cellules à l'aide d'un aimant permanent situé sous le plan de travail. Nous présentons la caractérisation de la dynamique du micro-actionneur qui engendre le déplacement de l'aimant. Nous caractérisons également le champ magnétique engendré par l'aimant permanent. Ces deux études nous permettront, au chapitre 4, d'établir un modèle de comportement de notre pousseur et, au chapitre 5, un modèle de la commande du pousseur. Nous présentons en fin de chapitre, les procédés de micro-fabrication qui ont permis d'élaborer les pousseurs.

3.1 Présentation du dispositif expérimental

Cette partie est consacrée à la description du dispositif expérimental construit lors de cette thèse. Nous présentons les différents éléments technologiques qui constituent notre dispositif de micromanipulation.

3.1.1 Rappel sur le principe d'actionnement

Le principe d'actionnement présenté chapitre 2, figure 2.8, page 42 est le suivant :

On déplace un pousseur ferromagnétique au sein du milieu en déplaçant un aimant permanent sous la plaquette de verre inférieure du milieu. Le pousseur suit l'aimant dans ses déplacements, évolue ainsi dans le milieu et effectue des tâches de manipulation par poussée.

Il est à noter que cette technologie *sans fils* permet de déplacer des pousseurs de petite taille dans des milieux fermés et ainsi de limiter les contaminations extérieures. L'intérêt du développement de techniques de manipulation assurant aucune contamination avec l'extérieur est développé dans la littérature dans [23, 36].

Afin de simplifier nos propos, le dispositif de micromanipulation sans-fils présenté dans cette thèse sera, par la suite, décrit par le sigle «*WIMS*», abréviation de l'expression anglaise «*Wireless Micromanipulation System*». Nous parlerons donc dans la suite de *dispositif WIMS* pour décrire notre *dispositif de micromanipulation*. Nous parlerons également du "*WIMS*", à la place de l'expression "*dispositif WIMS*".

Cette thèse décrit la réalisation, la caractérisation et la commande de ce dispositif. Le principe d'actionnement utilisé permet le déplacement d'un pousseur dans deux directions. Toutefois les travaux présentés dans cette thèse, dans leur grande majorité, se limitent à la caractérisation du *WIMS* selon uniquement une direction de déplacement. Les problématiques liées au passage en deux dimensions, ainsi que le dispositif expérimental à deux axes de déplacement, seront présentés section 6.2.1, page 153.

3.1.2 Présentation du dispositif de micromanipulation *WIMS*

Quelques photos du dispositif expérimental *WIMS* sont présentées figure 3.1 : le dispositif de micromanipulation est disposé sous un microscope (voir figure 3.1(a)). La photo, présentée figure 3.1(b), représente le dispositif dont une partie des éléments a été démontée pour plus de clarté. L'aimant permanent est déplacé sous la vitre inférieure à l'aide d'un micro-actionneur monté sur le socle du *WIMS*. Le principe de fonctionnement de cet actionneur ainsi que sa modélisation seront présentés par la suite section 3.2.1, page 63. La figure 3.1(c), représente le dispositif complet¹. La plaquette de verre inférieure est disposée sur un support plastique (support plaquette - figure 3.1(c)) au-dessus de l'aimant. Un adhésif blanc est collé sous cette plaquette transparente afin que l'on puisse observer facilement le pousseur sous le microscope. Un capteur laser permettant de mesurer la position de l'aimant permanent est fixé sur le socle du *WIMS*. Le pousseur est, lui, placé sur la plaquette de verre inférieure.

Choix technologiques

La manipulation de cellules entre deux lamelles de verre nécessite la mesure de la position des cellules présentes dans le champ de travail. La mesure de la position, dans un plan à l'échelle microscopique, d'objets de tailles et de formes diverses, ne peut se faire que par l'utilisation d'une caméra et d'un microscope. Le choix d'une caméra CCD pour mesurer cette position est cité dans un grand nombre de réalisations récentes [5, 86, 87, 104, 115]. On peut éventuellement, à partir de l'image 2D de la caméra, recréer, grâce à la réalité virtuelle, un environnement 3D [8]. Il est à noter que dans le

1. Par souci de netteté, les photographies ont été réalisées sans la plaquette de verre supérieure et également sans eau.

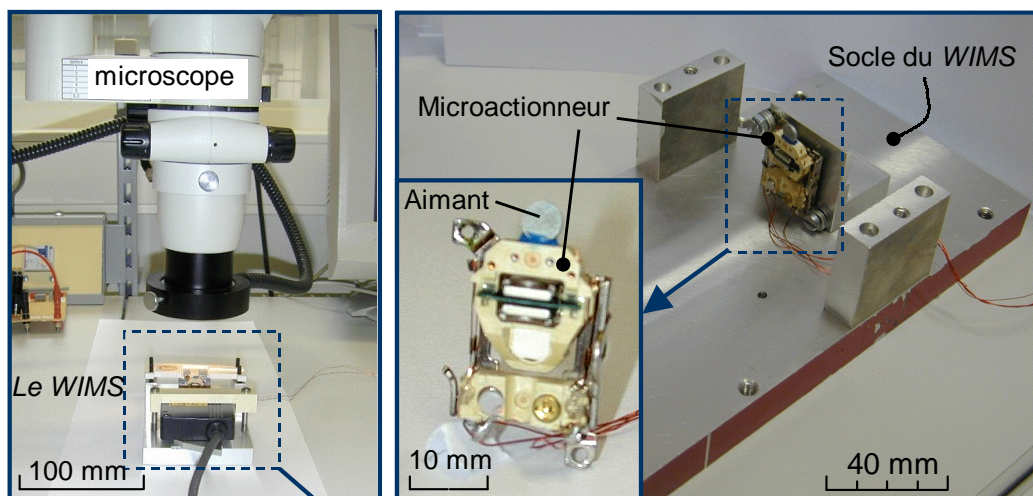
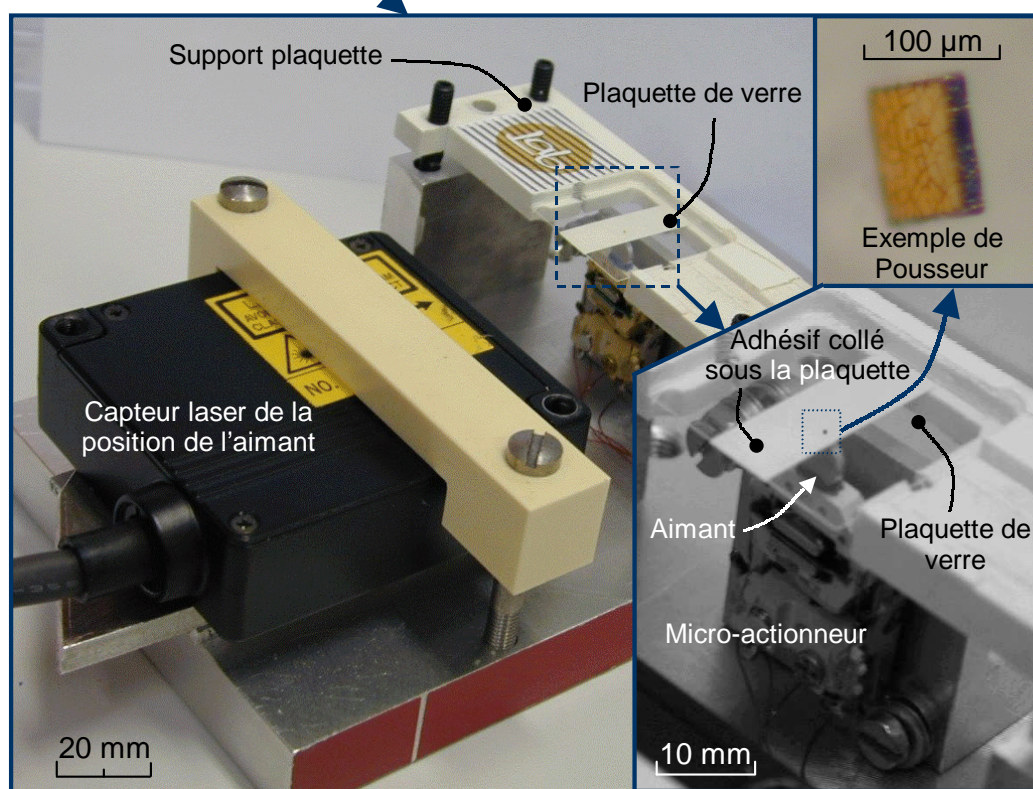
(a) *WIMS* sous le microscope(b) *Le micro-actionneur déplaçant l'aimant*(c) *Le dispositif WIMS*

FIG. 3.1 – *Dispositif de micromanipulation WIMS (vidéo du fonctionnement disponible sur le cédérom, voir annexe C)*

domaine de la fécondation in vitro, des algorithmes de traitement d'images permettant d'identifier automatiquement les cellules ont été présentés dans la littérature [64, 71].

La résolution de la caméra CCD est de 1 micron. La plage de mesure suivant la direction de déplacement étudiée est de $760 \mu m$. Cette résolution est suffisante dans un premier temps pour réaliser la manipulation d'objets biologiques de grande taille tels que des ovocytes [71].

Le module permettant le déplacement de l'aimant est un actionneur issu d'un lecteur DVD du marché² (voir figure 3.6). Le micro-actionneur dans son application première était utilisé pour régler la focale lors de la lecture d'un DVD. La course de l'actionneur est limitée à $1.4 mm$, ce qui est suffisant pour notre application. L'utilisation de cet actionneur présente quelques intérêts :

- un coût faible,
- pas d'hystérésis grâce à l'utilisation de liaisons souples,
- une bonne dynamique (voir section 3.2.1).

Le principe de déplacement ainsi que la modélisation du comportement de ce micro-actionneur est décrit section 3.2.1.

L'aimant est un aimant cylindrique de diamètre $5 mm$ et d'épaisseur $1 mm$. Le champ magnétique engendré par cet aimant permanent, noté \vec{B}_o , est décrit partie 3.2.2. La position de l'aimant est mesurée via un capteur laser possédant une résolution de $1 \mu m$.

Nous utilisons plusieurs types de pousseurs en fonction de la taille des objets à manipuler : les pousseurs en acier ($300 \times 400 \times 120 \mu m$) et les pousseurs en nickel électrodéposé dont les tailles s'étendent de $400 \times 400 \times 20 \mu m$ à $10 \times 10 \times 5 \mu m$. Quelques exemples de pousseurs en nickel sont présentés sur la figure 3.2. Dans la suite on notera V le volume du pousseur. Le procédé de fabrication des pousseurs en nickel est présenté section 3.3.

Transmission d'informations au sein du dispositif

Le dispositif expérimental est commandé grâce à un ordinateur PC, que nous appellerons dans la suite *ordinateur de commande*, ou *PC de commande*.

Un schéma synthétisant les différentes communications entre l'ordinateur et le dispositif *WIMS* est présenté figure 3.3. La tension aux bornes du micro-actionneur est pilotée par le PC de commande via une carte entrée-sortie. La position de l'aimant fournie par le capteur laser est transmise à l'ordinateur également via la carte d'entrée-sortie. La position du pousseur et des objets cibles est mesurée via une caméra CCD montée sur

2. Le dispositif *WIMS*, muni de deux axes de déplacement, qui est présenté au chapitre 6, utilise une technologie d'actionnement de l'aimant différente.

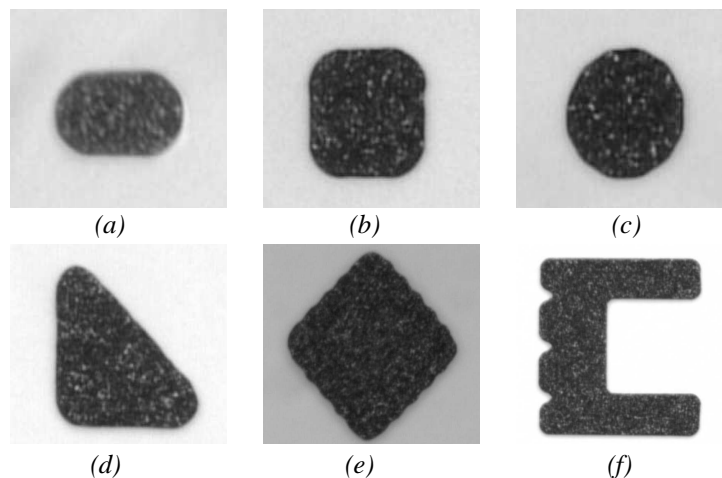


FIG. 3.2 – Pousseurs d'épaisseur $5\ \mu\text{m}$ en nickel électrodéposé : (a) rectangle $10 \times 20\ \mu\text{m}$; (b) carré $20 \times 20\ \mu\text{m}$; (c) circulaire, diamètre $20\ \mu\text{m}$; (d) triangle $30 \times 30\ \mu\text{m}$; (e) parallélogramme avec bords rugueux $40 \times 40\ \mu\text{m}$; (f) forme spécifique $80 \times 80\ \mu\text{m}$

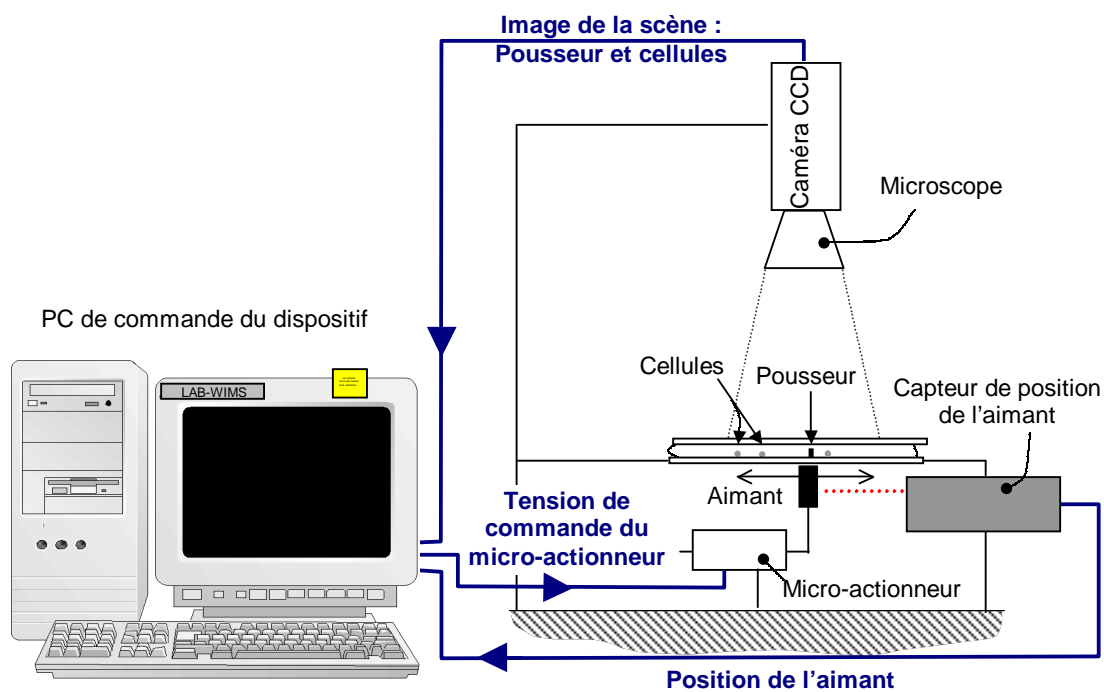


FIG. 3.3 – Paramètres d'entrée et de sortie du PC de commande

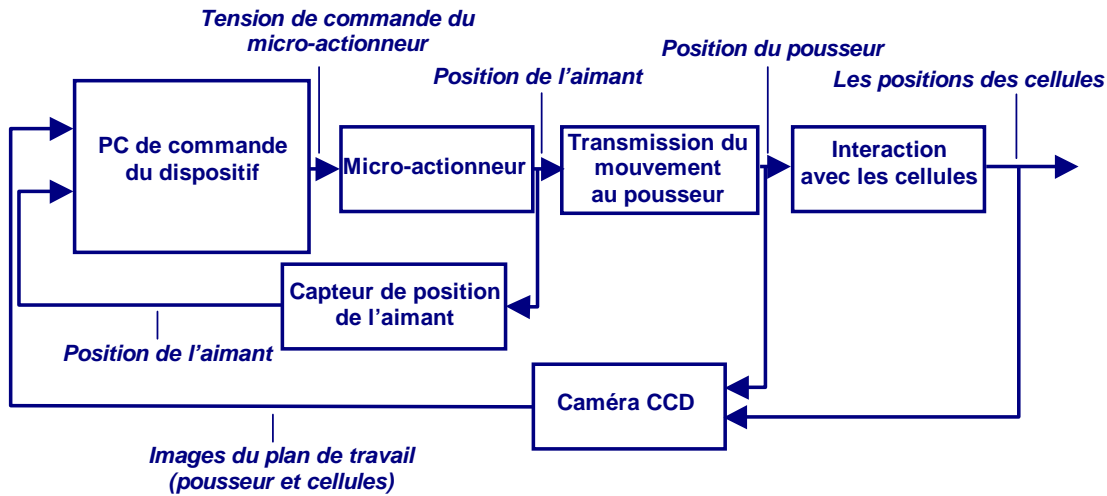


FIG. 3.4 – Schéma bloc des entrées et sorties du PC de commande

le microscope. Le traitement d'images est réalisé par l'ordinateur de commande.

Un schéma bloc synthétique du dispositif est présenté sur la figure 3.4 : le PC commande la tension aux bornes du micro-actionneur. Ce micro-actionneur transforme cette tension en un déplacement de l'aimant, qui engendre un déplacement du pousseur par énergie magnétique. La modélisation de la transmission du mouvement entre l'aimant et le pousseur sera présentée chapitre 4. Le pousseur déplace, lui, les cellules par poussée. Le PC de commande doit déterminer une tension de commande du micro-actionneur approprié, en fonction

- de la consigne à atteindre,
- de la position de l'aimant et
- des positions des cellules et du pousseur.

Cette stratégie de commande sera décrite au chapitre 5.

On note R , R_o et R_p respectivement le repère associé aux parties fixes, à l'aimant et au pousseur (voir figure 3.5). Les points G et I représentent respectivement le centre de gravité du pousseur et le point de contact entre le pousseur et la vitre inférieure. Le point O appartenant à l'aimant est défini sur la figure 3.5. Nous étudierons dans cette thèse le comportement et la commande du pousseur suivant la direction de déplacement \vec{y} .

3.2 Caractérisation du dispositif

Nous présentons dans cette partie la caractérisation de deux éléments de notre dispositif expérimental : la dynamique du micro-actionneur et le champ magnétique provoqué par l'aimant.

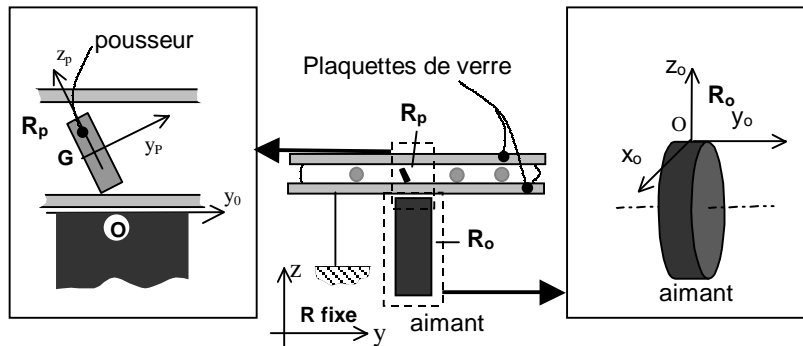


FIG. 3.5 – Définition des 3 repères (fixe, lié au pousseur et lié à l'aimant)

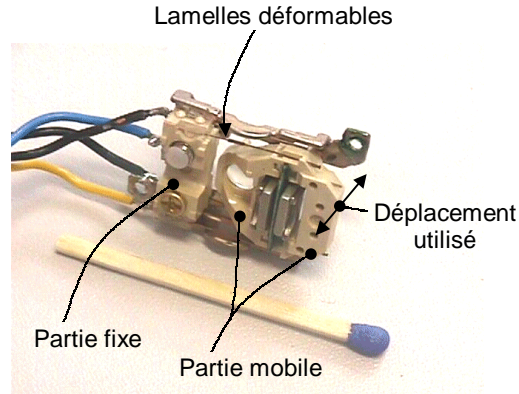


FIG. 3.6 – Le micro-actionneur : une tête de lecteur de disque DVD

3.2.1 Caractérisation du micro-actionneur

Comme nous l'avons présenté précédemment, le micro-actionneur est une tête de lecture d'un lecteur de disque DVD. Ces têtes de lecture possèdent deux axes de déplacement. Nous utiliserons dans notre cas un seul axe : celui possédant la plus grande course (environ $1,4\text{ mm}$). Une photo de ce micro-actionneur est présentée figure 3.6.

Description du principe de fonctionnement

Le principe de déplacement du micro-actionneur est basé sur les forces de Lorentz. Le micro-actionneur schématisé figure 3.7 possède sur sa partie fixe deux aimants permanents créant un champ magnétique. La partie mobile est en liaison glissière avec le bâti. Cette liaison cinématique est une liaison souple obtenue avec 4 lamelles souples. On peut modéliser cette liaison souple comme une liaison glissière à laquelle on ajoute un ressort caractérisant les efforts internes (voir figure 3.7)

On fait circuler un courant dans un microcircuit placé sur la partie mobile. Ce circuit plongé dans le champ magnétique permanent est soumis aux forces de Lorentz.

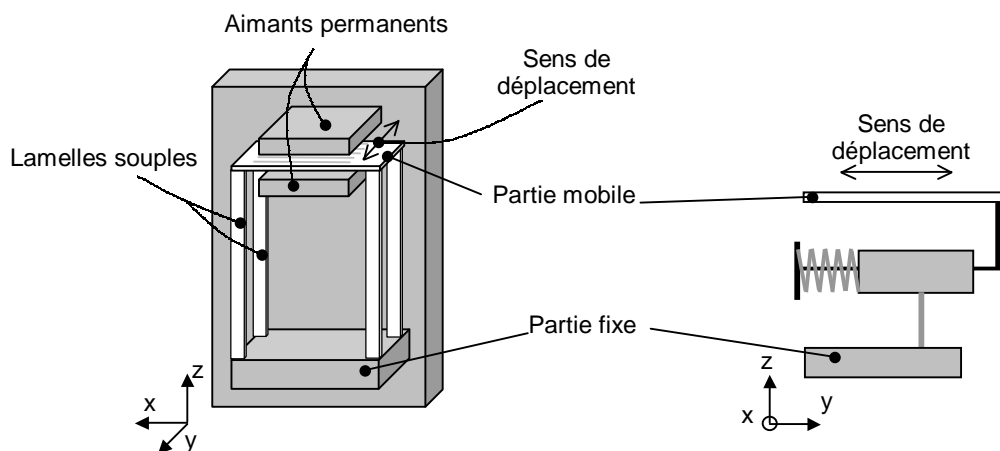


FIG. 3.7 – Principe cinématique du micro-actionneur

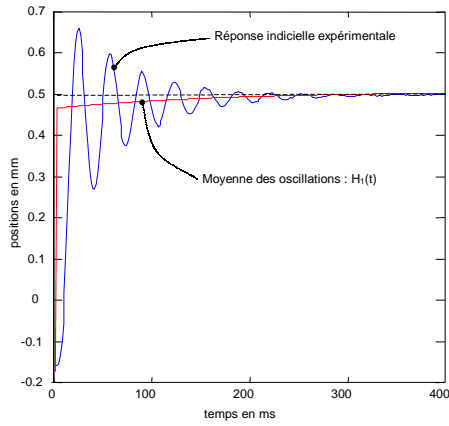
On atteint la position d'équilibre lorsque ces forces valent l'opposé des efforts internes de la liaison (tension du ressort figure 3.7).

Par la suite, on s'attache à définir le comportement dynamique du micro-actionneur sur lequel est posé l'aimant permanent pilotant le poussoir. On considère que la grandeur de commande du micro-actionneur est la tension $u(p)$ à ses bornes, la grandeur de sortie est la position $y_O(p)$ de l'aimant permanent dans R . L'étude de la transmittance $H(p) = \frac{y_O(p)}{u(p)}$ a été réalisée sans développer de modèle de connaissance.

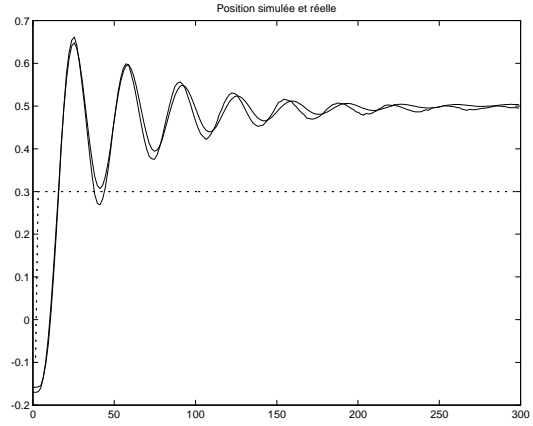
Dans un premier temps, on cherche à observer le gain statique et l'hystérésis du dispositif. La réponse statique de l'actionneur DVD est donnée sur la figure 3.8(f). Ces mesures sont effectuées en faisant varier la tension de commande de -400 mV à 400 mV . On observe figure 3.8(f) une légère non-linéarité. Toutefois cette non-linéarité étant faible, on choisit de modéliser le gain statique de la tête DVD par un gain fixe représenté figure 3.8(f). Le gain ainsi obtenu est $k = 1.7\text{ mm.V}^{-1}$.

La construction du modèle dynamique de comportement du micro-actionneur est basée sur l'observation de la réponse indicielle (figure 3.8(a)) et du diagramme de Bode du système (figure 3.8(c) et 3.8(d)). Au vu de ces trois courbes, on remarque que :

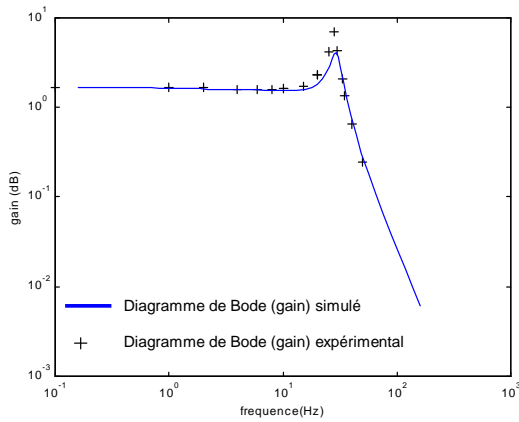
- le système est un système oscillant amorti,
- la moyenne des oscillations n'est pas constante (moyenne représentée figure 3.8(a)),
- la pente à l'infini du diagramme de Bode est -60dB/décade , la phase à l'infini est -260° .



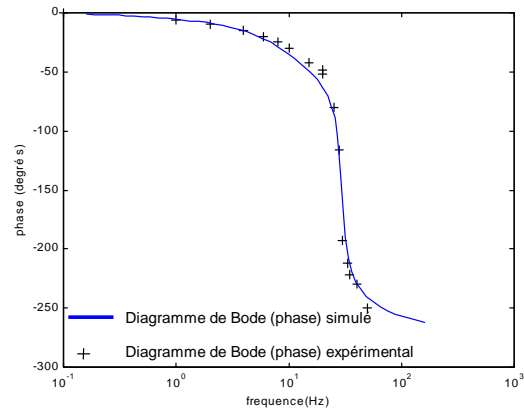
(a) Réponse expérimentale du micro-actionneur à un échelon de tension de $-0.1V$ à $0.3V$



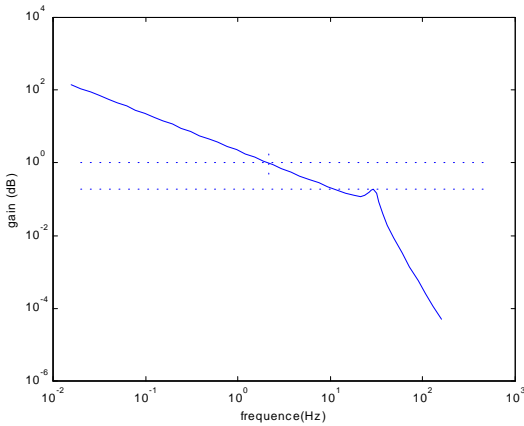
(b) Réponse simulée et réelle du micro-actionneur à un échelon de tension de $-0.1V$ à $0.3V$



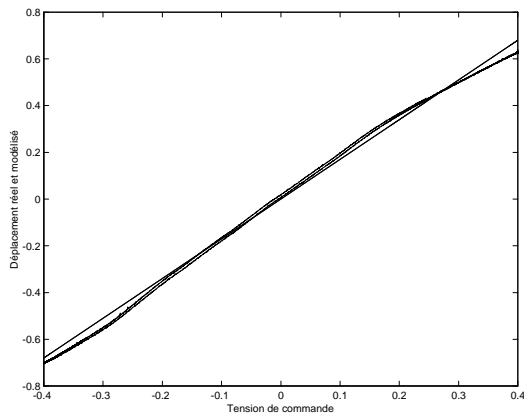
(c) Diagramme de Bode (gain) simulé et expérimental du micro-actionneur



(d) Diagramme de Bode (phase) simulé et expérimental du micro-actionneur



(e) Marge de gain simulée du système asservi: 14 dB



(f) Relevé expérimental du gain statique du micro-actionneur et approximation linéaire

FIG. 3.8 – Simulations et mesures expérimentales sur le micro-actionneur

On propose donc le modèle suivant :

$$H(p) = k_o \times \frac{1 + a_o T p}{1 + T p} \times \frac{w_{po}^2}{w_{po}^2 + 2\xi_o w_{po} p + p^2} \times \frac{1}{1 + T_{Lo} p} \quad (3.1)$$

$$\text{avec : } \begin{cases} a_o = 0.94 \\ \xi_o = 0.097 \\ T_o = 170 \text{ ms} \\ w_{po} = 187.5 \text{ rad.s}^{-1} \\ T_{Lo} = 9.3 \text{ ms} \\ k_o = 1.7 \text{ mm.V}^{-1} \end{cases} \quad (3.2)$$

Le modèle présenté ci-dessus peut être décomposé en trois éléments H_1 , H_2 et H_3 :

Le premier membre H_1 est un système à retard de phase (voir équation 3.3). Sa réponse indicielle est la somme d'une réponse d'un premier ordre et d'un créneau, pondérée avec les coefficients $(1 - a_o)$ et a_o (voir équation 3.3). Ce membre représente la valeur moyenne des oscillations de la réponse indicielle réelle.

$$H_1(p) = \frac{1 + a_o T_o p}{1 + T p} = a_o + (1 - a_o) \frac{1}{1 + T_o p} \quad (3.3)$$

Le deuxième membre H_2 est une fonction de transfert du deuxième ordre (voir équation 3.4). Ce membre simule les oscillations autour de la valeur moyenne définie par le premier membre H_1 .

$$H_2(p) = \frac{w_{po}^2}{w_{po}^2 + 2\xi_o w_{po} p + p^2} \quad (3.4)$$

Le troisième membre est une fonction de transfert du premier ordre de constante de temps $T_{Lo} = 9.3 \text{ ms}$ du même ordre de grandeur que la fréquence de coupure de H_2 (voir équation 3.5). Cet élément du premier ordre permet de modéliser la décroissance à l'infini de -60 dB/décade sur le diagramme de Bode.

$$H_3(p) = \frac{1}{(1 + T_{Lo} p)} \quad (3.5)$$

On observe figure 3.8(b) la comparaison entre le modèle simulé et le comportement réel sur un échelon de tension -0.1V à 0.3V . On peut également observer figure 3.8(c), et figure 3.8(d), la comparaison entre le diagramme de Bode du modèle et du système réel.

Asservissement du micro-actionneur

On choisit de réaliser un asservissement de la position du micro-actionneur. La position du micro-actionneur est mesurée grâce au capteur laser, la commande est réalisée par le PC. On utilise le modèle développé ci-dessus afin de réaliser des simulations d'asservissement en position de la tête DVD. Au vu des différentes simulations qui ont été

menées, un simple correcteur intégral en $\frac{K}{p}$ est adapté à l'asservissement de ce système.

La valeur du coefficient du correcteur K retenue est 14. Avec cette valeur de gain, la marge de gain simulée (cf figure 3.8(e)) est de 14 dB, la marge de phase simulée est de 80 degrés. Le temps de réponse mesuré à 5% est alors de 180 ms. La vitesse maximale³ de l'aimant est alors de 25 mm.s⁻¹. La marge de gain simulée choisie est volontairement assez élevée. Il apparaît en effet figure 3.8(c), que le pic de résonance du modèle est inférieur au pic du système réel. Ainsi la marge de gain réelle est inférieure à la marge de gain simulée sur le modèle et avoisine 8 dB. La pulsation de coupure w_{co} à 3 dB de l'aimant en boucle fermée vaut :

$$w_{co} = 16 \text{ rad.s}^{-1} \quad (3.6)$$

A noter que le temps de réponse de la position de l'aimant (180 ms) est suffisamment performant. En effet, le système de commande de la position du pousseur présenté chapitre 5 inclut dans sa boucle de retour la caméra CCD, possédant une fréquence d'échantillonnage importante (40 ms). Le système bouclé de la commande du pousseur sera par conséquent extrêmement contraint par cette fréquence d'échantillonnage de la caméra.

De même, la faible fréquence d'échantillonnage de la caméra induit le fait que l'on ne puisse utiliser de grande vitesse pour l'aimant. Ainsi lors des phases d'asservissement avec retour par caméra, décrites chapitre 5, la vitesse de pointe de l'aimant est de l'ordre de 1 mm.s⁻¹, la vitesse typique étant de l'ordre de 0.5 mm.s⁻¹. On note :

$$V_{max} = 1 \text{ mm.s}^{-1} \quad (3.7)$$

$$V_{typ} = 0.5 \text{ mm.s}^{-1} \quad (3.8)$$

3.2.2 Caractérisation du champ magnétique de l'aimant

La transmission de mouvement entre l'aimant et le pousseur s'effectue grâce aux efforts magnétiques appliqués sur le pousseur. Elle est donc évidemment fonction du champ magnétique de l'aimant. Dans cette partie, nous nous attachons à définir le champ magnétique \vec{B}_o engendré par l'aimant. L'aimant est un aimant cylindrique d'axe \vec{y}_o en terre rare. L'aimantation \vec{M}_o est supposée uniforme et d'axe \vec{z}_o :

$$\begin{aligned} \vec{M}_o &= M_o \vec{z}_o \\ \mu_o M_o &= 0.72 T \end{aligned} \quad (3.9)$$

De manière générale, le champ magnétique est régi par les équations de Maxwell,

3. Vitesse maximale lors de la réponse à un échelon de 1.4 mm (course du micro-actionneur)

décrites ci-dessous :

$$\overrightarrow{\text{rot}}(\vec{E}) + \frac{\partial \vec{B}_o}{\partial t} = 0 \quad (3.10)$$

$$\text{div}(\vec{B}_o) = 0 \quad (3.11)$$

$$\text{div}(\epsilon_0 \vec{E}) = q \quad (3.12)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}}\left(\frac{\vec{B}_o}{\mu_0}\right) - \frac{\partial(\epsilon_0 \vec{E})}{\partial t} = \vec{J} \quad (3.13)$$

Dans notre cas, le champ engendré par l'aimant est un champ magnétostatique, on a donc :

$$\text{div}(\vec{B}_o) = 0 \quad (\text{de 3.11}) \quad (3.14)$$

$$\overrightarrow{\text{rot}}\left(\frac{\vec{B}_o}{\mu_0}\right) = \vec{J} \quad (\text{de 3.13}) \quad (3.15)$$

$$\text{avec : } \begin{cases} \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ T.m.A}^{-1} \\ \vec{J} : \text{densité de courant} \end{cases}$$

Le vecteur \vec{J} définit la somme du vecteur de courant volumique interne au matériau \vec{J}_{in} et des densités de courant externe⁴ \vec{J}_{ex} :

$$\vec{J} = \vec{J}_{ex} + \vec{J}_{in} \quad (3.16)$$

Le vecteur de courant volumique interne modélise l'aimantation d'un matériau. Cette aimantation provient de deux phénomènes physiques :

- le mouvement des électrons⁵,
- et le moment magnétique intrinsèque des électrons⁶.

L'aimantation magnétique \vec{M}_o est liée au vecteur courant volumique \vec{J}_{in} par la relation suivante :

$$\vec{J}_{in} = \overrightarrow{\text{rot}}(\vec{M}_o) \quad (3.17)$$

On obtient ainsi

$$\vec{J} = \vec{J}_{ex} + \overrightarrow{\text{rot}}(\vec{M}_o) \quad (3.18)$$

$$(3.19)$$

Par conséquent si on pose \vec{H} le vecteur vérifiant :

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}_o}{\mu_0} - \vec{M}_o \quad (3.20)$$

4. Densité de courant externe ou densité de courant vraie.

5. Magnétisme atomique *orbital*.

6. Magnétisme de *spin* [18].

on obtient :

$$\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{H}) = \overrightarrow{J_{ex}} \quad (3.21)$$

Dans notre cas, les courants extérieurs $\overrightarrow{J_{ex}}$ sont nuls, puisque nous n'utilisons pas de bobinages. Le champ magnétique $\overrightarrow{B_o}$ engendré par un élément matériel possédant une aimantation $\overrightarrow{M_o}$ vérifie donc :

$$\begin{cases} \text{div}(\overrightarrow{B_o}) = 0 & (3.11) \\ \overrightarrow{rot}(\overrightarrow{B_o}) = \mu_o \overrightarrow{rot}(\overrightarrow{M_o}) & \text{de (3.21) et (3.20)} \end{cases} \quad (3.22)$$

On rappelle un théorème fondamental de la théorie des champs de vecteurs démontré dans [16] :

On définit de façon unique un champ de vecteur \overrightarrow{a} dans un domaine Ω de l'espace limité par une surface fermée Σ en se donnant :

- en chaque point de Ω , $\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{a})$ et $\text{div}(\overrightarrow{a})$ (appelés *équations locales*)
- en chaque point de Σ , la valeur de $\overrightarrow{a} \cdot \overrightarrow{n}$ où \overrightarrow{n} est le vecteur unitaire normal à Σ au point considéré (appelés *conditions aux limites*)

Les équations locales sont de la forme :

$$\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{a}) = \overrightarrow{f_1}(x,y,z) \quad (3.23)$$

$$\text{div}(\overrightarrow{a}) = f_2(x,y,z) \quad (3.24)$$

Les fonctions $\overrightarrow{f_1}$ et f_2 sont appelées *sources du champ*. Dans tout problème physique, les sources sont identiquement nulles en dehors d'un volume fini de l'espace [17]. Dans notre cas, l'aimantation $\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{M_o})$ au sein de l'aimant est la source du champ $\overrightarrow{B_o}$.

Dans notre problème, nous cherchons à définir le champ magnétique en tout point de l'espace (domaine Ω infini) connaissant en tout point $\overrightarrow{rot}(\overrightarrow{B_o})$, et $\text{div}(\overrightarrow{B_o})$ (équation 3.22) et sachant que le champ $\overrightarrow{B_o}$ est nul à l'infini (condition limite sur Σ). La théorie des champs garantit que le problème ainsi posé admet une solution unique.

Toutefois même dans le cas simple d'un aimant cylindrique, l'intégration des équations locales est complexe. La résolution de ces équations n'étant pas l'objectif terminal de cette thèse, nous avons choisi de simuler leur résolution via un logiciel de simulation par éléments finis. Le logiciel utilisé est Flux 3D[®] de la société CEDRAT[®].

Présentation de l'outil de simulation

L'outil de simulation par éléments finis va nous permettre de définir le champ créé par l'aimant permanent en tout point de l'espace. On présente figure 3.9, un exemple de modèle de l'aimant vu sous le logiciel Flux 3D[®]. La figure 3.10 représente les lignes de champ issues de cette simulation.

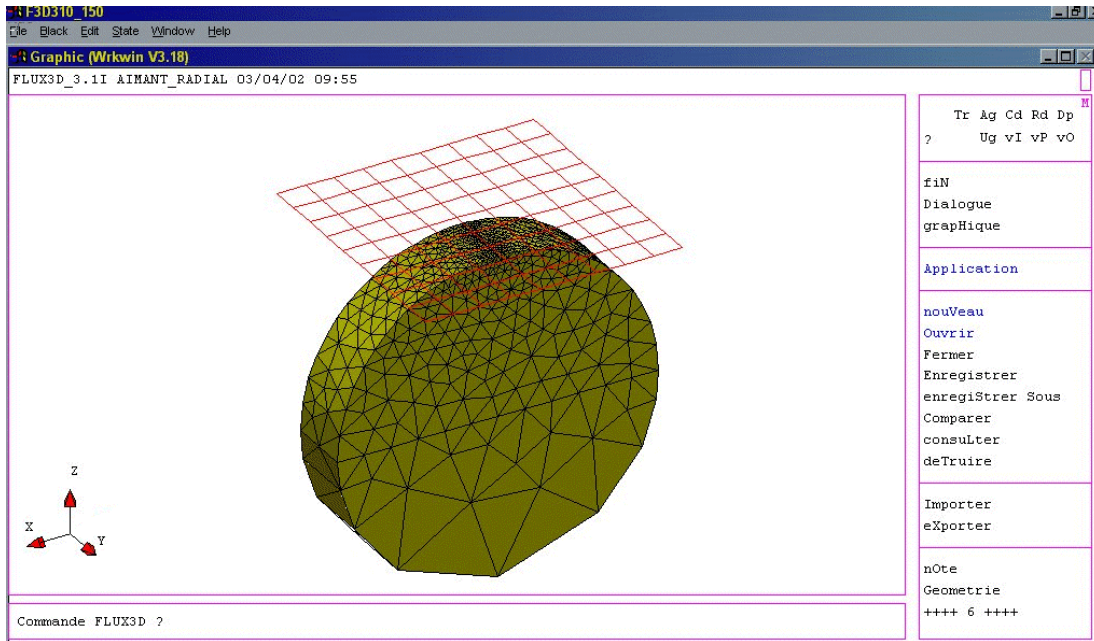


FIG. 3.9 – Fenêtre du logiciel Flux 3D[®], avec l'aimant permanent et le plan de travail.

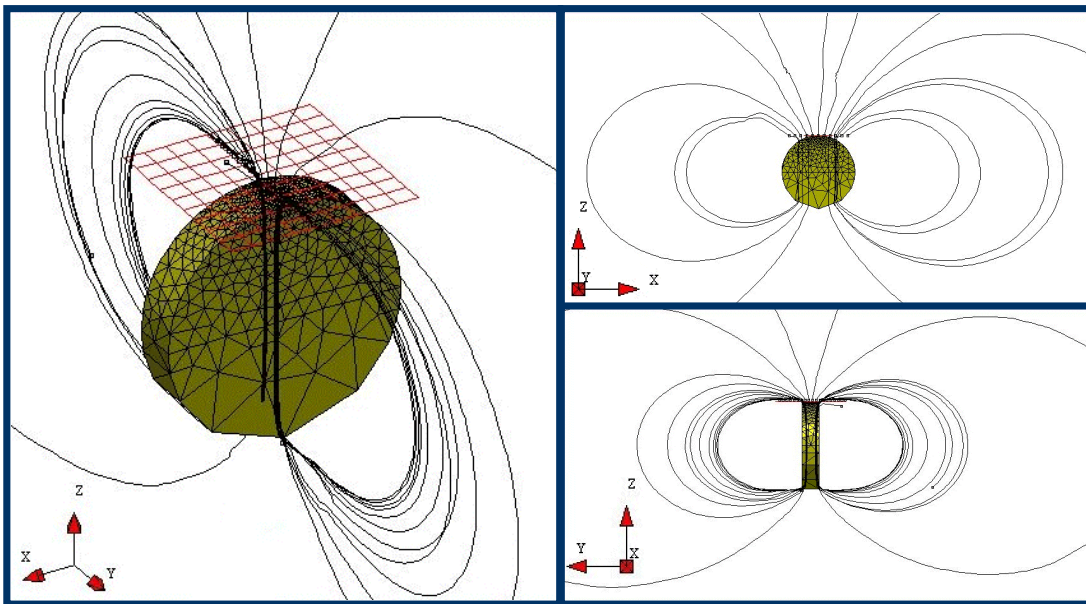
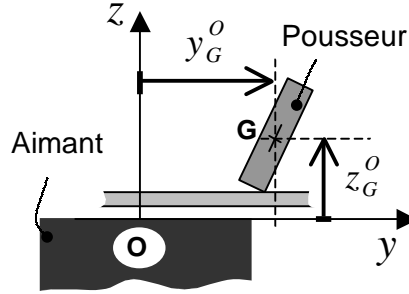


FIG. 3.10 – Lignes de champ autour de l'aimant obtenues à partir du logiciel Flux 3D[®]

FIG. 3.11 – Définition des positions relatives y_G^O et z_G^O

Résultat de la simulation

Le champ magnétique \vec{B}_o étant fixe dans le repère⁷ R_o , sa valeur au centre de gravité G du poussoir est fonction de la position⁸ relative \vec{OG} du poussoir dans R_o (voir figure 3.11). On note :

$$x_G^O = x_G - x_O = \vec{OG} \cdot \vec{x} \quad (3.25)$$

$$y_G^O = y_G - y_O = \vec{OG} \cdot \vec{y} \quad (3.26)$$

$$z_G^O = z_G - z_O = \vec{OG} \cdot \vec{z} \quad (3.27)$$

Le champ présenté dans la suite sera donné en fonction des positions relatives y_G^O et z_G^O du poussoir par rapport à l'aimant avec $x_G^O = 0$. Lors de l'utilisation du dispositif de micromanipulation *WIMS*, la distance entre l'aimant et la vitre inférieure reste constante.

A titre d'exemple, pour un poussoir d'une hauteur de $400 \mu m$, l'altitude z_G^O du centre de gravité G du poussoir vaut la somme de :

- l'intervalle entre l'aimant et la vitre inférieure ($100 \mu m$),
- la hauteur de la plaquette de verre inférieure ($200 \mu m$),
- et la demi-hauteur⁹ du poussoir ($200 \mu m$).

Le champ magnétique à cette altitude $z_G^O = 500 \mu m$ est présenté figure 3.12 en fonction de y_G^O . A l'aplomb du centre de l'aimant cylindrique ($y_G^O = 0$), le champ magnétique \vec{B}_o est vertical ($B_y = 0$). La valeur du champ magnétique atteint alors $0.16 T$.

Validation des simulations de champ magnétique

Les simulations du champ magnétique ont été validées à l'aide de mesures expérimentales. Nous avons utilisé un capteur à effet Hall afin de mesurer le champ magnétique

7. Repère défini figure 3.5, page 63.

8. On rappelle que le point O est un point de l'aimant défini figure 3.5, page 63

9. En considérant que le poussoir est vertical

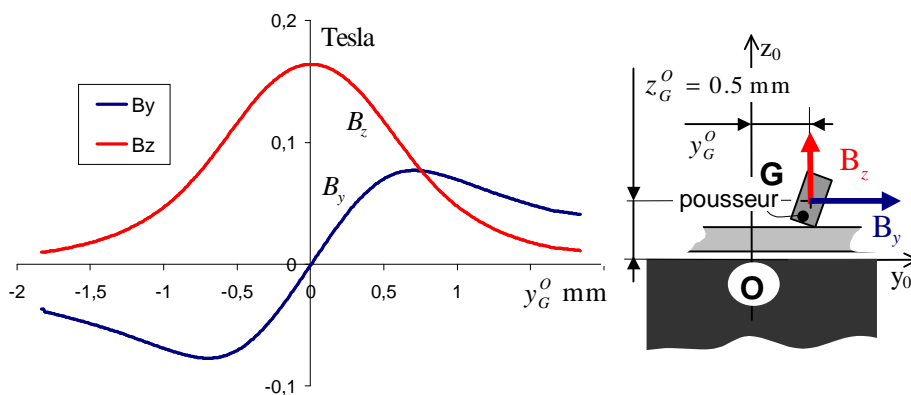


FIG. 3.12 – Champ magnétique en fonction de y_G^O ($z_G^O = 500 \mu m$)

engendré par l'aimant permanent. La zone de mesure S du capteur est une surface de $1.5 mm$ par $1.5 mm$ de normale \vec{u} (voir figure 3.13). Le capteur permet la mesure du flux magnétique Φ_u traversant cette surface sensible :

$$\Phi_u = \iint_S \vec{B}_o \cdot \vec{u} dS \quad (3.28)$$

Soit, à un facteur multiplicatif près, la valeur moyenne $B_{u moy}$ du champ suivant \vec{u} sur la surface S :

$$B_{u moy} = \frac{1}{S} \cdot \iint_S \vec{B}_o \cdot \vec{u} dS \quad (3.29)$$

$$= \frac{1}{S} \cdot \Phi_u \quad (3.30)$$

Dans la suite, on présente un comparatif entre les mesures de flux effectuées grâce au capteur à effet Hall et les valeurs simulées du flux obtenues via Flux 3D[®]. On "exprimera" les valeurs du flux Φ_u en Tesla, correspondant en réalité à la valeur $B_{u moy} = \frac{1}{S} \cdot \Phi_u$. Nous avons effectué des mesures de Φ_u , en plusieurs points de l'espace et pour plusieurs directions \vec{u} . Notons que l'encombrement du capteur à effet Hall limite les possibilités de mesures.

A l'altitude $z_G^O = 2.5 mm$, le capteur peut être orienté suivant les trois directions \vec{x}_o , \vec{y}_o et \vec{z}_o , et permet ainsi de mesurer les trois valeurs de flux Φ_x , Φ_y et Φ_z . Nous avons mesuré l'évolution de ces trois valeurs de flux en fonction de la position y_G^O ($x_G^O = 0$). Le comparatif entre les résultats expérimentaux et les simulations de flux est présenté figure 3.14(c).

A l'altitude $z_G^O = 0.5 mm$, le capteur ne peut être positionné que horizontalement et mesurer Φ_z . Les résultats expérimentaux et simulés de ce flux Φ_z en fonction de y_G^O ($x_G^O = 0$) sont présentés figure 3.14(b) et en fonction de x_G^O ($y_G^O = 0$) sont présentés figure 3.14(a).

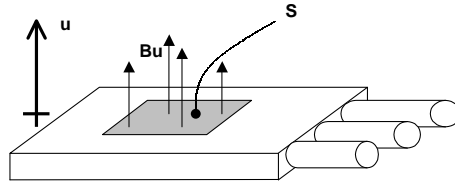


FIG. 3.13 – Le capteur à effet Hall

Les pousseurs étant plaqués contre la plaquette de verre, l'altitude z_G^O du centre de gravité du pousseur est fonction de sa taille. Comme présenté précédemment dans le cas d'un pousseur d'une hauteur de $400\ \mu m$, la hauteur z_G^O vaut $0.5\ mm$. On constate qu'à cette altitude les valeurs mesurées et simulées du flux sont proches, montrant que le champ magnétique simulé via Flux 3D[®] est proche du champ réel. A l'altitude $z_G^O = 2.5\ mm$, l'erreur entre les résultats de mesures est plus grande. Cette erreur constatée est sur une zone du champ que nous n'utilisons pas et n'a, par conséquent, pas d'impact sur la suite de notre modélisation.

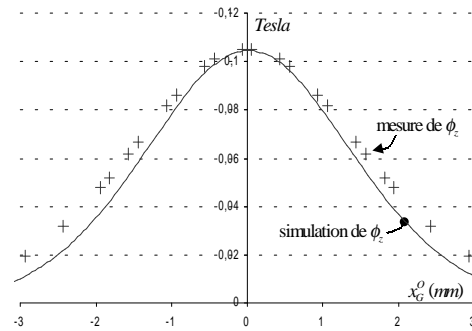
3.3 Fabrication des pousseurs

Deux grands types de pousseurs ont été utilisés lors de cette thèse. Les premiers pousseurs qui ont permis la validation de notre approche ont été réalisés en acier ($400 \times 300 \times 120\ \mu m^3$). Le procédé de fabrication conventionnel de ces pousseurs n'étant plus exploité, il n'est pas présenté ici. Les pousseurs actuellement utilisés sont en nickel. Les procédés de fabrication permettant l'obtention de ces pousseurs sont présentés dans cette partie.

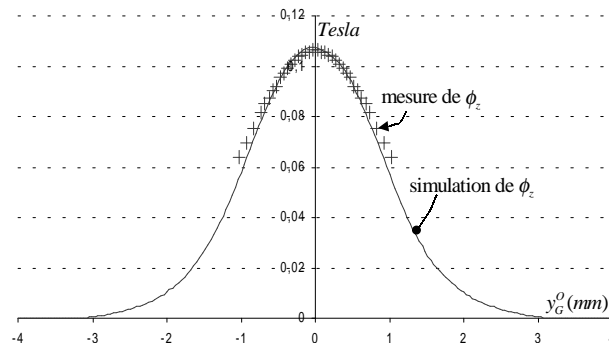
3.3.1 Choix de la technologie de fabrication

L'application visée par nos travaux étant la manipulation de cellules supérieures à dix microns, la grandeur caractéristique de nos pousseurs doit être du même ordre de grandeur que ces objets biologiques (entre $10\ \mu m$ et $200\ \mu m$). Les techniques conventionnelles de fabrication mécanique (usinage par outils coupants) ne permettent que difficilement d'obtenir des pièces d'aussi petite dimension. Nous nous sommes tournés par conséquent vers les techniques de microfabrication inspirées des moyens de fabrication de la micro-électronique pour réaliser nos pousseurs.

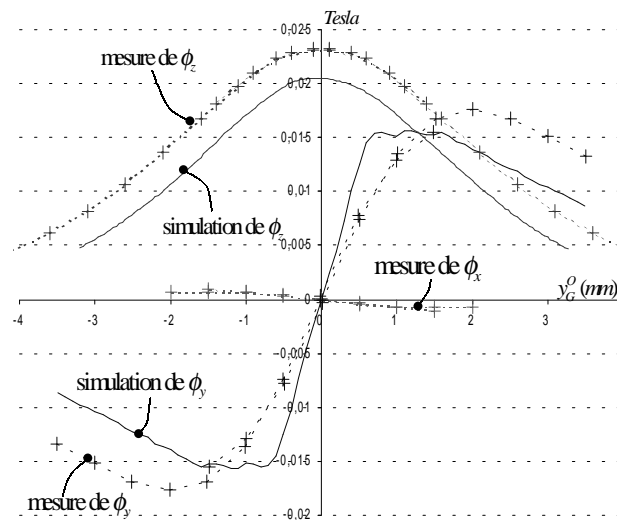
Comme nous l'avons observé au chapitre précédent (partie 2.3.3), l'électroformage est un moyen de fabrication performant de particules ferromagnétiques. Ce procédé permet l'obtention de structure "épaisse" (jusqu'à une centaine de microns), contrairement au procédé de pulvérisation adapté pour la dépose de couches de l'ordre du micron ou inférieure. Le procédé de microfabrication par électroformage a donc été retenu pour la fabrication de nos pousseurs.



(a) Simulation et mesure de ϕ_z en fonction de x_G^0 avec ($z_G^0 = 0.5\text{mm}$, $y_G^0 = 0$).



(b) Simulation et mesure de ϕ_z en fonction de y_G^0 avec ($z_G^0 = 0.5\text{mm}$, $x_G^0 = 0$).



(c) Simulation et mesure de ϕ_x , ϕ_y , et ϕ_z en fonction de y_G^0 avec ($z_G^0 = 2.5\text{mm}$, $x_G^0 = 0$).

FIG. 3.14 – Mesures expérimentales de flux magnétique du capteur effet hall et valeurs simulées du flux.

Le choix de l'alliage à déposer a été déterminé par les moyens de microfabrication qui étaient à notre disposition au sein de l'Institut des Microtechniques de Franche-Comté (IMFC). A ce titre, le choix du nickel pur n'est pas optimal en termes de propriétés magnétiques. En effet, comme nous l'avons exposé dans la partie 2.3.3, un grand nombre de microroboticiens utilisant l'actionnement magnétique se tournent vers les alliages Ni80%-Fer20%. Il s'avère toutefois que les propriétés magnétiques de nos pousseurs, sans être optimales, permettent d'obtenir d'excellents résultats.

Nous visons la réalisation de pousseurs dont la taille varie entre $400 \times 400 \times 20 \mu m$ et $10 \times 10 \times 5 \mu m$. Si on utilise le parallèle avec le kilomonde proposé dans la partie 1.1.2, les pousseurs ont une taille caractéristique allant d'une plaque de $40 \times 40 \times 2 cm$ à un petit objet de $1 \times 1 \times 0.5 cm$ dans le kilomonde. Ces pousseurs d'une grande diversité d'échelles, sont fabriqués à l'aide de deux procédés de fabrication présentés ci-dessous, correspondant à deux "échelles" de pousseurs : supérieure à cent microns et inférieure à cent microns. Nous qualifierons dans la suite les pousseurs dont la taille caractéristique est supérieure à cent microns de "grande taille", par opposition aux autres pousseurs dits de "petite taille".

3.3.2 Processus de fabrication des pousseurs de grande taille

Nous étudions dans cette section la fabrication des pousseurs dits de grande taille. L'objectif du processus de fabrication est la réalisation, via des techniques de microfabrication, de pièces de nickel dont les dimensions vont de $400 \times 400 \times 20 \mu m^3$ à $100 \times 100 \times 20 \mu m^3$. L'originalité du problème réside dans le fait que l'on souhaite décoller ces pièces de nickel du wafer, alors que dans la plupart des cas, en microfabrication, on s'attache à ce que les couches adhèrent entre elles. Le procédé permettant la réalisation de telles pièces est décrit sur la figure 3.15.

Description du processus

Les électroformages ont été réalisés sur substrat de silicium oxydé. Il est à noter que le silicium ne sert ici que de support physique au plan de masse. Nous déposons 3 couches sur le substrat de silicium (figure 3.15(a)) :

- une couche de résine de $1.4 \mu m$ qui va servir de couche sacrifiée,
- une couche métallique (dans notre cas, on utilise une couche d'or avec une couche d'accroche de chrome) et
- une couche de résine épaisse (ici $40 \mu m$) qui servira de moule à l'électroformage.

On réalise ensuite le moule de résine par LIGA-UV (figure 3.15(b)), puis on réalise l'électroformage de nickel. La hauteur électroformée est contrôlée par le temps d'électroformage et la densité surfacique de courant. La hauteur de $20 \mu m$ est atteinte pour un temps de dépôt de l'ordre d'une heure¹⁰ (figure 3.15(c)).

10. La durée de dépôt est fonction de l'intensité utilisée

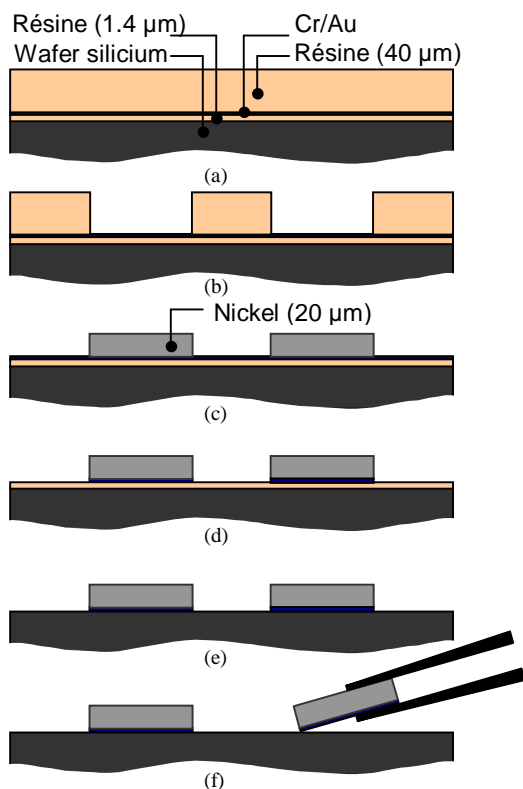


FIG. 3.15 – *Processus de fabrication de pousleur de grande taille (100 μm à 400 μm) : (a) dépôt de résine 1.4 μm , plan de masse Cr/Au, résine 40 μm ; (b) insolation et révélation de la résine; (c) électroformage de nickel et attaque de la résine; (d) attaque rapide de la couche métallique Cr/Au; (e) attaque de la couche sacrificiée en résine; (f) déplacement manuel vers le WIMS.*

Lors de l'attaque rapide du plan de masse Cr/Au (figure 3.15(d)), les pousseurs restent accrochés sur la couche sacrificiée en résine. On attaque par la suite cette couche de résine (figure 3.15(e)) pour libérer les pousseurs qui se posent alors sur le wafer de silicium. Les pousseurs étant de grande taille, ils possèdent une grande surface de contact avec le wafer et restent ainsi collés dessus par adhésion. L'attaque de la couche sacrificiée et le rinçage de cette opération peuvent donc se faire sans que les pousseurs ne se décollent du wafer. La couche d'or résiduelle est, elle, laissée sur le pousleur.

On peut donc stocker les pousseurs dans cette configuration stable. Les pousseurs étant de grande taille, leur manipulation manuelle sous microscope est possible. Pour utiliser un pousleur, on le saisit manuellement à l'aide d'une pince pour le poser sur la plaquette de verre inférieure du WIMS (figure 3.15(f) et figure 3.16).

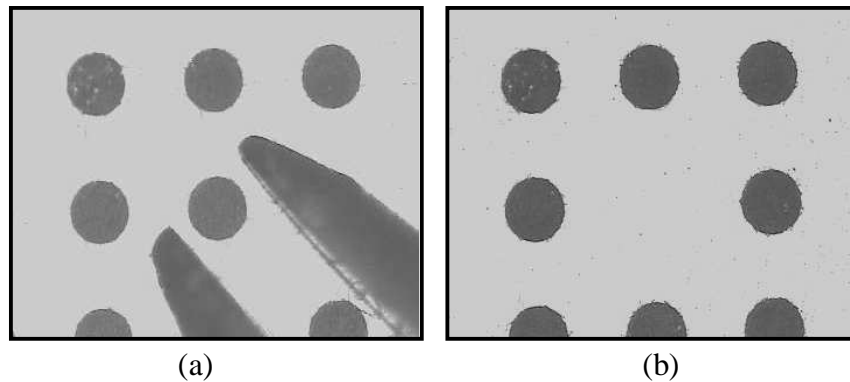


FIG. 3.16 – *Transfert manuel d'un pousseur de diamètre 200 μm .*

Analyse du processus

Dans ce processus de fabrication, le passage de l'étape (d) à l'étape (e) (étapes décrites figure 3.15) est particulièrement délicat. En effet, l'obtention de l'état (e) nécessite deux étapes :

- l'attaque de la couche sacrificée (résine),
- le rinçage à l'eau des produits d'attaque et le séchage du substrat.

Le risque de perte de pousseurs est très important lors du rinçage. Cette opération nécessite un flux d'eau suffisamment important pour évacuer les produits d'attaque. Dans le cas de grands pousseurs, cette opération est réalisable, la surface de contact entre le pousseur et le substrat assurant le maintien de celui-ci. En revanche, les pousseurs de petite taille sont emportés par le flux d'eau et sont perdus dans l'eau de rinçage.

Il existe également une deuxième limitation. Lors du recuit de la résine supérieure, on constate la formation de craquelures sur le plan de masse en or entre les deux résines. Ces craquelures d'une largeur de l'ordre de $5\ \mu\text{m}$ ne provoquent pas de perturbations pour l'électroformage de grands pousseurs. A des tailles inférieures à $100\ \mu\text{m}$, ces craquelures, du même ordre de grandeur que l'objet à électroformer, perturbent fortement la réalisation de l'électroformage.

3.3.3 Processus de fabrication des pousseurs de petite taille

Le processus de fabrication des pousseurs de petite taille doit résoudre deux problèmes mis en évidence lors de la fabrication des pousseurs de grande taille :

- les craquelures sur le plan de masse,
- la perte des pousseurs lors du rinçage.

Afin de résoudre le premier problème, on utilisera comme couche sacrificée directement le plan de masse métallique. L'utilisation d'un plan de masse en cuivre comme couche

sacrifiée est une méthode utilisée dans [89]. Pour éviter la perte des pousseurs lors du rinçage, on propose d'utiliser, durant le rinçage, un effort magnétique pour plaquer les pousseurs sur le substrat.

Description du processus d'électroformage

Le processus de fabrication des pousseurs de petite taille est décrit figure 3.17. Les étapes (a) et (d) des deux processus de fabrication (grande taille figure 3.15 et petite taille figure 3.17) sont identiques.

Figure 3.17(a), nous réalisons deux dépôts sur le wafer de silicium :

- un plan de masse composé d'une couche d'accroche en titane et d'une couche de cuivre réalisées en pulvérisation (épaisseur : $1 \mu m$),
- une couche de résine de $12 \mu m$ d'épaisseur.

On ouvre la résine aux endroits où l'on souhaite électroformer le nickel, on réalise l'électroformage du nickel, on attaque la résine et on réalise une attaque rapide du cuivre. On se trouve alors à l'étape (d).

On place le wafer sur un aimant permanent, de façon à ce que les lignes de champ du champ magnétique soient normales au plan du wafer (voir figure 3.17(e)). On attaque alors la couche de cuivre située sous les pousseurs. Lorsque la couche est complètement attaquée, le couple magnétique induit par le champ (décrit équation (2.2), page 48) place les pousseurs dans la position verticale (voir figure 3.17(e) - et figure 3.18).

On peut, grâce à cette méthode, observer l'instant exact où le pousseur se décolle du wafer. Le pousseur est également attiré par l'aimant et est plaqué contre le wafer. On peut donc rincer le wafer sans difficulté et avec un risque minime de perdre les pousseurs.

Description du processus d'isolement

Les pousseurs dont la taille est inférieure à $100 \mu m$ sont difficilement manipulables manuellement. On présente ici la méthode utilisée. On souhaite déplacer ces pousseurs vers une plaquette de verre de stockage. Un aimant permanent est situé sous cette plaquette de stockage pour réaliser ce transfert. On réalise l'opération à l'aide d'une pointe légèrement aimantée. On amène la pointe au-dessus des pousseurs à déplacer. Cette pointe attire un ensemble de pousseurs (voir figure 3.17(f)). On déplace alors la pointe au dessus de la plaquette de stockage. L'aimant situé sous la plaquette de stockage attire alors les pousseurs (voir figure 3.17(g)). Les pousseurs sont ainsi transférés sur la plaquette de verre de stockage.

Lors de l'utilisation du *WIMS*, on utilise un seul pousseur. On vient alors avec une pointe AFM¹¹ isoler un pousseur dans le stock [94]. Une photo du dispositif de micromanipulation par microscope AFM est présentée figure 3.19. Une fois le pousseur

11. AFM : Microscope à Force Atomique. Ce type de microscope permet via un microlevier d'effectuer des tâches de micromanipulation [94]

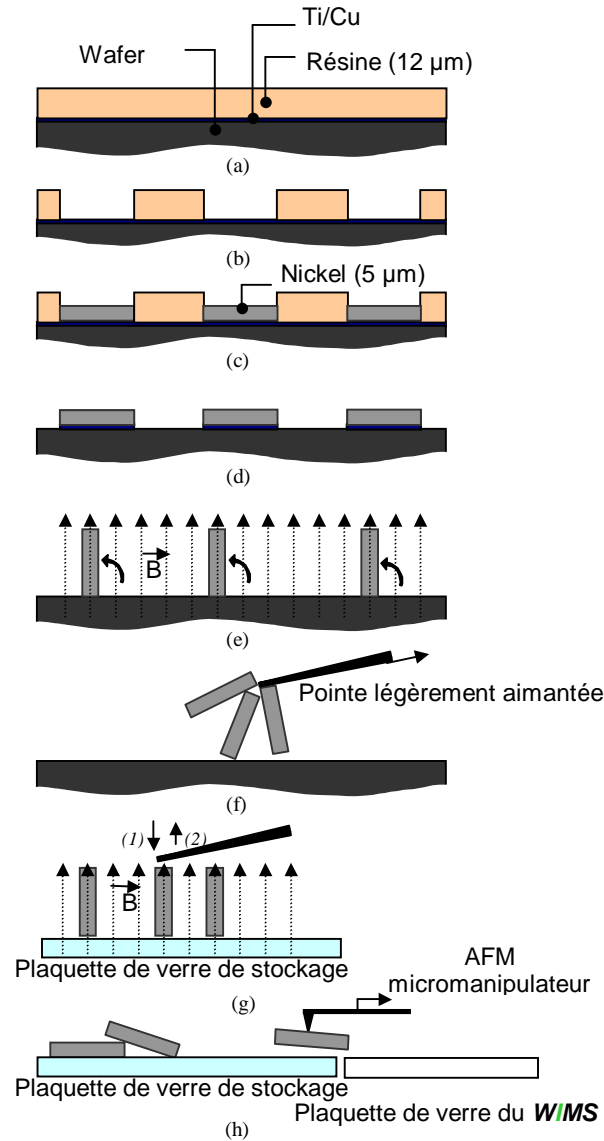


FIG. 3.17 – *Processus de fabrication de petits pousseurs (100 μm à 10 μm): (a) dépôt en pulvérisation du plan de masse Ti/Cu et dépôt d'une résine épaisse 12 μm; (b) insulation et révélation de la résine; (c) électroformage de nickel; (d) attaque de la résine et attaque rapide du plan de masse Ti/Cu; (e) attaque du plan de masse Ti/Cu sous champ magnétique; (f)-(g) transfert de quelques pousseurs vers la plaquette de verre de stockage grâce à un levier faiblement aimanté; (h) isolement et transfert d'un pousseur vers le WIMS grâce à un manipulateur à tête AFM.*

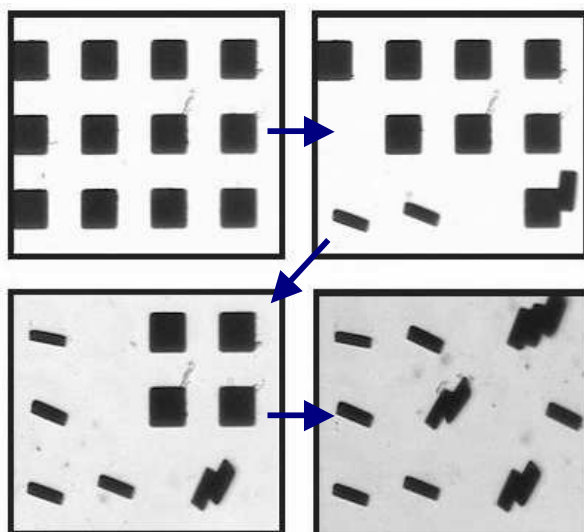


FIG. 3.18 – *Décollement des pousseurs carrés de 50 microns, en utilisant un champ magnétique*

isolé, on le transfère sur la plaquette de verre du *WIMS* par un procédé de manipulation par adhésion¹² via l'AFM comme décrit figure 3.17(h).

Analyse du processus

On réalise grâce à ce procédé des pousseurs de formes diverses allant de $10 \times 10 \times 5 \mu\text{m}^3$ à $100 \times 100 \times 5 \mu\text{m}^3$. Quelques photos prises à différents instants du processus de fabrication sont présentée figure 3.20. Quelques exemples de formes de pousseurs sont décrites figure 3.2, page 61. L'intérêt du procédé présenté ici réside dans la méthode de détachement permettant la réalisation d'objets de très petite taille inférieure à $100 \mu\text{m}$. L'utilisation du champ magnétique permet d'une part de contrôler le temps d'attaque de la couche sacrificiée et d'autre part de plaquer les micro-objets sur le wafer lors du rinçage qui suit l'attaque. Sans ce champ magnétique, l'ensemble des pousseurs serait perdu dans l'eau de rinçage. Le temps d'attaque T_a est directement lié à la forme des objets :

- Pousseurs cylindriques (diamètre 100 microns) : $T_a = 7$ à 8 min,
- Pousseurs carrés (50 microns) : $T_a = 5$ à 6 min,
- Pousseurs carrés (30 microns) : $T_a = 2$ à 3 min.

On utilise une vitre de stockage car la manipulation par AFM est réalisée avec un microscope inversé avec une caméra sous le plan de travail, il faut par conséquent que

12. Le principe de la manipulation par adhésion est décrit dans [51]

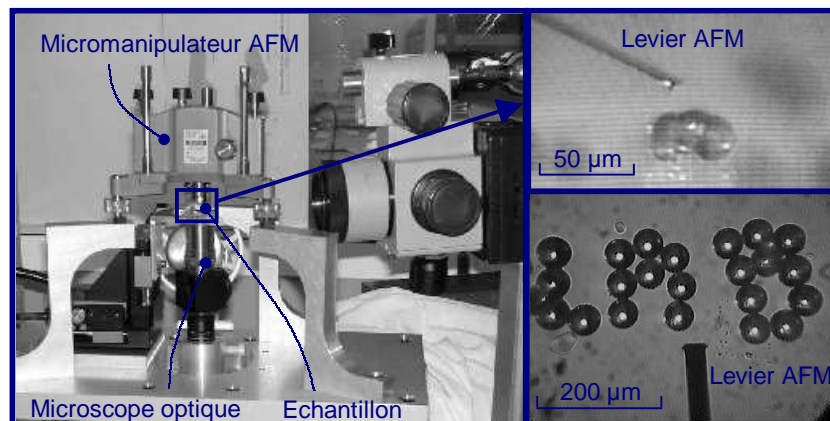


FIG. 3.19 – Dispositif de micromanipulation par microscope AFM (Laboratoire d'Automatique de Besançon - UMR CNRS, Besançon, France) [94]

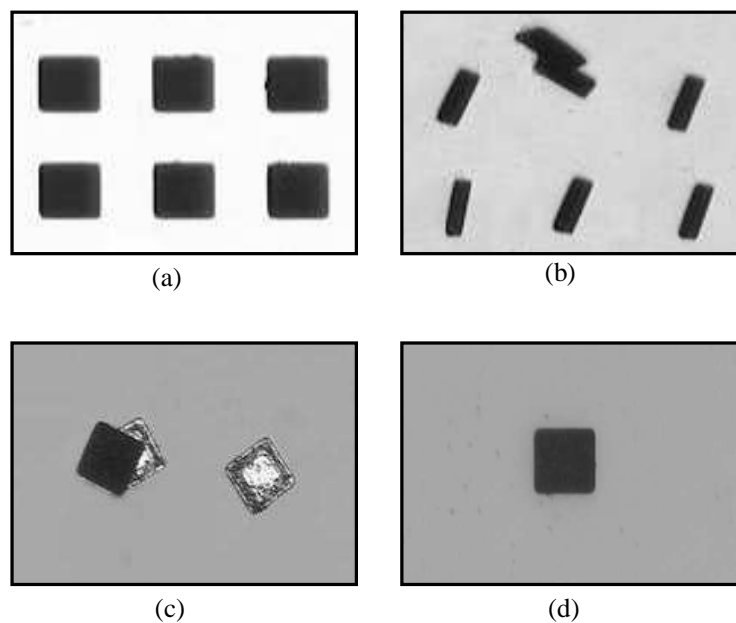


FIG. 3.20 – Étapes de fabrication de petits pousseurs ($50 \times 50 \times 5 \mu\text{m}$): (a) pousseurs électroformés; (b) pousseurs après l'attaque de la couche sacrifiée métallique sous le champ magnétique; (c) pousseurs sur la plaquette de verre de stockage; (d) un pousseur sur la plaquette de verre du WIMS.

le substrat soit transparent.

Cette méthode n'est pas strictement réservée aux pousseurs de petite taille, on peut aussi réaliser de grands pousseurs [89] avec cette méthode mais le temps d'attaque de la couche sacrificiée est plus long que dans le processus précédent.

3.3.4 Discussion sur la biocompatibilité

Concernant la fabrication des pousseurs, une étape de fabrication supplémentaire reste à mettre en place afin d'assurer la biocompatibilité de ceux-ci. En effet, le nickel est un allergène, et par conséquent non biocompatible. La voie choisie est de conserver toutefois le matériau *nickel* en l'enrobant dans un autre matériau biocompatible. Deux voies sont actuellement en cours d'exploration :

- dépôt de titane,
- dépôt d'un polymère biocompatible.

Ce problème de biocompatibilité reste un problème ardu, mais un passage obligé pour appréhender des micro-objets d'origine biologique. Le choix de la technologie d'enrobage devra être validée par des expériences biologiques afin d'assurer la biocompatibilité du pousseur enrobé.

Conclusion du chapitre

Au cours de ce chapitre, nous avons présenté le dispositif expérimental de micro-manipulation mis en place lors de cette thèse et utilisant le principe d'actionnement choisi au chapitre 2. Le pousseur ferromagnétique placé au sein du milieu biologique suit le mouvement de l'aimant situé sous ce milieu. Nous avons relevé que ce principe permet le déplacement du pousseur dans un plan. Toutefois dans les deux prochains chapitres, les modèles ne seront développés que suivant un seul axe de déplacement. Dans ce chapitre, nous avons étudié plus précisément trois éléments du dispositif expérimental *WIMS* :

- le champ magnétique de l'aimant,
- le micro-actionneur permettant le déplacement de l'aimant,
- la fabrication des pousseurs.

Les modélisations de la dynamique du micro-actionneur et du champ magnétique de l'aimant vont être utilisées dans les deux prochains chapitres. Ces études nous permettront chapitre 4, de construire un modèle de la transmission de mouvement entre l'aimant et le pousseur et chapitre 5, d'établir un modèle de la commande du dispositif.

Chapitre 4

Modélisation du comportement du pousseur et estimateur d'effort

Ce chapitre est consacré à la modélisation du dispositif de micromanipulation présenté dans le chapitre 3. On s'attache tout particulièrement à la description de la transmission de mouvement entre l'aimant et le pousseur de cellules. Après une présentation de deux études préliminaires concernant le comportement magnétique du pousseur, et l'action mécanique de l'eau sur le pousseur, nous étudions le comportement en orientation du pousseur. Une troisième partie est consacrée à l'étude du comportement en translation du pousseur induit par les phénomènes de frottement entre la plaquette de verre et le pousseur. Enfin nous présentons la modélisation complète du comportement du pousseur synthétisant le comportement en orientation et le comportement en translation. De plus les cellules étant des éléments fragiles, il est nécessaire de connaître les efforts qui leur sont appliquées lors de la manipulation. Nous présentons dans la dernière partie, un estimateur d'effort basé sur la mesure de la position relative du pousseur et de l'aimant. Le modèle de comportement du pousseur développé dans ce chapitre nous permettra, dans le chapitre suivant, de mettre au point la commande du dispositif.

4.1 Études préliminaires

Nous présentons en premier lieu dans cette section une partie des notations qui seront utilisées dans ce chapitre. Il est à noter qu'un glossaire des notations utilisées est présenté en annexe A, page 167. Nous développerons également deux études préliminaires sur l'action mécanique de l'eau sur le pousseur et sur le comportement magnétique du pousseur. Ces études nous permettront dans la suite de modéliser le comportement du pousseur.

4.1.1 Notations utilisées

On rappelle que l'on note \vec{B}_o , le champ magnétique engendré par l'aimant permanent. Le pousseur étant fabriqué dans un matériau ferromagnétique, il possède une aimantation que l'on note : \vec{M} . On rappelle également que les repères R (fixe), R_o (lié à l'aimant) et R_p (lié au pousseur) sont définis figure 3.5, page 63. On rappelle enfin que les points G , I et O désignent respectivement le centre de gravité du pousseur, le point de contact au pied du pousseur et un point caractéristique de l'aimant. Enfin, on note que l'étude du comportement du pousseur n'est développée que suivant la direction de déplacement $\vec{y} = \vec{y}_o$ à \vec{x} constant.

Efforts appliqués sur le pousseur

Le pousseur est soumis à quatre efforts lorsqu'il ne pousse pas d'objets :

- l'effort magnétique appliqué par l'aimant

$$\vec{F} = F_z \vec{z} + F_y \vec{y},$$
- le couple magnétique appliqué par l'aimant [18]

$$\vec{\Gamma}_{mag} = V \cdot \vec{M} \wedge \vec{B}_o,$$
- l'effort de réaction de la plaquette de verre

$$\vec{F}_{gnd} = N \vec{z} + T \vec{y},$$
- l'effort appliqué par l'eau sur le pousseur

$$\vec{F}_w.$$

Position angulaire

Le pousseur étant beaucoup plus petit que l'aimant permanent, on considère que le champ magnétique \vec{B}_o est uniforme autour du pousseur. On note \vec{z}_b la direction du champ magnétique \vec{B}_o autour du pousseur, soit $\vec{B}_o = B_o \vec{z}_b$ (voir figure 4.1). On rappelle également que \vec{z}_p caractérise la position angulaire du pousseur comme représenté figure 4.1.

On considère que l'effort magnétique \vec{F} est appliqué au centre de gravité G du pousseur et on note \vec{z}_f sa direction (voir figure 4.2) et α_f l'angle entre la verticale \vec{z}_0 et \vec{z}_f (de même α_b et α_p angle entre la verticale \vec{z}_0 et respectivement \vec{z}_b et \vec{z}_p). On note également θ l'angle entre le champ magnétique et le pousseur : $\theta = \alpha_p - \alpha_b$.

4.1.2 Actions de l'eau sur le pousseur

L'étude de l'effort de l'eau sur le pousseur vise à montrer que cet effort F_w est négligeable devant l'effort magnétique. L'objectif est par conséquent d'établir l'ordre de grandeur des actions mécaniques de l'eau sur le pousseur afin de les comparer à l'effort magnétique. Nous ne cherchons pas, par conséquent, à connaître une valeur précise de cet effort F_w mais son ordre de grandeur.

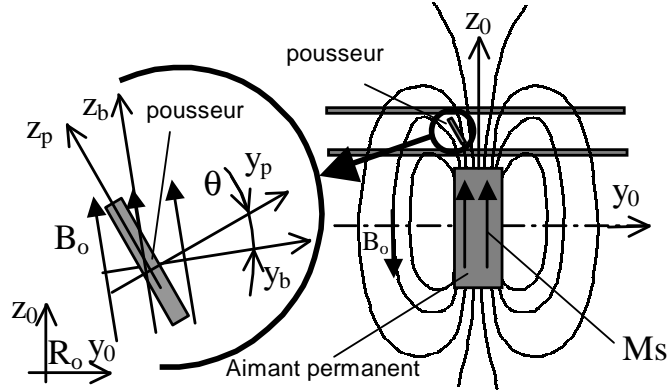


FIG. 4.1 – Champ magnétique autour du pousseur

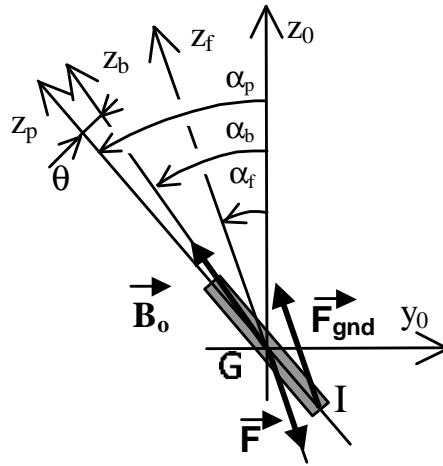


FIG. 4.2 – Définition des axes et des angles

Nous considérons que la hauteur h du pousseur suivant la direction \vec{z}_p (définie figure 4.3) est plus grande que suivant les autres directions. Nous considérons également dans cette partie visant à estimer l'effort F_w que la direction \vec{z}_p du pousseur est proche de la verticale \vec{z}_o . On a donc : $\vec{y}_p \simeq \vec{y}_o$. Il est à noter que cette hypothèse est valide uniquement dans cette partie. On note $\vec{V}_w = V_w \vec{y}_o$ la vitesse relative entre l'eau et le pousseur. L'effort \vec{F}_w suivant la direction \vec{y}_o vérifie [22] :

$$\vec{F}_w = -\frac{1}{2} C_y \rho_w S_y |V_w| \vec{V}_w \quad (4.1)$$

avec $\begin{cases} \rho_w = 1000 \text{ kg.m}^{-3} \\ S_y = \text{surface décrite figure 4.3} \end{cases}$

Le coefficient C_y est fonction du nombre de Reynold R_e caractérisant l'écoulement

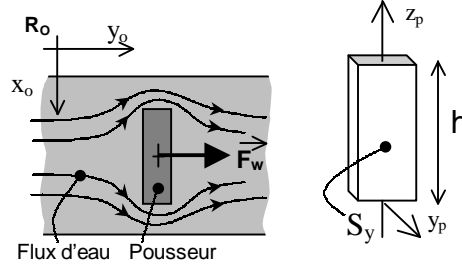


FIG. 4.3 – Écoulement d'eau autour du pousseur ($R_e = 0.2$)

autour du pousseur :

$$R_e = \frac{\|V_w\| \cdot h}{\nu} \quad (4.2)$$

avec $\begin{cases} h = \text{hauteur du manipulateur} \\ \nu = 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1} \text{ (viscosité cinématique de l'eau)} \end{cases}$

La vitesse typique de l'aimant permanent sur notre dispositif est de $V_{typ} = 0.5 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ (équation 3.8, page 67). La vitesse caractéristique du pousseur est donc également de $0.5 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$. Lorsque $V_y = V_{typ}$, et si on prend l'exemple d'un pousseur de grande taille en acier ayant comme dimensions $300 \times 400 \times 120 \mu\text{m}$, on a :

$$R_e \simeq 0.2 \quad (4.3)$$

L'écoulement d'eau autour du pousseur avec $R_e = 0.2$ est décrit sur la figure 4.3. Pour des écoulements caractérisés par un nombre de Reynolds très faible ($R_e < 1$), la valeur du coefficient de traînée C_y vaut :

$$C_y = \frac{8\pi}{R_e} \cdot \frac{1}{2.2 - \ln(R_e)} \quad [22]$$

donc : $C_y = 33$ (4.4)

L'effort F_w vaut donc :

$$\|\vec{F}_w\| \simeq 0.5 \text{ nN} \quad (4.5)$$

Cette valeur est très nettement inférieure à l'effort magnétique F appliqué sur ce pousseur (typiquement 2 mN - voir section 4.3.1, figure 4.10, page 98). L'effort magnétique est en effet 4.10^6 fois plus important que l'effort de l'eau F_w pour un pousseur caractérisé par $h = 400 \mu\text{m}$.

Dans le cas d'un pousseur de taille $10 \times 10 \times 5 \mu\text{m}^3$ en nickel, on obtient :

$$F = 130 \text{ nN} \text{ de (6.13), page 158} \quad (4.6)$$

$$F_w \simeq 0.008 \text{ nN} \ll F \quad (4.7)$$

Quelle que soit la taille du pousseur, l'effort de l'eau est très inférieur à l'effort magnétique. Par conséquent, nous négligerons dans la suite cet effort F_w devant l'effort magnétique.

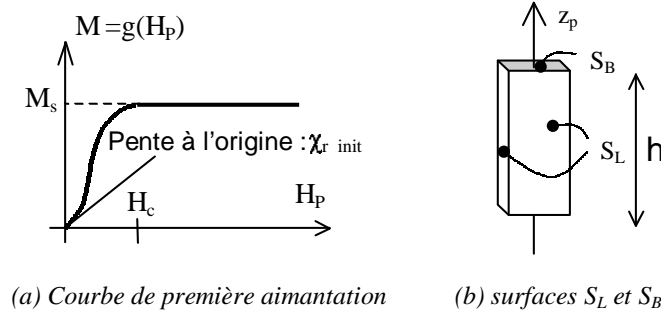


FIG. 4.4 – Comportement magnétique du pousseur

4.1.3 Calcul de l'aimantation

Dans cette partie, nous cherchons à déterminer la valeur de l'aimantation \vec{M} au sein du pousseur. Ce calcul conventionnel en magnétique est présenté afin de mieux appréhender le comportement magnétique du pousseur.

On note \vec{H}_o l'excitation magnétique à l'extérieur du pousseur. Le pousseur est un matériau ferromagnétique doux. On note :

- \vec{M} , l'aimantation,
- \vec{B}_P , le champ magnétique à l'intérieur du pousseur¹,
- \vec{H}_P , l'excitation magnétique au sein du pousseur.

Le pousseur étant de taille microscopique, on considère que ces trois vecteurs sont uniformes à l'intérieur du pousseur.

L'allure de la courbe d'aimantation du pousseur donnant M en fonction de H_P est présentée sur la figure 4.4. Classiquement, la courbe d'aimantation d'un matériau ferromagnétique doux possède un léger hystérésis (non représenté figure 4.4(a)). Cet hystérésis influe sur le comportement magnétique pour des valeurs de l'excitation H_P proche du champ coercitif H_c . On montrera par la suite que, dans notre cas, la valeur de H_P est très nettement supérieure au champ coercitif H_c . Par conséquent, dans la suite, on ne tiendra pas compte de l'effet d'hystérésis, la courbe d'aimantation peut alors être représentée par une fonction (voir figure 4.4(a)) :

$$M = g(H_P) \quad (4.8)$$

M_s et H_c définissent l'aimantation à saturation ainsi que le champ coercitif du pousseur. On note $\chi_r(H_P)$ et $\chi_r \text{ init}$, respectivement la perméabilité magnétique fonction de l'excitation magnétique et la perméabilité magnétique initiale. On a ainsi par définition :

$$g(H_P) = \chi_r(H_P) H_P \quad (4.9)$$

1. \vec{B}_p représente le champ magnétique réel au sein du pousseur et \vec{B}_o le champ magnétique engendré par l'aimant

Les valeurs de ces propriétés magnétiques dans le cas du nickel et de l'acier sont décrites dans le tableau 4.1 [18].

	Acier	Nickel
$\mu_0 M_s$	1.5 to 2 T	0.6 T
H_c	$\simeq 30 \text{ Am}^{-1}$	$\simeq 30 \text{ Am}^{-1}$
$\chi_r \text{ init}$	> 250	1200

TAB. 4.1 – *Propriétés magnétiques du nickel et de l'acier [18]*

La dimension h du pousseur suivant la direction \vec{z}_p est plus importante que suivant les autres directions, ainsi les faces latérales S_L sont plus grandes que les autres faces S_B (voir figure 4.4). Le champ à l'intérieur du pousseur et donc essentiellement fonction des conditions limites sur ses faces latérales S_L .

Si l'on néglige les courants de surfaces, alors :

$$\begin{aligned} & \text{- la composante normale de } \vec{B} \text{ sur } S_L \text{ est continue} & (4.10) \\ & \quad \text{(d'après l'équation (3.11), page 68)} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \text{- la composante tangentielle de } \vec{H} \text{ sur } S_L \text{ est continue} & (4.11) \\ & \quad \text{(d'après l'équation (3.21), page 69)} \end{aligned}$$

Par conséquent, on obtient le système d'équation suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \vec{H}_P = \frac{\vec{B}_P}{\mu_0} - \vec{M} \quad (\text{voir équation 3.20, page 68}) \\ \vec{H}_0 = \frac{\vec{B}_o}{\mu_0} \quad (\text{car } \vec{M} = \vec{0}, \text{ à l'extérieur du pousseur}) \\ B_{Py_p} = \vec{B}_P \cdot \vec{y}_p = \vec{B}_o \cdot \vec{y}_p = B_o \cdot \sin(\theta) \text{ de (4.10)} \\ H_{Pz_p} = \vec{H}_P \cdot \vec{z}_p = \vec{H}_0 \cdot \vec{z}_p = \frac{B_o}{\mu_0} \cdot \cos(\theta) \text{ de (4.11)} \\ M_{y_p} = g(H_{Py_p}) = \chi_r(H_{Py_p}) H_{Py_p} \\ M_{z_p} = g(H_{Pz_p}) \end{array} \right. \quad (4.12)$$

Si on résout le système (4.12), on obtient :

$$M_{y_p} = \frac{B_o \cdot \sin(\theta)}{\mu_0} h(\chi_r(H_{Py_p})) \quad (4.13)$$

$$M_{z_p} = g\left(\frac{B_o}{\mu_0} \cdot \cos(\theta)\right) \quad (4.14)$$

$$\text{avec : } h(\chi_r(H_{Py_p})) = \frac{\chi_r(H_{Py_p})}{1 + \chi_r(H_{Py_p})} \quad (4.15)$$

Le champ magnétique B_o à hauteur du pousseur est de l'ordre de 0.15 T (voir figure 3.12, page 72), donc :

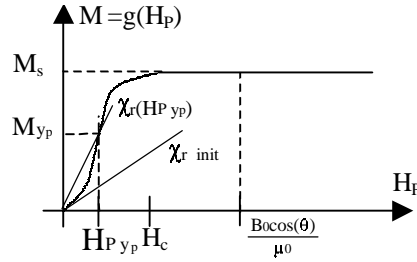


FIG. 4.5 – Calcul de l'aimantation du pousseur

$$\frac{B_o \sin(\theta)}{\mu_0} < M_s \quad \text{d'après la table 4.1} \quad (4.16)$$

$$\chi_r(H_{P_{yp}}) > 0 \Rightarrow h(\chi_r(H_{P_{yp}})) < 1 \quad \text{de (4.15)} \quad (4.17)$$

$$\Rightarrow M_{yp} < M_s \quad \text{de (4.13)(4.16)}$$

$$\text{donc } \chi_r(H_{P_{yp}}) > \chi_r^{init} \quad \text{voir figure 4.5}$$

$$\text{donc } \chi_r(H_{P_{yp}}) \gg 1 \quad \text{d'après la table 4.1}$$

L'équation (4.13) devient donc :

$$M_{yp} \simeq \frac{B_o \cdot \sin \theta}{\mu_0} \quad (4.18)$$

On constate expérimentalement que l'angle θ a une valeur proche de 0. Nous prouverons dans la suite que sa valeur est quasi nulle. Nous considérons en première hypothèse que :

$$\cos(\theta) \geq 0.5 \quad \text{soit : } \theta \in [-60^\circ; 60^\circ] \quad (4.19)$$

Cette hypothèse nous permet de comparer la valeur de $\frac{B_o}{\mu_0} \cdot \cos(\theta)$ et le champ coercitif H_c :

$$\text{d'après la table 4.1} \Rightarrow \frac{B_o}{\mu_0} \cdot \cos(\theta) \gg H_c$$

$$\Rightarrow g\left(\frac{B_o}{\mu_0} \cdot \cos(\theta)\right) = M_s \quad (\text{voir figure 4.5})$$

$$\text{donc l'équation (4.14) devient } M_{z_p} = M_s \quad (4.20)$$

D'après (4.18) et (4.20), on obtient l'aimantation \vec{M} au sein du pousseur :

$$\vec{M} = M_s \vec{z}_p + \frac{B_o \cdot \sin(\theta)}{\mu_0} \vec{y}_p \quad (4.21)$$

4.2 Comportement en orientation du pousseur

Les études préliminaires précédentes ont permis d'établir le comportement magnétique du pousseur ferromagnétique. Nous nous attachons dans les trois prochaines parties (4.2, 4.3 et 4.4) à définir le comportement en orientation et en position du pousseur.

Nous prouverons, dans cette partie, que le pousseur est aligné avec les lignes de champ du champ magnétique. Cette propriété nous permettra de définir, en tout point, l'orientation du pousseur.

Les deux parties suivantes (4.3, et 4.4) sont consacrées à l'étude du comportement en translation du pousseur, et à la synthèse des deux comportements (en translation et en orientation).

4.2.1 Étude statique en rotation

Dans un premier temps, nous cherchons à montrer que le pousseur est aligné avec les lignes de champ lorsque sa vitesse de déplacement est nulle.

En appliquant le principe de la statique au pousseur, on obtient :

$$T + F_y = 0 \quad (4.22)$$

$$N + F_z = 0 \quad (4.23)$$

$$\overrightarrow{\Gamma_{mag}} + \overrightarrow{F} \wedge \overrightarrow{GI} = \overrightarrow{0} \quad (4.24)$$

On s'intéresse au comportement en orientation du pousseur dicté par loi (4.24). Cette loi d'équilibre statique établit le lien entre le couple² magnétique $\overrightarrow{\Gamma_{mag}}$ et le moment en I ($\overrightarrow{F} \wedge \overrightarrow{GI}$) de la force magnétique \overrightarrow{F} .

On a d'une part :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{\Gamma_{mag}} &= V \cdot \overrightarrow{M} \wedge \overrightarrow{B_o} \\ &= V \cdot (M_s \cdot \overrightarrow{z_p} + \frac{B_o \cdot \sin(\theta)}{\mu_o} \cdot \overrightarrow{y_p}) \wedge B_o \overrightarrow{z_b} \quad \text{de (4.21)} \\ &= V \cdot B_o \left(M_s (-\sin(\theta)) + \frac{B_o \cdot \sin(\theta)}{\mu_o} \cos(\theta) \right) \\ \overrightarrow{\Gamma_{mag}} &= \frac{V \cdot B_o \sin(\theta)}{\mu_o} (-\mu_o M_s + B_o \cos(\theta)) \end{aligned} \quad (4.25)$$

D'autre part :

$$\begin{aligned} \overrightarrow{F} \wedge \overrightarrow{GI} &= (-F \overrightarrow{z_f}) \wedge \left(-\frac{h}{2} \overrightarrow{z_p} \right) \\ &= F \frac{h}{2} \sin(\alpha_p - \alpha_f) \\ \overrightarrow{F} \wedge \overrightarrow{GI} &= F \frac{h}{2} \sin(\theta + \alpha_b - \alpha_f) \end{aligned} \quad (4.26)$$

2. $\overrightarrow{\Gamma_{mag}}$: Couple magnétique appliqué de l'aimant sur le pousseur (voir section 4.1.1, page 86)

On obtient ainsi :

$$F \frac{h}{2} \sin(\theta + \alpha_b - \alpha_f) = V(\mu_0 M_s - B_o \cos(\theta)) \frac{B_o \sin(\theta)}{\mu_0} \quad \text{de (4.24) (4.25) (4.26)}$$

La valeur de θ étant petite, on a :

$$\theta = \theta_s = \frac{h}{\mu_0 M_s - B_o} \times \frac{F}{2V} \times f_\theta(B_o). \quad (4.27)$$

$$\text{avec : } f_\theta(B_o) = \frac{\mu_0 \sin(\alpha_b - \alpha_f)}{B_o}$$

A titre d'exemple, on calcule la valeur θ_s pour un pousseur en acier ($400 \times 300 \times 120 \mu m^3$). On observe par simulation que la différence entre les angles α_f et α_b atteint la valeur maximale de 15° . L'effort magnétique F sur le pousseur (calculé section 4.3.1) est de l'ordre de $2 mN$. Le champ magnétique B_o autour du pousseur est de l'ordre de $0.15 T$ (voir section 3.2.2, figure 3.12, page 72). Les valeurs typiques de l'aimantation pour un acier sont décrites tableau 4.1 [18]. Avec ces valeurs, on obtient un angle θ_s inférieur ou égal à 2.5° .

L'effort magnétique est un effort volumique, ainsi le terme $\frac{F}{2V}$ de l'équation (4.27) ne dépend³ pas de la hauteur h du pousseur. L'angle θ_s , défini équation (4.27), est donc proportionnel à la hauteur h du pousseur. Par conséquent l'angle θ_s est maximal pour les pousseurs possédant la hauteur h maximale de $400 \mu m$. Quel que soit le pousseur utilisé, l'angle θ_s sera donc inférieur à 2.5° (valeur de θ_s pour $h = 400 \mu m$):

$$\theta_s < 2.5^\circ \quad (4.28)$$

Cette valeur étant faible, nous considérons que, dans la cas statique, le pousseur est aligné avec le champ magnétique ($\theta = \theta_s = 0$, $\vec{z}_p = \vec{z}_b$).

$$\theta = \theta_s \simeq 0 \quad (4.29)$$

On montre en annexe B, page 171, que cette propriété, vraie dans le cas statique, est également vraie en dynamique car l'inertie en rotation du pousseur est négligeable devant le couple magnétique. On considère par conséquent que le pousseur est aligné en permanence avec les lignes de champ :

$$\alpha_p(t) = \alpha_b(t) \quad \forall t \quad \text{de (B.20), page 175}$$

4.2.2 Bilan du comportement en orientation

Les différentes orientations du pousseur en fonction de la position relative du pousseur par rapport à l'aimant sont décrites figure 4.6. Quelle que soit la position du pousseur, celui ci s'aligne sur les lignes de champ du champ \vec{B}_o ($\theta = 0$). L'équation (4.21) devient alors :

3. L'étude complète de l'effort volumique en fonction de la hauteur h du pousseur est présentée 6.2.2, page 153

Différentes positions du pousseur dans le champ magnétique

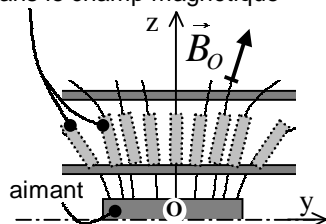
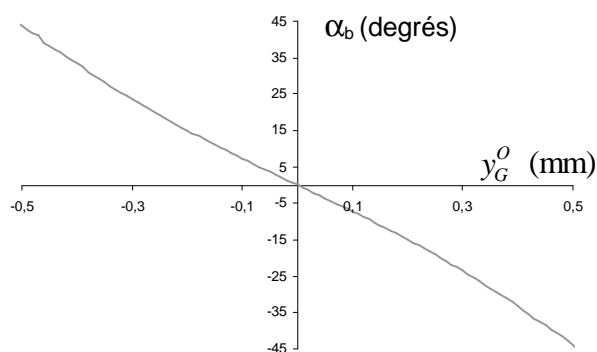


FIG. 4.6 – Orientation du pousseur

FIG. 4.7 – Angle α_b du champ magnétique en fonction de la position relative y_G^O ($z_G^O = 500 \mu m$)

$$\vec{M} = M_s \vec{z}_b = M_s \frac{\vec{B}_o}{\|\vec{B}_o\|} \quad (4.30)$$

Le module de l'aimantation \vec{M} est dirigé suivant la plus grande direction du pousseur \vec{z}_p et sa valeur atteint la valeur de saturation M_s . Ce résultat classique en magnétique est utilisé dans [62, 76].

Or, l'angle α_p est lié aux positions y_I et y_G par la relation suivante (voir figure 4.2, page 87) :

$$\begin{aligned} y_G - y_I &= -\frac{h}{2} \sin(\alpha_p) \simeq -\frac{h}{2} \alpha_p \\ &= \frac{-h}{2} \alpha_b \end{aligned} \quad (4.31)$$

Nous constatons par simulation que l'orientation α_b (voir figure 4.7) est proportionnelle à la position⁴ y_G^O , donc :

⁴ On rappelle que y_G^O représente la position relative du pousseur par rapport à l'aimant suivant l'axe \vec{y}

$$\alpha_b = -2.K_\alpha.y_G^O \quad (4.32)$$

Le coefficient K_α est fonction du champ magnétique au niveau du centre de gravité du pousseur G . Il dépend par conséquent de la hauteur h du pousseur. Toutefois le paramètre K_α possède le même ordre de grandeur sur la plage $400 \mu m \leq h \leq 10 \mu m$. A titre d'exemple, dans le cas d'un pousseur d'une hauteur de $400 \mu m$, on a :

$$K_\alpha = 0.79 \text{ rad.mm}^{-1} \quad (4.33)$$

On obtient ainsi :

$$\begin{aligned} y_G - y_I &= h.K_\alpha(y_G - y_O) \quad \text{de (4.32) et (4.31)} \\ \text{donc : } y_G &= \frac{y_I - h.K_\alpha y_O}{1 - h.K_\alpha} \end{aligned} \quad (4.34)$$

On notera dans la suite par volonté de simplification :

$$y_G = \frac{y_I - K.y_O}{1 - K} \quad (4.35)$$

$$\text{avec : } K = h.K_\alpha \quad (4.36)$$

Le paramètre K , contrairement au paramètre K_α , dépend fortement de la géométrie du pousseur. La hauteur des pousseurs variant entre $400 \mu m$ et $10 \mu m$, l'ordre de grandeur du gain K varie donc entre :

$$K = 320.10^{-3} \text{ et } K = 8.10^{-3} \quad (4.37)$$

L'équation (4.35) décrit ainsi le comportement de y_G en fonction de y_I et y_O . Cette équation constitue un maillon du modèle de la transmission de mouvement de l'aimant au pousseur étudié dans ce chapitre.

4.3 Analyse du comportement en translation du pousseur

La partie précédente nous a permis d'établir la position en orientation du pousseur. Cette partie 4.3 est consacrée à l'étude du comportement du point de contact I en fonction de la position de l'aimant.

Cette étude sera développée en trois parties : nous présenterons tout d'abord l'effort magnétique appliqué par l'aimant sur le pousseur. Nous présenterons ensuite une description qualitative du comportement du point de contact I , induit par ces efforts magnétiques. Enfin, nous appliquerons les lois de Coulomb (lois de frottement) à notre pousseur, afin de modéliser le comportement physique à l'interface pousseur - plaquette de verre.

La synthèse entre ce modèle du comportement en translation et le modèle de l'orientation du pousseur développé section 4.2 sera effectuée dans la partie suivante 4.4.

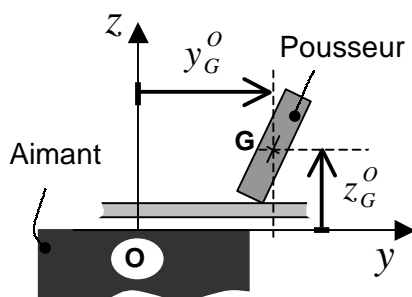


FIG. 4.8 – Définition des positions relatives y_G^O et z_G^O (Rappel de la figure 3.11, page 71)

4.3.1 Force magnétique exercée par l'aimant

Dans cette partie, nous étudions l'effort \vec{F} appliqué par l'aimant sur le pousseur. Ce calcul va nous permettre de modéliser par la suite le comportement en position du pousseur (partie 4.3.3). Le modèle de l'effort \vec{F} permettra également de construire un estimateur de l'effort appliqué par le pousseur sur l'objet manipulé (section 4.5, page 113).

L'effort magnétique est fonction du champ magnétique \vec{B}_o autour du pousseur. Par conséquent, tout comme le champ magnétique, l'effort magnétique est fonction de la position relative \vec{OG} du pousseur dans R_o (voir figure 4.8). Les efforts magnétiques présentés par la suite seront donc donnés en fonction des positions relatives y_G^O et z_G^O du pousseur par rapport à l'aimant. On rappelle que, lors de l'utilisation du dispositif de micromanipulation, la distance z_G^O est quasi-constante.

Détermination de l'effort magnétique

On cherche à déterminer dans un premier temps la valeur de l'effort \vec{F} appliqué par l'aimant sur le pousseur en fonction du champ magnétique \vec{B}_o . On isole un élément P du pousseur, infiniment petit, de volume dV . Par définition, l'effort magnétique élémentaire $dF_u = \vec{dF} \cdot \vec{u}$ appliqué par l'aimant sur P suivant la direction \vec{u} vaut [18]:

$$\begin{aligned}
 dF_u &= \vec{M} \cdot \frac{\partial \vec{B}_o}{\partial u}(P) dV \\
 &= M_s \frac{\vec{B}_o(P)}{\|\vec{B}_o(P)\|} \cdot \frac{\partial \vec{B}_o}{\partial u}(P) dV \quad \text{de (4.30)} \\
 &= \frac{M_s}{2\|\vec{B}_o(P)\|} \cdot \frac{\partial \|\vec{B}_o\|^2}{\partial u}(P) dV
 \end{aligned}$$

donc l'effort F_u suivant la direction \vec{u} appliqué par l'aimant sur le pousseur vaut :

$$F_u = \int_{pousseur} dF_u$$

$$\text{donc, } F_u \simeq V \frac{M_s}{2\|\vec{B}_o(G)\|} \cdot \frac{\partial \|\vec{B}_o\|^2}{\partial u}(G) \quad (4.38)$$

Ainsi le vecteur force magnétique \vec{F} s'écrit :

$$\vec{F} = V.M_s \cdot \frac{1}{2\|\vec{B}_o(G)\|} \cdot \vec{grad}(\|\vec{B}_o(G)\|^2) \quad (4.39)$$

Détermination de l'aimantation

Grâce à des relevés expérimentaux, nous identifierons la valeur de l'aimantation à saturation \vec{M}_s au sein du pousseur.

Nous avons mesuré l'effort magnétique F_z appliqué sur le pousseur suivant la direction \vec{z}_o en fonction de la position relative z_G^O et pour $y_G^O = 0$. Le dispositif de mesure utilisant une balance de précision est décrit figure 4.9(b). Ces expérimentations ont été effectuées avec un pousseur en acier ($400 \times 300 \times 120 \mu m^3$).

A partir du champ magnétique simulé (voir section 3.2.2, page 67), nous calculons l'effort magnétique simulé à l'aide de l'équation suivante :

$$F_z \simeq V \frac{M_s}{2.\|\vec{B}_o(G)\|} \cdot \frac{\partial \|\vec{B}_o\|^2}{\partial z_o}(G) \text{ de (4.38) avec } \vec{z}_o = \vec{u} \quad (4.40)$$

Les efforts F_z (simulés et mesurés) sont présentés figure 4.9(a) pour des valeurs de z_G^O comprise entre $0.4 mm$ et $1 mm$. Comme nous le verrons lors de l'étude de l'effet d'échelle présenté au chapitre 6, les efforts magnétiques volumiques F_z/V et F_y/V varient très peu en fonction de la taille du pousseur considéré. C'est pourquoi, par la suite, la plupart des valeurs d'effort F_z ou F_y présentées seront exprimées en $N.mm^{-3}$, correspondant en réalité aux efforts volumiques F_z/V et F_y/V .

Lors de l'utilisation du dispositif *WIMS*, le pousseur glisse sur la vitre inférieure et la hauteur z_G^O est considérée comme fixe. Comme observé précédemment à la section 3.2.2 page 71, pour un pousseur d'une hauteur de $400 \mu m$, la valeur de z_G^O est de $500 \mu m$. Dans ce cas, les valeurs expérimentales et simulées sont très proches, on a : $F_z \simeq 0.3 N.mm^{-3}$.

Ces simulations nous ont permis d'identifier la valeur de l'aimantation à saturation au sein du pousseur. Cette valeur est $\mu_0 M_s = 1.5 T$ pour un pousseur en acier. Les valeurs typiques pour les aciers sont de l'ordre de $\mu_0 M_s \simeq 1.5$ à $2 T$ [18]. La valeur identifiée est donc en parfaite adéquation avec les valeurs relevées dans la littérature. Par la suite on retiendra la valeur $\mu_0 M_s = 1.5 T$ pour les pousseurs en acier. Dans le

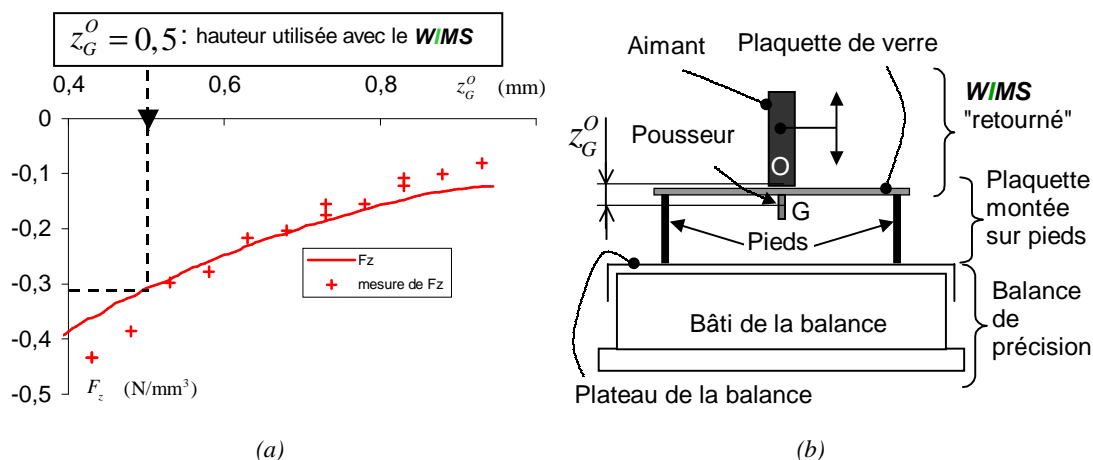


FIG. 4.9 – (a) Valeur de l'effort F_z mesuré et simulé en fonction de z_G^O avec $y_G^O = 0$; (b) dispositif de mesure de l'effort F_z en fonction de z_G^O .

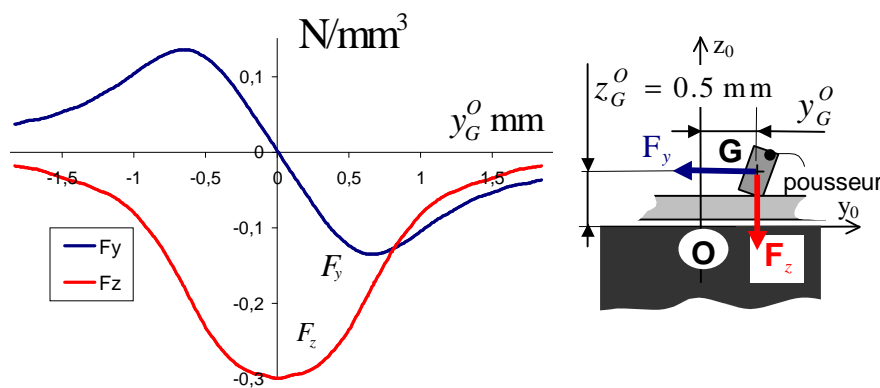


FIG. 4.10 – Effort magnétique volumique F_z et F_y sur un pousseur en acier $300 \times 400 \times 120$

cas des pousseurs en nickel, la valeur de $\mu_0 M_s = 0.6 T$ comme décrit dans la littérature sera retenue [18].

Synthèse sur les efforts magnétiques

Nous venons de construire un modèle permettant le calcul des efforts magnétiques F_y et F_z appliqués au pousseur en fonction de y_G^O (voir équation (4.38)). Les efforts simulés grâce à ce modèle sont présentés figure 4.10.

Au point défini par $y_G^O = 0$ et $z_G^O = 0.5$ mm, l'effort F_z atteint la valeur maximale de 0.3 N.mm^{-3} , soit 4400 fois son propre poids (voir figures 4.9(a) et 4.10). Dans la zone centrale, l'effort vertical F_z est important, le pousseur est donc plaqué très fortement sur la vitre. L'effort F_y est alors trop faible pour combattre les frottements dus au contact avec la vitre. L'effort vertical important bloque le déplacement du pousseur pour des

valeurs de y_G^O proches de zéro.

L'effort "moteur" F_y est maximal pour⁵ $y_G^O = -0.6 \text{ mm}$, il atteint alors la valeur de 0.13 N.mm^{-3} . Dans ce cas ($y_G^O = -0.6 \text{ mm}$), l'effort vertical F_z est nettement moins important que dans la zone centrale précédemment décrite. L'effort moteur est alors suffisant pour combattre les frottements engendrés par F_z . Le pousseur peut alors être déplacé et suivre le mouvement de l'aimant.

Le comportement du pousseur induit par ces effets de frottement est modélisé dans la suite de ce chapitre.

4.3.2 Description du comportement du pousseur

La figure 4.11 décrit l'évolution des positions de G et de I en fonction de la position de l'aimant O .

Dans les configurations (a) et (c), le pousseur (y_G) se déplace par saccades dans la même direction que l'aimant (y_O). Les saccades sont provoquées par le frottement sur la vitre inférieure, ce phénomène est appelé *stick-slip*. Dans les cas (b) et (d), le point I reste immobile, le pousseur reste à tout moment aligné avec les lignes de champ du champ magnétique (voir figure 4.6 - section 4.2). Le pousseur change d'orientation, ainsi la position du centre de gravité y_G change. Le point G se déplace donc dans la direction opposée à celle de O . Lorsque l'aimant effectue des allers et retours, la position G décrit le cycle d'hystérésis présenté au centre de la figure 4.11.

4.3.3 Loi de Coulomb appliquée au pousseur

Dans la suite de ce chapitre, nous étudions l'évolution du centre de gravité G du pousseur et du point de contact I en fonction de la position de l'aimant O . Cette fonction possédant une grandeur d'entrée (y_O) et deux variables de sortie (y_I , y_G) est appelée *MAG-WIMS* (voir figure 4.12). Il est à noter que le comportement de y_G en fonction de y_I et de y_O dépend de l'orientation déjà modélisée par l'équation (4.35).

Nous allons établir un modèle du système *MAG-WIMS*, dont le comportement est décrit sur la figure 4.11. Ce modèle est basé sur la loi de frottement dite *loi de Coulomb* [29].

On note respectivement f et f_a les coefficients de frottement et d'adhérence entre le pousseur et la plaquette de verre [29]. Il est à noter que le coefficient d'adhérence f_a est légèrement supérieur au coefficient de frottement f . L'effort vertical $\vec{N} = -\vec{F}_z$ provoque par frottement une composante horizontale T . La loi de comportement de cet effort T est décrite par la loi de Coulomb représentée figure 4.13 [29].

On note L_{ca} et L_c les valeurs de y_G^O vérifiant (voir figure 4.14) :

5. On rappelle que la demi-largeur de l'aimant est de 0.5 mm . L'effort maximum est donc atteint lorsque le pousseur se trouve à 0.1 mm du bord de l'aimant

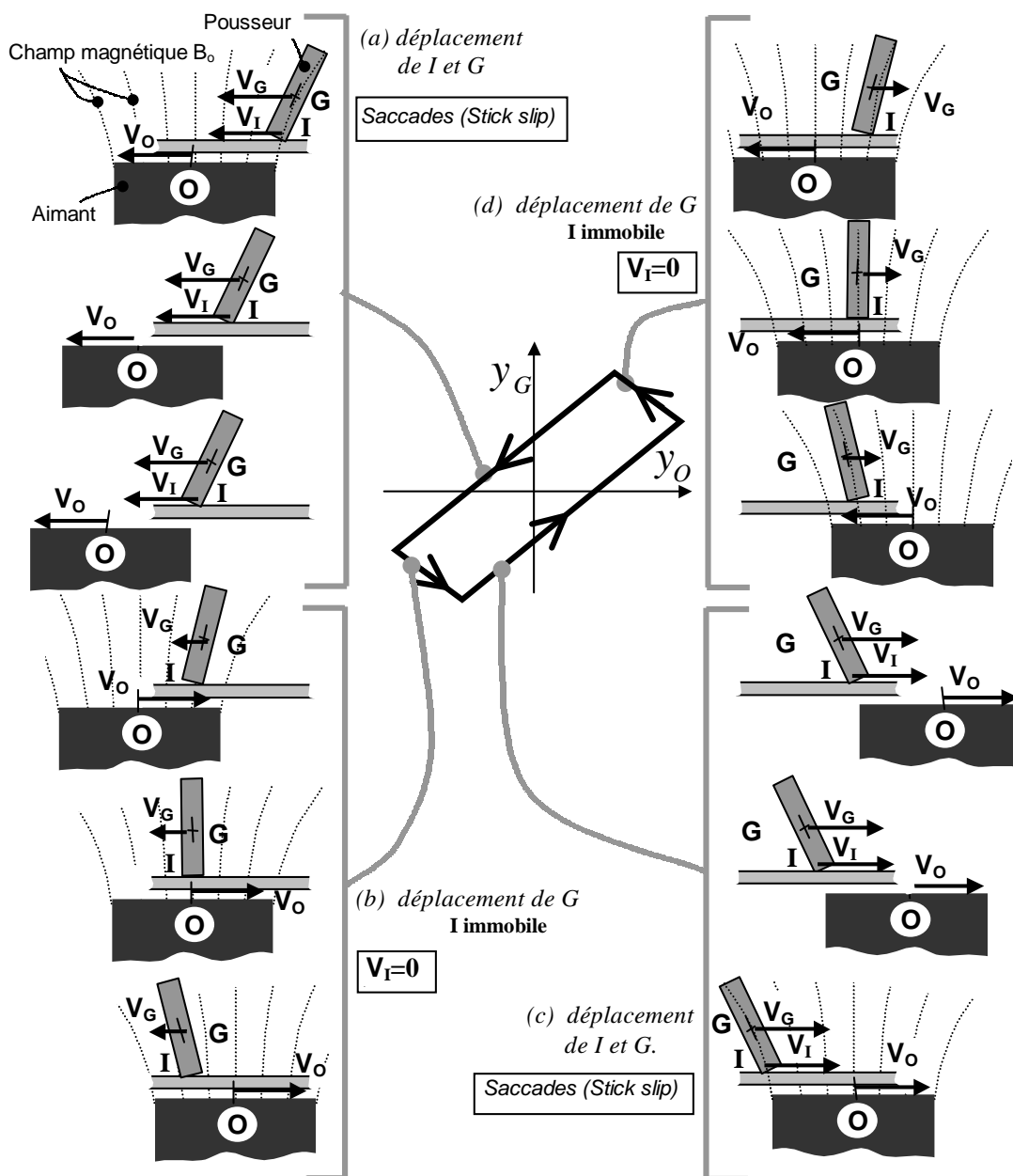


FIG. 4.11 – Description du comportement du pousseur: (a) avance par saccades vers la gauche de I et G; (b) l'aimant fait demi-tour, I reste fixe, l'orientation du pousseur change et le point G se déplace encore vers la gauche; (c) avance par saccades vers la droite de I et G; (d) I est fixe, G se déplace vers la droite

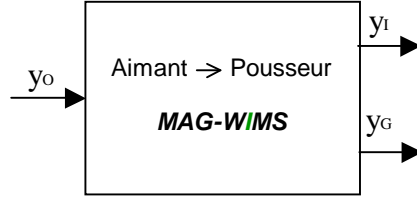


FIG. 4.12 – Schéma bloc du système MAG-WIMS

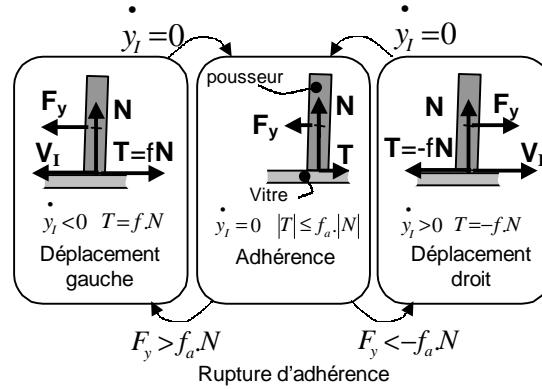


FIG. 4.13 – Loi de frottement de Coulomb

$$y_G^O = -L_c/2 \Leftrightarrow F_y(y_G^O) = -f \cdot F_z(y_G^O) \quad (4.41)$$

$$y_G^O = -L_{ca}/2 \Leftrightarrow F_y(y_G^O) = -f_a \cdot F_z(y_G^O) \quad (4.42)$$

Figure 4.13, le comportement peut être séparé en deux cas :

- le point I est immobile (état "adhérence"),
- le point I se déplace (état "déplacement droit", "déplacement gauche")

Dans la suite nous étudierons successivement les deux types de comportement *état "adhérence"* et *état "déplacement"*.

Étude de l'état "adhérence" ($\dot{y}_I = 0$)

D'après le principe fondamental de la statique, on a :

$$\|\vec{N}\| = \|\vec{F}_z\| \quad (4.43)$$

A l'instant de la rupture d'adhérence, on a :

$$\begin{aligned} |F_y| &> f_a |F_z| \quad \text{voir figure 4.13} \\ \Leftrightarrow |y_G^O| &> |L_{ca}|/2 \quad \text{de (4.42)} \end{aligned} \quad (4.44)$$

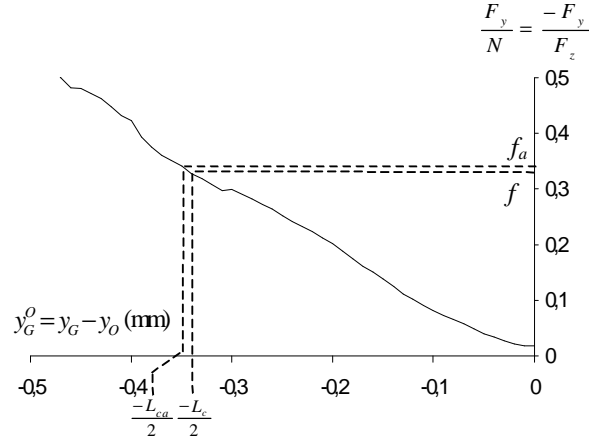
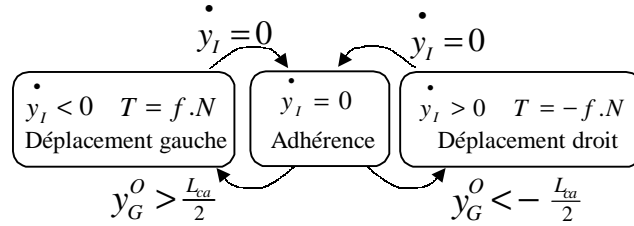
FIG. 4.14 – Définition de L_c et L_{ca} 

FIG. 4.15 – Loi de Coulomb (2)

Les deux comportements décrits figure 4.13 et figure 4.15 sont donc équivalents.

Ainsi, pour des valeurs de y_G^O faibles ($|y_G^O| \leq |L_{ca}|$), l'effort d'adhérence $f_a.F_z$ est supérieur à l'effort magnétique F_y . Le point I reste donc immobile (état "adhérence" figure 4.15). Lorsque $|y_G^O| > |L_{ca}|$ l'effort magnétique F_y devient plus important que les forces d'adhésion, le point I se met donc en mouvement.

Étude du pousseur en déplacement ($y_I > 0$)

En appliquant le principe fondamental de la dynamique au pousseur suivant la direction \vec{y} , on obtient :

$$\begin{aligned} m\ddot{y}_G &= F_y + T = F_y - f.N \\ &= F_y(y_G^O) + f.F_z(y_G^O) \end{aligned} \quad (4.45)$$

L'effort résultant $F_y + f.F_z$ est fonction de la position y_G^O . On note $g(y_G^O)$ cette fonction :

$$g(y_G^O) = F_y(y_G^O) + f.F_z(y_G^O) \quad (4.46)$$

Pour $y_G^O = -\frac{L_c}{2} \pm \epsilon$, avec ϵ petit, on a :

$$\begin{aligned}
 g(y_G^O) &\simeq g\left(-\frac{L_c}{2}\right) + \left(\frac{dg}{dy_G^O}\right)\left(-\frac{L_c}{2}\right) \times \left(y_G^O + \frac{L_c}{2}\right) \\
 &\text{de (4.41) } g\left(-\frac{L_c}{2}\right) = 0 \\
 \text{donc : } g(y_G^O) &= -a_t \times \left(y_G^O + \frac{L_c}{2}\right) \\
 \text{avec } a_t &= -\left(\frac{d(F_y(y_G^O) + f.F_z(y_G^O))}{dy_G^O}\right)\left(-\frac{L_c}{2}\right)
 \end{aligned} \tag{4.47}$$

Ainsi, l'effort résultant $F_y + f.F_z = g(y_G^O)$ est proportionnel à $y_G^O + \frac{L_c}{2}$ pour des valeurs de y_G^O proche de $-\frac{L_c}{2}$:

$$g(y_G^O) = F_y + f.F_z = -a_t \left(y_G^O + \frac{L_c}{2}\right) \tag{4.48}$$

$$\text{de (4.45) : } \ddot{y}_G + w_t^2 y_G = w_t^2 \left(y_O(t) - \frac{L_c}{2}\right) \tag{4.49}$$

$$\text{avec : } w_t^2 = \frac{a_t}{m} \text{ et } T_t = \frac{2\pi}{w_t}$$

On a ainsi :

$$\begin{aligned}
 w_t^2 &= \frac{1}{m} \cdot \frac{d}{dy_G^O} (F_y(y_G^O) + f.F_z(y_G^O)) \left(-\frac{L_c}{2}\right) \\
 w_t^2 &= \frac{1}{\rho_p} \cdot \frac{d}{dy_G^O} \left(\frac{F_y(y_G^O)}{V} + f \cdot \frac{F_z(y_G^O)}{V}\right) \left(-\frac{L_c}{2}\right)
 \end{aligned} \tag{4.50}$$

Comme nous l'avons déjà écrit, nous prouverons, chapitre 6, que les efforts volumiques magnétiques sont peu dépendants de la géométrie du pousseur⁶. La valeur de w_t , fonction de ces efforts volumiques, est donc peu dépendante du type de pousseur.

A titre d'exemple, les simulations sur les efforts magnétiques appliqués à un manipulateur en acier ($400 \times 300 \times 120 \mu m^3$) présentées partie 4.3.1 nous permettent de déterminer la valeur de w_t . On obtient :

$$w_t = 3800 \text{ rad.s}^{-1} \tag{4.51}$$

$$\text{soit } T_t = 1.6 \text{ ms} \tag{4.52}$$

En introduisant l'équation (4.49) dans la figure 4.15, on obtient le comportement décrit figure 4.16.

6. Entre un pousseur d'une hauteur de $400 \mu m$ et un pousseur d'une hauteur de $10 \mu m$, l'effort volumique est uniquement divisé par 2

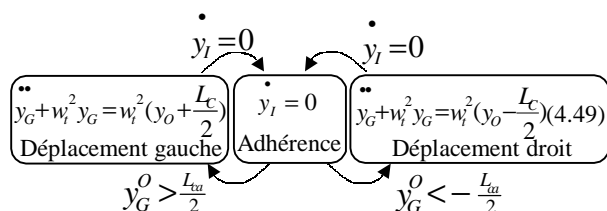


FIG. 4.16 – Loi de Coulomb (3)

4.4 Modèle synthétique et modèle détaillé

Les études précédentes, nous ont permis de modéliser le comportement en orientation (section 4.2, équation 4.35, page 95) et le comportement en translation du pousseur (section 4.3, figure 4.16). Dans cette partie, nous nous attachons à décrire deux modèles du système *MAG-WIMS*⁷ :

- un modèle simple de comportement, ne modélisant pas l’effet d’avance par saccades qualifié de *modèle synthétique*;
- un modèle plus complexe prenant en compte l’effet de saccades. Ce modèle sera qualifié de *modèle complet*.

Pourquoi définir deux modèles du même système? L’objectif des deux modèles est différent :

D’une part, le modèle synthétique permet d’expliquer simplement le comportement du pousseur, en omettant volontairement l’effet d’avance par saccades. Ce modèle nous permettra d’expliquer plus simplement la stratégie de commande développée chapitre 5. La qualité essentielle de ce modèle devra donc être la clarté.

D’autre part, le modèle complet, extrêmement proche de la réalité, nous permet de simuler le comportement du pousseur avec plus d’exactitude. L’objectif de ce modèle est donc la description aussi précise que possible du comportement du pousseur.

D’une manière générale, les explications de comportement ou de stratégie de commande seront développées en utilisant le modèle synthétique, les simulations seront, elles, exécutées en utilisant le modèle complet.

4.4.1 Modèle synthétique du comportement du pousseur

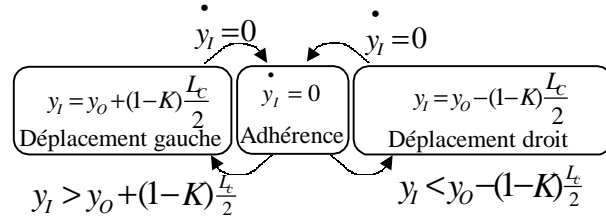
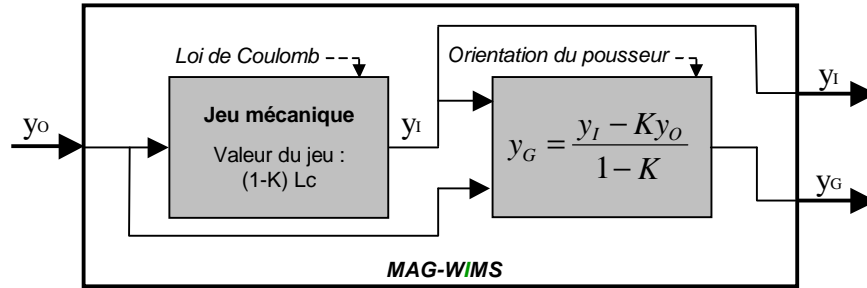
Afin d’établir un modèle simple du comportement, on considère que le coefficient de frottement f et le coefficient d’adhésion f_a sont identiques :

$$f = f_a \quad (4.53)$$

$$\text{donc } L_{ca} = L_c \quad (4.54)$$

Comme lors de l’étude de la dynamique en rotation du pousseur (présentée annexe B), la dynamique du pousseur en translation ($w_t = 3800 \text{ rad.s}^{-1}$) étant beaucoup plus

7. Système *MAG-WIMS* défini figure 4.12, page 101

FIG. 4.17 – Modèle synthétique du comportement de y_I en fonction de y_O FIG. 4.18 – Modèle synthétique du système *MAG-WIMS* : synthèse de la figure 4.17 et de l'équation (4.35)

importante que la dynamique de l'aimant ($w_{co} = 16 \text{ rad.s}^{-1}$), l'équation différentielle (4.49) se résume à une équation statique :

$$y_G = y_O - \frac{L_c}{2} \quad (4.55)$$

$$\text{soit } y_I = y_O - (1-K) \frac{L_c}{2} \text{ de (4.35)} \quad (4.56)$$

Le modèle présenté figure 4.16 peut donc se simplifier pour obtenir le modèle figure 4.17.

Le comportement de I est donc celui d'un jeu mécanique d'une largeur $(1-K)L_c$. A titre d'exemple, cette fonction peut être modélisée par le Bloc «Backlash» sous Matlab-Simulink[®]. Le modèle du système *MAG-WIMS* prenant en compte les lois de frottement et l'orientation du poussoir est décrit figure 4.18.

Une description du système *MAG-WIMS* utilisant une analogie mécanique est présentée figure 4.19, une description utilisant les modules de Matlab-Simulink[®] est présentée figure 4.20.

On remarque alors que la position relative y_G^O du poussoir par rapport à l'aimant varie dans l'intervalle $[-\frac{L_c}{2}; \frac{L_c}{2}]$:

$$\forall t \quad y_G^O \in [-\frac{L_c}{2}; \frac{L_c}{2}] \quad (4.57)$$

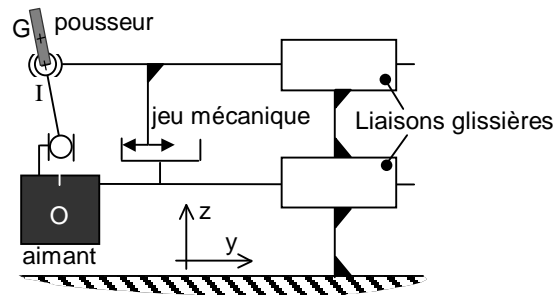


FIG. 4.19 – Schéma cinématique analogue au comportement synthétique du pousseur

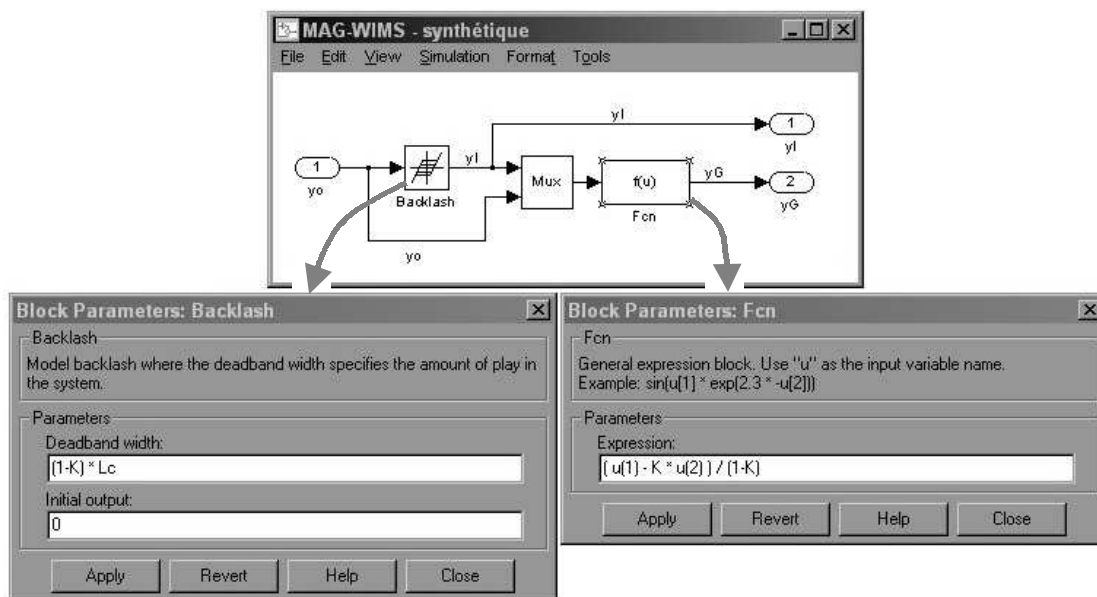


FIG. 4.20 – Modèle de comportement synthétique simulé sous Matlab-Simulink®

4.4.2 Modèle complet d'avance par saccades du pousseur

Afin d'établir le modèle complet du système *MAG-WIMS*, nous considérons que les coefficients de frottement et d'adhérence f et f_a sont différents.

Modélisation de l'avance par saccades

Nous allons analyser le comportement de y_I en fonction de y_O décrit figure 4.16 sur un exemple. Cette étude va nous permettre de mettre en évidence le phénomène de stick slip. Nous considérons que l'aimant se déplace à vitesse constante V_o , et que le pousseur est immobile à $t = 0$:

$$y_O(t) = V_o t + y_G(0) + \frac{L_{ca}}{2} \quad \text{et} \quad y_I(0^-) = 0 \quad (4.58)$$

Dans ce cas, nous avons :

$$y_G^O(t = 0^+) > -\frac{L_{ca}}{2} \quad (4.59)$$

Ainsi à $t \leq 0$, le pousseur est immobile, on se situe par conséquent dans l'état "adhérence" (figure 4.16). A $t = 0^+$, la condition de rupture d'adhérence (équation (4.59)) est vraie : on passe donc dans l'état "déplacement à droite" (figure 4.16). Cet état "déplacement à droite" est caractérisé par l'équation (4.49). La solution de cette équation (4.49) est :

$$y_G(t) = V_o t + \frac{\delta}{2}(1 - \cos(w_t t)) - \frac{V_o}{w_t} \sin(w_t t) + y_G(0) \quad (4.60)$$

$$\text{avec} \begin{cases} t > 0 \\ \delta = L_{ca} - L_c \end{cases} \quad (4.61)$$

Soit :

$$y_I(t) = (1 - K)y_G(t) + K.y_O(t) \text{ de (4.35)} \quad (4.62)$$

$$= (1 - K)\left(V_o t + \frac{\delta}{2}(1 - \cos(w_t t)) - \frac{V_o}{w_t} \sin(w_t t) + y_G(0)\right) + K\left(V_o t + y_G(0) + \frac{L_{ca}}{2}\right)$$

$$= (1 - K)\left(\frac{\delta}{2}(1 - \cos(w_t t)) - \frac{V_o}{w_t} \sin(w_t t)\right) + V_o t + y_G(0) + K\frac{L_{ca}}{2}$$

$$= (1 - K)\left(\frac{\delta}{2}(1 - \cos(w_t t)) - \frac{V_o}{w_t} \sin(w_t t)\right) + V_o t + y_I(0) \quad (4.63)$$

Donc :

$$\dot{y}_I(t) = (1 - K)\left(\frac{\delta \cdot w_t}{2}(\sin(w_t t)) - V_o \cdot \cos(w_t t)\right) + V_o \quad (4.64)$$

Par mesure de simplification, on admet d'après (4.37) que $1 - K \simeq 1$. Cette hypothèse est large dans le cas des pousseurs de grande taille possédant une hauteur de $400 \mu m$.

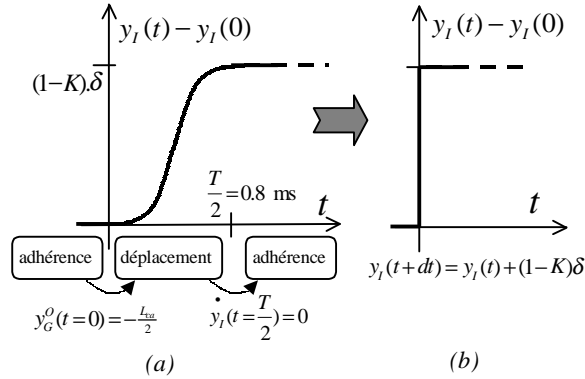


FIG. 4.21 – Modélisation de la rupture d'adhérence : (a) comportement décrit figure 4.16 et équation (4.49); (b) comportement décrit figure 4.22 et équation (4.68)

Dans le cas des pousseurs de taille inférieure ou égale à $200 \mu\text{m}$, cette hypothèse est justifiée.

$$\dot{y}_I(t) \simeq V_o(1 - \cos(w_t t)) + \frac{\delta \cdot w_t}{2} \sin(w_t t) \quad (4.65)$$

On va quitter l'état "déplacement droit" figure 4.16, pour l'état "adhérence" à l'instant où $\dot{y}_I = 0$, soit à $t = \frac{T}{2} = 0.8 \text{ ms}$. La position du point de contact I est alors la suivante :

$$y_I\left(\frac{T}{2}\right) = (1 - K)\delta + V_o \frac{T}{2} + y_I(0) \quad (4.66)$$

Lors des phases d'asservissement avec retour par caméra décrites chapitre 5, la vitesse maximale de l'aimant est de l'ordre de $1 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ (voir équation (3.7), page 67). Dans ce cas, la valeur maximale de $V_o \frac{T}{2}$ vaut : $0.8 \mu\text{m}$, soit en dessous de la résolution de la caméra ($1 \mu\text{m}$). Ce terme est à comparer avec la valeur de δ dépendante des conditions de frottement. L'ordre de grandeur de δ est de 5 à 20 microns (voir section 4.4.3).

On considère donc que la position du point de contact I à $\frac{T}{2}$ vaut :

$$y_I\left(\frac{T}{2}\right) = (1 - K)\delta + y_I(0) \text{ de (4.66)} \quad (4.67)$$

La position $y_I(t)$ entre $t = 0$ et $t = \frac{T}{2}$ est décrite figure 4.21(a).

En résumé, le poussoir passe de la position $y_I(0)$ à la position $y_I = (1 - K)\delta$ en un temps $T/2 = 0.8 \text{ ms}$. Le temps de passage $T/2$ entre ces deux positions est extrêmement court devant les autres constantes de temps de notre système :

- Temps de réponse de l'aimant : 180 ms .
- Période d'échantillonnage de la caméra : 40 ms .

On considère par conséquent ce déplacement comme un créneau d'amplitude $(1 - K)\delta$ (voir figure 4.21). Ce déplacement quasi-instantané représente l'effet de stick-slip constaté expérimentalement. L'équation (4.67) s'écrit alors :

$$y_I(t + dt) = (1 - K)\delta + y_I(t) \quad (4.68)$$

avec t : instant de la rupture d'adhérence

soit en considérant la position du centre de gravité G du pousseur :

$$y_G(t + dt) = \delta + y_G(t) \quad \text{de (4.35)} \quad (4.69)$$

avec t : instant de la rupture d'adhérence

De plus la condition de rupture d'adhérence $y_G^O < -\frac{L_{ca}}{2}$ peut s'écrire en fonction de y_I de la manière suivante :

$$y_G^O < -\frac{L_{ca}}{2} \Leftrightarrow y_I < y_O - (1 - K)\frac{L_{ca}}{2} \quad \text{de (4.35)} \quad (4.70)$$

En intégrant dans le schéma de comportement figure 4.16, les équations (4.68) et (4.70), on obtient le schéma de comportement présenté figure 4.22.

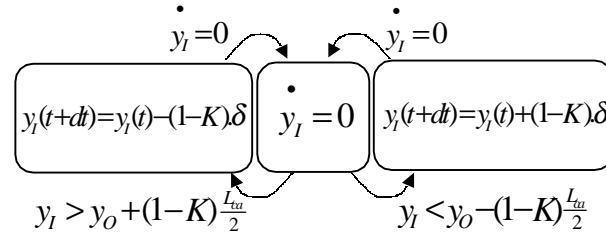


FIG. 4.22 – *Modèle complet du comportement de y_I*

Synthèse du comportement du système MAG-WIMS

Le comportement de la position $y_I(t)$ en fonction de $y_O(t)$ est défini figure 4.22. L'équation (4.35) établie lors de l'étude de l'orientation du pousseur définit le comportement de $y_G(t)$ en fonction de $y_I(t)$ et $y_O(t)$. Le système *MAG-WIMS* présenté figure 4.23 est donc complètement défini.

Ce modèle complet décrit le comportement présenté figure 4.11 en prenant en compte l'effet de "stick slip".

4.4.3 Résultats expérimentaux

Le comportement du pousseur décrit figure 4.23 est fonction de trois paramètres :

- K ,

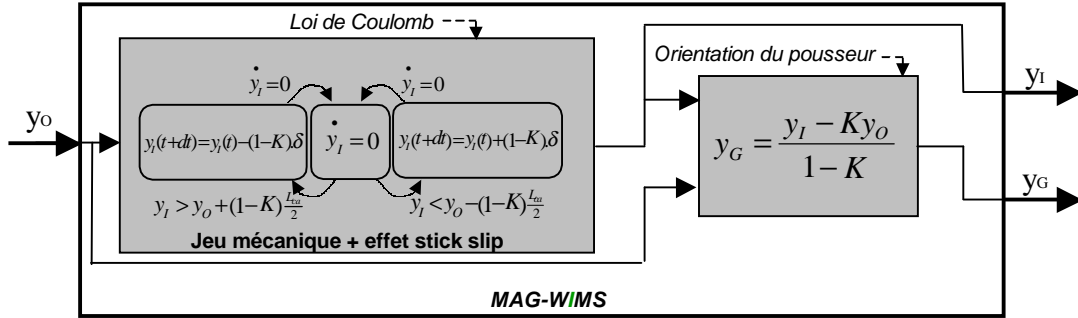


FIG. 4.23 – Modèle complet du comportement du système MAG-WIMS : synthèse de la figure 4.22 et de l'équation (4.35)

- $\delta = L_{ca} - L_c$ et
- L_c

On considère dans cette partie un poussoir de nickel avec les dimensions suivantes : $50 \times 80 \times 20 \mu m^3$. Nous déterminerons, par la suite, les valeurs de ces trois paramètres grâce à des relevés expérimentaux.

Identification de la distance δ

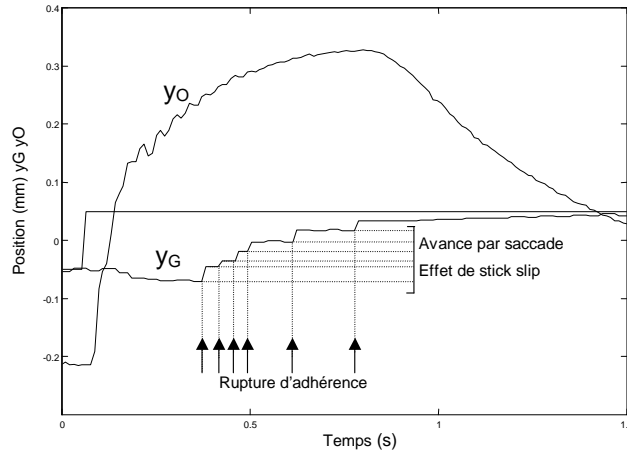
Le paramètre δ est fonction des conditions de frottement et d'adhérence entre le poussoir et la plaquette inférieure. Les coefficients de frottement et d'adhérence ne sont pas strictement uniformes sur la plaquette de verre. Certaines parties de la plaquette engendrent un frottement plus important que d'autres. Cette variation du coefficient de frottement est aléatoire. Nous déterminerons par conséquent, non pas une valeur exacte de δ , mais une valeur moyenne : δ_{moy} . Dans l'équation (4.69), le paramètre δ est défini de la manière suivante : *Lors de la rupture d'adhérence, le point G se déplace quasi instantanément d'une distance δ .*

Nous présentons figure 4.24 un relevé expérimental de la position y_G . Nous apercevons les différentes ruptures d'adhérence caractérisées par un déplacement très rapide de la position y_G . La valeur moyenne des créneaux observés lors de la rupture d'adhérence est de $17 \mu m$. Nous retiendrons par la suite cette valeur $\delta = 17 \mu m$. Nous noterons que cette valeur de δ est fonction d'un grand nombre de paramètres comme la propreté des surfaces en contact et leur rugosité. La valeur de ce paramètre est propre à chaque poussoir. Cette valeur de $17 \mu m$ est donc donnée à titre d'exemple et n'est pas une valeur universelle.

Identification du gain K

Le paramètre K est défini par l'équation (4.35) :

$$y_G - y_I = K(y_G^O) \quad \text{de (4.35)} \quad (4.71)$$

FIG. 4.24 – Relevé expérimental des positions y_O et y_G

Afin de déterminer la valeur du paramètre K , nous avons effectué deux mesures des positions y_G et y_G^O en restant dans l'état "adhérence" figure 4.23, c'est à dire à $y_I = cte$. On note (y_{G1}, y_{O1}) et (y_{G2}, y_{O2}) les positions mesurées. Entre les deux paires de mesures (y_{G1}, y_{O1}) et (y_{G2}, y_{O2}) , la position de y_I est constante, donc :

$$y_{G1} - y_I = K.y_{G1}^O \quad \text{de (4.71)}$$

$$y_{G2} - y_I = K.y_{G2}^O \quad \text{de (4.71)}$$

$$\text{donc : } y_{G1} - y_{G2} = K(y_{G1}^O - y_{G2}^O)$$

$$K = \frac{y_{G1} - y_{G2}}{y_{G1}^O - y_{G2}^O} \quad (4.72)$$

Les mesures effectuées sur le poussoir en nickel ($50 \times 80 \times 20 \mu m^3$) sont présentées figure 4.25. La courbe décrit la position y_G en fonction de y_G^O . Le paramètre K est fonction de y_{G1}, y_{G2}, y_{G1}^O , et y_{G2}^O (voir équation (4.72)). On obtient ainsi : $K = 43.10^{-3}$.

La valeur du coefficient K_α vaut donc :

$$K_\alpha = 0.54.rad.mm^{-1} \quad (4.73)$$

Cette valeur est inférieure à la valeur déterminée avec un poussoir d'une hauteur de $400 \mu m$ ($K_\alpha = 0.79.rad.mm^{-1}$ - équation (4.36)) : la différence est de l'ordre de 20%. Le coefficient K_α dépend en effet de la hauteur h du poussoir. Comme nous l'avons présenté précédemment, le coefficient K_α varie toutefois peu d'un poussoir à l'autre.

Identification de la distance L_c

Le paramètre L_c est fonction des conditions de frottement entre le poussoir et la plaquette de verre. De manière analogue au paramètre δ précédemment étudié, la distance L_c n'est pas uniforme sur la plage de déplacement du poussoir. Nous déterminons par conséquent une valeur moyenne de L_c .

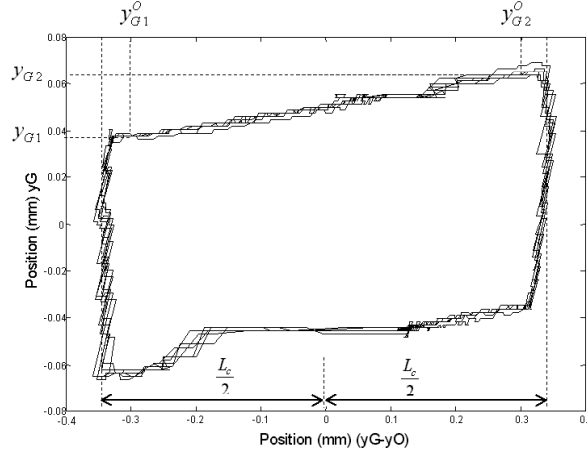


FIG. 4.25 – Mesures de la position y_G en fonction de y_G^O

À la rupture d'adhérence (date t), on a par définition :

$$y_I(t) = y_O - (1 - K)L_{ca} \text{ de figure 4.23} \quad (4.74)$$

$$y_G^O(t) = -L_{ca}/2 \text{ de (4.35)}$$

$$\text{donc : } y_G^O(t) = -L_c/2 - \delta/2 \text{ de (4.61)} \quad (4.75)$$

Après la rupture d'adhérence, on a :

$$y_G(t + dt) = \delta + y_G(t) \text{ de (4.69)}$$

$$\text{donc : } y_G^O(t + dt) = \delta + y_G^O(t) \text{ car } y_O(t + dt) \simeq y_O(t)$$

$$\text{donc : } y_G^O(t + dt) = -L_c/2 + \delta/2 \quad (4.76)$$

Entre t et $t + dt$, la position relative y_G^O passe de $-L_c/2 - \delta/2$ à $-L_c/2 + \delta/2$ instantanément. La valeur moyenne $y_{G_{moy}}^O$ de y_G^O lors de ce déplacement vaut :

$$y_{G_{moy}}^O = -\frac{L_c}{2} \quad (4.77)$$

Nous mesurons figure 4.25 la valeur moyenne de la position y_G^O sur le crêneau qui suit la rupture d'adhérence. On obtient ainsi :

$$L_c = 680 \mu m \quad (4.78)$$

Il est à noter également que la mesure de L_c nous permet d'identifier la valeur du coefficient de frottement f :

$$\begin{aligned} f &= -\frac{F_y(y_G^O = -L_c/2)}{F_z(y_G^O = -L_c/2)} \text{ de (4.41)} \\ &\simeq 0.35 \end{aligned} \quad (4.79)$$

Cette valeur est importante pour un contact acier-verre. Comme décrit dans la littérature, la réduction d'échelle a tendance à accroître le coefficient de frottement entre deux surfaces [74] [88].

Ces mesures expérimentales nous ont permis de déterminer la valeur des paramètres du comportement d'un poussoir en nickel possédant les dimensions suivantes : $50 \times 80 \times 20 \mu m^3$. Les valeurs des paramètres sont les suivantes :

$$\delta = 17 \mu m \quad (4.80)$$

$$L_c = 680 \mu m \quad (4.81)$$

$$K = 43.10^{-3} \quad (4.82)$$

Il est à noter que les paramètres δ et L_c sont fonction des conditions de frottement entre le poussoir et la plaquette de verre et sont donc fonction de la propreté et de la rugosité de ces surfaces. Les valeurs sont par conséquent spécifiées à titre indicatif, afin d'indiquer leur ordre de grandeur.

4.5 Estimateur d'effort

Les cellules sont des éléments fragiles et leur manipulation demande un contrôle de l'effort appliqué par l'actionneur. Cette nécessité d'un retour en effort est très couramment citée dans la littérature [4] [7] [86]. De plus, la connaissance de l'effort appliqué à la cellule peut permettre de caractériser l'élasticité de la cellule. Ce type d'expérimentations possède des applications dans le domaine de l'analyse biologique. L'objet de cette partie est la création d'un estimateur de l'effort appliqué à l'objet transporté.

Notre estimateur d'effort est basé sur la mesure de la position relative du poussoir et de l'aimant. Cette idée de retour en effort par mesure de position relative a été étudiée par Arai [7]. Il détermine avec succès l'effort appliqué sur la cellule manipulée en laser trapping par mesure de la position relative de la cellule par rapport au laser.

4.5.1 Définition de l'effort poussoir

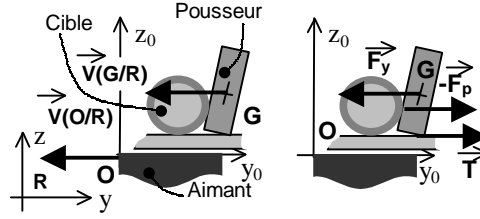
On cherche ici à déterminer l'effort appliqué à l'objet lorsque le point I est en mouvement. On se situe dans le cas particulier où l'on se déplace vers la droite.

On note $-\vec{F}_p$ l'effort appliqué par le poussoir sur l'objet. Dans la suite, on appellera cet effort *l'effort poussoir*. On cherche dans cette partie à déterminer la valeur de cet effort poussoir.

Trois efforts sont appliqués au poussoir lorsqu'il pousse un objet (voir figure 4.26) :

- l'effort magnétique appliqué par l'aimant $F_y \vec{y} + F_z \vec{z}$,
- l'effort appliqué par la plaquette de verre $T \cdot \vec{y} + N \vec{z}$ et
- l'effort $-\vec{F}_p$ appliqué par l'objet.

En appliquant le principe fondamental de la dynamique au poussoir, on obtient :

FIG. 4.26 – L'effort pousseur F_p

$$\begin{cases} 0 = F_z + N \\ m\ddot{y}_G = F_y + T - F_p \end{cases}$$

$$\text{donc : } m\ddot{y}_G = F_y - f \cdot N - F_p \quad (4.83)$$

$$= F_y(y_G^O) + f \cdot F_z(y_G^O) - F_p \quad (4.84)$$

4.5.2 Détermination de l'effort pousseur

Nous déterminerons le comportement du pousseur lorsqu'un effort F_p lui est appliqué par une cellule. Ce comportement sera présenté par analogie au comportement décrit section 4.4.2, page 107.

On note L'_{ca} et L'_c les valeurs de y_G^O telles que :

$$y_G^O = -L'_c/2 \Leftrightarrow F_y(y_G^O) = -f \cdot F_z(y_G^O) + F_p \quad (4.85)$$

$$y_G^O = -L'_{ca}/2 \Leftrightarrow F_y(y_G^O) = -f_a \cdot F_z(y_G^O) + F_p \quad (4.86)$$

On définit les deux coefficients de frottement apparents f' et f'_a de la manière suivante :

$$f' = \frac{f \cdot F_z(-\frac{L'_c}{2}) - F_p}{F_z(-\frac{L'_c}{2})} \quad (4.87)$$

$$f'_a = \frac{f_a \cdot F_z(-\frac{L'_{ca}}{2}) - F_p}{F_z(-\frac{L'_{ca}}{2})} \quad (4.88)$$

On fait l'hypothèse que le paramètre f' est constant pour y_G^O proche de $-L'_c/2$:

$$f' \simeq \frac{f \cdot F_z(y_G^O) - F_p}{F_z(y_G^O)}$$

avec $y_G^O = -\frac{L'_c}{2} + \epsilon$ (et ϵ petit) (4.89)

Dans ce cas, l'équation (4.84) avec $y_G^O = -\frac{L'_c}{2} + \epsilon$ vaut :

$$\begin{aligned} my_G \ddot{y}_G &\simeq F_y(y_G^O) + f.F_z(y_G^O) - F_p \quad \text{de (4.84)} \\ &\simeq F_y(y_G^O) + f'.F_z(y_G^O) \end{aligned} \quad (4.90)$$

Les équations (4.85) (4.86) deviennent alors :

$$y_G^O = -L'_c/2 \quad \Leftrightarrow \quad F_y(y_G^O) = -f'.F_z(y_G^O) \quad (4.91)$$

$$y_G^O = -L'_{ca}/2 \quad \Leftrightarrow \quad F_y(y_G^O) = -f'_a.F_z(y_G^O) \quad (4.92)$$

Ainsi, les équations (4.91) (4.92) (4.90) sont équivalentes aux équations (4.41) (4.42), (4.45), précédemment étudiées pages 101-102. Le comportement du pousseur est donc analogue au comportement défini section 4.4.2, page 112. On obtient le nouveau comportement en remplaçant les paramètres (L_c, L_{ca}, f, f_a) par les paramètres $(L'_c, L'_{ca}, f', f'_a)$. Ainsi, lorsque l'aimant se déplace à vitesse constante, la valeur moyenne $y_{G\text{moy}}^O$ de y_G^O vaut $L'_c/2$ (d'après l'équation (4.77), page 112), soit :

$$\begin{aligned} y_{G\text{moy}}^O &= -L'_c/2 \\ \text{donc : } F_p &= F_y(y_{G\text{moy}}^O) + f.F_z(y_{G\text{moy}}^O) \quad \text{de (4.85)} \end{aligned} \quad (4.93)$$

Ainsi, lors du déplacement du pousseur, on peut déduire l'effort pousseur F_p appliqué à l'objet de la mesure de la distance moyenne $y_{G\text{moy}}^O$.

Si l'on étend l'équation (4.93) aux deux sens de déplacement ($y_I > 0$ et $y_I < 0$) on obtient :

$$F_p = F_y(y_{G\text{moy}}^O) + f.F_z(y_{G\text{moy}}^O) \text{sign}(F_y(y_{G\text{moy}}^O)) \quad (4.94)$$

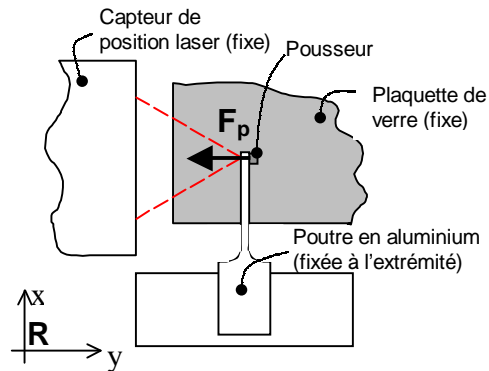
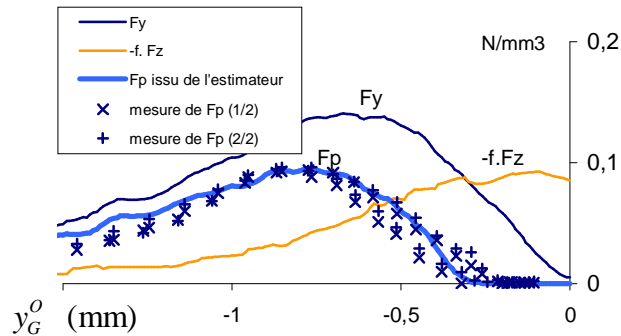
Cette équation (4.94) nous permet de calculer la valeur de l'effort pousseur F_p appliqué à l'objet poussé en fonction de la mesure de la position $y_{G\text{moy}}^O$.

4.5.3 Expérimentations

On présente, dans cette partie, la comparaison entre l'effort pousseur estimé en utilisant l'équation (4.94) et l'effort pousseur mesuré expérimentalement. On traite ici l'exemple d'un pousseur en acier ($400 \times 300 \times 120 \mu\text{m}^3$).

La valeur de l'effort pousseur $F_p(y_G^O)$ est définie équation (4.94) en fonction des efforts $F_y(y_G^O)$ et $F_z(y_G^O)$. Nous déterminons l'effort pousseur F_p à partir de deux méthodes différentes :

- à partir des valeurs simulées des efforts F_y et F_z décrits figure 4.10, page 98, en utilisant le coefficient de frottement $f = 0.35$, déterminé équation 4.79, page 112, et

FIG. 4.27 – Dispositif de mesure de l'effort F_p FIG. 4.28 – Effort pousseur F_p simulé et mesuré

– à l'aide de mesures expérimentales.

Le dispositif expérimental est présenté figure 4.27. La poutre en aluminium est fixée à son extrémité. On mesure la déflexion du levier et par conséquent l'effort appliqué par le pousseur sur le levier à l'aide d'un capteur laser d'une résolution de 10 nm . Le déplacement du pousseur étant faible, on considère que sa position est fixe. La position de l'aimant est mesurée par le capteur laser utilisé dans le dispositif *WIMS*.

Les simulations et les mesures expérimentales sont présentées figure 4.28. Ces deux résultats sont en très bonne adéquation, prouvant ainsi que le modèle de calcul de F_p est pertinent.

L'effort pousseur maximal appliqué par le pousseur en acier ($300 \times 400 \times 120\ \mu\text{m}^3$) est de 1.5 mN , soit 1400 fois son propre poids. Il est à noter qu'à titre de comparaison, l'ordre de grandeur de la force d'aspiration appliquée par une micropipette sur un ovule vaut entre 1 mN et $1\ \mu\text{N}$ [102].

Conclusion du chapitre

Dans ce chapitre, nous avons présenté les deux grands phénomènes physiques qui influent sur le comportement du pousseur :

- le couple magnétique, qui définit l'orientation du pousseur,
- les lois de frottement à l'interface entre le pousseur et la plaquette de verre, qui permettent d'établir le comportement en translation du pousseur.

Le développement des équations caractéristiques de ces deux phénomènes appliquées à notre dispositif a permis la modélisation de la transmission de mouvement de l'aimant vers le pousseur. Nous avons présenté deux modèles :

- un modèle synthétique ne prenant pas en compte l'effet d'avance par saccades, permettant de décrire le comportement du pousseur avec simplicité,
- un modèle complet permettant de décrire le comportement du pousseur de manière extrêmement proche de la réalité.

Enfin, nous avons développé un estimateur d'effort basé sur la mesure de la position relative entre le pousseur et l'aimant. Cet estimateur nous permet de quantifier l'effort appliqué à un objet lors de sa manipulation.

Dans le chapitre 5, nous décrivons la stratégie de commande retenue pour commander le pousseur en position. Le modèle synthétique nous permettra d'expliquer plus simplement les choix de stratégies de commande qui ont été effectuées. Le modèle complet sera, lui, utilisé pour tester ces lois de commande en simulation.

Chapitre 5

Commande du pousseur

Ce chapitre présente le dispositif de commande permettant de contrôler la position du pousseur dont le comportement a été décrit au chapitre 4. Nous montrons que notre dispositif de micromanipulation peut être comparé à un système de micro-macropositionnement. Une stratégie de commande spécifique sera alors présentée afin de commander ce dispositif. Nous présenterons dans le chapitre suivant les expérimentations de micromanipulations mettant en application ces stratégies de commande, ainsi que les futurs développements de notre dispositif.

5.1 Problématique et stratégie retenue

L'objectif de cette première partie est de présenter, de manière qualitative, la stratégie de commande utilisée pour commander le dispositif. Nous établirons premièrement, sous certaines hypothèses, le lien entre la position du pousseur et la position de l'objet manipulé. Dans un deuxième temps, et à partir des modèles de comportement développés au chapitre précédent, nous montrerons que notre dispositif peut être assimilé à un dispositif de micro-macropositionnement. Nous présenterons enfin les grandes lignes de la stratégie de commande que nous avons choisi d'utiliser. Cette stratégie de commande sera explicitée dans les parties 5.2 et 5.3.

5.1.1 Déplacement de l'objet poussé

Notre but à terme est de contrôler la position de l'objet poussé. Deux cas se présentent lors de la poussée d'un objet biologique :

- l'avance de l'objet est bloquée par un obstacle,
- l'avance de l'objet est libre et n'est pas entravée par un obstacle.

Les cellules biologiques sont des objets extrêmement souples et facilement déformables. Ainsi, l'ovocyte que l'on pousse contre un obstacle, expérimentalement, se déforme facilement. Toutefois des ovocytes humains qui se déplacent, sans qu'il soit fait obstacle à leur mouvement, ne subissent pas de déformations significatives. On peut par conséquent

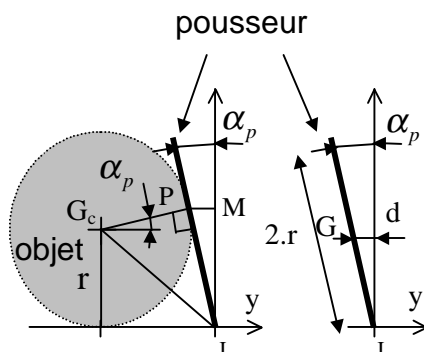


FIG. 5.1 – Déplacement de l'objet poussé

considérer que, lors d'une poussée sans obstacle, l'objet biologique n'est pas déformé et peut être représenté comme une sphère parfaite de rayon r . On considère que la hauteur h du pousseur vaut le diamètre $2.r$ de l'objet.

Il est à noter que l'étude des forces d'adhésion et les problèmes de lâcher de micro-objets dans un milieu aqueux ne sont pas abordés dans ce chapitre et seront présentés dans la partie 6.2.2, chapitre suivant.

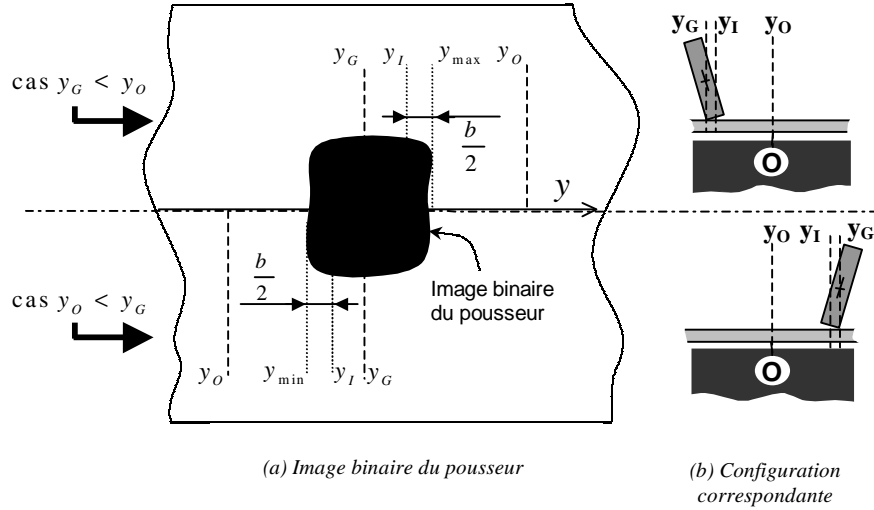
On calcule la distance G_cG entre les deux centres de gravité G_c et G respectivement de la cellule et du pousseur. On déduit de la figure 5.1 :

$$\begin{aligned}
 G_cG &= G_cP \cos(\alpha_p) + PM - d & (5.1) \\
 &= G_cP \cos(\alpha_p) + MI \tan(\alpha_p) - GI \sin(\alpha_p) \\
 &= r \left((1 + \sin(\alpha_p)) \cdot \tan(\alpha_p) + \cos(\alpha_p) - \sin(\alpha_p) \right) \\
 &\simeq r \cdot \left(1 + \frac{\alpha_p^2}{2} \right) & (5.2)
 \end{aligned}$$

L'angle $\alpha_p = \alpha_b$ est représenté en fonction de la position¹ y_G^O du pousseur par rapport à l'aimant, figure 4.7, page 94. La valeur maximale de α_p est atteinte par le pousseur lorsque y_G^O est maximal soit pour $y_G^O = L_c/2$ (voir équation 4.57, page 105). Typiquement, cette valeur maximale atteint 30 degrés. La distance G_cG varie donc entre r et $1.14r$.

On considérera par la suite que la distance G_cG entre les deux centres de gravité est *constante*. Cette approximation entraîne une erreur sur l'estimation de la distance G_cG de l'ordre de $\pm 7\%$. Dans ce cas, contrôler le déplacement de l'objet revient à contrôler la position du centre de gravité G du pousseur. Dans la suite de ce chapitre, on s'attachera donc à contrôler la position y_G du pousseur valant, à une constante près, la position y_{G_c} de l'objet poussé.

1. On rappelle que y_G^O définit la position relative de G par rapport à O suivant $\vec{y} : y_G^O = \overline{OG} \cdot \vec{y}$.

FIG. 5.2 – Détermination des positions de G et de I avec la caméra CCD

5.1.2 Détermination des positions par caméra

Dans cette partie, on présente de manière synthétique la détermination des positions du point de contact I et du centre de gravité G du pousieur à partir de l'image de la caméra. L'épaisseur² b du pousieur étant faible devant les deux autres dimensions du pousieur, on confond par la suite le point de contact réel I du pousieur avec le centre de la base du pousieur. La caméra utilisée est une caméra en niveaux de gris. On réalise un seuillage afin d'obtenir une image binaire du pousieur.

Le calcul des positions y_I et y_G du pousieur est présenté figure 5.2. La position du point G est simplement obtenue en calculant la position du centre de gravité de l'image binarisée. La détermination de la position du point de contact I dépend de la position y_G^O . On différencie deux cas suivant le signe de $y_G^O = y_G - y_O$.

Ainsi dans le cas où $y_G - y_O$ est négatif (cas représenté dans la partie supérieure de la figure 5.2), le point I (centre de la base du pousieur) se trouve à droite du point G . Si on note y_{max} et y_{min} , les positions extrêmes de l'image binarisée (voir figure 5.2(a)), on a alors :

$$y_G - y_O < 0 \Rightarrow y_I = y_{max} - \frac{b}{2}$$

soit en généralisant aux deux cas ($y_G - y_O$ négatif et positif), on obtient :

$$y_G - y_O < 0 \Rightarrow y_I = y_{max} - \frac{b}{2} \quad (5.3)$$

$$y_G - y_O > 0 \Rightarrow y_I = y_{min} + \frac{b}{2} \quad (5.4)$$

². b : dimension du pousieur suivant \vec{y}_p

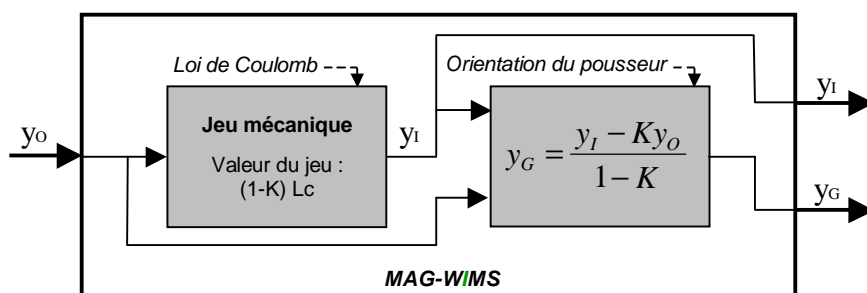


FIG. 5.3 – Modèle synthétique du système MAG-WIMS : Rappel de la figure 4.18.

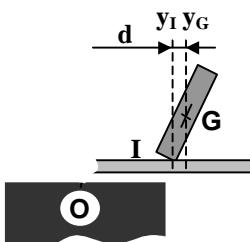


FIG. 5.4 – Définition du paramètre $d = y_G - y_I$

5.1.3 Un système de micro-macropositionnement spécifique

De manière générale, nous commenterons notre stratégie de commande en utilisant le modèle de comportement *synthétique* de notre dispositif présenté figure 4.18, page 105 et rappelé dans ce chapitre figure 5.3. Nous montrerons ici que ce comportement peut être assimilé à un dispositif de micro-macropositionnement.

On note par la suite d la "déflexion" du centre de gravité due à l'orientation du pousseur. Ce paramètre d caractérise la position en orientation du pousseur (voir figure 5.4) :

$$\begin{aligned} d &= y_G - y_I \\ &= y_G - ((1 - K) \cdot y_G + K \cdot y_o) \quad \text{de figure 5.3} \end{aligned} \quad (5.5)$$

$$\begin{aligned} \text{donc : } d &= K \cdot y_G^O \\ \text{ou : } y_G - y_I &= K \cdot y_G^O \end{aligned} \quad (5.6)$$

La distance y_G^O varie dans l'intervalle $[-\frac{L_c}{2}; \frac{L_c}{2}]$ (voir équation 4.57, page 105). Ainsi la déflexion d varie dans l'intervalle $[-d_M; d_M]$, avec :

$$d_M = K \cdot \frac{L_c}{2} \quad (5.7)$$

De plus on a :

Type	$y_I(t)$	$d(t)$	$y_G(t)$	Stick slip
MACRO	$y_O(t) + cte^a$	cte^a	$y_O(t) + cte^a$	oui
MICRO	cte^a	$\frac{-K}{1-K}y_O(t) + cte^a$	$\frac{-K}{1-K}y_O(t) + cte^a$	non

TAB. 5.1 – Propriétés des déplacements MACRO et MICRO

^a cte : constante.

$$\begin{aligned}
 d &= y_G - y_I \quad \text{de (5.5)} \\
 &= \frac{y_I - Ky_O}{1-K} - y_I \quad \text{de figure 5.3} \\
 \text{donc : } d &= \frac{-K}{1-K}(y_O - y_I) \quad (5.8)
 \end{aligned}$$

Par définition, la position du centre de gravité y_G du pousseur vaut la somme de d et de y_I (voir équation (5.5)). On obtient ainsi le schéma bloc défini figure 5.5.

Comme développé dans le chapitre précédent, figure 4.11, page 100, il existe deux grands types de fonctionnement :

- soit le point de contact y_I est fixe, le déplacement de l'aimant y_O modifie l'orientation du pousseur, donc d varie,
- soit le point de contact y_I est en mouvement à la même vitesse que y_O . Alors $(y_O - y_I)$ est constant et la déflexion d est donc, elle aussi, constante.

Le déplacement du centre de gravité obtenu en modifiant l'orientation du pousseur sera appelé "déplacement MICRO"³. De la même façon, le déplacement engendré en modifiant la position du point de contact I sera appelé "déplacement MACRO"³. Il est à remarquer que les deux types de déplacement MICRO et MACRO ne peuvent pas se produire au même instant. Un tableau récapitulatif des différentes propriétés de chaque comportement est présenté tableau 5.1.

Notre système commute entre deux comportements linéaires possédant des gains de signes différents. La modification de la position du point de contact I permet d'effectuer de grands déplacements, mais elle est soumise à l'effet de stick-slip. La modification de l'orientation d du pousseur permet d'effectuer des déplacements d'amplitude réduite, mais avec une bonne précision, puisque ces déplacements se font à point de contact fixe et ne sont donc pas soumis au stick slip.

3. On parlera également de "comportement MICRO" ou de "comportement MACRO".

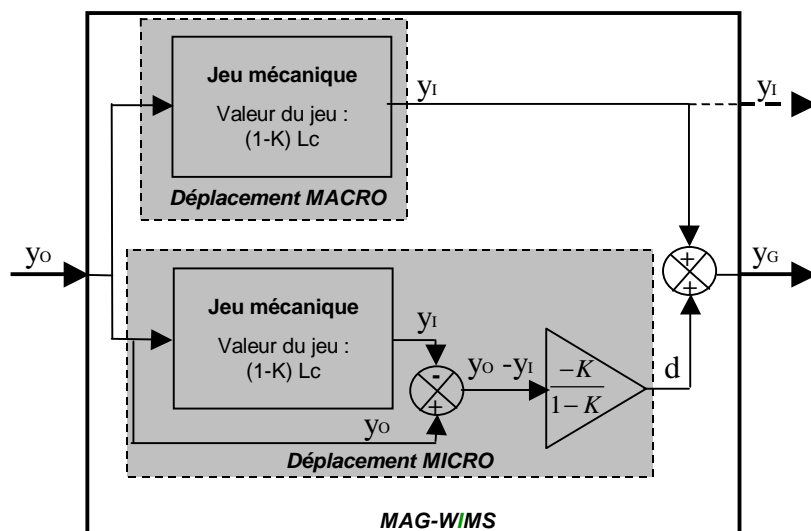


FIG. 5.5 – Le système *MAG-WIMS*: un dispositif de micro-macro déplacement

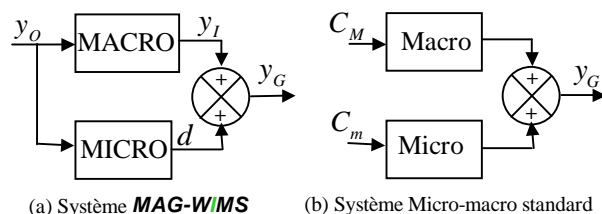


FIG. 5.6 – (a) système de micro-macropositionnement *MAG-WIMS*; (b) système standard de micro-macropositionnement [53]

Notre système peut donc être considéré comme un système de micro-macropositionnement comme décrit figure 5.6(a). La principale différence entre un dispositif conventionnel de micro-macropositionnement (décrit figure 5.6(b)) et notre système (décrit figure 5.5 et figure 5.6(a)) réside dans le fait que notre dispositif ne possède qu'une seule grandeur de commande commune aux deux comportements (MICRO et MACRO). Les lois de commandes des systèmes conventionnels de micro-macropositionnement (voir pour exemple [53]) ne sont donc pas applicables dans notre cas.

5.1.4 Stratégie de commande

La stratégie de commande spécifique que nous avons développée est décrite de manière qualitative figure 5.7. On souhaite déplacer l'objet de la position initiale (figure 5.7(a)) jusqu'à la position de consigne y_C (figure 5.7(d)). On utilise pour ce faire deux étapes :

- un déplacement MACRO (voir figure 5.7(b)), puis

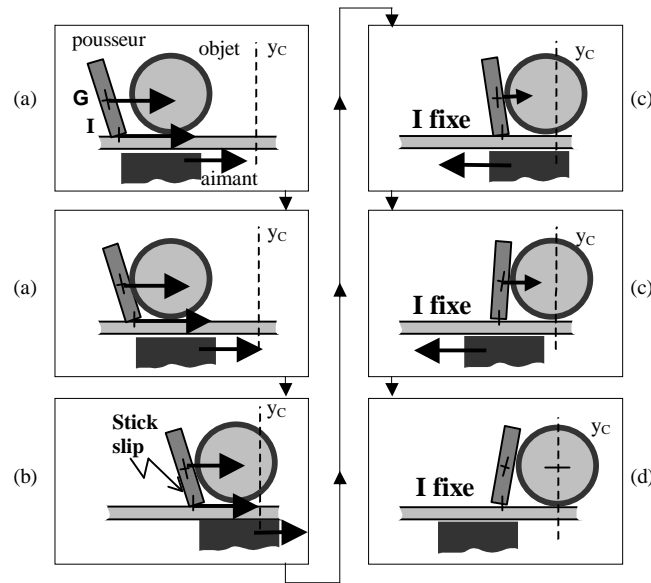


FIG. 5.7 – La stratégie de commande

– un déplacement MICRO (voir figure 5.7(c)).

La première étape consiste à utiliser le déplacement MACRO pour pousser l'objet près de la consigne y_C à atteindre. Figure 5.7(b), le pousseur suit le déplacement de l'aimant en avançant par petites saccades (effet de stick-slip).

Lors de la deuxième étape, on utilise le déplacement MICRO pour pousser l'objet contre la consigne y_C . Le déplacement de l'aimant provoque une modification de l'orientation du pousseur, qui engendre un déplacement du centre de gravité G en sens contraire (voir figure 5.7(c)). Le point I ne frottant pas sur la surface de la vitre, il n'y a pas d'effet d'avance par saccades : on obtient ainsi une très bonne précision de positionnement.

Dans la suite, nous montrerons qu'avec ce type de stratégie, nous pouvons positionner un objet avec la précision de la résolution de la caméra ($1\ \mu m$), mais sans que le pousseur lâche l'objet (comme représenté figure 5.7(d)).

Que se passe-t-il si l'on souhaite lâcher l'objet? Le comportement du pousseur lors du lâcher de l'objet est décrit à la figure 5.8. On considère la position de départ représentée figure 5.8(d). Cette position correspond à la position finale précédente de la figure 5.7(d). Si on souhaite lâcher l'objet, on déplace l'aimant vers la gauche et on provoque donc un déplacement MICRO du pousseur vers la droite poussant l'objet au-delà de la consigne (figure 5.7(e)). La position finale de l'objet est atteinte à l'instant où le point I se met à glisser sur la plaquette (figure 5.7(f)). Or cet instant est fonction des conditions de frottement à l'interface pousseur-plaquette et est soumis à des perturbations. L'erreur

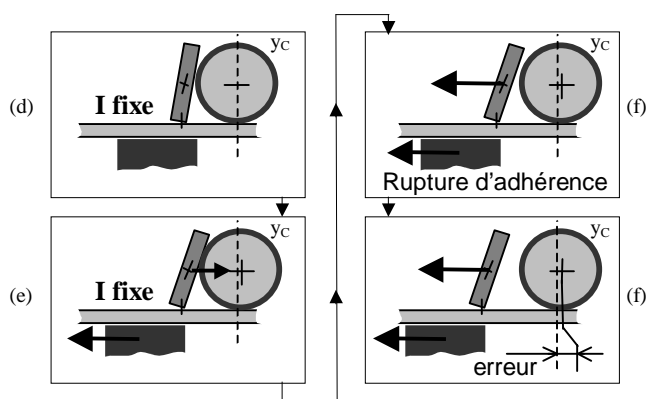


FIG. 5.8 – Explication de l'erreur obtenue lors du lâcher

de position ainsi obtenue est de l'ordre de grandeur des saccades de l'effet de stick-slip (typiquement entre 5 et 20 microns)⁴.

En résumé, notre dispositif est capable de :

- positionner un objet avec une précision de $1\ \mu m$ sans le lâcher,
- de positionner un objet en le lâchant avec une précision⁴ de l'ordre de 5 à 20 microns.

Dans un système de micro-macropositionnement standard, les deux déplacements micro et macro peuvent être commandés en même temps. Les perturbations sur le déplacement macro peuvent alors être compensées par le déplacement micro. Dans notre cas spécifique, les deux déplacements MICRO et MACRO ne peuvent pas être commandés les deux en même temps, mais uniquement séquentiellement l'un après l'autre. Dans l'état actuel du dispositif, la commande ne peut donc pas réduire l'erreur de positionnement lors de la dépose d'un objet.

Pour la présentation de ce chapitre, nous avons choisi de conserver le dispositif dans cette configuration sans chercher à pallier ce problème d'erreur de position par des améliorations technologiques. Toutefois quelques propositions de solutions technologiques seront présentées dans la partie perspectives, section 6.2.4, page 160.

On développe dans la suite de ce chapitre la stratégie de commande permettant d'engendrer automatiquement les mouvements décrits sur les figures 5.7 et 5.8. On décomposera la présentation de la stratégie de commande en deux cas :

- la commande en position sur une consigne fixe, et
- le suivi de trajectoire avec une consigne variable.

4. La précision de positionnement est fonction de la propreté et des rugosités de la plaquette de verre et du pousseur

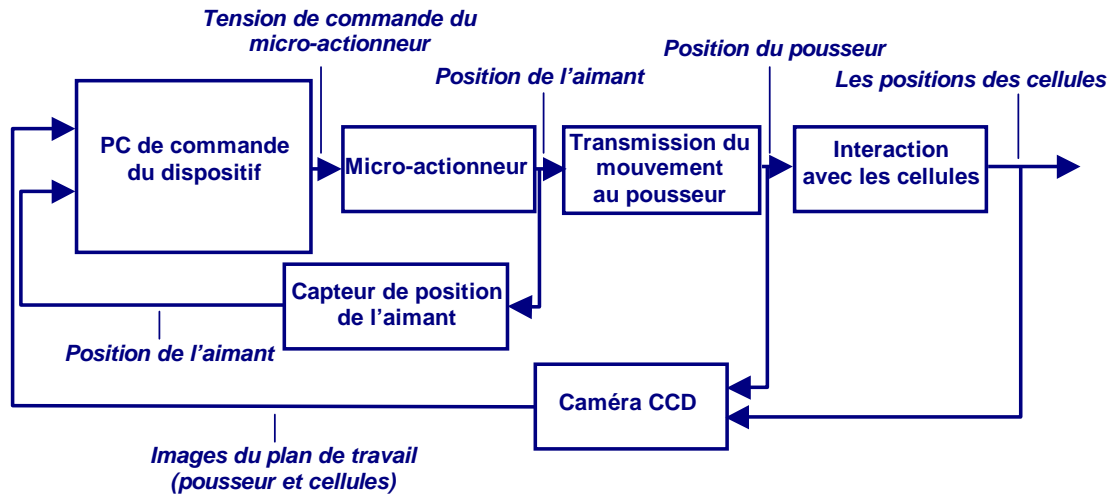


FIG. 5.9 – Schéma bloc du WIMS (Rappel de la figure 3.4, page 62)

5.2 Commande en position

On a montré précédemment, que sous certaines conditions, la distance entre le centre de gravité du pousseur et le centre de gravité de l'objet poussé était constante. Par conséquent, dans la suite de ce chapitre on ne tient plus compte de l'objet manipulé et on cherche uniquement à contrôler la position du centre de gravité du pousseur. Ainsi lorsque l'on parlera de consigne y_C à atteindre, cette consigne sera relative à la position du centre de gravité du pousseur et non à la position du centre de gravité d'un objet poussé.

5.2.1 Superviseur

Le système *MAG-WIMS* définissant l'évolution de y_C en fonction de y_O commute entre deux comportements linéaires (MICRO et MACRO). Afin de contrôler ce système, on a choisi de construire deux contrôleurs spécifiques pour chacun de ces comportements (MICRO et MACRO) [105]. Un superviseur est chargé d'utiliser l'un ou l'autre des contrôleurs, en fonction du comportement du dispositif et de la consigne à atteindre.

On parlera dans la suite de *commande de type fin* pour le dispositif de commande du comportement MICRO et de *commande de type grossier* pour le dispositif de commande du comportement MACRO.

On rappelle figure 5.9 la chaîne d'acquisition présentée au chapitre 3. Le superviseur est implanté au sein du PC de commande. Il définit la stratégie de commande à utiliser en fonction des positions de l'aimant, du point de contact, du centre de gravité du pousseur et de la consigne.

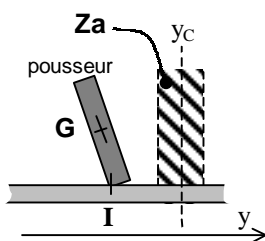


FIG. 5.10 – Définition de la zone d'approche Z_a centrée sur la consigne y_C

Zone d'approche Z_a

Dans la stratégie de commande définie figure 5.7, le dispositif doit approcher le pousseur de la consigne, en utilisant la commande de type grossier. Puis lorsqu'il est près de celle-ci, il doit utiliser la commande de type fin pour atteindre la consigne. Il faut donc définir l'instant de commutation entre les deux contrôleurs. On note, pour ce faire, Z_a la zone centrée sur la consigne y_C telle que (voir figure 5.10) :

$$y_I \in Z_a \Rightarrow y_C \text{ est accessible par un déplacement MICRO} \quad (5.9)$$

Or, par définition, d_M représentant la valeur maximale de d , on a :

$$y_C \text{ est accessible par un déplacement MICRO} \Leftrightarrow y_I \in [y_C - d_M; y_C + d_M] \quad (5.10)$$

$$\text{Soit de (5.9): } y_I \in Z_a \Rightarrow y_I \in [y_C - d_M; y_C + d_M] \quad (5.11)$$

Dans un premier temps, on considère donc que le choix entre les commandes de type grossier et de type fin se fait de la façon suivante :

$$y_I \notin Z_a \Rightarrow \text{Utilisation de la commande de type grossier} \quad (5.12)$$

$$y_I \in Z_a \Rightarrow \text{Utilisation de la commande de type fin} \quad (5.13)$$

Lors de la commande de type grossier, l'objectif étant de positionner le point I dans la zone d'approche, on choisit de commander la position y_I de ce point I durant la commande de type grossier. La commande de type fin est utilisée pour asservir la position du centre de gravité G sur la consigne. On commande dans ce cas la position du centre de gravité. Les boucles de contrôle de ces deux types de commande seront détaillées section 5.2.2.

Commande avec estimateur de la position du point de contact

On traite dans cette partie le cas où le point de contact I n'appartient pas à la zone d'approche Z_a :

$$I \notin Z_a \quad (5.14)$$

La boucle de retour assurant la mesure de la position du point de contact I est réalisée grâce à une caméra CCD possédant une période d'échantillonnage de 40 ms. Le

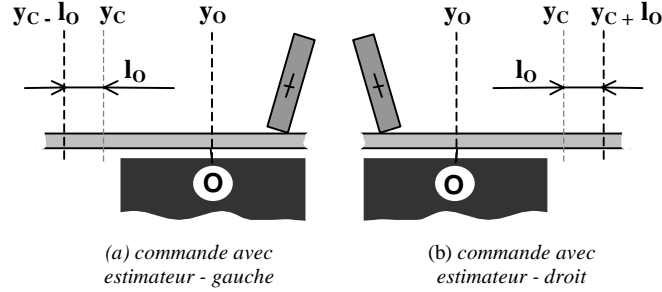


FIG. 5.11 – Configuration de commande avec un estimateur de la position de I

bouclage interne (voir figure 5.9) possède, lui, une période⁵ d'échantillonnage plus faible de l'ordre de 2 ms . La mesure de la position du pousseur par la caméra ne présente un intérêt que lorsque le pousseur se trouve relativement près de la consigne. Lorsque le pousseur est loin de la consigne, on choisit de déterminer la position y_I du point de contact I , via un estimateur, sans utiliser la caméra.

On différencie alors deux cas :

- le point de contact se situe "loin" de la consigne à droite ($y_I > y_C$), ou
- le point de contact se situe "loin" de la consigne à gauche ($y_I < y_C$).

Dans le premier cas (figure 5.11(a)), la commande doit déplacer l'aimant vers la gauche afin de rapprocher le pousseur de la consigne. On appellera ce type de commande *commande avec estimateur gauche*. De manière analogue dans l'autre cas (figure 5.11(b)), l'aimant doit être déplacé vers la droite, la commande correspondante sera appelée *commande avec estimateur droit*.

Ces deux cas étant symétriques, on ne traitera ici que le cas *commande avec estimateur droit* ($y_I < y_C$). Le point de contact I se situant, dans ce cas, loin de la consigne à gauche, le dispositif va déplacer le point I vers la droite ($y_I > 0$) via un déplacement MACRO. Dans ce cas, la distance $|y_G^O|$ est maximale, donc :

$$y_G - y_O = -\frac{L_c}{2} \quad \text{de (4.57)} \quad (5.15)$$

$$\text{donc : } y_G - y_I = -K \cdot \frac{L_c}{2} = -d_M \quad \text{de (5.6)} \quad (5.16)$$

$$\text{donc : } y_I = y_O - \frac{L_c - 2 \cdot d_M}{2} \quad (5.17)$$

La différence $L_c - 2 \cdot d_M$ est fonction des conditions de frottement entre le pousseur et la plaquette de verre. On note l_c , une estimation de la valeur $L_c - 2 \cdot d_M$. L'estimation

5. Période d'échantillonnage définie par le temps de lecture de la position de l'aimant, le traitement des informations et l'envoi de la tension de commande via la carte entrée-sortie du PC.

\tilde{y}_I de la position y_I vaut donc :

$$\tilde{y}_I = y_O - \frac{l_c}{2} \quad (5.18)$$

$$\text{avec : } l_c \text{ estimation de } L_c - 2.d_M \quad (5.19)$$

A partir de la mesure de y_O , on peut ainsi estimer la position y_I du point de contact I . Si on généralise aux deux sens de déplacement, on obtient :

$$y_I > y_C \Rightarrow \tilde{y}_I = y_O + \frac{l_c}{2} \quad (5.20)$$

$$y_I < y_C \Rightarrow \tilde{y}_I = y_O - \frac{l_c}{2} \quad (5.21)$$

On doit définir l'instant de commutation entre une commande réalisée à l'aide d'un estimateur de y_I et la commande de type grossier réalisée avec la mesure de la position de I via la caméra. La condition d'utilisation de la commande avec estimateur porte sur la distance entre la position estimée \tilde{y}_I de I et la position de la consigne y_C . Cette condition est définie par le paramètre l_O :

$$(\tilde{y}_I - y_C > \frac{l_c}{2} - l_O).(y_I > y_C) \Rightarrow \text{commande avec estimateur gauche}$$

$$(\tilde{y}_I - y_C < -\frac{l_c}{2} + l_O).(y_I < y_C) \Rightarrow \text{commande avec estimateur droit}$$

soit :

$$(y_O > y_C - l_O).(y_I > y_C) \Rightarrow \text{commande avec estimateur gauche} \quad \text{de (5.20)}$$

$$(y_O < y_C + l_O).(y_I < y_C) \Rightarrow \text{commande avec estimateur droit} \quad \text{de (5.21)}$$

L'opérateur "." représente le ET logique

Or, on se situe dans le cas où :

$$I \notin Z_a \quad \text{de (5.14)}$$

On obtient donc :

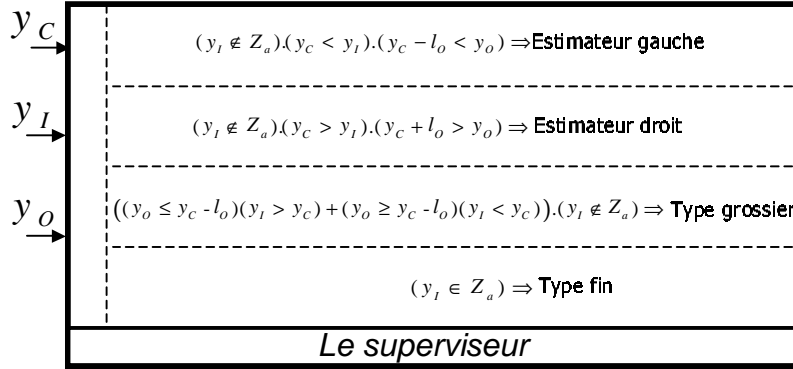
$$(y_O > y_C - l_O).(y_I > y_C).(I \notin Z_a) \Rightarrow \text{commande avec estimateur gauche} \quad (5.22)$$

$$(y_O < y_C + l_O).(y_I < y_C).(I \notin Z_a) \Rightarrow \text{commande avec estimateur droit} \quad (5.23)$$

Expérimentalement, on choisit la valeur de la limite l_O définissant la transition entre la commande de type grossier et la commande avec estimateur, de la manière suivante :

$$l_O = \frac{1}{3}l_c \quad (5.24)$$

Rappel : l_c est une estimation de la valeur $L_c - 2.d_m$

FIG. 5.12 – *Superviseur pour consigne y_C fixe*

Synthèse du choix entre les différentes commandes

On a défini 3 types de commandes :

- commande de type fin,
- commande de type grossier, et
- commande avec estimateur (droit ou gauche).

Ces trois types de commande possèdent des objectifs différents. L'objectif de la commande de type fin est d'asservir la position du centre de gravité du poussoir, en utilisant son orientation. La commande de type grossier doit contrôler la position du point de contact I afin de le positionner dans la zone d'approche Z_a . Les commandes avec estimateur ont pour objectif de déplacer l'aimant sur de grandes distances.

En fonction des positions du point de contact y_I , de la consigne y_C et de l'aimant y_O , le superviseur (voir figure 5.12) choisit la commande de la façon suivante :

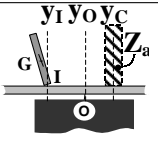
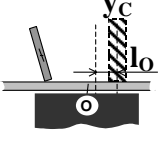
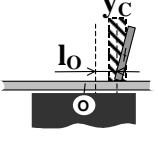
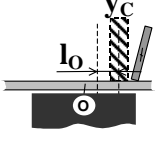
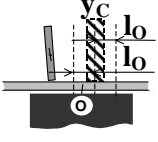
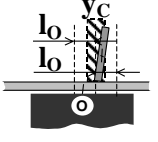
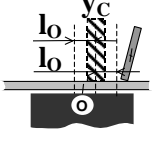
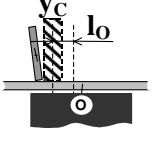
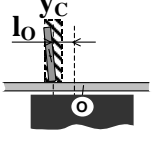
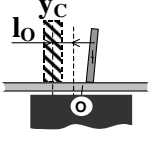
$$\begin{aligned} \text{de (5.13) : } I \in Z_a &\Rightarrow \text{commande de type fin} \\ ((y_o \leq y_C - l_o) \cdot (y_I > y_C) + (y_o \geq y_C + l_o) \cdot (y_I < y_C)) \cdot (I \notin Z_a) & \\ &\Rightarrow \text{commande de type grossier} \end{aligned}$$

$$\text{de (5.22) : } (y_o > y_C - l_o) \cdot (y_I > y_C) \cdot (I \notin Z_a) \Rightarrow \text{commande avec estimateur gauche}$$

$$\text{de (5.23) : } (y_o < y_C + l_o) \cdot (y_I < y_C) \cdot (I \notin Z_a) \Rightarrow \text{commande avec estimateur droit}$$

Les opérateurs \cdot et $+$ représentent le ET et OU logiques

Dans le tableau 5.2, on représente l'ensemble des situations rencontrées avec le type de commande correspondant. Les trois grands types de commande sont présentés dans la section suivante.

y_O	y_I	commande	
$y_O < y_C - l_O$	$(y_I < y_C)(y_I \notin Z_a)$	ES ^a droit	
$y_O < y_C - l_O$	$y_I \in Z_a$	type fin	
$y_O < y_C - l_O$	$(y_I > y_C)(y_I \notin Z_a)$	type grossier	
$y_C - l_O < y_O < y_C + l_O$	$(y_I < y_C)(y_I \notin Z_a)$	ES ^a droit	
$y_C - l_O < y_O < y_C + l_O$	$y_I \in Z_a$	type fin	
$y_C - l_O < y_O < y_C + l_O$	$(y_I > y_C)(y_I \notin Z_a)$	ES ^a gauche	
$y_C + l_O < y_O$	$(y_I < y_C)(y_I \notin Z_a)$	type grossier	
$y_C + l_O < y_O$	$y_I \in Z_a$	type fin	
$y_C + l_O < y_O$	$(y_I > y_C)(y_I \notin Z_a)$	ES ^a gauche	

TAB. 5.2 – Commande à utiliser en fonction de la configuration du système

^a ES : avec estimateur

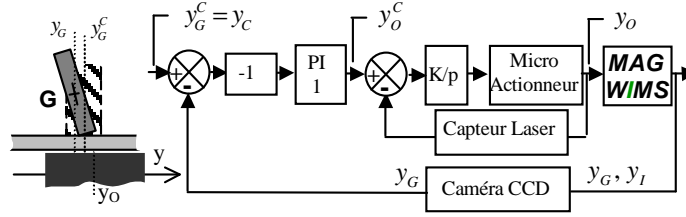


FIG. 5.13 – Commande de type fin

5.2.2 Trois types de contrôleurs

On présente dans cette partie les propriétés des trois types de commande : fin, grossier et avec estimateur.

Commande de type fin

La commande de type fin est conçue pour positionner le centre de gravité du poussoir sur la consigne y_C , en utilisant le comportement MICRO du système *MAG-WIMS* (voir figure 5.5). On rappelle que le comportement MICRO est caractérisé par (voir tableau 5.1, page 123) :

$$y_I(t) = \text{constante} \quad (5.25)$$

$$d(t) = \frac{-K}{1-K} y_O(t) + \text{constante} \quad (5.26)$$

$$y_G(t) = \frac{-K}{1-K} y_O(t) + \text{constante} \quad (5.27)$$

Dans le cas où la commande est de type fin, on asservit la position du centre de gravité y_G sur la consigne $y_G^C = y_C$. La boucle de régulation utilisant un correcteur PI est présentée figure 5.13. Il est à noter que, comme le gain $\frac{\Delta y_O}{\Delta y_G}$ est négatif dans le comportement MICRO, on insère donc dans la boucle de contrôle un gain égal à -1 . Le contrôleur est réglé de façon à ce que il n'y ait pas de dépassement de la consigne y_C sur la réponse indicielle en déplacement MICRO.

Commande de type grossier

La commande de type grossier est utilisée pour déplacer le point de contact I vers la zone d'approche Z_a . Elle est par conséquent conçue pour commander le système en comportement MACRO :

$$y_I(t) = y_O(t) + \text{constante} \quad (5.28)$$

$$d(t) = \text{constante} \quad (5.29)$$

$$y_G(t) = y_O(t) + \text{constante} \quad (5.30)$$

L'objectif de cette commande étant de ramener le point de contact dans la zone Z_a , on choisit d'asservir la position du point de contact I sur la consigne $y_I^C = y_C$ (centre

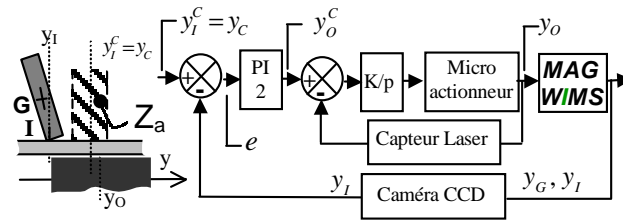


FIG. 5.14 – Commande de type grossier

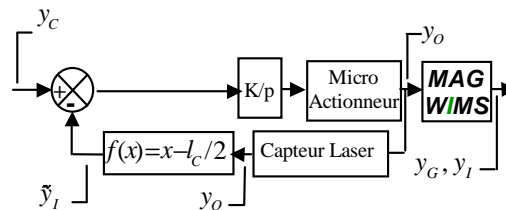


FIG. 5.15 – Commande avec estimateur droit

de la zone Z_a). La boucle de régulation utilisant un correcteur PI est présentée figure 5.14.

Commande avec estimateur

La commande avec estimateur regroupe deux cas :

- la commande avec estimateur droit,
- la commande avec estimateur gauche.

Les deux cas étant symétriques, on choisit à nouveau de ne présenter que le cas *estimateur droit*. Comme présenté précédemment, on estime la position du point I à partir de la position de l'aimant y_O mesurée par le capteur laser :

$$\tilde{y}_I = y_O - \frac{l_c}{2} \quad \text{de (5.21)}$$

La boucle de commande construite à partir de cet estimateur de y_I est représentée figure 5.15. Un système équivalent, présentant l'avantage de ne pas modifier la boucle de commande de la position de l'aimant, est présenté figure 5.16. En considérant ce schéma bloc, l'utilisation d'un estimateur de y_I revient à commander la position de l'aimant en boucle ouverte sur la consigne :

$$y_O^C = y_C + \frac{l_c}{2} \quad (5.31)$$

Si on généralise aux deux sens de déplacement :

- commande avec estimateur droit $\Leftrightarrow y_O^C = y_C + \frac{l_c}{2}$,

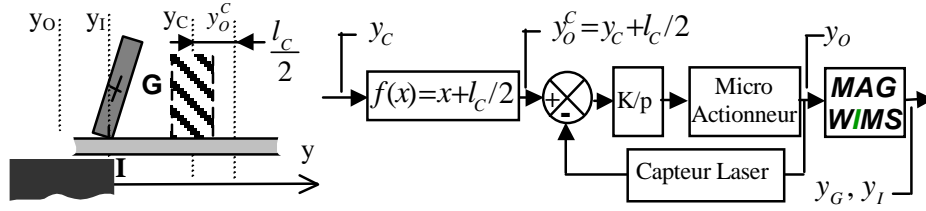


FIG. 5.16 – Commande avec estimateur droit: schéma équivalent

- commande avec estimateur gauche $\Leftrightarrow y_O^C = y_C - \frac{l_c}{2}$.

5.2.3 Continuité entre les contrôleurs

Les correcteurs des commandes de type fin et de type grossier possèdent des intégrateurs. Lors de l'arrivée dans l'un de ces deux types de commandes, il faut définir la constante d'intégration. On choisit de définir celle-ci afin que la sortie du correcteur y_O^C , (consigne de la position de l'aimant, dans la boucle interne) reste continue.

Lors de l'arrivée dans les commandes avec estimateur, la boucle extérieure est supprimée, la consigne y_O^C vaut⁶ $y_O^C = y_c \pm l_c/2$. En résumé, la valeur de y_O^C au changement de commande est choisie de la façon suivante :

- si l'on arrive dans la commande de type fin ou de type grossier, y_O^C est continu,
- si l'on arrive dans la commande avec estimateur, y_O^C est discontinu et vaut $y_c \pm l_c/2$.

Le système de commande en fonction de la consigne et de l'état du système (y_I et y_O) est choisi entre trois grands types de régulateurs :

- la commande en boucle ouverte de l'aimant (commande avec estimateur), ou
- un régulateur de type PI spécialisé dans la commande du comportement MACRO (commande de type grossier), ou
- un régulateur de type PI spécialisé dans la commande du comportement MICRO (commande de type fin).

Cette stratégie de commande permet de positionner le pousseur avec une précision de $1 \mu m$. Cette précision est actuellement limitée par la résolution de la caméra. L'utilisation d'une meilleure résolution de caméra semble pouvoir améliorer facilement cette précision. Toutefois, à l'heure actuelle, aucune étude n'a été menée pour améliorer davantage la précision du positionnement. En terme d'application, la précision de $1 \mu m$ est suffisante pour la manipulation d'un ovocyte lors d'une fécondation in-vitro. Des exemples de relevés expérimentaux et de simulation sont présentés dans la section 5.4

6. $y_O^C = y_c \pm l_c/2$, selon que l'on se trouve en commande avec estimateur droit ou gauche

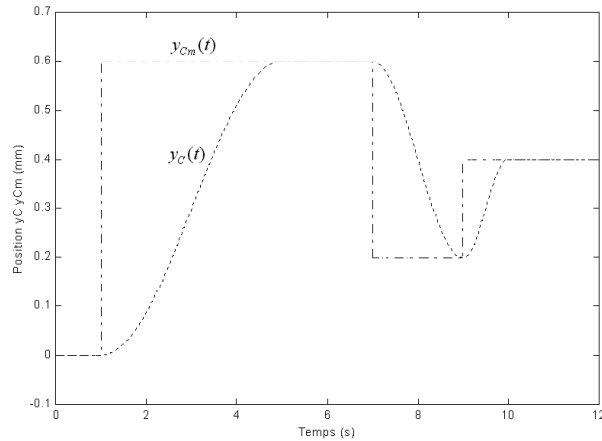


FIG. 5.17 – Exemple de trajectoire de consigne

5.3 Suivi de trajectoire

5.3.1 Problématiques

Dans la partie précédente, on s'est attaché à définir le système de commande permettant d'atteindre une consigne y_C fixe. Nous explorons dans cette partie le cas où la consigne $y_C(t)$ varie dans le temps et définit une trajectoire. On rappelle que l'on restreint cette étude à un déplacement suivant une direction. Nous traiterons séparément deux types de problèmes :

- la trajectoire $y_C(t)$ est connue à l'avance ($\forall t$),
- la trajectoire $y_C(t)$ n'est pas connue à l'avance, on ne connaît que la consigne y_C à l'instant présent.

Le premier cas correspond à une automatisation complète de la tâche de manipulation de cellules. On connaît à l'avance le point d'arrivée et éventuellement des contraintes sur la vitesse et l'accélération qui permettent de définir $y_C(t)$ à l'avance.

Le deuxième cas correspond à une utilisation manuelle. L'opérateur indique à chaque instant quelle est la nouvelle consigne $y_C(t)$, mais n'informe pas de ses intentions futures (par exemple : position finale de la trajectoire).

Dans la suite, on montrera que les maximums et minimums de la trajectoire y_C influent sur le choix de la stratégie de commande. On note :

$$\forall t, y_{Cm}(t) : \text{la valeur du prochain maximum ou minimum de la consigne} \quad (5.32)$$

Un exemple de fonction $y_{Cm}(t)$ et de trajectoire $y_C(t)$ est présenté figure 5.17.

5.3.2 Contrôle sans connaissance de la trajectoire future

La commande permettant le suivi de trajectoire sera construite comme une évolution de la commande précédemment développée. Comme nous allons le voir, le suivi de tra-

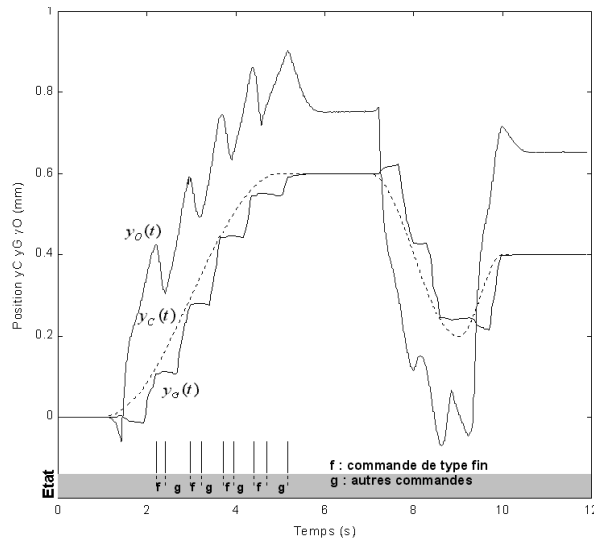


FIG. 5.18 – Trajectoire engendrée par la commande en position

jectoire soulève deux problèmes non abordés pour l’instant. Chacun des deux problèmes sera illustré en appliquant la commande, précédemment établie pour une consigne fixe, au contrôle d’une consigne $y_C(t)$ variable.

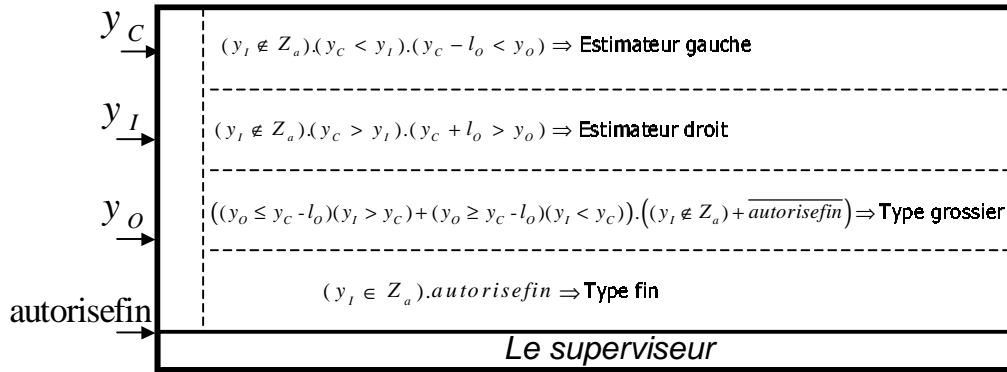
Oscillations entre la commande de type grossier et la commande de type fin

Afin de présenter le premier problème rencontré lors d’un suivi de trajectoire, nous appliquons la commande développée précédemment sur une trajectoire (voir figure 5.18). Sur cet exemple, entre les instants $t = 2\text{ s}$ et $t = 5\text{ s}$, le système de commande oscille entre une commande de type fin et une commande de type grossier.

En effet, lorsque la commande est de type grossier, l’aimant tend à ramener le point de contact y_I dans la zone d’approche Z_a centrée sur y_C . Lorsque y_I rentre dans la zone Z_a , la commande passe du type grossier au type fin.

La commande de type fin provoque le passage dans le comportement MICRO, avec y_I constant. Dans notre cas, la consigne étant variable $\dot{y}_C > 0$, la zone Z_a est également variable. Ainsi, lors du contrôle fin, le point de contact reste fixe alors que la zone d’approche évolue avec la consigne. Il existe par conséquent une date t pour laquelle le point I n’est plus dans la zone d’approche Z_a . A cette date, le système de commande repasse alors en type grossier.

Les deux processus (passage du type fin au type grossier et passage du type grossier au type fin) se succèdent dans le temps lors du suivi d’une trajectoire. Ces changements de comportement provoquent des oscillations sur la position de l’aimant (voir figure 5.18).

FIG. 5.19 – *Superviseur pour suivi de trajectoire*

En résumé, lors du suivi d'une rampe, le système de commande oscille entre les deux types de commande fin et grossier. De manière générale, l'utilisation d'une commande de type fin ne semble pas toujours judicieuse. On définit par conséquent le paramètre booléen *autorisefin* :

$$\text{autorisefin} = 1 \Leftrightarrow \text{utilisation de la commande de type fin autorisée} \quad (5.33)$$

Par défaut, on choisit d'interdire l'utilisation de la commande de type fin lorsque la commande y_C varie :

$$\dot{y}_C \neq 0 \Leftrightarrow \text{autorisefin} = 1 \quad (5.34)$$

Dans le tableau 5.2 listant les neuf états possibles de notre système, trois concernaient la commande de type fin. Lorsque l'utilisation de la commande de type fin est interdite, on utilise la commande de type grossier. Le nouveau superviseur intégrant ce nouveau paramètre *autorisefin* est décrit figure 5.19.

Dépassement lors du demi-tour du pousseur

Afin de décrire le deuxième problème rencontré lors du suivi de trajectoire, on considère que, dans la commande de type grossier, on utilise la boucle de commande décrite figure 5.14. Nous montrerons que l'utilisation de ce contrôleur engendre un dépassement important de la consigne. Le dépassement de la consigne provoquant une erreur de positionnement de l'objet déplacé, nous cherchons à le minimiser⁷.

Lorsqu'on applique la boucle de commande décrite figure 5.14 lors d'une commande de type grossier, on obtient le comportement décrit figure 5.20. Si on néglige l'erreur de poursuite à $t = 5 \text{ s}$, on a :

$$y_I(t = 5 \text{ s}) \simeq y_C(t = 5 \text{ s}) \quad (5.35)$$

7. Comme on l'a vu précédemment, on ne peut pas complètement annuler le dépassement de la consigne

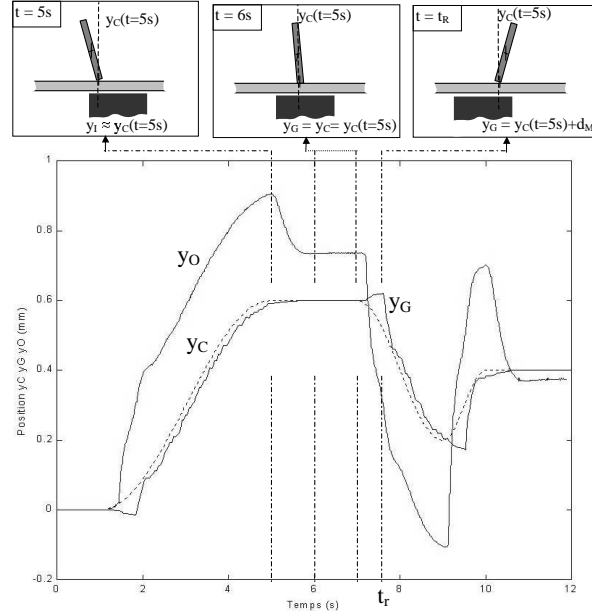


FIG. 5.20 – Trajectoire engendrée en utilisant la règle définie équation (5.34)

A cet instant la consigne devient fixe et ainsi :

$$\text{autorise}fin \text{ passe à } 1 \text{ (} t=5s \text{)} \quad (5.36)$$

Figure 5.19, le superviseur passe dans l'état commande de type fin. Le superviseur asservit donc la position du centre de gravité G du pousseur sur la consigne y_C , avec I fixe. Ainsi la consigne est atteinte à $t = 6 s$:

$$y_G(t = 6 s) = y_C(t = 6 s) = y_C(t = 5 s) \quad (5.37)$$

$$y_I(t = 6 s) = y_I(t = 5 s) \quad \text{car } I \text{ est fixe} \quad (5.38)$$

A $t = 7 s$, la consigne devient à nouveau variable et par conséquent, l'autorisation d'utiliser la commande de type fin est suspendue :

$$\text{autorise}fin \text{ passe à } 0 \text{ (à } t=7s \text{)} \quad (5.39)$$

Le superviseur utilise alors le contrôle grossier. L'aimant se déplace donc dans le même sens que la consigne. Entre $t = 7 s$ et t_r (instant de la rupture d'adhérence de I), le point de contact I est fixe :

$$\forall t \in [5; t_r] \quad y_I(t) = y_I(t = 5 s) \quad \text{car } I \text{ est fixe en comportement MICRO} \quad (5.40)$$

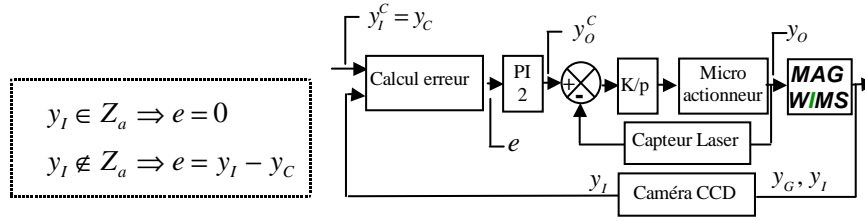


FIG. 5.21 – Commande de type grossier, pour suivi de trajectoire

A l'instant t_r de la rupture d'adhérence, la déflexion d du pousseur est maximale, on a alors :

$$y_G(t = t_r) = y_I(t_r) + d_M \quad \text{de (5.5)} \quad (5.41)$$

$$= y_I(t = 5 \text{ s}) + d_M \quad \text{de (5.40)} \quad (5.42)$$

$$\simeq y_C(t = 5 \text{ s}) + d_M \quad \text{de (5.35)} \quad (5.43)$$

Ainsi, lors de la rupture d'adhérence, le pousseur (y_G) a dépassé la consigne d'une distance d_M .

En résumé, si l'on contrôle la position y_I sur la consigne y_C en mode grossier ($t \in [0; 5 \text{ s}]$), alors, lors du demi-tour, on constate un dépassement d_M de la consigne. On choisit par conséquent de contrôler la position du point sur la consigne modifiée : $y_C - d_M$.

La valeur d_M est caractérisée au sein de la commande par la zone d'approche Z_a :

$$y_I \in Z_a \Rightarrow y_I \in [y_C - d_M; y_C + d_M] \quad \text{rappel de (5.11)}$$

Il faut par conséquent que le point de contact I reste à la limite de la zone d'approche Z_a afin de se trouver en permanence à une distance d_M de la consigne y_C .

On choisit, pour ce faire, de modifier le calcul de l'erreur⁸ e effectué dans la boucle d'asservissement de la commande de type grossier. Ainsi :

$$\text{si } y_I \in Z_a \text{ alors } e = 0 \quad (5.44)$$

$$\text{si } y_I \notin Z_a \text{ alors } e = y_I - y_C \quad (5.45)$$

La boucle de commande de type grossier modifiée est présentée figure 5.21. Cette modification présente l'intérêt de ne pas modifier le comportement de la commande dans le cas d'une consigne y_C fixe.

Synthèse

Nous avons présenté les deux problèmes liés au suivi de trajectoire du pousseur :

- oscillations entre les commandes de type fin et grossier,

8. Le paramètre e est défini figure 5.14, page 134 et rappelé figure 5.21

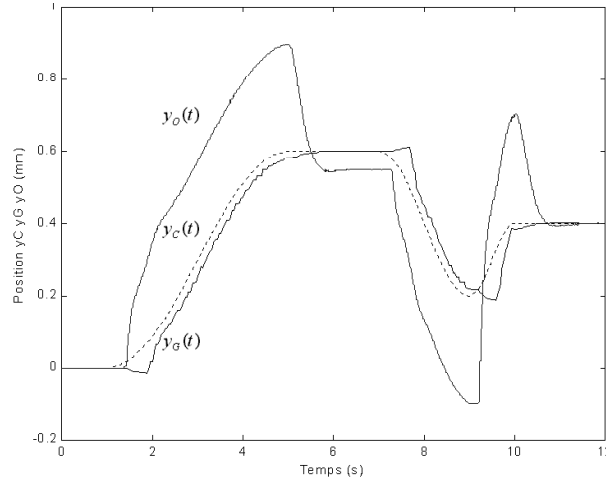


FIG. 5.22 – Trajectoire engendrée par la commande du WIMS

– dépassement de la consigne.

Nous avons proposé des modifications de la commande précédente permettant de pallier ces nouveaux problèmes. Un exemple de trajectoire obtenue par ce nouveau superviseur est présenté figure 5.22. A noter que la nouvelle commande ainsi construite conserve le même comportement que la précédente dans le cas où la consigne y_C est fixe.

Comme nous l'avons vu, si l'on ne connaît pas à l'avance la position du demi-tour de la consigne, on doit en permanence maintenir la position du point I à une distance d_M de la consigne. Dans le cas où l'on connaît à l'avance la position du prochain demi-tour, la commande peut être améliorée. L'étude de ce cas est présentée dans la partie suivante.

5.3.3 Contrôle avec connaissance complète de la trajectoire

Dans le cas où l'on connaît à l'avance l'ensemble de la trajectoire, ou uniquement la trajectoire jusqu'au prochain maximum ou minimum local y_{Cm} de y_C , on peut utiliser une autre stratégie. Ce type de stratégie de commande n'a pas été étudié en profondeur lors de cette thèse. Nous définissons ici les principes qui permettront d'établir une loi de commande appropriée à ce type de problème.

En terme de comportement, on peut asservir la position du centre de gravité du poussoir sur la consigne y_C tant que l'on se trouve loin de la position de demi-tour y_{Cm} (voir figure 5.23(a)). A l'approche de y_{Cm} , le superviseur commute en commande de type fin, le poussoir suit alors la consigne en modifiant son orientation (voir figure 5.23(b)), jusqu'à atteindre la position finale y_{Cm} de la consigne (voir figure 5.23(c)).

Afin d'obtenir ce comportement, on modifie la définition de la zone d'approche Z_a (précédemment définie équation (5.9)), en la centrant non pas sur y_C mais sur y_{Cm} :

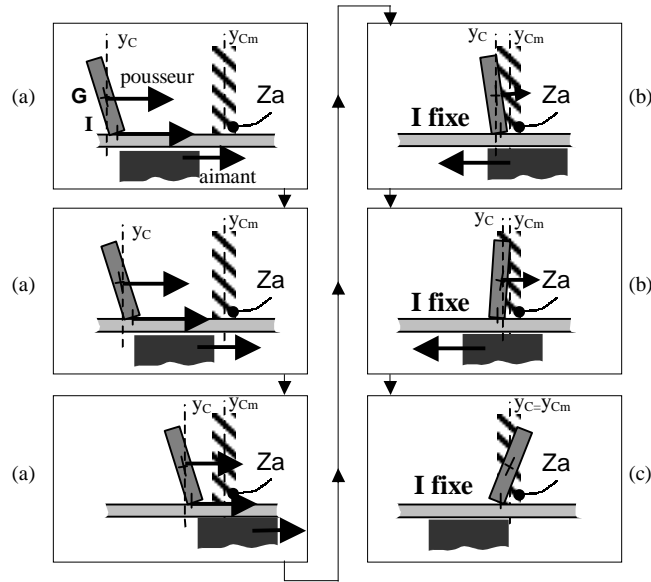


FIG. 5.23 – Stratégie de suivi de trajectoire avec connaissance du prochain extremum local y_{Cm} de la consigne y_C

$$y_I \in Z_a \Leftrightarrow y_{Cm} \text{ est accessible par un déplacement MICRO} \quad (5.46)$$

En conclusion, les modifications à apporter à la commande précédemment établie, afin de répondre à ce type de problème, sont donc les suivantes :

- A chaque instant t , la zone d'approche Z_a est centrée sur la valeur de la consigne y_{Cm} au prochain demi-tour et non plus sur la consigne $y_C(t)$.
- En commande de type grossier : on réalise le contrôle de la position y_G sur la consigne y_C et non plus le contrôle de la position y_I .

Cette approche reste à être validée par des relevés expérimentaux.

5.4 Résultats expérimentaux

Nous présentons ici les expérimentations réalisées grâce au système de commande établi dans cette thèse.

Le modèle *complet* de comportement du système *MAG-WIMS* décrit figure 4.23 est simulé sous Matlab-simulink. L'influence du taux de rafraîchissement de la caméra CCD est prise en compte dans le modèle. Ce modèle simule également la même stratégie de commande que dans le cas expérimental et nous permet de déterminer "off-line" le comportement du pousseur pour une consigne y_C donnée. Il permet également de tester des

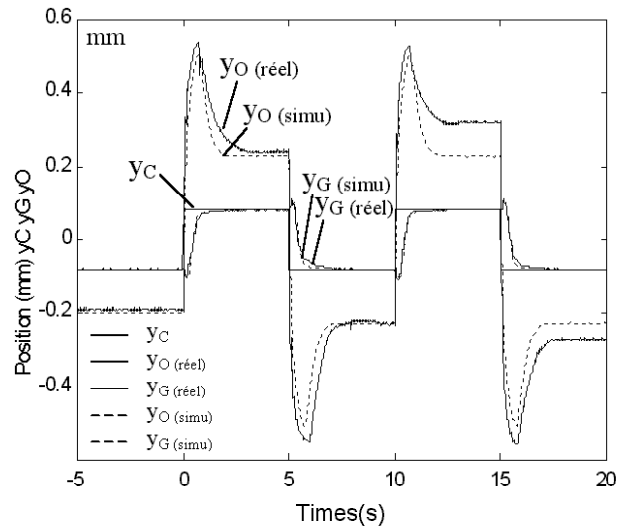


FIG. 5.24 – Réponse à une consigne en créneau d’amplitude 160 microns : y_C la consigne, $y_O(\text{réel})$ et $y_G(\text{réel})$ les positions mesurées de y_O et y_G , et $y_O(\text{simu})$ et $y_G(\text{simu})$ les positions simulées "off-line" de y_O et y_G

stratégies de commande sur un modèle très proche de la réalité.

On présente ici des expérimentations effectuées sur un pousseur en nickel possédant les dimensions suivantes : $100 \times 100 \times 20 \mu\text{m}^3$. Cet exemple est présenté sur les figures 5.24 et 5.25. La consigne est un signal carré d’amplitude $\pm 80 \mu\text{m}$, et de fréquence 0.1 Hz . La figure 5.24 représente les positions réelles et simulées des points G et O , ainsi que le signal de consigne y_C . La figure 5.25 reprend uniquement les positions expérimentales et simulées du point G et également la consigne y_C .

Nous analysons la réponse à un échelon sur la demi-période de $t = 0$ à $t = 5 \text{ sec}$ (voir figures 5.24 - 5.25).

A $t = 0$, la consigne y_C passe de $-80 \mu\text{m}$ à $y_C = +80 \mu\text{m}$. Dans un premier temps ($0 < t < 1 \text{ s}$), la commande (avec estimateur et de type grossier) utilise le déplacement MACRO pour déplacer le pousseur près de la nouvelle consigne $+80 \mu\text{m}$.

Environ à $t = 1 \text{ s}$, le point I entre dans la zone d’approche Z_a . La commande de type fin utilise alors le déplacement MICRO pour placer le centre de gravité du pousseur précisément sur la consigne. L’aimant y_O fait alors demi-tour à $t = 1 \text{ s}$, le point de contact entre la vitre et le pousseur reste fixe. La modification de l’orientation du pousseur provoque un mouvement de G en sens opposé à l’aimant.

Entre $t = 1 \text{ s}$ et $t = 5 \text{ s}$ la commande de type fin asservit la position de G sur la consigne en utilisant l’orientation du pousseur. La consigne est ainsi atteinte à la date $t = 2.5 \text{ s}$.

On peut constater figure 5.24 que sur les deux demi-périodes $0 < t < 5 \text{ s}$ et $10 < t < 15 \text{ s}$, les consignes y_C et les positions du pousseur y_G sont identiques. Les positions

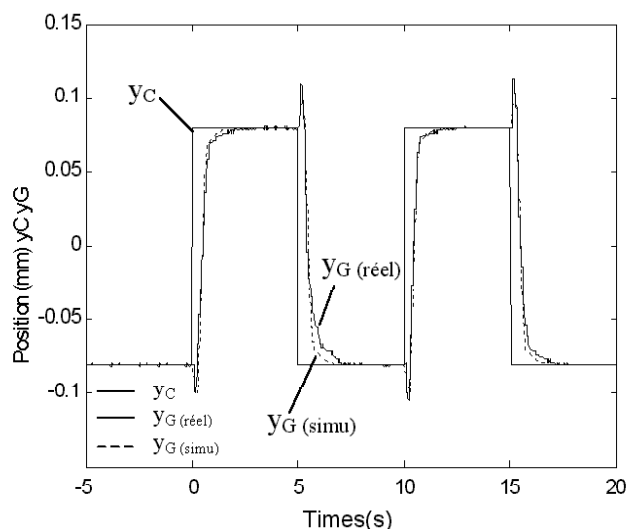


FIG. 5.25 – Réponse à une consigne en créneau d’amplitude 160 microns : y_C la consigne, $y_G(\text{réel})$ la positions mesurée de y_G et $y_G(\text{simu})$ la position simulée ”off-line” de y_G

de l’aimant y_O sont, elles, nettement différentes. A titre d’exemple, aux dates $t = 4\text{ s}$ et $t = 14\text{ s}$, on mesure :

$$y_C(t = 4\text{ s}) = y_C(t = 14\text{ s}) = 80\ \mu\text{m} \quad (5.47)$$

$$y_G(t = 4\text{ s}) = y_G(t = 14\text{ s}) = 80\ \mu\text{m} \quad (5.48)$$

$$y_C(t = 4\text{ s}) = 230\ \mu\text{m} \neq y_C(t = 14\text{ s}) = 320\ \mu\text{m} \quad (5.49)$$

Le système réel ne réagit donc pas exactement de la même façon à deux instants différents pour une même valeur de consigne. Ces différences sont dues aux aléas sur les conditions de frottement entre le pousseur et la vitre. Le coefficient de frottement comme le coefficient d’adhérence ne sont pas constants sur le trajet du pousseur et peuvent varier légèrement et de manière aléatoire. Le modèle utilisé ne tient pas compte de ces petites variations des conditions de frottement. Ces aléas sur les conditions de frottement expliquent les différences observées sur la position y_O entre les deux demi-périodes $0 < t < 5\text{ s}$ et $10 < t < 15\text{ s}$.

On note tout de même que ces variations des conditions de frottement perturbent peu la position y_G (voir figure 5.25), mais essentiellement la position de l’aimant y_O . L’objectif étant ici de commander la position y_G , les modifications de frottement perturbent peu l’objectif à atteindre.

On peut constater figure 5.25, que les comportements simulés et réels sont proches, ceci démontre que notre modèle est pertinent. La stratégie de commande originale présentée permet d’obtenir une bonne précision de positionnement malgré l’effet ”stick-slip”.

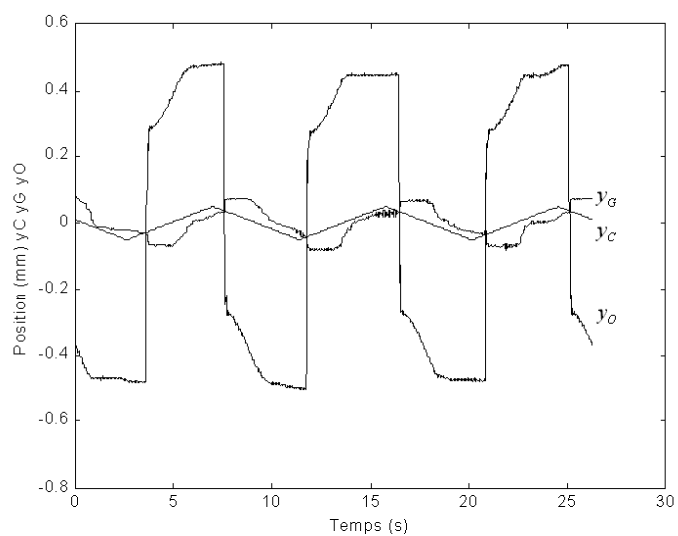


FIG. 5.26 – Réponse du WIMS à une consigne en triangle d'amplitude 80 microns (avec $autorise\ fin = 0$)

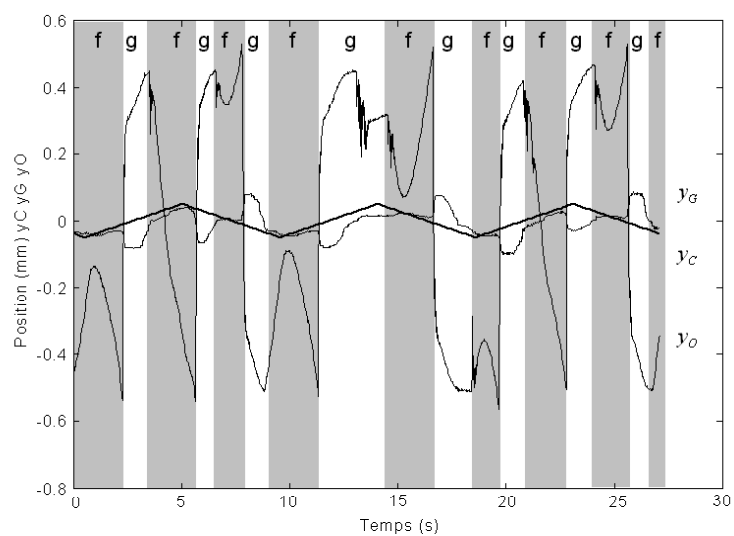


FIG. 5.27 – Réponse à une consigne en triangle d'amplitude 80 microns avec $autorise\ fin = 1$ (f: commande de type fin; g: autre commande)

Des expérimentations ont été également effectuées en utilisant des consignes variables. Un exemple utilisant comme consigne un signal triangle d'amplitude $80\ \mu m$ et de fréquence de l'ordre de $0.1\ Hz$ est présenté figure 5.26. Dans ce cas, la consigne est en permanence variable, l'autorisation d'utilisation de la commande de type fin est donc suspendue ($autorise\ fin = 0$).

On présente figure 5.27, le comportement du poussoir pour la même consigne y_C en triangle, en autorisant l'utilisation de la commande de type fin. Comme on avait pu l'observer sur les simulations précédentes, le système oscille sans cesse entre une commande de type grossier et une commande de type fin. Cet exemple illustre une nouvelle fois l'utilité du paramètre $autorise\ fin$.

Conclusion du chapitre

Nous avons établi dans ce chapitre que notre dispositif de micromanipulation pouvait être assimilé à un dispositif de micro-macro-positionnement. La modification du point de contact entre la vitre et le pousseur constitue un déplacement sur une grande course avec précision réduite. La modification de l'orientation du pousseur engendre, elle, un mouvement avec une bonne précision, mais possédant une course réduite.

Une stratégie de commande a été développée afin de contrôler ce dispositif de micro-macro-positionnement spécifique. Cette stratégie nous permet :

- de positionner un objet avec une précision de 1 micron (sans le lâcher),
- de lâcher un objet avec une précision⁹ de l'ordre de 5-20 microns,
- d'assurer le suivi d'une trajectoire avec une précision⁹ de l'ordre de 5-20 microns.

Les micromanipulations effectuées avec nos pousseurs, ainsi que les propositions d'évolution du dispositif sont présentées dans le chapitre suivant.

9. La précision est fonction de la propreté de la surface

Chapitre 6

Expérimentations et perspectives

Nous décrivons, dans ce dernier chapitre, quelques micromanipulations effectuées avec notre dispositif *WIMS*. Nous présenterons également une étude sur les effets de la miniaturisation sur notre dispositif. Cette étude sur le rapport des forces nous permettra d'établir que la taille minimum des pousseurs se situe autour de $10\ \mu m$. Au vu du comportement et de la commande actuelle développés dans les deux chapitres précédents, nous présenterons quelles sont les modifications ou évolutions à apporter à notre dispositif. En dernier lieu, nous reviendrons sur la notion de micro-usine abordée au premier chapitre, afin de montrer que notre dispositif peut s'intégrer dans une micro-usine d'analyse biologique en tant qu'outil de convoyage.

6.1 Expérimentations

Nous présentons, dans cette partie, quelques micromanipulations réalisées grâce à notre dispositif. Nous décrivons également par la suite, les principaux problèmes techniques survenus lors de la mise en place de ces manipulations.

6.1.1 Manipulations d'objets divers

Un grand nombre de micromanipulations ont été effectuées sur notre dispositif afin de vérifier la faisabilité de notre approche. Trois grands types de micro-objets ont été manipulés :

- des billes d'étain (diamètre $200\ \mu m$),
- des billes de polystyrène (diamètre $50\ \mu m$),
- des ovocytes (diamètre $150\ \mu m$).

Le dispositif étudié lors de cette thèse ne possédant qu'un seul degré de liberté, la poussée des objets ne peut s'effectuer sur ce dispositif que sur une droite (selon l'axe (O, \vec{y})). Deux exemples de manipulation d'une bille de 50 microns en polystyrène sont présentés figure 6.1 et figure 6.2.

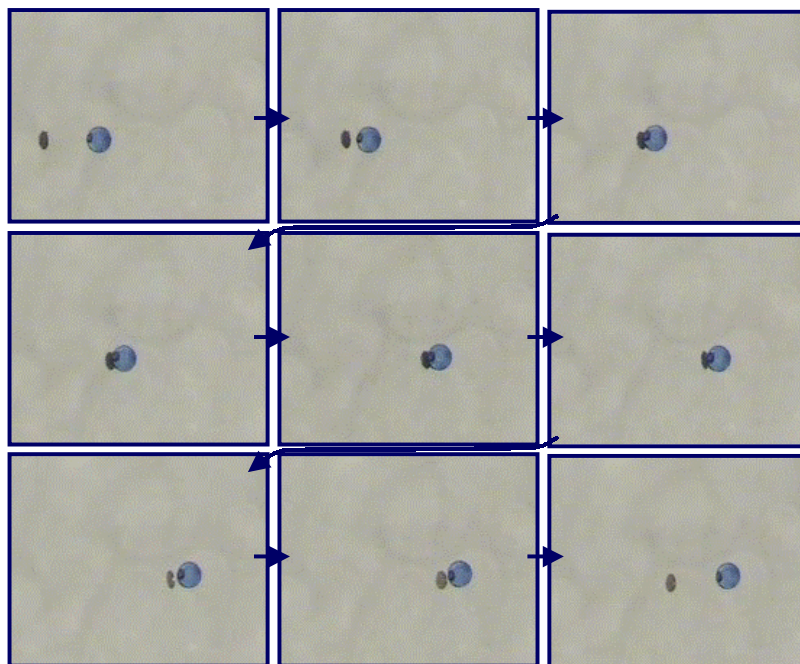


FIG. 6.1 – Manipulation d'une bille de polystyrène de 50 microns de diamètre avec un pousseur de 30 microns de diamètre (vidéo disponible sur le cédérom, voir annexe C, page 177).

Les deux manipulations ont été réalisées avec deux pousseurs différents :

- un pousseur cylindrique possédant un diamètre de $30\ \mu m$ et une hauteur de $5\ \mu m$, (voir figure 6.1),
- un pousseur de dimensions $100 \times 200 \times 20\ \mu m^3$, possédant donc une hauteur de $200\ \mu m$ très supérieure au diamètre de l'objet ($50\ \mu m$). Ce choix a été réalisé afin de visualiser facilement, sur la figure 6.2, les modifications de l'orientation du pousseur.

Les difficultés techniques relatives à ces manipulations sont décrites section 6.1.2.

Des expérimentations sur des billes de diamètre $20\ \mu m$ ont été mises en place sur le *WIMS* possédant un seul degré de liberté. Lors de la poussée, les billes ont tendance à quitter l'axe de déplacement du pousseur et deviennent alors non-manipulables. Le dispositif à deux dimensions en cours de développement au LAB permettra de déplacer le pousseur dans tous les points du plan de travail et ainsi de pallier ce problème. Les manipulations d'ovules humains effectuées sur ce nouveau dispositif *WIMS* sont présentées section 6.2.1.

Quelques expérimentations sortant du cadre de la manipulation biologique ont également été menées grâce à notre dispositif expérimental. Une variante du dispositif per-

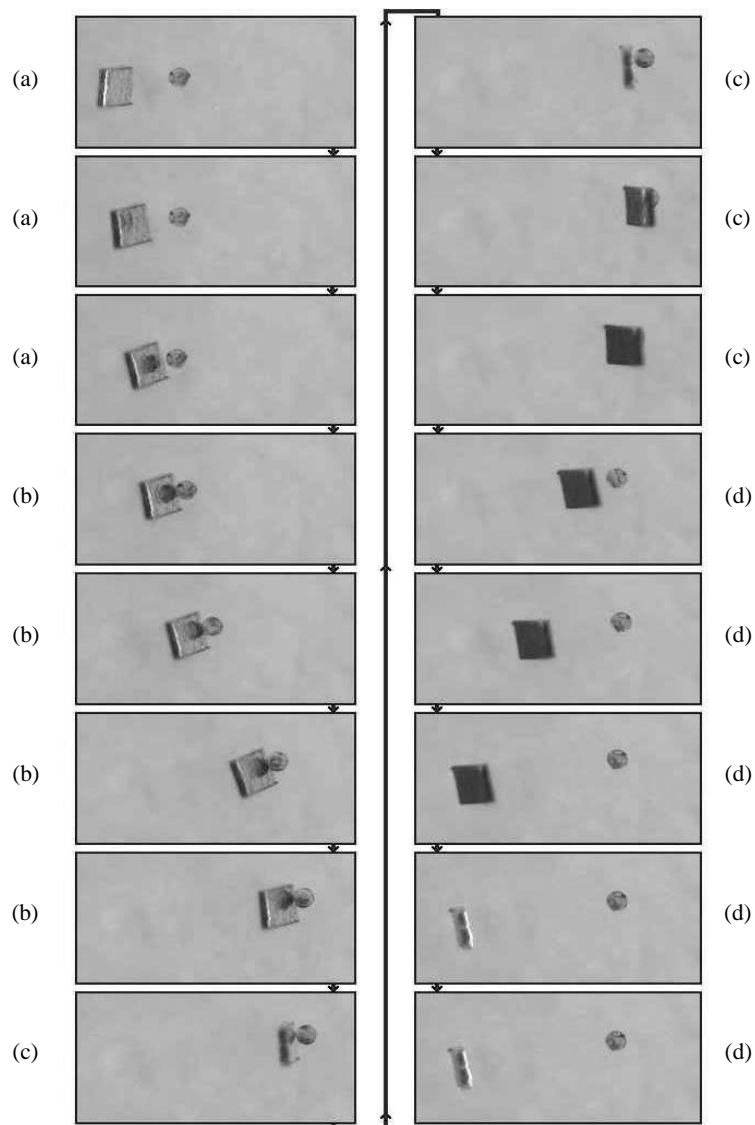


FIG. 6.2 – Manipulation d'une bille de polystyrène de 50 microns de diamètre avec un pousseur de $100 \times 200 \times 20 \mu\text{m}^3$: (a) phase d'approche de l'objet; (b) poussée de l'objet en mode grossier; (c) poussée de l'objet en mode fin; (d) lâcher de l'objet. (vidéo disponible sur le cédérom, voir annexe C, page 177).

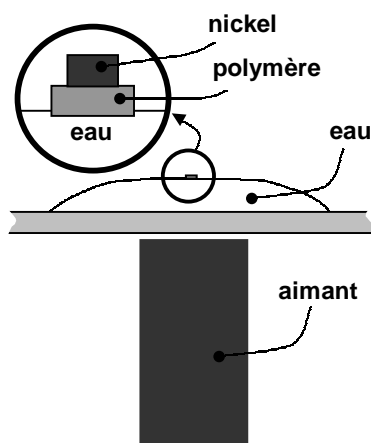


FIG. 6.3 – Principe du "microbateau" magnétique

mettant de déplacer un "microbateau" magnétique sur le ménisque¹ d'eau a été testée avec succès (voir figure 6.3). Le microbateau possède un corps en plastique permettant d'assurer la flottaison et une partie ferromagnétique afin de le déplacer. A titre d'exemple, un "microbateau" d'une taille de $100 \times 100 \times 50 \mu m^3$ a été construit.

6.1.2 Difficultés techniques

Le principal problème rencontré lors de la mise en place d'une micromanipulation sur le dispositif *WIMS* à un degré de liberté, était de placer l'objet à manipuler sur la trajectoire rectiligne du pousseur. L'utilisation d'un dispositif 2D, permettra de s'affranchir de ce problème.

Hormis ce problème, les principales précautions à prendre pour mettre en place une micromanipulation découlent du frottement important entre la plaquette de verre et le pousseur. La propreté de la plaquette de verre est un facteur qui influe de manière très importante sur le comportement du pousseur. La deuxième constatation porte sur la forme des pousseurs à utiliser. Quelques formes de pousseurs ont été testées (triangulaire, rectangulaire, cylindrique...): il apparaît que la minimisation de la surface de contact entre le pousseur et la plaquette de verre améliore le comportement. Ainsi, l'utilisation d'un pousseur de forme cylindrique offrant une surface de contact réduite est conseillée.

Un troisième point concerne les problèmes liés au lâcher d'objets. Comme nous l'avons présenté au chapitre 1, dans le micromonde, les forces d'adhésion habituellement négligeables, peuvent devenir prépondérantes. Toutefois, lors de la manipulation de micro-objets *dans l'eau*, nous n'avons constaté aucun phénomène d'adhésion entre le pousseur et l'objet manipulé, perturbant le lâcher. Par contre, le lâcher est perturbé

1. et non au fond de l'eau comme les pousseurs

par un effet hydrodynamique : dans la cas où le pousseur se dégage avec une vitesse trop importante, les mouvements d'eau autour du pousseur déplacent l'objet par *aspiration*. L'étude de l'effet d'échelle sur les forces d'adhésion et les forces magnétiques sera présentée dans la partie 6.2.2.

6.2 Évolution du dispositif

Nous présentons ici les différentes améliorations à apporter au dispositif pour accroître ses performances. Nous avons recensé cinq grands champs d'investigation, qui seront présentés dans cette partie :

- caractérisation et commande d'un dispositif à deux degrés de liberté,
- miniaturisation des pousseurs pour étendre le champ d'application à des cellules plus petites,
- amélioration du processus de fabrication et de stockage des pousseurs,
- amélioration de la précision de positionnement,
- intégration du dispositif dans une micro-usine d'analyse biologique.

6.2.1 Évolution du système vers un déplacement plan

La construction du dispositif *WIMS* à deux degrés de liberté et ces premières études de la caractérisation du comportement du pousseur ont été effectuées au LAB [84]. Une photo du dispositif est présentée figure 6.4. L'aimant utilisé est un aimant cylindrique à aimantation axiale de diamètre 1.6 mm et d'épaisseur 0.8 mm. Cet aimant est déplacé dans le plan à l'aide d'une table de micropositionnement PI à moteurs à courant continu (voir figure 6.4).

Les études du comportement ont permis de définir en tout point l'orientation spatiale du pousseur caractérisée par l'orientation suivant \vec{x}_O et suivant \vec{z}_O [84]. La modélisation du comportement en position suivant les deux degrés de liberté ainsi que les stratégies de commande à utiliser en 2D restent à définir.

Les premières expérimentations sur des ovules humains ont été réalisées sur le nouveau² dispositif *WIMS* possédant deux degrés de liberté. Deux exemples de micromanipulation sont présentés figure 6.5 et figure 6.6.

6.2.2 Miniaturisation et effet d'échelle

Nous étudions dans cette section l'évolution des forces électrostatiques, des forces de Van der Waals, des forces magnétiques et du poids lorsque l'on miniaturise le dispositif *WIMS*. On étudie un pousseur dont les dimensions caractéristiques sont les suivantes : $h \times h \times \frac{h}{4}$. Pour cette étude, on considère que le pousseur pousse un objet biologique de diamètre $d = h$. On étudie l'évolution des différentes forces en fonction de h . On note que l'aimant actionnant le dispositif n'est pas miniaturisé.

2. Ce dispositif est décrit figure 6.2.1

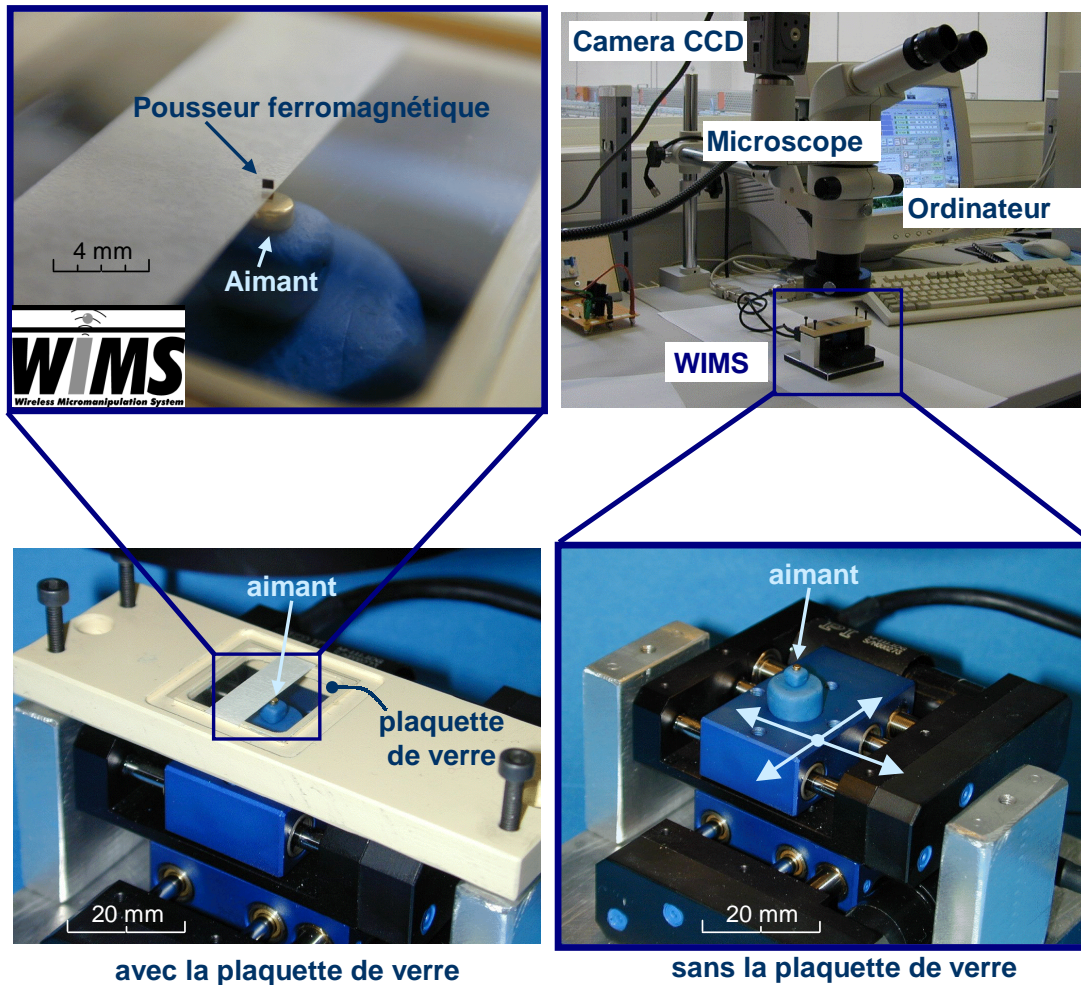


FIG. 6.4 – Le dispositif WIMS à deux dimensions

Bilan des forces

Les forces appliquées au pousseur et à l'objet poussé sont décrites figure 6.7. On rappelle que l'on note $F_z \vec{z} + F_y \vec{y}$, $N \vec{z} + T \vec{y}$, $-F_p \vec{y}$, respectivement, l'effort appliqué par l'aimant, par la plaquette de verre et par l'objet sur le pousseur. On note $N_o \vec{z} - T_o \vec{y}$, l'effort appliqué par la plaquette de verre sur l'objet. On note $-F_a \vec{z}$, la somme des efforts d'adhésion (électrostatique et Van der Waals) appliqués sur l'objet et du poids de l'objet. On note f_o et f les coefficients de frottement entre la plaquette de verre et l'objet et entre la plaquette de verre et le pousseur.

On considère que le pousseur pousse l'objet à vitesse constante³. On applique le principe fondamental de la statique au pousseur et à l'objet. On obtient après simplification :

3. Cas du déplacement MACRO, si on considère le modèle synthétique

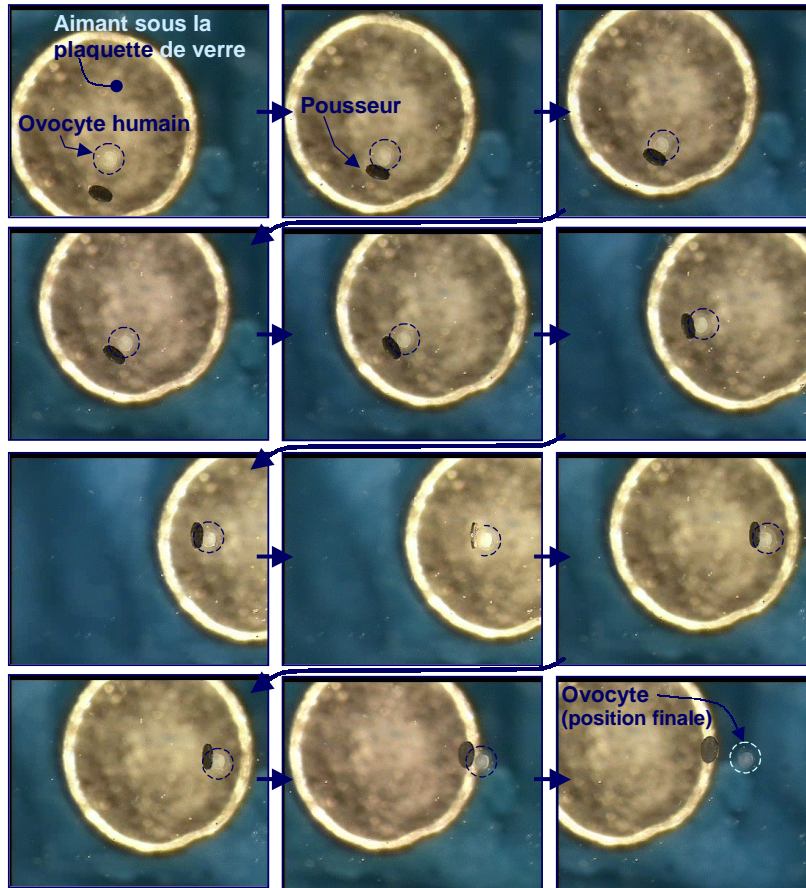


FIG. 6.5 – Manipulation d'ovocytes humains de 150 microns de diamètre (vidéo disponible sur le cédérom, voir annexe C).

$$T_o = f_o \cdot F_a \quad (6.1)$$

$$F_p = F_y + f \cdot F_z \quad \text{Rappel de (4.93)} \quad (6.2)$$

Pour que le pousseur puisse déplacer l'objet, il faut qu'il puisse vaincre les efforts de frottement T_o , soit :

$$F_p \geq T_o \quad (6.3)$$

Forces d'adhésion et poids

Afin de comparer l'effort pousseur avec les autres efforts en présence, on se base sur les calculs déjà effectués dans la littérature [25, 119]. On reprend ces calculs pour une

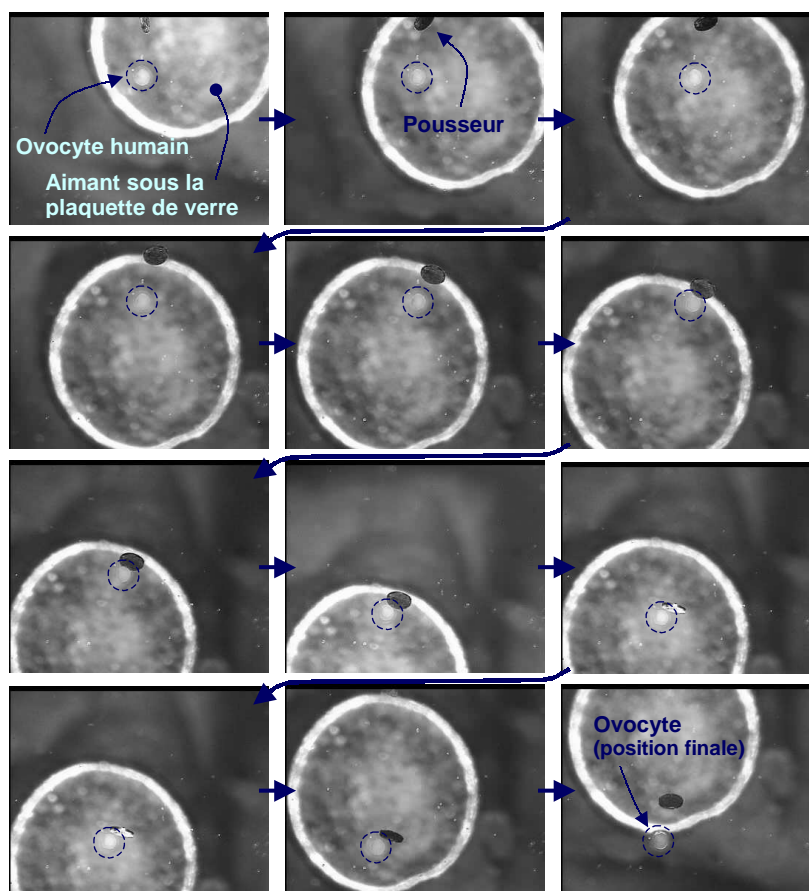


FIG. 6.6 – Autre manipulation d'ovocytes humains de 150 microns de diamètre (2).
(vidéo disponible sur le cédérom, voir annexe C, page 177)

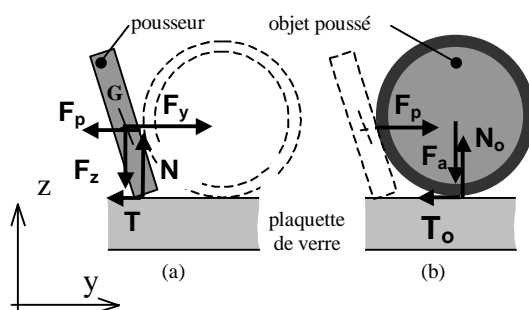


FIG. 6.7 – Définition des forces appliquées sur l'objet et sur le pousseur : (a) forces appliquées sur le pousseur ; (b) forces appliquées sur l'objet poussé

bille possédant un diamètre d de la hauteur h du pousseur :

$$d = h \quad (6.4)$$

L'effort F_a décrit précédemment regroupe trois forces :

- forces électrostatiques F_{elec} ,
- forces de Van der Waals F_{vdw} ,
- poids F_g .

On note de même $T_{elec} = f_o \cdot F_{elec}$, $T_{vdw} = f_o \cdot F_{vdw}$ et $T_g = f_o \cdot F_g$. On a ainsi :

$$T_o = T_{elec} + T_g + T_{vdw} \quad \text{de (6.1)}$$

D'après [25, 119], on a :

$$T_{elec} = f_o \cdot \frac{\pi \sigma^2 d^2}{4\epsilon} \quad (6.5)$$

$$\text{avec } \begin{cases} \epsilon = 80 \times 8.85 \cdot 10^{-12} \\ \sigma = 1.6 \cdot 10^{-6} C \cdot m^2 \quad [25] \end{cases}$$

$$T_g = f_o \cdot \frac{4}{3} \pi r^3 \rho g \quad (6.6)$$

$$\text{avec } \rho = 1000 kg \cdot m^{-3}$$

$$T_{vdw} = f_o \cdot \frac{Hd}{16\pi z^2} \quad (6.7)$$

$$\text{avec } \begin{cases} z \simeq 1nm \\ H \simeq 2.5eV \quad \text{Constante de Lifshitz Van der Walls} \end{cases}$$

On considère que le coefficient de frottement f_o entre l'objet et la plaquette est identique au coefficient de frottement f entre le pousseur et la plaquette : $f_o = f = 0.35$.

Effort pousseur

On calcule alors l'effort pousseur maximal grâce à l'équation (6.2). L'effort pousseur est fonction du volume du pousseur :

$$F_p = f_p \cdot V = f_p \frac{h^3}{4} \quad (6.8)$$

avec f_p : "effort pousseur volumique"

L'évolution de F_p en fonction de la hauteur h du pousseur est présentée figure 6.8. La décroissance de F_p est proche d'être en $k \cdot h^3$ (avec k constant). Elle est toutefois moins importante. En effet l'effort volumique f_p appliqué au pousseur augmente légèrement lorsque h diminue :

$$h = 10 \mu m \Rightarrow f_p = 0.098 Nmm^{-3} \quad (6.9)$$

$$h = 400 \mu m \Rightarrow f_p = 0.053 Nmm^{-3} \quad (6.10)$$

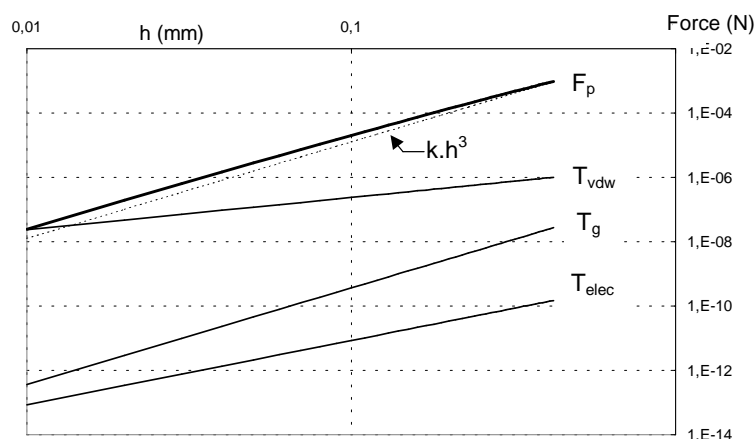


FIG. 6.8 – Forces d'adhésion et force magnétique

Ainsi, pour le plus petit pousseur dont nous disposons ($10 \times 10 \times 5 \mu m$), l'effort pousseur maximal vaut :

$$F_p = 50 \text{ nN} \quad (6.11)$$

$$(6.12)$$

Il est également à noter que l'effort magnétique maximal appliqué à ce petit pousseur vaut :

$$F_{maximal} \simeq 130 \text{ nN} \quad (6.13)$$

Comparaison entre les différentes forces

L'évolution des différentes forces T_{elec} , T_{vdw} , T_g et F_p est représentée figure 6.8. On constate que, dans le milieu aqueux, le poids et les forces électrostatiques sont négligeables. Seules les forces de Van der Waals et l'effort pousseur magnétique jouent un rôle prépondérant. L'effort pousseur magnétique bien qu'étant volumique reste la force prédominante jusqu'à une échelle de $10 \mu m$. Cette limite ($10 \mu m$) de notre dispositif coïncide avec la limite de manipulation d'objets biologiques par poussée estimée par Arai [7].

De plus on rappelle que la limite de $10 \mu m$ calculée ici a été obtenue en considérant que l'on utilise l'aimant actuel (non optimisé). L'utilisation d'un aimant possédant une forme optimisée peut, sans doute, permettre de pousser des objets de taille inférieure à $10 \mu m$.

Le dispositif actuel permet donc de pousser des objets d'une taille supérieure à $10 \mu m$. Son utilisation pour une application de type manipulation de cellules est donc pertinente.

6.2.3 Fabrication et biocompatibilité

On rappelle que le processus de fabrication des pousseurs présenté section 3.3, page 73, possède deux phases distinctes :

- une phase de fabrication proprement dite,
- une phase d’isolement dont l’objectif est le transfert d’un (seul) pousseur sur la plaquette du *WIMS*.

Le mode de fabrication actuel peut encore être amélioré. En particulier, la phase d’isolement qui nécessite l’utilisation d’un opérateur, peut être longue et délicate. Globalement, on relève quatre grandes problématiques qui peuvent être approfondies :

- optimisation du stockage des pousseurs dans la perspective d’une application ”clé en main”,
- isolement⁴ automatique d’un pousseur lors de la fabrication (sans passer par des étapes nécessitant un opérateur),
- fabrication d’un pousseur biocompatible,
- amélioration des formes des pousseurs.

Le stockage actuel des pousseurs est réalisé en positionnant un pousseur par plaquette de verre ($24mm \times 24mm$). Pour un pousseur de dimension moyenne ($50 \mu m$), en utilisant la notion de kilomonde⁵, cela revient à utiliser un demi-terrain de hand-ball pour stocker une balle de tennis. Il apparaît clairement qu’une optimisation de l’espace de stockage est possible.

Le stockage des pousseurs (un par plaquette de verre) est réalisé en les posant simplement sur la plaquette de verre. Ils restent collés à la plaquette de verre uniquement grâce aux forces d’adhésion. Les plaquettes doivent toutefois être manipulées avec précaution pour ne pas perdre les pousseurs. La robustesse du mode de stockage peut donc être encore améliorée.

La principale amélioration à apporter au processus de fabrication concerne l’isolement des pousseurs. Cette phase intervient en fin de processus de fabrication et consiste à transférer un par un les pousseurs du wafer vers leur plaquette de verre de stockage. L’automatisation de l’isolement de formes obtenues en microfabrication est une problématique également présentée par Arai dans le cadre des pousseurs manipulés par laser-trapping [6]. L’automatisation de cette tâche n’a pas été traitée dans cette thèse et reste à être étudiée et résolue.

Une étape cruciale concerne également la biocompatibilité du pousseur. Une application de type *manipulation de cellules par pousseur* ne peut être évidemment envisagée que si le pousseur est biocompatible. Dans notre cas, une solution consisterait à encap-

4. Problématique également soulevée par Arai dans [6]

5. La notion de kilomonde est présentée section 1.1.1, page 3

suler le nickel dans un matériau biocompatible. Deux solutions sont pour l'instant à l'étude :

- encapsulation dans un polymère biocompatible, ou
- encapsulation dans du titane.

Il est à noter que, dans le cahier des charges ambitieux qui a été présenté en conclusion du chapitre 1, la biocompatibilité du dispositif est le seul critère qui reste à valider.

Une dernière amélioration en terme de fabrication porte sur la forme des pousseurs. La forme actuelle des pousseurs est surfacique. Un travail sur la forme adéquate nécessaire pour manipuler des objets biologiques reste à établir. Plusieurs solutions peuvent être envisagées, comme par exemple :

- l'utilisation de pelles (pour éviter que l'objet parte sur le côté lors de la poussée),
ou
- l'utilisation de pointes pour minimiser les efforts d'adhésion.

6.2.4 Amélioration de la précision

Comme nous l'avons développé dans la section 5.1.4, le pousseur est capable de :

- positionner un objet avec une précision de $1\ \mu m$ sans le lâcher,
- positionner un objet en le lâchant avec une précision de l'ordre de 5 à 20 microns.

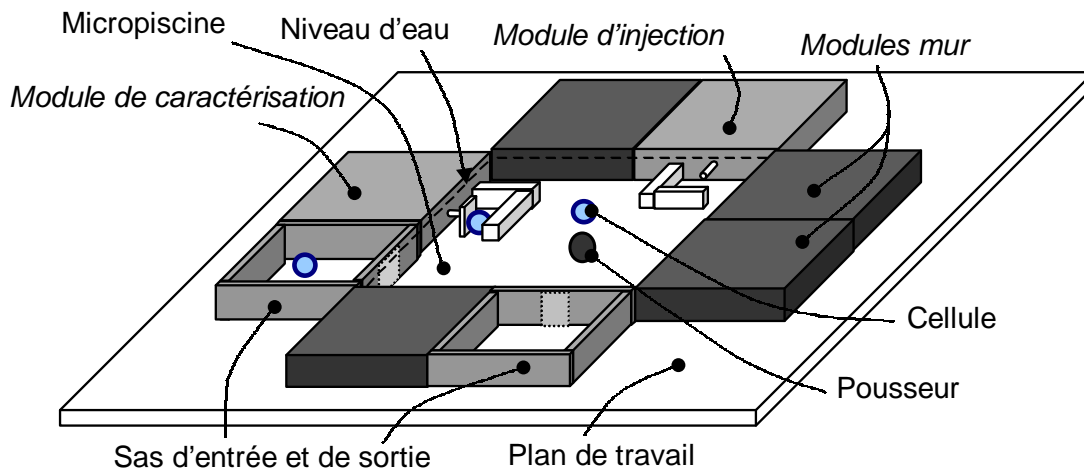
Comme nous l'avons présenté précédemment, dans un système de micro-macropositionnement conventionnel, les erreurs du système macro sont compensées par le système micro. Dans notre cas et dans l'état actuel du dispositif, les deux comportements MICRO et MACRO sont commandés par la même grandeur d'entrée et ne peuvent jamais se produire de manière simultanée. Par conséquent, on ne peut pas compenser les erreurs du déplacement MACRO par un déplacement MICRO.

On propose, dans la suite de cette partie, des pistes à explorer pour pallier ce problème.

La position de l'aimant commande l'orientation du pousseur et la position du point de contact I . Notre système est donc un système sous-actionné. L'ajout d'un nouveau paramètre de commande permettrait sans doute de commander séparément la position y_I du point I et l'orientation d du pousseur, soit par définition, de commander le déplacement MACRO et le déplacement MICRO.

Le nouveau paramètre de commande reste à définir. La position du point I et l'orientation d du pousseur sont fonction du champ \vec{B}_o et du gradient du champ \vec{B}_o , autour de l'aimant. Le nouveau paramètre de commande doit permettre de modifier le champ localement. Quelques solutions peuvent être envisagées :

- l'utilisation de deux aimants permanents sous la plaquette de verre, commandés indépendamment l'un de l'autre,
- l'ajout de degrés de liberté à l'aimant actuel (en particulier la rotation suivant \vec{x}_o)

FIG. 6.9 – *Micro-usine en milieu liquide*

- l'utilisation de bobines (en complément ou en remplacement de l'aimant actuel) pour commander le champ magnétique \vec{B}_o à hauteur du pousseur.

De manière générale, le choix arbitraire de l'aimant qui a été effectué lors de cette thèse a permis d'obtenir de bons résultats en terme de rapidité et de précision. Toutefois aucune optimisation du champ magnétique \vec{B}_o n'a été réalisée. L'amélioration de la précision mais aussi de la rapidité ou de la robustesse du dispositif passe par une optimisation complète du champ magnétique \vec{B}_o . Cette phase d'optimisation du procédé est à établir en deux temps :

- définition du champ \vec{B}_o optimal à générer,
- construction d'un champ \vec{B}_o proche de l'optimal à l'aide de bobines et/ou d'aimants permanents.

6.2.5 Intégration dans une micro-usine en milieu liquide

Nous présentons ici les spécificités des micro-usines en milieu liquide ainsi que les possibles applications de notre dispositif dans ces moyens de production du futur.

Un problème récurrent en micromanipulation en milieu liquide concerne le franchissement de la surface *eau-air*. Le franchissement de cette surface par un objet provoque des mouvements d'eau dans la goutte qui peuvent modifier la position des objets.

Dans ces conditions, il semble préférable que, lors de l'utilisation d'une micro-usine en milieu liquide, les outils ne traversent pas la surface de séparation *eau-air*.

Par conséquent, nous proposons de construire la micro-usine d'analyse biologique au sein d'une piscine microscopique ou micropiscine (voir figure 6.9). Les différents modules à utiliser (moyens d'analyse, de traitement, etc.) sont placés à sec sur un plan de travail. Les espaces non occupés par des postes de travail peuvent être temporairement obturés

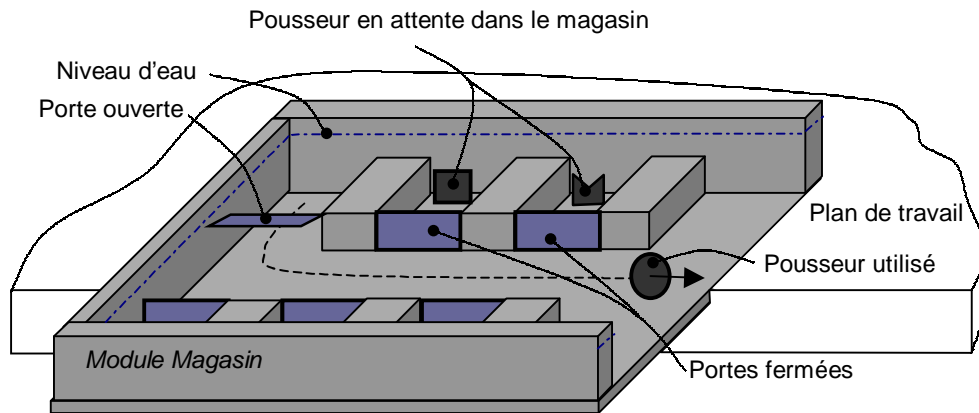


FIG. 6.10 – *Module magasin d'outil pousseur de la micro-usine en milieu liquide*

par des modules "mur". L'ensemble ainsi placé définit le contour d'une micropiscine dans laquelle aura lieu la production (voir figure 6.9). Le pousseur *WIMS* pourra être déplacé au fond de la piscine pour alimenter les différents postes. Les échanges de cellules avec l'extérieur sont assurés via un sas d'entrée et un sas de sortie.

On peut également envisager d'utiliser plusieurs types de pousseurs avec des formes différentes (voir figure 6.10), les différents pousseurs étant placés dans un "magasin outil", à la disposition de l'utilisateur.

On peut également envisager à terme plusieurs plans de travail en cascade reliés par des sas avec, pour chaque plan de travail, un pousseur assurant le déplacement des objets.

Conclusion du chapitre

Le dispositif *WIMS* développé et étudié lors cette thèse a permis de manipuler divers micro-objets :

- des billes d'étain de $200\ \mu m$ de diamètre,
- des billes de polystyrène de $50\ \mu m$ de diamètre,
- des ovules de $150\ \mu m$ de diamètre.

La réussite de ces micromanipulations a permis de montrer que le principe de notre dispositif était viable.

Dans ce chapitre, nous avons montré que la limite en terme d'échelle de notre dispositif se situe autour de $10\ \mu m$. Cette limite correspond également à la limite supposée de la manipulation par poussée des objets biologiques, sans risque de les endommager.

Des cinq critères du cahier des charges fixé à la fin du chapitre 1, seul la biocompatibilité du poussoir reste à être validée. La solution envisagée à priori est d'enrober le poussoir dans un matériau biocompatible.

Toutefois, un grand nombre d'études et de développements peuvent encore être réalisés pour optimiser ce dispositif :

- amélioration de la forme des pousseurs,
- automatisation du mode de stockage des pousseurs,
- amélioration de la précision du positionnement d'objets,
- développement⁶ d'un dispositif à deux degrés de liberté,
- intégration du système de micromanipulation *WIMS* dans une micro-usine d'analyse biologique.

6. Actuellement en cours

Conclusion générale

Les cellules étant des objets microscopiques, leur manipulation (saisie, déplacement, dépose, etc) relève de la microrobotique et plus précisément de la micromanipulation. Le dispositif de micromanipulation présenté dans cette thèse utilise un principe d'actionnement magnétique simple : on déplace un poussoir ferromagnétique au sein du milieu biologique en déplaçant sous ce milieu un aimant permanent. Le poussoir peut ainsi déplacer les cellules contenues au sein du milieu aqueux en les poussant.

Au vu de notre étude bibliographique sur les moyens de manipulation de cellules, nous avons établi que les moyens de manipulation automatique de cellules uniques (contrairement au tri de masse de cellules) constituaient un domaine émergent. Ce domaine, qui est un outil essentiel en génie biologique, est actuellement dominé par le procédé de laser-trapping. Toutefois ce procédé présente quelques désavantages, comme le risque de destruction des cellules lors de leur manipulation. Notre dispositif de micromanipulation de cellules uniques propose une alternative, à coût réduit, à ce procédé.

Nous avons montré que l'actionnement magnétique est un moyen d'actionnement performant en microrobotique et plus particulièrement en manipulation d'objets biologiques. Bien que l'effort magnétique soit volumique, ce moyen d'actionnement, courant en robotique conventionnelle, reste exploitable à l'échelle du micromonde. De plus, il présente un grand nombre d'avantages : la transmission d'effort à distance et à travers une paroi, la possibilité de créer des systèmes possédant deux points stables (bistabilité magnétique), la compatibilité de ce moyen d'actionnement avec les technologies de microfabrication standard, la biocompatibilité du champ magnétique et sa capacité à ne pas interagir avec les organes biologiques.

La poussée d'un objet avec notre poussoir ferromagnétique peut s'effectuer de deux manières différentes : en provoquant une rotation autour du point de contact entre le poussoir et la vitre, ou en modifiant la position de ce point de contact. La première méthode permet de positionner l'objet avec une bonne précision, mais sur une course limitée. La deuxième méthode utilise le déplacement du point de contact entre le poussoir et la plaquette de verre. Elle est donc soumise aux perturbations induites par le frottement. Cette méthode permet de déplacer l'objet sur une course illimitée mais avec une précision moindre. Nous proposons dans cette thèse d'utiliser ces deux méthodes afin d'obtenir une bonne précision de positionnement sur une plage illimitée. Une com-

mande automatique du pousseur de type micro-macro a été développée à cet effet.

De plus, la modélisation complète de la transmission de mouvement entre l'aimant et le pousseur nous permet de simuler avec un modèle extrêmement proche de la réalité le comportement du pousseur. Cet outil de simulation permettra de simuler les évolutions futures du dispositif. A partir de ce modèle, nous avons également construit un estimateur de l'effort appliqué sur l'objet lors de la manipulation. Cet estimateur d'effort peut permettre, en poussant un objet biologique contre une paroi fixe, de tester son élasticité.

La manipulation de cellules uniques en laboratoire est une des étapes essentielles des processus du génie biologique. Une grande partie de ces manipulations est à l'heure actuelle manuelle, un gain de temps et un gain financier sont réalisables en automatisant ces tâches de manipulation. L'automatisation d'un procédé d'analyse et de traitement de cellules rejoint la notion de micro-usine fréquemment développée en microrobotique. A ce titre, notre dispositif de micromanipulation pourrait être utilisé comme un moyen de convoyage des cellules dans une micro-usine d'analyse biologique.

Annexe A

Glossaire des notations

α_f	Angle entre \vec{z}_f et la verticale \vec{z}_0 (voir figure 4.2, page 87).
α_p	Angle entre \vec{z}_p et la verticale \vec{z}_0 (voir figure 4.2, page 87).
α_b	Angle entre \vec{z}_b et la verticale \vec{z}_0 (voir figure 4.2, page 87).
$\dot{\alpha}_{ptyp}$	Vitesse angulaire typique du pousseur (voir eq. B.17, page 174).
θ	Angle entre \vec{z}_p et \vec{z}_b (voir figure 4.2, page 87).
δ	Différence entre L_{ca} et L_c .
$\vec{\Gamma}_{mag}$	Couple magnétique appliqué de l'aimant sur le pousseur (voir section 4.1.1, page 86).
ξ_r	Coefficient d'amortissement du pousseur en rotation (voir eq. B.18, page 175).
ρ_p	Masse volumique du pousseur.
ρ_w	Masse volumique de l'eau.
a	Dimension du pousseur suivant \vec{x}_p .
$a_o, \xi_o, T_o,$ w_{po}, T_{Lo}, k_o	Paramètres du modèle du micro-actionneur (voir eq.3.2, page 66).
b	Dimension du pousseur suivant \vec{y}_p .
\vec{B}_o	Champ magnétique engendré par l'aimant permanent (voir eq. 3.22, figure 3.10, page 69-70).
d	Déflexion du pousseur : différence entre y_G et y_I . (voir figure 5.4, page 122).
d_M	Valeur maximale de d .
\vec{F}	Effort de l'aimant sur le pousseur (voir eq. 4.39, page 97).
f	Coefficient de frottement entre le pousseur et la plaquette de verre (voir figure 4.14, page 102).
F_a	Somme du poids de l'objet et des efforts d'adhésion (électrostatique et Van der Waals) appliqués sur l'objet suivant \vec{z} (voir section 6.2.2, page 153).

f_a	Coefficient d'adhérence entre le pousseur et la plaquette de verre (voir figure 4.14, page 102).
\overrightarrow{F}_{gnd}	Effort de réaction de la plaquette de verre sur le pousseur (voir section 4.1.1, page 86).
f_o	Coefficient de frottement entre la plaquette de verre et l'objet (voir section 6.2.2, page 153).
F_u	Effort de l'aimant suivant \overrightarrow{u} (voir eq. 4.38, page 97).
\overrightarrow{F}_w	Effort appliqué par l'eau sur le pousseur (voir section 4.1.2, page 86).
F_y	Effort de l'aimant suivant \overrightarrow{y} (voir figure 4.10, page 98).
F_z	Effort de l'aimant suivant \overrightarrow{z} (voir figure 4.10, page 98).
G	Centre de gravité du pousseur.
$H(p)$	Fonction de transfert du micro-actionneur (voir eq. 3.1, page 66).
h	Hauteur du pousseur, dimension du pousseur suivant \overrightarrow{z}_p .
H_c	Champ coercitif du pousseur (voir tab.4.1, page 90).
I	Point de contact entre la vitre et le pousseur.
$2K_\alpha$	Coefficient de proportionnalité entre α_p et y_G^O (voir eq. 4.33, page 95).
K	Produit de h par K_α (voir eq. 4.37, page 95).
L_c	Longueur caractéristique du comportement du pousseur, fonction du coefficient de frottement f (voir figure 4.14, page 102).
l_c	Estimation de la différence: $L_c - 2.d_M$ utilisée lors de la commande avec estimateur.
L_{ca}	Longueur caractéristique du comportement du pousseur, fonction du coefficient de frottement f_a (voir figure 4.14, page 102).
l_O	Paramètre définissant le passage entre la commande de type grossier et les commandes avec estimateur (voir figure 5.19, page 138).
\overrightarrow{M}	Aimantation au sein du pousseur (voir eq.4.30, page 94).
m	Masse du pousseur.
\overrightarrow{M}_o	Aimantation rémanente de l'aimant permanent (voir eq. 3.9, page 67).
M_s	Aimantation à saturation du pousseur (voir tab.4.1, page 90).
N	Effort de réaction de la plaquette de verre sur le pousseur suivant l'axe \overrightarrow{z} (voir section 4.1.1, page 86).
N_o	Effort appliqué par la plaquette de verre sur l'objet suivant \overrightarrow{z} .
O	Point caractéristique de l'aimant : milieu de la génératrice supérieure (voir figure 3.5, page 63).
$R(\overrightarrow{x}, \overrightarrow{y}, \overrightarrow{z})$	Repère associé aux parties fixes (voir figure 3.5, page 63).
$R_o(O, \overrightarrow{x}_o, \overrightarrow{y}_o, \overrightarrow{z}_o)$	Repère associé à l'aimant (voir figure 3.5, page 63).
$R_p(G, \overrightarrow{x}_p, \overrightarrow{y}_p, \overrightarrow{z}_p)$	Repère associé au pousseur (voir figure 3.5, page 63).
S_y	Surface du pousseur de normale \overrightarrow{y}_p (voir figure 4.3, page 88).
T	Effort de réaction de la plaquette de verre sur le pousseur suivant l'axe \overrightarrow{y} (voir section 4.1.1, page 86).

T_o	Effort appliqué par la plaquette de verre sur l'objet suivant \vec{y} .
$u(p)$	Tension aux bornes du micro-actionneur.
V	Volume du pousseur.
V_{max}	Vitesse maximale de l'aimant lors de l'utilisation du <i>WIMS</i> (voir eq. 3.7, page 67).
V_{typ}	Vitesse typique de l'aimant lors de l'utilisation du <i>WIMS</i> (voir eq. 3.8, page 67).
\vec{V}_w	Vitesse relative de l'eau par rapport au pousseur (voir section 4.1.2, page 86).
w_{co}	Pulsation de coupure de l'aimant en boucle fermée (voir eq. 3.6, page 71).
w_r	Pulsation caractéristique du pousseur en rotation (voir eq. B.11, page 174).
w_t	Pulsation caractéristique du pousseur en translation (voir eq. 4.51, page 103).
y_G	Position du point G suivant l'axe \vec{y} .
y_G^O	Projection de \vec{OG} suivant l'axe \vec{y} (voir eq. 3.26, page 71).
\tilde{y}_I	Estimation de la position y_I utilisée lors de la commande avec estimateur (voir eq. 5.20 - 5.21, page 130).
y_O	Position du point O suivant l'axe \vec{y} .
y_O^C	Consigne de commande portant sur la position y_O .
Z_a	Zone d'approche définissant le passage entre la commande de type grossier et la commande de type fin (voir eq. 5.9, page 128).
\vec{z}_b	Direction du champ magnétique autour du pousseur (voir figure 4.2, page 87).
\vec{z}_f	Direction de l'effort \vec{F} (voir figure 4.2, page 87).
z_G^O	Projection de \vec{OG} suivant l'axe \vec{z} (voir eq. 3.27, page 71).
\vec{z}_p	Direction du pousseur (voir figure 4.2, page 87).

Annexe B

Dynamique du pousseur en rotation

L'objectif de cette annexe est de démontrer que le pousseur est aligné avec les lignes de champ à chaque instant t , quel que soit le mouvement de l'aimant. La démonstration montrant que le pousseur est aligné sur les lignes de champ, lorsque l'aimant est fixe, a été présentée section 4.2.1, page 92.

On étudie donc, dans cette partie, le comportement dynamique du pousseur en rotation autour du point de contact I . On considère un pousseur parallélépipédique possédant les dimensions suivantes :

- a suivant \vec{x}_p ,
- b suivant \vec{y}_p , et
- h suivant \vec{z}_p .

Nous allons démontrer que le pousseur est aligné sur les lignes de champ à tout instant¹ t . On cherche à caractériser par la suite la transmittance $H_r(p)$ entre² $\alpha_p(p)$ et $\alpha_b(p)$:

$$H_r(p) = \frac{\alpha_p(p)}{\alpha_b(p)} \quad (\text{B.1})$$

l'angle α_b est la grandeur d'entrée de notre système et α_p la grandeur de sortie.

Détermination du moment en I des forces de l'eau.

Comme établi section 4.1.2, page 86, les effets aérodynamiques sont négligeables devant les effets magnétiques. Toutefois, le moment induit par l'action de l'eau joue le rôle d'amortisseur dans la fonction de transfert $H_r(p)$. Nous allons, par conséquent, établir son expression.

1. Cette propriété est vraie uniquement lorsque le pousseur n'est pas en contact avec un objet extérieur
 2. Les angles α_p et α_b sont définis section 4.1.1, figure 4.1, page 87.

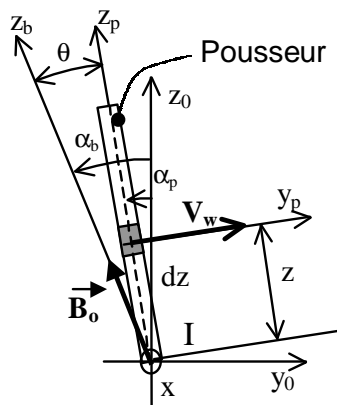


FIG. B.1 – Calcul du moment en I des efforts de l'eau

On considère que le pousseur se déplace en rotation à une vitesse angulaire $\dot{\alpha}_p$ autour de l'axe (I, \vec{x}) . On cherche à déterminer la force de l'eau lors de cette rotation lorsque α_p est faible. On isole un élément dz situé à une hauteur z (voir figure B.1). La vitesse de cet élément est :

$$\vec{V}_w = -\dot{\alpha}_p \cdot z \cdot \vec{y}_p \quad (\text{B.2})$$

Par conséquent, l'effort de l'eau sur cet élément de surface dS_y vaut :

$$d\vec{F}_w = -\frac{1}{2} C_y \rho_w |V_w| \vec{V}_w \cdot dS_y \quad \text{de (4.1), page 87} \quad (\text{B.3})$$

Le moment $d\vec{\mathcal{M}}_w$ en I de la force $d\vec{F}_w$ appliquée sur cet élément vaut donc :

$$d\vec{\mathcal{M}}_w = z \cdot \vec{z}_p \wedge d\vec{F}_w \quad (\text{B.4})$$

$$= \frac{1}{2} C_y \rho_w |\dot{\alpha}_p \cdot z| (\dot{\alpha}_p \cdot z) \cdot z \cdot (\vec{z}_p \wedge \vec{y}_p) \cdot dS_y$$

$$\text{donc : } d\vec{\mathcal{M}}_w = -\frac{1}{2} C_y \rho_w (\dot{\alpha}_p)^2 \cdot \text{sign}(\dot{\alpha}_p) \cdot z^3 \cdot b \cdot dz \vec{x} \quad (\text{B.5})$$

Ainsi le moment en I total vaut donc :

$$\begin{aligned} \vec{\mathcal{M}}_w &= \int_{z=0}^{z=h} d\vec{\mathcal{M}}_w \\ \vec{\mathcal{M}}_w &= -\frac{1}{8} C_y \rho_w \cdot b \cdot (\dot{\alpha}_p)^2 \cdot \text{sign}(\dot{\alpha}_p) \cdot h^4 \vec{x} \end{aligned} \quad (\text{B.6})$$

Théorème de la dynamique

On considère, comme dans le cas statique (section 4.2.1), le couple³ magnétique $\vec{\Gamma}_{mag}$, et le moment⁴ $\vec{F} \wedge \vec{GI}$ en I de la force magnétique \vec{F} . On applique le théorème de la dynamique en rotation au pousseur suivant l'axe \vec{x} :

$$(\vec{\mathcal{M}}_w + \vec{\Gamma}_{mag} + \vec{F} \wedge \vec{GI}).\vec{x} = J\ddot{\alpha}_p \quad (\text{B.7})$$

$$\text{avec } J = \frac{mh^2}{3} = \frac{\rho_p V h^2}{3}$$

Or :

$$\vec{F} \wedge \vec{GI} = F \frac{h}{2} \sin(\theta + \alpha_b - \alpha_f) \vec{x} \quad \text{de 4.26, page 92}$$

$$\vec{\Gamma}_{mag} = -V.(M_s - \frac{B_o \cos(\theta)}{\mu_o}).B_o.\sin(\theta) \vec{x} \quad \text{de 4.25, page 92}$$
(B.8)

Donc l'équation B.7 devient :

$$\frac{\rho_p V h^2}{3} \ddot{\alpha}_p =$$

$$-\frac{1}{8} C_y \rho_w b (\dot{\alpha}_p)^2 \text{sign}(\dot{\alpha}_p).h^4 - V.(M_s - \frac{B_o \cos(\theta)}{\mu_o}).B_o.\sin(\theta) + F \frac{h}{2} \sin(\theta + \alpha_b - \alpha_f)$$
(B.9)

Or $\theta = \alpha_p - \alpha_b$ est proche de 0 donc :

$$\frac{\rho_p V h^2}{3} \ddot{\alpha}_p + \frac{1}{8} C_y \rho_w b h^4 (\dot{\alpha}_p)^2 \text{sign}(\dot{\alpha}_p) + V.(M_s - \frac{B_o}{\mu_o}).B_o.(\theta - \theta_s) = 0$$

avec θ_s défini équation (4.27), page 93

Or, comme dans le cas statique, (voir équation 4.29, page 93) on considère que θ_s est nul :

$$\frac{\rho_p V h^2}{3} \ddot{\alpha}_p + \frac{1}{8} C_y \rho_w b h^4 (\dot{\alpha}_p)^2 \text{sign}(\dot{\alpha}_p) + V.(M_s - \frac{B_o}{\mu_o}).B_o.\alpha_p = V.(M_s - \frac{B_o}{\mu_o}).B_o.\alpha_b$$

Soit :

$$\ddot{\alpha}_p + k_r (\dot{\alpha}_p)^2 \text{sign}(\dot{\alpha}_p) + w_r^2 \alpha_p = w_r^2 \alpha_b \quad (\text{B.10})$$

$$\text{avec } \begin{cases} k_r = \frac{3\rho_w C_y h}{8\rho_p a} \\ w_r = \sqrt{\frac{3(M_s - \frac{B_o}{\mu_o})B_o}{\rho_p h^2}} \end{cases}$$

3. $\vec{\Gamma}_{mag}$: couple magnétique appliqué de l'aimant sur le pousseur (voir section 4.1.1, page 86).

4. Le moment $\vec{F} \wedge \vec{GI}$ en I de la force magnétique F , est explicité section 4.2.1, page 92.

Dans le cas d'un pousseur en acier de dimensions $400 \times 300 \times 120 \mu m^3$, on obtient :

$$\begin{aligned} k_r &= 185.10^{-3} \\ w_r &= 600 \text{ rad.s}^{-1} \end{aligned} \quad (\text{B.11})$$

Linéarisation et résolution.

Afin de résoudre l'équation différentielle (B.10), on propose de la linéariser. On note $\dot{\alpha}_{p_{typ}}$ la vitesse angulaire typique du pousseur et on fait l'hypothèse que :

$$(\dot{\alpha}_p)^2 \text{sign}(\dot{\alpha}_p) \simeq (\dot{\alpha}_{p_{typ}})(\dot{\alpha}_p) \quad (\text{avec } \dot{\alpha}_{p_{typ}} \text{ constant}) \quad (\text{B.12})$$

On a alors :

$$\begin{aligned} \ddot{\alpha}_p + k_r(\dot{\alpha}_{p_{typ}})(\dot{\alpha}_p) + w_r^2 \alpha_p &= w_r^2 \alpha_b \quad \text{de (B.10)} \\ \text{soit : } \ddot{\alpha}_p + 2\xi w_r(\dot{\alpha}_p) + w_r^2 \alpha_p &= w_r^2 \alpha_b \end{aligned} \quad (\text{B.13})$$

$$\text{avec } \xi_r = \frac{k_r}{2w_r}(\dot{\alpha}_{p_{typ}}) \quad (\text{B.14})$$

On cherche à estimer la valeur de $\dot{\alpha}_{p_{typ}}$. Dans la suite, nous allons montrer que les angles α_b et α_p sont confondus. On admet par conséquent que les vitesses typiques $\dot{\alpha}_{p_{typ}}$, $\dot{\alpha}_{b_{typ}}$ respectivement de α_p et de α_b sont identiques :

$$\dot{\alpha}_{p_{typ}} \simeq \dot{\alpha}_{b_{typ}} \quad (\text{B.15})$$

Or, l'angle α_b est proportionnel à la position y_G^O :

$$\begin{aligned} \alpha_b &= -2.K_\alpha.y_G^O \quad \text{de (4.32), page 95} \\ \text{donc : } \dot{\alpha}_b &= -2.K_\alpha.(y_G^O - y_O^O) \\ \text{donc : } \dot{\alpha}_{p_{typ}} &\simeq \dot{\alpha}_{b_{typ}} = -2.K_\alpha.(y_G^O - y_O^O) \\ \text{or : } y_G - y_I &= \frac{h}{2} \sin(\alpha_{b_{typ}}) = \frac{h}{2} \cdot \alpha_{b_{typ}} \\ \text{donc : } \dot{\alpha}_{p_{typ}} &= -2.K_\alpha \cdot \left(\frac{h}{2} \dot{\alpha}_{b_{typ}} + y_I - y_O \right) \\ &= -2.K_\alpha \cdot \left(\frac{h}{2} \dot{\alpha}_{b_{typ}} - y_O \right) \quad \text{car I est fixe} \\ \dot{\alpha}_{p_{typ}} &= \frac{2.K_\alpha}{1 + h.K_\alpha} y_O^O \end{aligned} \quad (\text{B.16})$$

La vitesse y_O^O typique de l'aimant est $V_{typ} = 0.5 \text{ mm.s}^{-1}$ (équation 3.8, page 67), le coefficient K_α vaut 0.79 rad.mm^{-1} (équation 4.33, page 95). On a donc :

$$\dot{\alpha}_{p_{typ}} = 0.60 \text{ rad.s}^{-1} \quad \text{pour } h = 400 \mu m \quad (\text{B.17})$$

donc :

$$\xi_r = 90 \cdot 10^{-6} \quad \text{pour } h = 400 \mu m \text{ de (B.14)} \quad (\text{B.18})$$

La transmittance $H_r(p)$ entre α_p et α_b vaut donc :

$$\begin{aligned} H_r(p) &= \frac{\alpha_p(p)}{\alpha_b(p)} \quad \text{de (B.13)} & (\text{B.19}) \\ &= \frac{1}{1 + 2\xi_r \frac{p}{w_r} + \frac{p^2}{w_r^2}} \\ \text{soit pour } p = jw : \frac{\alpha_p(w)}{\alpha_b(w)} &= \frac{1}{1 + 2j\xi_r \frac{w}{w_r} - \frac{w^2}{w_r^2}} \end{aligned}$$

Le paramètre d'entrée α_b est fonction de la position de l'aimant et possède donc la même fréquence de coupure $w_{co} = 16 \text{ rad.s}^{-1}$ (voir équation (3.6)). La pulsation $w < w_{co}$ se situe, par conséquent, loin du pic de résonance à $w_r = 600 \text{ rad.s}^{-1}$. La transmittance entre α_p et α_b sur la plage utilisée $w < 16 \text{ rad.s}^{-1}$ est donc proche de 1. On considère, par conséquent, que le pousseur est aligné en permanence sur les lignes de champ :

$$\alpha_p(t) = \alpha_b(t) \quad \forall t \quad (\text{B.20})$$

Annexe C

Index des vidéos disponibles sur le Cédérom

Désignation	Durée	Nom du fichier
Principe de fonctionnement du <i>WIMS</i>	11 s	principe_pousseur_400.m1v
Manipulation d'une bille de polystyrène de $\Phi 50 \mu m$ avec un pousseur cylindrique de $\Phi 30 \mu m$	27 s	bille_50_pousseur_30.m1v
Manipulation d'une bille de polystyrène de $\Phi 50 \mu m$ avec un pousseur de $100 \times 200 \times 20 \mu m^3$	18 s	bille_50_pousseur_200.m1v
Manipulation d'un ovule de $\Phi 150 \mu m$ un pousseur cylindrique de $\Phi 200 \mu m$	38 s	ovule_pousseur200.m1v
Manipulation d'un ovule $\Phi 150 \mu m$ un pousseur cylindrique de $\Phi 200 \mu m$ (2)	44 s	ovule_pousseur200(2).m1v

Ces vidéos sont également disponibles sur www.michaelgauthier.fr.st/these

Bibliographie

- [1] M. AHLEIM et F. LEHR. « Electro-optically active polymers: Nonlinear optical polymers from maleic anhydride copolymers by polymer analogous reaction ». *Macro-mol. Chem. Phys.*, 195(361-373), 1994.
- [2] C. H. AHN, Y. J. KIM et M. G. ALLEN. « A planar variable reluctance magnetic micromotor with fully integrated stator and wrapped coils ». Dans *IEEE Micro Electro Mechanical Syst.*, page 37043, Fort Lauderdale Florida, 7-10 February 1993.
- [3] N. C. ANDERSON et R.B. CHESNUTT. *Electrodeposition of CoNiFe alloys for thin film heads*. United States Patent, Patent Number US 4 661 216, 1987.
- [4] Fumihito ARAI, Masanobu OGAWA et Toshio FUKUDA. « Indirect Manipulation and Bilateral Control of the Microbe by laser Manipulated Microtools ». Dans *Proc. Of the 2000 IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots and Systems*, 2000.
- [5] Fumihito ARAI, Masanobu OGAWA, Akihiko ICHIKAWA, Masato DEGUCHI, Toshio FUKUDA, Koji HORIO et KOUICHI. « Separation of Target Microbe in Microchip by Flow Balancing and Visually Guided Laser Tele-Manipulator ». Dans *Conférence Micro TAS 2000*, Enschede Netherland, 15-18 May 2000.
- [6] Fumihito ARAI, Toshihiro SAKAMI, Hisataka MARUYAMA, Akihiko ICHIKAWA et Toshio FUKUDA. « Minimally Invasive Micromanipulation of Microbe by Laser Trapped Micro Tools ». Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation - ICRA02*, Washington D.C. - USA, May 2002.
- [7] Fumihito ARAI, Tomohiko SUGIYAMA, Toshio FUKUDA, Hitoshi IWATA et Kouichi ITOIGAWA. « Micro Tri-axial Force Sensor for 3D Bio-Micromanipulation ». Dans *Proc. Of the 1999 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, Detroit Michigan, May 1999.
- [8] Fumihito ARAI, Akiko KAWAJI, Poom LUANGJARMEKORN, Toshio FUKUDA et Kouichi ITOIGAWA. « Three-Dimensional Bio-Micromanipulation under the Microscope ». Dans *Proc. Of the 2001 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 604–609, Seoul - Korea, 21-26 May 2001.
- [9] K.I ARAI, W SUGAWARA, K. ISHIYAMA, T. HONDA et M. YAMAGUCHI. « Fabrication of small Flying Machines Using magnetic Thin Films ». *IEEE Trans. Magn.*, 31(6):3758–3770, 1995.
- [10] A. ASHKIN et J. M. DZIEDZIC. « Optical Trapping and Manipulation of Viruses and Bacteria ». *Science*, 235:1517–1520, Mar. 20 1987.

- [11] Arthur ASHKIN. *Apparatuses for trapping and accelerating neutral particles*. United States Patent, Patent Number US 3 808 550, 30 April 1974.
- [12] M. ATAKA, A. OMODAKE et FUJITA. « A Biomimetic Micro Motion System ». Dans *Proc. 7th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators Transducer*, pages 38–41, 1993.
- [13] R. H AUSTIN, W. D. VOLKMUTH et L.C. RATHBUN. *Microlithographic array for macromolecule and cell fractionation*. United States Patent, Patent Number US 5 837 115, 17 Nov. 1998.
- [14] Byunghoon BAE, Nakhon KIM, Hongdeok KEE, Seonho KIM, Yeon LEE et Kyihwan PARK. « Design and Analysis of an Electromagnetically Driven Valve for a Glaucoma Implant ». Dans *Proc. Of the 2001 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 145–150, Seoul - Korea, 21-26 May 2001.
- [15] Frederick F. BECKER, Peter R.C. GASCOYNE, Ying HUANG et Xiao-Bo WANG. *Method and appartus for manipulation using spiral electrodes*. United States Patent, Patent Number US 5 858 192, 12 janv 1999.
- [16] M. BERTIN, JP FAROUX et J. RENAULT. *Cours de Physique Electromagnétisme 1*. Ed. Dunod Université, september 1992.
- [17] M. BERTIN, JP FAROUX et J. RENAULT. *Cours de Physique Electromagnétisme 3: Magnétostatique - induction - équation de Maxwell et complément d'électronique*. Ed. Dunod Université, september 1992.
- [18] M. BERTIN, JP FAROUX et J. RENAULT. *Cours de Physique Electromagnétisme 4: Milieux diélectriques et milieux aimantés*. Ed. Dunod Université, september 1992.
- [19] Karl-Friedrich BÖHRINGER, Ken GOLDENBERG, Michael COHN, Roger HOWE et Al PISANO. « Parallel Microassembly with Electrostatic Force Fields ». Dans *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1204–1211, Leuven Belgium, May 1998.
- [20] William A. BONNER, Richard G. SWEET et Henry R. HULETT. *Particle sorting methode and apparatus*. United States Patent, Patent Number US 3 826 364, 30 July 1974.
- [21] T. BOUROUIONA, R. REYNE, E. LEBRASSEUR, H. FUJITA, A. LUDWIG, E. QUANDT, H. Muoand T. OKI et A. ASAOKA. « Thin film Magnetostritive Actuation of a 2D Scanning Silicon Micro-Mirror ». Dans *Proc. of actuator 02 - 8 th Int. Conf. on new actuators*, Bremen Germany, June 2002.
- [22] E. A. BRUN, A. MARTINOT-LAGARDE et J. MATHIEU. « Mécanique des fluides ». *Dunod Chapter VII.8*, pages 324–357, 1970.
- [23] T. N. BUICAN, D. L. NEAGLEY, W. C. MORRISON et B. D. UPHAM. « New Technologies in Cytometry ». *Proc. Of SPIE*, 1063:189–197, 1989.
- [24] I.J. BUSCH-VISHINIAC. « The case for magnetically driven micro-actuators ». Dans *ASME Micromechanical Sensors actuators and systems DSC-vol. 32*, pages 287–302, Atlanta GA, dec. 1991.
- [25] N. CHAILLET. « La microrobotique: Rencontre de la Robotique et des micro-systèmes ». Dans *Proc. Of the Journées Nationales de la recherche en robotique - JNRR'99*, pages 9–24, Montpellier - France, sept. 1999.

- [26] Jun Keun CHANG, Chan Young PARK, Jung Kyung KIM, Seok CHUNG, Kukjin CHUN, Dongil Dan CHO et Dong Chul HAN. « Micro Haemocytometer for Assessment of Deformability of Individual Human Red Blood Cells ». Dans *Proc of the 1st Intelligent microsystem symposium - IMS2001*, Seoul - Korea, 19-21 April 2001.
- [27] Steven CHU et Stephen J. KRON. *Method for optically Manipulating polymer filaments*. United States Patent, Patent Number US 5 079 169, 7 jan. 1992.
- [28] J. COHEN et S. WILLADSEN. *Storage system comprising an emptied zona pellucida and spermatozoa placed therein and a method of cryopreservation*. United States Patent, Patent Number US 6 132 952, 17 Oct. 2000.
- [29] C. A. COULOMB. « Théorie des machines simples en ayant égard au frottement de leurs parties et à la roideur des cordages ». *Mémoires de mathématique et de physique présentés à l'Académie royale des Sciences*, 1781.
- [30] Ger J. Van den ENGH. *High speed flow cytometer droplet formation and method*. United States Patent, Patent Number US 6 133 044, 17 Oct. 2000.
- [31] Gerarld J. DOLAN et Leon W. M. M. TERSTAPPEN. *Magnetic devices and sample chambers for examination and manipulation of cells*. United States Patent, Patent Number US 6 136 182, 24 Oct 2000.
- [32] R.S. FEARING. « A planar Milli-Robot System on air Bearing ». Dans *7th International Symp. Robotics Research*, HerrschingGermany, Oct. 1995.
- [33] R. FEYNMAN. « Infinitesimal Machinery ». *J. of Microelectromechanical System*, 2(1), 1993.
- [34] A. B. FRAZIER, C.H. AHN et M.G. ALLEN. « Development of Micromachined Devices Using Polyimide-Based Processes ». *Sensors and actuators*, A-45:47-55, 1994.
- [35] A. B. FRAZIER et M.G. ALLEN. « Metallic microstructures fabricated using photosensitive polyimide electroplating molds ». *IEEE J. Micro-electromech. Syst.*, 2(2):87-94, 1993.
- [36] A. FU, Ch. SPENCE, A. SCHERER, F.H. ARNOLD et S.R.QUAKE. « A microfabricated fluorescence-activated cell sorter ». *Nature Biotech.*, 17:1109-11, 1999.
- [37] G. FUHR, T. MULLER, T. SCHNELLE, R. HAGEDORN, A. VOIGT, S. FIEDLER, W. M. ARNOLD, U. ZIMMERMANN, B. WAGNER et A. HEUBERGER. « Radio-Frequency Microtools for particle and live cell manipulation ». *Naturwissenschaften Ed. Springer-Verlag Berlin*, 81(12):528-35, 1994.
- [38] G. FUHR et Ch. REICHLÉ. « Living Cells in Opto-Electrical Cages-Characterisation Manipulation and Force Measurements ». Dans *Conférence Micro TAS 2000*, Enschede Netherland, 15-18 May 2000.
- [39] Hiroyuki FUJITA. « Micromachined Tools for the investigation of Nano World ». Dans *Proc. of Mechatronics'01 - 5th Franco-Japanese Congress - 3rd European-Asian Congress*, pages 04-10, Besancon - France, 9-11 Oct 2001.
- [40] Mack J. FULWYLER. *Particle separator*. United States Patent, Patent Number US 3 380 584, 30 April 1968.

- [41] P. GASCOYNE, X. WANG, Y. HUANG et F. BECKER. « Dielectrophoretic separation of cancer cells from blood ». Dans *IEEE Proc.*, pages 1366–1373, 1995.
- [42] M. GAUTHIER et E. PIAT. « Behavior of a magnetic manipulator of biological objects ». Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation - ICRA02*, volume 2, pages 3199–3204, Washington D.C. - USA, mai 2002.
- [43] M. GAUTHIER et E. PIAT. « Control of a particular coarse-fine micropositioning system based on a magnetic actuation ». Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS02*, volume 2, pages 1748–53, Lausanne - Switzerland, 30 sept - 4 Oct 2002.
- [44] M. GAUTHIER et E. PIAT. « Force study applied by a planar micromanipulator to biological objects ». *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, 36(9):1249–64, décembre 2002.
- [45] M. GAUTHIER et E. PIAT. « Microfabrication and scale effect studies for a magnetic micromanipulation system ». Dans *Proc. of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS02*, volume 2, pages 1754–59, Lausanne - Switzerland, 30 sept - 4 Oct 2002.
- [46] M. GAUTHIER et E. PIAT. « An electromagnetic micromanipulation system for single cell manipulation ». *International Journal of Micromechatronics*, 2(2):87–119, Feb 2004.
- [47] Ivar GIAEVER. *Magnetic separation of biological particles*. United States Patent, Patent Number US 3 970 518, 20 July 1976.
- [48] J.C. GIDDINGS. « Field-flow Fractionation : Analysis of Macromolecular Colloidal and Particle Materials ». *Science*, 260:1456–64, 1993.
- [49] H. GUCKEL. « Progress in magnetic microactuators ». *Microsystem technologies.*, 5(2):59–64, 1998.
- [50] H. GUCKEL, T. R. CHRISTENSON, H. J. SKROBIS, T. S. JUNG, J. KLEIN, K. V. HARTOJO et WIDJAJA. « A first fonctionnal current excited planar rotational magnetic micromotor ». Dans *IEEE Micro Electro Mechanical Syst.*, page 37202, Fort Lauderdale Florida, 7-10 February 1993.
- [51] S. HALIYO, Y. ROLLOT, S. REGNIER, P. BIDAUD et J-C GUINOT. « Recent developments in adhesion based micro-manipulation ». Dans *Proc. of Mecatronics'01 - 5th Franco-Japanese Congress - 3rd European-Asian Congress*, pages 477–82, Besancon - France, 9-11 Oct 2001.
- [52] Laurent HIRSINGER et Christian LEXCELLENT. « The ferromagnetic shape memory alloys Ni-Mn-Ga : new materials for active systems ». Dans *Proc. of Mecatronics'01 - 5th Franco-Japanese Congress - 3rd European-Asian Congress*, pages 461–466, Besancon - France, 9-11 Oct 2001.
- [53] Agathe HODAC et Roland SIEGWART. « Decoupled macro/micro-manipulator for fast and precise assembly operations : design and experiments ». Dans *Proc. of SPIE Conference on Microrobotics and Microassembly*, pages 122–130, Boston - Massachusetts, sept. 1999.

- [54] R. HOLZER, I. SHIMOYAMA et H. MIURA. « Hybrid Electrostatic-Magnetic Microactuators ». Dans *IEEE Proc. Int. Conference on Robotics and Automation*, pages 2941–46, Nagoya Japan, May 1995.
- [55] T. HONDA, K.I ARAI et K. ISHIYAMA. « Micro Swimming Mechanisms Propelled by External Magnetic Field ». *IEEE Trans. Magn.*, 32(5):5085–5087, 1996.
- [56] T. HONDA, K.I. ARAI et M. YAMAGUCHI. « Fabrication of Magnetostrictive Actuators using Rare-Earth (Tr Sm)-Fe Thin Films ». *J. Appl. Phys.*, 76(10):6944–6999, 1994.
- [57] Tadanobu INOUE, Kasuhiro IWATANI, Isao SHIMOYAMA et Hirofumi MIURA. « Micromanipulation Using Magnetic Field ». Dans *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 679 – 684, Nagoya Japan, May 1995.
- [58] E. W. H. JAGER, O. INGANÄS et I. LUNDSTRÖM. « Microrobots for Micrometer-Size Objects in Aqueous Media: Potential Tools for Single Cell Manipulation ». *Science*, 288:2335–2338, 30 June 2000.
- [59] E. W. H. JAGER, A. SELBING, M. KRIGH et M. SKOGLAND. « Microactuators based on Polypyrrole for biomedecine ». Dans *Proc. of the 8th International Conference on New Actuators - Actuator 2002*, pages 388–90, Bremen - Deutschland, June 2002.
- [60] Yongwon JEONG, Songyi KIM, Dongil Dan CHO, Junkeun CHANG et Kukjin CHUN. « A Cyclic Capillary Electrophoresis Separator on Silicon Substrate with Synchronized-Switching ». Dans *Proc of the 1st Intelligent microsystem symposium - IMS2001*, Seoul - Korea, 19-21 April 2001.
- [61] Won jong KIM. « Six-Axis Nano-positioning with planar Magnetic Levitation ». Dans *Proc. Of the IEEE Nano2001 Conference*, Maui - Hawaii, 29 Oct. - 3 Nov 2001.
- [62] J. W. JUDY, R. S. MULLER et H. H. ZAPPE. « Magnetic microactuation of polysiliconflexure structures ». Dans *Tech. Dig. Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, pages 43–48, Hilton Head Island, June 13-16 1994.
- [63] Jack W. JUDY et Richard S. MULLER. « Batch-Fabricated Addressable Magnetically Actuated Microstructures ». Dans *Tech. Dig. Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, pages 187–190, Hilton Head Island, June 2-6 1996.
- [64] T. KASAYA, H. MIYAZAKI, S. SAITO et T. SATO. « Micro Object Handling Under SEM by Vision-Based Automatic Control ». Dans *Proc. Of the IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 2189–96, Detroit - USA, May 1999.
- [65] Y. KAWAMURA, S. TANAKA, K. SATO, K. UCHIDA et H. KOHIDA. *Cell handling method for cell fusion processor*. United States Patent, Patent Number US 5 183 744, 2 Feb. 1993.
- [66] J. T. KEMSHEAD et J. UGELSTAD. « Magnetic separation techniques: their application to medecine ». *Molecular and cellular Biochemistry*, 67:11–18, 1985.
- [67] M. B. KHAMASEE, N. KATO, Y. NOMURA et T. NAKAMURA. « Design and control of a microbotic system using magnetic levitation ». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 7(1):1–13, March 2002.

- [68] S. KONISHI et H. FUJITA. « A conveyance System Using Air Flow Based on the concept of Distributed Micro Motion Systems ». *J. of Microelectromechanical Systems*, 3(2):54–58, June 1994.
- [69] O. KRUSEMARK, A. FEUSTEL et J. MÜLLER. « Electromagnetic Active Micro valve for fluids and Gases ». Dans *Proc. of actuator 98 - 6 th Int. Conf. on new actuators*, Bremen Germany, June 1998.
- [70] L. K. LAGORCE, O. BRAND et M.G. ALLEN. « Magnetic microatuator based on polymer magnets ». *Journal of micromechanical systems*, 8(1):3–14, 1999.
- [71] Xudong LI, Guanghua ZONG et Shusheng BI. « Development of Global Vision System for Biological Automatic Micro-manipulation System ». Dans *Proc. Of the 2001 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 127–132, Seoul - Korea, 21-26 May 2001.
- [72] T. M. LIAKOPOULOS, W. ZHANG et C.H AHN. « Electroplated thick CoNiMnP permanent magnet arrays for micromachined magnetic device applications ». Dans *Proc. 1996 IEEE MEMS Conf*, pages 79–84, San Diego, 1996.
- [73] Paul A. LIBERTI et Wang YUSHON. *Method for Magnetic Immobilization and Manipulation of cells*. United States Patent, Patent Number US 6 013 532, 11 janv 2000.
- [74] M. LIM, J. C. CHANG, D. P. SCHULTZ, R. T. HOWE et R. M. WHITE. « Polysilicon microstructures to characterize static friction ». Dans *Proc. Of the IEEE Micro ElectroMechanical Systems Workshop*, pages 82–88, Napa Valley - CA, 11-14 Feb. 1990.
- [75] C. LIU, T. TSAO, P. WILL, Y. TAI et W. LIU. « A Micromachined magnetic actuator array for microrobotics assembly systems. ». Dans *Transducers - Digest Int. Conf. On solid State Sensors and Actuators*, volume 1, pages 328–331, Stockholm Sweden, June 1995.
- [76] Chang LIU. « Development of surface micromachined magnetic actuators using electroplated permalloy. ». *Mechatronics (Oxford)*, 8(5):613–633, 1998.
- [77] Chang LIU et Yi Y. W.. « Micromachined magnetic actuators using electroplated permalloy ». *IEEE transactions on magnetics*, 35(3):1976–85, 1999.
- [78] Joseph A. MANGANO et Henry M EPPICH. *Cell separation using electric Fields*. United States Patent, Patent Number US 6 043 066, 28 march 2000.
- [79] S. MASUDA, M. WASHIZU et M. IWADARE. « Separation of small Particules suspended in Liquid by Nonuniform Travelling Field ». *IEEE Transaction on Industry Paaln*, A-23(3):474–480, May-jun. 1987.
- [80] S. MASUDA, M. WASHIZU et I. KAWABATA. « Movement of Blood Cells in Liquid by Nonuniform Travelling Fields ». *IEEE Transactions on Industry Applications*, 24(2):217–222, Mar. 1988.
- [81] T. MATSUDA, T. SUGAWARA et K. INOUE. « Two-dimensional cell manipulation technology: an artificial neural circuit based on surface microphotoprocessing ». *Asaio JournalEd. Lippincott Hagerstown*, 38(3):243, 1992.

- [82] Tao MEI, Yong CHEN, Guoqiang FU et Deyi KONG. « Wireless Drive and Control of a swimming Microrobot ». Dans *Proc. Of the Int. Conference on Robotics and Automation*, pages 1131–36, Washington DC - USA, May 2002.
- [83] Norihisa MIKI et Isao SHIMOYAMA. « Magnetic Rotational Micro-wings applicable to Microrobots ». Dans *Proc. IEEE 1999 Int. Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 721 – 26, 1999.
- [84] Madjid MOGHrani. « Modélisation du comportement d'un poussoir ferromagnétique pour la micromanipulation de cellules ». *Rapport de DEA - Université de Franche-comté.*, (2374), juillet 2002.
- [85] A. MOLENAAR, E.H. ZAAIJER et H.F. Van BEEK. « A novel long stroke planar magnetic bearing configuration ». Dans *Proc. of actuator 98 - 6 th Int. Conf. on new actuators*, Bremen Germany, June 1998.
- [86] Keisuke MORISHIMA, Fumihito ARAI, Toshio FUKUDA, Hideo MATSUURA et Kenichi YOSHIKAWA. « Bio-Micromanipulation System for High Throughput Screening of Microbes in Microchannel ». Dans *Proc. Of the 1998 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, Leuven Belgium, May 1998.
- [87] Yuhkoh MORITO, Shuji SHIKANO, Chie NISHIOKA et Koji HORIO. *Laser Manipulation apparatus and cell plate used therefor*. United States Patent, Patent Number US 5 952 651, 14 sept 1999.
- [88] Nobuyuki MORONUKI et Akira YAMITO. « Friction Patterning with the surface Texture Produced by Anisotropic Etching of Silicon ». Dans *Proc. of Mechatronics'01 - 5th Franco-Japanese Congress - 3rd European-Asian Congress*, pages 399–404, Besancon - France, 9-11 Oct 2001.
- [89] J Y PARK et M G ALLEN. « Development of magnetic materials and processing techniques applicable to integrated micromagnetic devices ». *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 8(4):307–316, 1998.
- [90] B. Le PIOUFLE, P. SURBLED, H. NAGAI, K.S. CHUN, Y. MURAKAMI, E. TAMIYA et H. FUJITA. « Attachment of cells on microsystems: application to the gene transfection ». Dans *10th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators Transducers'99*, Sendai Japon, June 1999.
- [91] K.S. J. PISTER, R. FEARING et R. HOWE. « A planar air levitated electrostatic actuator system ». Dans *IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, pages 67–71, Napa Valley California, Feb 1990.
- [92] Gilbert REYNE, Lionel HOULET, Yoshifumi TAKAHASHI, Tarik BOUROUINA et Hiroyuki FUJITA. « Advantages and examples of Electromagnetic Actuation for MOEMS about Scale Reduction Law and remote control ». Dans *Proc. of Mechatronics'01 - 5th Franco-Japanese Congress - 3rd European-Asian Congress*, pages 586–591, Besancon - France, 9-11 Oct 2001.
- [93] Dan REZNIK et John CANNY. « A flat Plate is a Universal Planar Manipulator ». Dans *Proc of the 1998 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, Leuven Belgium, May 1998.

- [94] P. ROUGEOT et N. CHAILLET. « AMIS : an AFM Based Micromanipulation System ». Dans *Proc. of the 12th Int. Symp. On Measurement and control in Robotics - ISMCR'02*, June 2002.
- [95] Dennis T. SASAKI, Gerrit J. Van den ENGH et Anne-Marie BUCKIE. *High speed flow cytometric separation of viable cells*. United States Patent, Patent Number US 5 466 572, 14 Nov 1995.
- [96] Masahiko SENDOH, Ajiro NORIYUKI, Ishiyama KAZUSHI, Inoue MITSUTERU, Hayase TOSHIYUKI et Arai Ken ICHI. « Analysis of swimming Properties and Design of Spiral-Type Magnetic Micromachine ». *J. of Robotics and Mechatronics*, 12(2), 2000.
- [97] Andrew E. SENYEI et Kenneth J. WIDDER. *Method for Magnetic Separation of cells and the like and microspheres for use therein*. United States Patent, Patent Number US 4 230 685, 28 Oct 1980.
- [98] Y. SHINOZAWA, T. ABE et T. KONDO. « A proportional microvalve using a bistable magnetic actuator ». Dans *Proc. 1997 IEEE MEMS Conf.*, pages 233–37, Japan, 1997.
- [99] Wonchul SIM, Jaegeun OH et Bumkyoo CHOI. « Fabrication and Experiment of a New Microactuator Using Magnetic Fluids ». Dans *Proc of the 32nd International Symposium on Robotics - ISR2001*, Seoul - Korea, 19-21 April 2001.
- [100] Jeongsik SIN, Tobias WINTHER et Harry STEPHANOU. « Micromanipulation Using a friction Force Field ». Dans *Proc. Of the 2001 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 115–120, Seoul - Korea, 21-26 May 2001.
- [101] J. SUH, R. ARLING, K. BÖRHINGER, B. DONALD et H. BALTES. « CMOS Integrated Ciliary Actuator Array as a General-Purpose Micromanipulation Tool for Small Objects ». *Journal of microelectromechanical systems*, 8(4):483–496, 1999.
- [102] Yu SUN et Bradley J. NELSON. « Microrobotic Cell injection ». Dans *Proc. Of the 2001 IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation*, pages 620–625, Seoul - Korea, 21-26 May 2001.
- [103] I. SUORSA, J. TELLINER, E. PAGONNIS, I. AALITO et K. ULLAKKO. « Applications of Magnetic -shape memory actuators ». Dans *Proc. of the 8th International Conference on New Actuators - Actuator 2002*, pages 158–161, Bremen - Deutschland, June 2002.
- [104] K. TAGUCHI, K. ATSUTA, T. NAKATA et M. IKEDA. « Levitation of a microscopic objet using plural optical fibers ». *Optics Communications*, 176:43–47, March 2000.
- [105] Prof. TARARYKINE. « Discussion personnelle sur la commande du WIMS ». *Besançon - France*, Mars 2002.
- [106] W. P. TAYLOR, O. BRAND et M. G. ALLEN. « Fully integrated magnetically actuated micromachined relays ». *IEEE J. Microelectromech. Syst.*, 7(2):181–191, 1998.
- [107] J. TELLINER, I. SUORSA, A. JAASKELAINEN, I. AALTIO et K. ULLAKKO. « Basic properties of magnetic shape memory actuators ». Dans *Proc. of the 8th Inter-*

- national Conference on New Actuators - Actuator 2002*, pages 566–69, Bremen - Deutschland, June 2002.
- [108] Leon W. M. M. TERSAPPEN et Paul A. LIBERTI. *Methods for biological substance analysis employing internal magnetic gradients separation and an externally applied transport force*. United States Patent, Patent Number US 6 013 188, 11 janv 2000.
- [109] N. TSUKADA, K. KUDOH, A. YAMAMOTO, T. HIGUCHI, M. KOBAYASHI, K. SATO, K. OISHI et K. IIDA. « Development of Oocyte Rotation System for Biological Cell Manipulation ». Dans *Proc of the 32nd International Symposium on Robotics - ISR2001*, Seoul - Korea, 19-21 April 2001.
- [110] Fred C. UNTERLEITNER. *Light beam focal spot elongation in flow cytometry devices*. United States Patent, Patent Number US 4 498 766, 12 Feb. 1985.
- [111] X. WANG, X-B. WANG et P.C.R GASCOYNE. « General expressions for dielectrophoretic force and electrorotational torque derived using the Maxwell stress tensor method ». *J. Electrostatics*, 39:277–295, 1997.
- [112] Yuzhou WANG, Weixin TANG, William J. CRONIN et Paul A. LIBERTI. *Method for magnetic separation featuring magnetic particles in a multi-phase system*. United States Patent, Patent Number US 5 541 072, 30 jul. 1996.
- [113] M. WASHIZU. « Electrostatic manipulation of biological objects ». *Journal of Electrostatics*, 25:109–123, 1990.
- [114] Arye WEINREB et Mordechai DEUTSCH. *System and methods for cell selection*. United States Patent, Patent Number US 4 729 949, 8 march 1988.
- [115] A.R. WHEELER, K. MORISHIMA, D.W. ARNOLD et R.N. ZARE. « Single Organelle Analysis with Integrated Chip Electrophoresis and Optical Tweezers ». Dans *Conférence Micro TAS 2000*, Enschede Netherland, 15-18 May 2000.
- [116] Glenn WHITWORTH. *Particle manipulation in an ultrasonic field*. United States Patent, Patent Number US 5 484 537, 16 jan. 1996.
- [117] Steve D. WILSON et William L. CLARKE. *Method for trapping manipulating and separating cells and cellular components utilizing a particle trap*. United States Patent, Patent Number US 5 752 606, 19 May 1998.
- [118] J. YANG, J. VYKOUKAL, J. NOSHARI, F. BECKER, P. GASCOYNE, P. KRULEVITCH, C.FULLER, H. ACKLER, J. HAMILTON, B. BOSER, A. ELDREDGE, D. HITCHENS et C. ANDREWS. « Dielectrophoresis-based microfluidic separation and detection systems ». *International Journal of Advanced Manufacturing Systems*, 3(2):1–12, 2000.
- [119] Yu ZHOU et Bradley J. NELSON. « Lessons learned in characterizing surface effect forces for micropart manipulation ». Dans *Proc. Of 2nd Int. Workshop on Microrobotics and Systems*, pages 77–88, Beijing - China, Oct. 1998.

Résumé

Le développement de la biologie cellulaire nécessite la mise en place de moyens de micromanipulation de cellules en laboratoire. Les cellules biologiques étant de taille microscopique, l'étude de leur manipulation relève de la microrobotique et plus particulièrement de la micromanipulation. Les travaux de thèse présentés ici ont abouti à la mise au point d'un dispositif permettant de pousser des cellules contenues dans un milieu aqueux sur une lamelle de verre. Le pousseur de cellules est un élément ferromagnétique microscopique qui suit le déplacement d'un aimant permanent situé sous la lamelle de verre. Les pousseurs utilisés sont construits à base de nickel électroformé et possèdent des tailles allant de $10 \times 10 \times 5 \mu\text{m}$ à $400 \times 400 \times 20 \mu\text{m}$. Cette thèse présente un modèle complet de la transmission de mouvement de l'aimant vers le pousseur. La poussée d'un objet peut s'effectuer de deux façons différentes : soit en faisant tourner le pousseur autour de son point de contact (rotation), soit en déplaçant le pousseur en translation. La rotation permet de déplacer un objet avec une précision inférieure à $1 \mu\text{m}$ sur une course réduite, alors que la translation permet de déplacer un objet avec une précision de l'ordre de 5 à 20 microns sur une course infinie. Nous proposons dans cette thèse une commande micro-macro spécifique permettant de déplacer un objet avec une bonne précision sur une course infinie. Nous avons également construit un estimateur de l'effort appliqué par le pousseur sur l'objet manipulé. Cet estimateur est basé sur la mesure de la position relative du pousseur par rapport à l'aimant. Un grand nombre d'expérimentations ont été mises en place grâce à notre dispositif, dont la manipulation de billes de polystyrène de 50 microns de diamètre et la manipulation d'ovules de 150 microns de diamètre.

Mots-clés : micromanipulation, magnétique, sans-fils, commande micro-macro, modélisation.

Abstract

The development of the biological research requires new tools of cells micromanipulation in laboratory. The size of the biological cells are around ten to hundred micrometers, so their manipulation is a part of the microrobotics problematic and more particularly of the micromanipulation. We present in this thesis a Wireless Micromanipulation System (WIMS), which allows to push cells contained in water between two glass slides. The cell pusher is a ferromagnetic object, which follows the movement of a permanent magnet located under the lower glass slide. The pusher built in electroplated nickel have dimensions from $10 \times 10 \times 5 \mu\text{m}$ to $400 \times 400 \times 20 \mu\text{m}$. This thesis presents a complete model of the movement transmission from the magnet to the pusher. Two kinds of action can be made to push an object with the pusher : turning the pusher around the contact point (rotation), or moving the pusher in translation. Rotation allows to place an object with a precision lower than $1 \mu\text{m}$, but acts on a small range. Translation allows to move an object with a lower precision on a large range. We propose in this thesis, a specific coarse-fine control strategy to push an object with a good precision on a large range. We also built a pushing force software sensor based on the measure of the relative position between the magnet and the pusher. Many experimentations was made with our micromanipulation device. For example, PS balls 50 microns diameter, and oocytes 150 microns diameter were pushed.

Keywords: micromanipulation, magnetic, wireless, coarse-fine control, modelling.