

# Asservissements visuels et chirurgie robotisée

## MÉMOIRE

présenté et soutenu publiquement le 16 décembre 2004

pour l'obtention de l'

**Habilitation à diriger des recherches**  
(Spécialité Robotique)

par

Jacques GANGLOFF

### Composition du jury

*Président :* Christian BARILLOT, IRISA

*Rapporteurs :* Étienne DOMBRE, LIRMM  
François CHAUMETTE, IRISA  
Fabrice HEITZ, LSIIT

*Examineurs :* Bradley NELSON, Institute of Robotics and Intelligent Systems  
Michel de MATHELIN (garant), LSIIT

Mis en page avec la classe thloria.

*À Valérie, Laura et Chloé.*





---

# Table des matières

Table des figures	vii
Préambule	xi
Acronymes	xiii
Notations	xv

## Partie I *Curriculum Vitae détaillé*

<b>Chapitre 1 Curriculum Vitae</b>	<b>3</b>
<b>Chapitre 2 Activités de recherche</b>	<b>9</b>
2.1 Description des activités de recherche . . . . .	9
2.1.1 Asservissements visuels . . . . .	9
2.1.2 Robotique médicale et chirurgicale . . . . .	11
2.1.3 Perspectives . . . . .	12
2.2 Participation à des projets de recherche . . . . .	13
2.2.1 ACI jeunes chercheurs . . . . .	13
2.2.2 Autres projets . . . . .	13
2.3 Encadrement de travaux de recherche . . . . .	13
2.4 Partenariat industriel . . . . .	14
2.5 Rayonnement scientifique . . . . .	15
2.6 Liste des publications . . . . .	15
<b>Chapitre 3 Activités d'enseignement</b>	<b>21</b>
3.1 Enseignements dispensés . . . . .	21

3.1.1	Licence et maîtrise EEA . . . . .	22
3.1.2	ENSPS et DEA Photonique, Image et Cybernétique . . . . .	23
3.1.3	FIP . . . . .	23
3.1.4	DESS Technologies et Stratégies Industrielles . . . . .	24
3.1.5	IUP de bioinformatique . . . . .	24
3.2	Encadrement de projets . . . . .	24
<b>Chapitre 4 Activités administratives</b>		<b>25</b>

## Partie II *Asservissements visuels*

<b>Chapitre 1 État de l'art</b>		<b>31</b>
1.1	La mesure visuelle . . . . .	32
1.1.1	Position du capteur . . . . .	32
1.1.2	Mesure 3D . . . . .	33
1.1.3	Mesure 2D . . . . .	34
1.1.4	Mesure hybride . . . . .	36
1.2	La commande . . . . .	37
1.2.1	Commande séquentielle . . . . .	37
1.2.2	Commande cinématique . . . . .	38
1.2.3	Commande dynamique . . . . .	41
1.2.4	Génération de trajectoire . . . . .	43
<b>Chapitre 2 Asservissements visuels rapides</b>		<b>45</b>
2.1	Modélisation du processus d'acquisition d'image . . . . .	46
2.1.1	Le capteur . . . . .	46
2.1.2	La transmission de l'information visuelle . . . . .	46
2.1.3	L'acquisition de l'image . . . . .	47
2.1.4	Le traitement de l'image . . . . .	48
2.1.5	Bilan . . . . .	49
2.2	Modélisation du manipulateur . . . . .	49
2.3	Modélisation de la boucle de vision . . . . .	50
2.3.1	Cas d'un asservissement visuel 2D . . . . .	50
2.3.2	Cas d'un asservissement visuel 3D . . . . .	52
2.4	Prise en compte des flexibilités . . . . .	52
2.5	Validations expérimentales . . . . .	54
2.5.1	Suivi rapide de cible . . . . .	54
2.5.2	Suivi de profilé . . . . .	55
2.6	Perspectives . . . . .	58

<b>Chapitre 3 Asservissements visuels sans modèle</b>	<b>59</b>
3.1 Généralités . . . . .	59
3.2 Techniques d'optimisation . . . . .	60
3.2.1 Méthode du polyèdre flexible . . . . .	60
3.2.2 Prise en compte de contraintes . . . . .	60
3.2.3 Initialisation . . . . .	61
3.2.4 Réflexion . . . . .	61
3.2.5 Expansion . . . . .	61
3.2.6 Contraction . . . . .	62
3.2.7 Condition d'arrêt . . . . .	62
3.3 Application aux asservissements visuels . . . . .	63
3.3.1 Exemple . . . . .	63
3.3.2 Résultats expérimentaux . . . . .	64
3.4 Perspectives . . . . .	66

## **Partie III Robotique médicale**

<b>Chapitre 1 Introduction</b>	<b>71</b>
1.1 La robotique médicale . . . . .	71
1.2 La chirurgie laparoscopique robotisée . . . . .	72
1.2.1 Principe de la chirurgie laparoscopique . . . . .	72
1.2.2 La chirurgie laparoscopique robotisée . . . . .	73
1.3 Application des asservissements visuels à la robotique médicale . . . . .	76
<b>Chapitre 2 Automatisation du geste chirurgical</b>	<b>81</b>
2.1 Définition de la tâche à réaliser . . . . .	81
2.2 Développement d'un outil spécial . . . . .	82
2.3 Extraction des primitives . . . . .	84
2.4 Asservissement visuel du robot Aesop . . . . .	86
2.5 Perspectives . . . . .	87
<b>Chapitre 3 Compensation de mouvements physiologiques</b>	<b>91</b>
3.1 Introduction . . . . .	91
3.2 Filtrage mécanique actif de mouvements physiologiques . . . . .	92
3.2.1 Les mouvements respiratoires . . . . .	93
3.2.2 Mouvements cardiaques . . . . .	94
3.3 Compensation de mouvements respiratoires . . . . .	96
3.3.1 Commande répétitive . . . . .	96
3.3.2 R-GPC . . . . .	96
3.3.3 Banc d'essais de laboratoire . . . . .	98
3.3.4 Expériences . . . . .	101
3.4 Compensation de mouvements cardiaques . . . . .	103

3.4.1	Prédicteur de perturbation adaptatif . . . . .	105
3.4.2	Asservissement visuel . . . . .	106
3.4.3	Expériences . . . . .	108
3.5	Perspectives . . . . .	110

## **Partie IV *Perspectives* 115**

### **Perspectives**

1	Asservissements visuels . . . . .	117
2	Robotique médicale . . . . .	118
2.1	Chirurgie robotisée à coeur battant . . . . .	118
2.2	Insertion d'aiguille robotisée . . . . .	118
2.3	Interactions avec le monde médical . . . . .	120

## **Partie V *Bibliographie* 121**

### **Bibliographie**

## **Partie VI *Articles tirés à part* 131**



---

# Table des figures

1.1	Caméra déportée. . . . .	32
1.2	Caméra embarquée. . . . .	33
1.3	Asservissement visuel 3D. . . . .	34
1.4	Asservissement visuel 2D. . . . .	34
1.5	Problème d'avance/retrait. . . . .	36
1.6	Asservissement visuel 2D1/2. . . . .	37
1.7	Commande cinématique 3D. . . . .	39
1.8	Schéma-bloc d'un asservissement visuel 2D. . . . .	41
1.9	Schéma-bloc équivalent d'un asservissement visuel 2D. . . . .	41
1.10	Schéma-bloc équivalent d'un asservissement visuel 2D échantillonné. . . . .	42
1.11	Réponse d'un asservissement 2D avec un gain de 0.34. . . . .	42
2.1	Effet du temps d'intégration $T_i$ . . . . .	46
2.2	Modélisation dynamique continue d'un asservissement visuel 2D. . . . .	51
2.3	Modélisation dynamique échantillonnée d'un asservissement visuel 2D. . . . .	51
2.4	Modélisation dynamique échantillonnée d'un asservissement visuel 3D. . . . .	52
2.5	Modélisation des flexibilités des corps. . . . .	53
2.6	Expérience de suivi de cible. . . . .	54
2.7	Expérience de suivi de cible. . . . .	55
2.8	Suivi de cible rapide : réponse à un déplacement indiciel de la cible. . . . .	56
2.9	Expérience de suivi de profilé. . . . .	57
2.10	Erreurs de suivi à 2 cm/s. . . . .	57
3.1	Organigramme de l'algorithme d'optimisation du polyèdre flexible. . . . .	62
3.2	Simulation de l'asservissement visuel sans modèle. . . . .	64
3.3	Expérience d'asservissement visuel sans modèle. . . . .	65
3.4	Évolution de la fonction de coût à partir de la position 1. . . . .	65
3.5	Évolution de la fonction de coût à partir des positions 2, 3 et 4. . . . .	66
1.1	Photo d'outils de chirurgie laparoscopique. . . . .	73
1.2	Photo d'un endoscope. . . . .	73
1.3	Photo de trocars. . . . .	74
1.4	Chirurgie laparoscopique sur un porc à l'IRCAD. . . . .	74
1.5	Console de télémanipulation du système Zeus. . . . .	76

1.6	Robots de télémanipulation du système Zeus. . . . .	76
1.7	Cinématique des robots Aesop et Zeus. . . . .	77
1.8	Cinématique de type RCM. . . . .	77
1.9	Système Da Vinci : robots esclaves. . . . .	78
1.10	Système Da Vinci : console maîtresse. . . . .	78
1.11	Système Da Vinci : endoscope stéréo. . . . .	79
2.1	Le système porte-outil de pointage laser. . . . .	82
2.2	Collimateur miniature. . . . .	82
2.3	Spots laser projetés par le porte-outil. . . . .	83
2.4	Système porte-outil de pointage laser. . . . .	83
2.5	Image <i>in vivo</i> des marqueurs laser. . . . .	84
2.6	Détection des marqueurs lumineux. . . . .	85
2.7	Élimination des artefacts dûs au mouvement dans l'image. . . . .	86
2.8	Adjonction de DELs CMS au bout de l'outil. . . . .	87
2.9	Récupération automatique d'outils : système expérimental. . . . .	88
2.10	Image <i>in vivo</i> avant traitement. . . . .	88
2.11	Image <i>in vivo</i> après traitement. . . . .	89
2.12	Réponses des asservissements visuels en conditions <i>in vivo</i> . . . . .	89
3.1	Schéma de principe du système. . . . .	93
3.2	Mouvement d'un foie de cochon dû à la respiration. . . . .	94
3.3	Mouvement cardiaque d'un porc. Résultat du filtrage adaptatif. . . . .	95
3.4	Effet d'un échantillonnage à 25 Hz. . . . .	95
3.5	Structure typique d'une commande répétitive. . . . .	96
3.6	Photo du banc d'essais. . . . .	99
3.7	Schéma de principe du banc d'essais. . . . .	99
3.8	Image produite par la caméra à 500Hz. . . . .	100
3.9	Schéma-bloc de la boucle de vision linéarisée. . . . .	101
3.10	Banc d'essais : asservissement de $d$ avec R-GPC. . . . .	102
3.11	Banc d'essais : asservissement de $\Delta_x$ avec R-GPC. . . . .	102
3.12	Banc d'essais : asservissement de $\Delta_y$ avec R-GPC. . . . .	103
3.13	<i>In vivo</i> : asservissement de $y$ avec GPC. . . . .	104
3.14	<i>In vivo</i> : asservissement de $y$ avec R-GPC. . . . .	104
3.15	<i>In vivo</i> : commandes $u_1$ et $u_2$ avec R-GPC. . . . .	105
3.16	Filtre coupe-bande adaptatif. . . . .	105
3.17	Prédicteur de perturbation adaptatif. . . . .	106
3.18	Prédiction du mouvement cardiaque. . . . .	107
3.19	Asservissement visuel avec correcteur GPC+A. . . . .	107
3.20	Banc d'essais : perturbations sur les composantes de $F$ . . . . .	108
3.21	Banc d'essais : asservissement avec GPC puis GPC+A (à $t=12s$ ). . . . .	109
3.22	Expérience <i>in vivo</i> . . . . .	110
3.23	<i>In vivo</i> : perturbation sans compensation. . . . .	111
3.24	<i>In vivo</i> : asservissement avec GPC puis GPC+A (à $t=16s$ ). . . . .	112
1	Le robot CTbot. . . . .	119
2	Injection robotisée dans le petit animal. . . . .	120

## Remerciements

Ce mémoire est la synthèse de 5 années d'activité en tant que maître de conférences au sein de l'équipe AVR du LSIT. Les résultats présentés sont le fruit d'un travail d'équipe dans un contexte particulièrement favorable, motivant et synergique.

Celui que je voudrais remercier en premier lieu est le principal artisan de cette synergie. Nous collaborons maintenant depuis presque 8 années et je dois dire que notre façon d'interagir est des plus efficaces car complémentaire. Cette relation est basée sur la confiance mutuelle, sans doute sur une vision commune de la recherche, et incontestablement sur une réelle amitié. Merci Michel !

Un diplôme n'a de valeur qu'à travers l'évaluation des rapporteurs. L'habilitation n'échappe pas à cette règle. Je veux donc remercier les rapporteurs, Etienne Dombre, François Chaumette et Fabrice Heitz d'avoir accepté cette charge sans réserve et même avec un réel enthousiasme malgré un emploi du temps très chargé en cette fin d'année. Merci également à Christian Barillot d'avoir présidé le jury. Enfin merci à Brad Nelson d'avoir accepté mon invitation, malheureusement des événements familiaux de dernière minute l'ont empêché de participer au jury.

Une bonne ambiance dans le travail est évidemment fondamentale pour favoriser la réussite. C'est pourquoi je voudrais remercier tous mes collègues de travail pour leur soutien, leur bonne humeur, leur bon esprit. Merci à Bernard, Christophe, Dominique, Édouard, Eric, Joanna, Julia, Mohammed, Olivier, Philippe et Pierre. J'apprécie vraiment beaucoup de travailler avec vous et conscience qu'une telle entente est une réelle chance.

Merci au Pr. Marescaux, à Luc Soler et à tous les collègues de l'IRCAD pour leur enthousiasme et leur soutien sans réserve dans nos recherches.

Merci également à tous les doctorants que j'encadre et que j'ai encadré pour leur motivation, leur patience et leur confiance. Alex, Kanako, Romuald, Benjamin, Laurent, Loïc : vous fournissez ou vous avez fourni un travail remarquable et je suis fier de vous.





---

# Préambule

Ce mémoire est une synthèse de ma recherche durant les 5 dernières années (de 1999 à 2004). Il tente de donner une vision globale de mes travaux en utilisant le fil conducteur des asservissements visuels. En effet, durant les 2 premières années, mon travail a porté presque exclusivement sur les asservissements visuels rapides. Ensuite, je me suis tourné vers la robotique médicale.

Ce changement de thématique a été facilité par l'obtention d'une ACI jeunes chercheurs en 2000. Elle a permis de donner l'impulsion financière nécessaire pour lancer des projets de recherche ambitieux dans ce domaine. Mes travaux dans le cadre de cette ACI ont d'abord porté sur l'application des asservissements visuels à la chirurgie laparoscopique pour l'automatisation du geste chirurgical. Ces recherches ont débouché sur une nouvelle thématique, rentrant également dans le cadre de l'ACI, qui est la compensation de mouvements physiologiques par asservissement visuel.

La fin de l'ACI ne marque pas la fin de la robotique médicale dans notre équipe, tout au contraire. Pendant et après cette ACI, de nombreuses collaborations se sont nouées ou renforcées à Strasbourg entre de nombreux acteurs de la recherche médicale. Cette collaboration a pris la forme d'une EPML, un consortium regroupant plusieurs équipes de recherche, baptisée IRMC créant une véritable synergie de recherche dans le domaine des nouvelles technologies de l'information appliquées au médical. Mes recherches futures rentrent pratiquement toutes dans ce cadre.

Dans ce mémoire, j'essaie de manière didactique, sans forcément rentrer dans les moindre détails, d'expliquer les quelques idées importantes qui ont balisées le cheminement de ces 5 dernières années. Il est décomposé en 6 parties. La première est un CV étendu résumant mes activités de ces 5 dernières années. La deuxième partie est consacrée à mes travaux sur les asservissements visuels. Un état de l'art permet de les situer par rapport à d'autres. La troisième partie traite des applications médicales des asservissements visuels : ce sont les thématiques qui ont été abordées dans le cadre de l'ACI. La quatrième partie reprend toutes les perspectives de recherche que j'envisage à court et moyen terme. La cinquième partie est la bibliographie et la sixième partie contient quelques articles tirés à part qui peuvent préciser certains points évoqués de manière concise dans ce mémoire.





---

# Acronymes

ARIMAX	<i>Auto Regressive and Integrated Moving Average with eXogenous input</i>
BOZ	Bloqueur d'Ordre Zéro
CMS	Composant Monté en Surface
DDL	Degré De Liberté
DEL	Diode Electro-Luminescente
EAVR	Equipe «Automatique, Vision et Robotique» du LSIIT
ENSPS	École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg
FIP	Formation d'Ingénieurs en Partenariat
GPC	<i>Generalized Predictive Control(ler)</i>
IPST	Institut Professionnel des Sciences et Technologies
IRCAD	Institut de Recherche Contre les Cancers de l'Appareil Digestif
IRMC	Imagerie et Robotique Médicale et Chirurgicale
LSIIT	Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection
MPC	<i>Model Predictive Control</i>
OS	<i>Operating System</i>
RCM	<i>Remote Center of Motion</i>
SBPA	Séquence Binaire Pseudo-Aléatoire
ULP	Université Louis Pasteur de Strasbourg





---

# Notations

$L_s^{\mathcal{T}}$	Matrice d'interaction entre le torseur cinématique $\mathcal{T}$ et les vitesses dans l'image $\dot{s}$ .
$L_F^q$	Matrice d'interaction reliant les vitesses articulaires $\dot{q}$ et les vitesses des points dans l'image $\dot{F}$ .
$R_c$	Repère lié à la caméra.
$R_o$	Repère lié à l'objet d'intérêt.
$R_b$	Repère lié à la base du robot.
${}^c\mathbf{t}_{ab}$	translation de $R_a$ vers $R_b$ exprimée dans $R_c$ .
${}^c\mathbf{r}_{ab}$	vecteur de rotation de $R_a$ vers $R_b$ exprimé dans $R_c$ (décomposition angle/axe).
$[\mathbf{v}]_{\times}$	Matrice anti-symétrique de produit vectoriel.
$J_m$	Jacobien du manipulateur liant vitesses articulaires et torseur cinématique.
$Z\{\}$	Transformée en $z$ .
$q^{-1}$	Opérateur de retard.



**Première partie**

***Curriculum Vitae détaillé***



---

# Curriculum Vitae

## ÉTAT CIVIL

*Prénom Nom*

Jacques GANGLOFF

*Date et lieu de naissance*

le 17 août 1969 à Strasbourg

*Nationalité*

française

*Situation de famille*

marié, deux enfants

*Adresse personnelle*

8, imp. des jardins, 67350 MULHAUSEN  
Tél : 03 88 89 39 40

*Adresse professionnelle*

LSIIT/EAVR, Bd Sébastien Brant, 67400 ILLKIRCH  
Tél : 03 90 24 44 68 Fax : 03 90 24 44 80

*Adresse de messagerie électronique*

jacques@eavr.u-strasbg.fr

## SITUATION PROFESSIONNELLE

- Maître de conférences à l'Université Louis Pasteur (ULP) de Strasbourg à l'UFR de sciences physiques depuis le 1<sup>er</sup> octobre 1999.
- Membre du Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection (LSIIT, UMR CNRS 7005).

## FORMATION – DIPLÔMES – TITRES UNIVERSITAIRES

### 1996–1999

Doctorat en robotique de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg.

*Date de soutenance*

14 janvier 1999.

*Directeurs de recherche*

Gabriel Abba et Michel de Mathelin.

*Titre*

Asservissements visuels rapides d'un robot manipulateur à 6 degrés de liberté.

*Mention*

Très honorable avec félicitations du jury.

*Jury*

PL. Wendel, F. Chaumette, J. Gallice, G. Hirzinger, G. Abba et M. de Mathelin.

### 1995–1996

DEA Photonique et Image de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg.

Mention très bien (1<sup>er</sup>).

### 1994–1995

Préparation de l'agrégation de génie électrique à l'ENS de Cachan. Admis 5<sup>e</sup> à l'agrégation.

### 1993–1994

Préparation du CAPET de Génie électrique et du concours d'entrée en troisième année de l'ENS de Cachan. Admis au CAPET. Admis 2<sup>e</sup> au concours de l'ENS.

### 1989–1992

Formation d'ingénieur de l'École Nationale Supérieure des Arts et Industries de Strasbourg option électrotechnique et électronique industrielle.

## ACTIVITÉS SCIENTIFIQUES

### *Équipe de recherche*

Équipe «Automatique, Vision et Robotique» (EAVR) du LSIT.

Responsable : Michel de Mathelin.

### *Thèmes de recherche*

Les thématiques de recherche se situent au confluent de l'automatique, la vision et la robotique avec un champ d'application dans le domaine médical :

- Asservissements visuels : asservissements visuels rapides, modélisation dynamique, étude des flexibilités, asservissements visuels robustes.
- Commande : commande prédictive, commande répétitive.
- Vision : vision rapide, vision robuste.
- Robotique médicale : chirurgie laparoscopique robotisée, compensation de mouvements physiologiques, chirurgie interventionnelle robotisée, conception de robot.

### *Participation à des projets de recherche*

- Codirecteur d'une ACI jeunes chercheurs de 2000–2003 «Automatisation du geste chirurgical par asservissement visuel – application à la chirurgie laparoscopique du foie» dotée d'un financement de 150000 euros.
- Participation à un appel d'offre 2000 du conseil scientifique de l'ULP pour le démarrage d'un projet «asservissements visuels rapides». Obtention d'un financement de 15000 euros.
- Participation à une équipe-projet multi-laboratoires «Imagerie et Robotique Médicale et Chirurgicale» (EPML n°9, CNRS/STIC – RTP 42).

- Participation à un projet ROBEA (IRASIS) portant sur la destruction robotisée de tumeurs par guidage scanner.

## PUBLICATIONS 1998–2004

Type de publication	Nombre	Nom des publications
Revue internationale	5	<i>IEEE Transactions on Robotics and Automation</i> (3), <i>Advanced Robotics</i> (1), <i>Intelligent Automation and Soft Computing</i> (1)
Conférences internationales	28	ICRA (7), IROS (3), ECC (3), MICCAI (3), ISER (2), CARS, SyRoCo, ROCOND, MNRV, ...
Congrès nationaux et divers	9	JDA (2), GDR ISIS (2), GDR automatique (1), MS4CMS, JJCR, ...
Brevet	1	Robot d'insertion d'aiguille sous scanner
Rapports de contrat	2	Rapport EDF

## ACTIVITÉS D'ENCADREMENT

Titulaire de la PEDR depuis le 1/10/2004.

### Doctorants

1. **Alexandre KRUPA**. *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Encadrement à 33% de septembre 1999 à juillet 2003. 1 revue, 9 conférences internationales<sup>1</sup>. Actuellement chercheur à l'IRISA (INRIA Rennes).
2. **Romuald GINHOUX**. *Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive*. Encadrement à 80% de septembre 2000 à décembre 2003. 1 revue (+ 1 soumise), 7 conférences internationales. A obtenu le prix du meilleur article de vision ICRA 2004 et le prix de thèse de l'association des amis des Universités de Strasbourg. Actuellement en CDI chez un équipementier automobile au Luxembourg.
3. **Kanako MIURA**. *Robot hand positioning and grasping using vision*. Thèse en co-tutelle avec l'Université Tohoku, Japon. Encadrement à 33% de septembre 2001 à décembre 2003. 1 revue soumise, 1 conférence internationale (pour la partie française du travail). Actuellement en post-doctorat à l'Université Tohoku.
4. **Loïc CUVILLON**. *Asservissements visuels et flexibilités*. Thèse en cours. Encadrement à 33% depuis septembre 2002. 3 conférences internationales.
5. **Laurent BARBÉ**. *Télémanipulation par interface haptique d'un robot de chirurgie interventionnelle*. Thèse en cours. Encadrement à 33% depuis septembre 2003.
6. **Ahmed AYADI**. *Micro-injection robotisée pour le petit animal*. Thèse en cours. Encadrement à 50% depuis octobre 2004.

### Stagiaires de DEA

1. **Omar TAHRI**. *Asservissement visuel avec marqueurs laser*. Encadrement à 100%. Actuellement en post-doctorat en Australie.
2. **Genaro GUIBAL**. *Simulateur de robot asservi par vision sous OpenGL*. Encadrement à 100%. Actuellement en CDI chez Cap Gemini.

<sup>1</sup>Seules sont comptabilisées les publications dont je suis coauteur.

## PARTENARIAT INDUSTRIEL

### *Computer Motion Inc.*

Développement de mode automatiques pour le robot de chirurgie *Aesop*. Mise à disposition d'un robot *Aesop* d'une valeur de 90000 euros.

### *EDF*

2 contrats portant sur l'amélioration d'un système robotique de pointage de tubes défectueux d'un générateur de vapeur (montant total : 23000 euros).

### *Roser & Duprat*

Activité de consulting pour le développement d'une cellule de montage de radiateur de climatisation avec guidage par vision (1000 euros).

## RAYONNEMENT SCIENTIFIQUE

### *Distinctions/Prix*

- L'article «Beating Heart Tracking in Robotic Surgery Using 500 Hz Visual Servoing, Model Predictive Control and an adaptive Observer» a obtenu le *best vision paper award* de la conférence ICRA 2004.
- Romuald GINHOUX, que j'ai encadré à 80%, a reçu pour sa thèse le prix de l'association des amis des Universités de Strasbourg sur recommandation du conseil scientifique de l'ULP

### *Conférencier invité*

- ECC 99 : Participation à la session spéciale «Visual servoing».
- MICCAI 2004 : Participation au tutoriel TAM1 : *From mini-invasive surgery to endocavitary / endoluminal interventions*. Introduction à la commande prédictive et ses applications en chirurgie robotisée.

### *Collaboration internationale*

Thèse de Kanako MIURA en co-tutelle avec l'Université japonaise Tohoku de Sendai.

### *Activités de relecture*

Plus d'une dizaine d'évaluations (*IEEE Trans. on Robotics and Automation, IEEE Trans. on Control Systems Technology, IEEE Trans. on Mechatronics, ...*).

### *Développements logiciels open source*

- CESAR : contrôleur de robot générique sous RTAI.
- MGPC : bibliothèque de fonctions en C pour la commande GPC multivariables.

## ACTIVITÉS D'ENSEIGNEMENT

### *UFR de sciences physiques*

UFR de rattachement. Enseignement d'automatique et de traitement du signal en licence et maîtrise EEA (180 heures eq. TD).

### *ENSPS*

Enseignements à l'École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg :

- Cours de robotique (30 heures eq. TD) en 3<sup>e</sup> année ingénieur et DEA (cours commun).
- Cours d'informatique temps-réel (11 heures eq. TD) en 3<sup>e</sup> année ingénieur.
- Projets 3A : encadrement de plusieurs projets d'étudiants chaque année en 3<sup>e</sup> année ingénieur.
- Projets 2A : encadrement de plusieurs projets d'étudiants chaque année en 2<sup>e</sup> année ingénieur.

### *FIP*

Cours d'informatique temps-réel (11 heures eq. TD) pour la Formation d'Ingénieurs en Partenariat.

### *IPST*

Cours de robotique (30 heures eq. TD) en DESS Technologies et Stratégies Industrielles de l'Institut Professionnel des Sciences et Technologies de l'ULP

*UFR sciences de la vie*

Cours d'initiation aux technologies de la robotique (6 heures eq. TD) en IUP bioinformatique.

## **ACTIVITÉS ADMINISTRATIVES**

- Membre suppléant de la commission de spécialistes mixte 61/63 de l'ULP
- Membre nommé de la commission de spécialistes 61 de l'Université de Franche-Comté.
- Membre du conseil scientifique du LSIT.
- Webmaster/administrateur système de l'EAVR.



---

# Activités de recherche

## Sommaire

---

<b>2.1 Description des activités de recherche</b>	<b>9</b>
2.1.1 Asservissements visuels	9
2.1.2 Robotique médicale et chirurgicale	11
2.1.3 Perspectives	12
<b>2.2 Participation à des projets de recherche</b>	<b>13</b>
2.2.1 ACI jeunes chercheurs	13
2.2.2 Autres projets	13
<b>2.3 Encadrement de travaux de recherche</b>	<b>13</b>
<b>2.4 Partenariat industriel</b>	<b>14</b>
<b>2.5 Rayonnement scientifique</b>	<b>15</b>
<b>2.6 Liste des publications</b>	<b>15</b>

---

## 2.1 Description des activités de recherche

Mes activités de recherche ont pour fil conducteur les asservissements visuels. Une large part de mes travaux dans ce domaine est consacrée à l'étude des aspects dynamiques des asservissements visuels (asservissements visuels rapides, étude de l'influence des flexibilités), une part plus réduite est consacrée à l'étude des asservissements visuels robustes (asservissements visuels par optimisation).

Chronologiquement, dans une deuxième phase de mes recherches, je me suis intéressé à la robotique médicale. Ce domaine a d'abord été pour moi un champ d'application des techniques d'asservissement visuel (automatisation du geste chirurgical en chirurgie laparoscopique robotisée, compensation de mouvements physiologiques) mais dernièrement également un domaine de recherche à part entière (conception d'un robot de chirurgie interventionnelle).

### 2.1.1 Asservissements visuels

#### Suivi rapide de cible

Le problème consiste à effectuer une tâche de suivi d'une cible mobile par retour visuel à l'aide d'un robot manipulateur le plus rapidement possible, c'est à dire en minimisant l'erreur de suivi. Nous nous sommes intéressés aux aspects dynamiques du problème qui habituellement sont négligés. Nous avons

proposé un modèle dynamique pour la boucle de vision basé sur une linéarisation autour d'un point de fonctionnement du comportement du «dispositif de déplacement opérationnel virtuel». Il s'agit en fait du modèle dynamique du robot, linéarisé, projeté dans l'espace opérationnel. Nous avons également étudié la chaîne d'acquisition, de transfert, et de traitement de l'image pour modéliser finement les retards.

Le modèle dynamique linéarisé du robot est dépendant de sa position courante dans l'espace de travail et peut être évalué en ligne. Nous avons choisi une stratégie de commande qui puisse tenir compte de ces changements par une technique de séquençement de gain : le GPC (*Generalized Predictive Control(ler)*) remplit ces exigences car le gain optimal peut être calculé et modifié en ligne très simplement.

Nous avons validé cette modélisation en développant une expérience de suivi à 6 DDL. Nous utilisons un manipulateur industriel de type SCEMI. Le capteur servant à mesurer les déplacements de la cible est fixé sur l'organe terminal du robot : c'est une caméra CCD rapide permettant d'acquérir 120 images non entrelacées par seconde. La boucle d'asservissement visuel est synchronisée par la caméra, sa fréquence d'échantillonnage est donc de 120 Hz. Grâce à cette plateforme, nous avons pu valider notre modélisation en conditions expérimentales réelles.

Ce travail a donné lieu à une publication dans une revue (*Advanced Robotics* [R4]) et 3 publications dans des conférences (ICRA [C3][C6], ECC [C5]).

### Suivi de profilé

Le suivi de profilé consiste à déplacer l'organe terminal d'un robot le long d'un profilé de courbure inconnue tout en maintenant constante l'attitude de l'effecteur par rapport à la section de profilé visée (5 DDL).

Nous avons proposé une technique pour réaliser un tel suivi par asservissement visuel à partir de l'image de 3 contours du profilé supposés parallèles. La modélisation dynamique de la boucle de vision proposée pour le suivi de cible a également été utilisée dans ce cas.

Nous avons utilisé la propriété «prédictive» du GPC pour améliorer la précision du suivi en tenant compte d'une anticipation de l'évolution de la courbure possible grâce à la caméra.

Ce travail a produit une revue (*IEEE Trans. on Robotics and Automation* [R2]) et une conférence (ICRA [C4]).

### Asservissements visuels sans modèle

C'est la thèse de Kanako Miura que j'ai encadré à 33 %. Cette thèse est une première en France car elle a été réalisée en co-tutelle avec l'Université Tohoku de Sendai, Japon. Kanako a partagé son temps entre le Japon et la France. Dans les faits, elle n'a pu consacrer qu'un peu plus d'un an à la partie française du travail, car l'année et demie théorique a été amputée des 6 mois nécessaires à l'apprentissage de la langue. Elle a soutenu sa thèse le 3 février 2004 à Sendai.

Son travail portait, pour la partie française, sur les asservissements visuels sans modèle et, pour la partie japonaise, sur la saisie en douceur d'un objet. Le but étant de réaliser une tâche de positionnement puis de saisie d'un objet, le tout guidé par vision.

L'asservissement visuel sans modèle est un processus itératif d'optimisation. Les variables à optimiser sont les coordonnées articulaires du robot, la fonction de coût à minimiser est un certain critère dans l'image – par exemple la différence quadratique entre l'image courante et l'image voulue – et la résolution de la fonction de coût se fait en déplaçant le robot à la position articulaire candidate.

Nous avons implémenté un algorithme d'optimisation de type «polyèdres flexibles». Il a été validé sur une expérience de positionnement à 5 DDL. Ni le modèle géométrique du robot, ni les dimensions de l'objet, ni les paramètres intrinsèques de la caméra n'ont été utilisés pour cette expérience.

Ce travail a donné lieu à une publication dans une conférence internationale (IROS [C16]).

### Asservissements visuels et flexibilités

Ce travail correspond à la thèse de Loïc Cuvillon qui a débuté en septembre 2002. Je l'encadre à 33 %. Il s'agit d'étudier l'influence des flexibilités dans les asservissements visuels. Pour cela, une modélisation et une identification originale des flexibilités a été proposée.

Des premiers tests ont été réalisés sur un robot spécial possédant une transmission par courroie (très flexible). Plusieurs types de commandes ont été comparées ( $H_\infty$  et GPC notamment). D'autres expériences ont été conduites sur le robot médical SINTERS, lui aussi relativement flexible, pour améliorer le suivi de coeur battant.

Actuellement, Loïc poursuit son travail dans la voie des applications médicales. Sa recherche porte sur le suivi de coeur battant par asservissement visuel rapide, domaine où la prise en compte des flexibilités du manipulateur est cruciale.

Pour le moment, ce travail a principalement débouché sur trois publications dans des conférences internationales (ICRA [C28], ROCOND [C18], MechRob [C27]).

## 2.1.2 Robotique médicale et chirurgicale

### Automatisation du geste chirurgical

Cette thématique rentre dans le cadre de l'ACI jeunes chercheurs que nous avons obtenu en 2000 et que j'ai codirigée avec Guillaume Morel. A. Krupa est le doctorant qui a travaillé sur ce sujet. Je l'ai encadré à 33%. Il a soutenu sa thèse le 4 juillet 2003. Actuellement, il est chercheur à l'IRISA de Rennes.

L'objectif de cette thématique consiste à automatiser certains gestes simples et répétitifs en chirurgie laparoscopique robotisée de l'appareil digestif. Dans le travail d'A. Krupa, nous avons automatisé la récupération des outils de chirurgie. En effet, en chirurgie laparoscopique télémanipulée, il peut arriver qu'un ou plusieurs outils sortent du champ visuel de l'endoscope. Il est alors relativement difficile pour le chirurgien de ramener manuellement ces outils «par tâtonnements» dans le champ opératoire sans risquer de rentrer en contact avec des structures anatomiques non visibles.

Nous avons développé un porte-outil spécial capable de projeter des marqueurs laser dans la direction de l'outil et doté de marqueurs lumineux à son extrémité. En utilisant des techniques d'asservissement visuel, nous avons automatisé la procédure de récupération de l'outil et son positionnement en minimisant tout risque de contact non désiré. L'une des difficultés majeures que nous avons eu à surmonter est la détection robuste des marqueurs lumineux dans l'image endoscopique. Pour cela, une technique originale de détection a été proposée. Ma contribution à ce travail se situe principalement sur ce point.

Ce travail a généré de nombreuses publications. Celles où je suis impliqué sont : 1 revue (*IEEE Trans. on Robotics and Automation* [R3]) et 9 conférences internationales (ICRA [C9][C10], MICCAI [C8][C14], IROS[C15], ISER [C7][C12], Surgetica [C13], ISMCR [C11]).

### Compensation de mouvements physiologiques

Cette thématique qui rentre également dans le cadre de l'ACI a été étudiée par Romuald Ginhoux. J'ai encadré sa thèse à 80% en collaboration avec Michel de Mathelin. Il a soutenu le 18 décembre 2003.

Les mouvements physiologiques sont principalement ceux engendrés par la respiration et les battements cardiaques. Ils peuvent être très perturbants pour le chirurgien lorsqu'il réalise un geste qui requiert une grande précision comme la suture.

Dans ce travail, nous avons développé un système robotique capable de suivre en temps réel les mouvements physiologiques des organes. Le but est de donner l'impression au chirurgien qu'il téléopère un organe immobile, alors qu'en fait c'est le robot qui suit le mouvement de l'organe et ses propres commandes sont rajoutées à ce mouvement périodique de suivi. Par ailleurs, pour que l'illusion soit parfaite, c'est une image endoscopique stabilisée qui lui est fournie.

Une exploitation des propriétés des mouvements physiologiques est possible pour augmenter l'efficacité de réjection. Ainsi, le caractère périodique des mouvements respiratoires a été exploité grâce à une modification du correcteur GPC qui commande l'asservissement visuel de manière à lui conférer une action répétitive. Ce GPC répétitif est une contribution du point de vue de l'automatique. Il a démontré son efficacité tant sur un banc d'essais en laboratoire qu'en conditions *in vivo* sur un cochon avec le robot chirurgical *Aesop*.

Les mouvements cardiaques sont beaucoup plus rapides et complexes que les mouvements dus à la respiration. Ses propriétés ont également été exploitées pour anticiper la perturbation grâce à un observateur

de perturbation fonctionnant conjointement avec un GPC classique. Par contre leur rapidité impose l'utilisation d'un robot ayant une grande bande passante. C'est la société SINTERS qui a construit un prototype de robot chirurgical rapide suivant mes spécifications. Ce robot a servi à valider les expériences *in vivo* de suivi de coeur. Par ailleurs, une caméra standard à 50 Hz n'est pas adaptée pour mesurer sans repliement spectral les mouvements du coeur. C'est pourquoi nous avons développé pour cette expérience une imagerie rapide à 500 Hz fonctionnant dans un environnement temps-réel (RT-linux). Ainsi la fréquence d'échantillonnage de l'asservissement visuel de compensation de mouvement cardiaque est cadencé à 500Hz ce qui en fait l'un des plus rapides à l'heure actuelle.

Ce travail a été récompensé deux fois :

- Il a reçu le *Best vision paper award* de la conférence ICRA 2004. Une présélection avait été faite avant la conférence qui avait retenu six finalistes. Nous avons été choisi pour le prix (doté d'une prime de 1000 dollars) suite à ma présentation orale du travail.
- Romuald a reçu le prix de thèse des amis des Universités de Strasbourg. Cette association fondée en 1923 décerne chaque année, sur recommandation des conseils scientifiques, 15 prix de thèse dotés d'une prime de 1500 euros aux meilleures thèses des Universités de l'académie de Strasbourg, toutes disciplines confondues.

Il a été publié dans 1 revue (*IEEE Trans. on Robotics* [R5]) et dans 7 conférences internationales ( ICRA [C24], IROS [C21], ECC [C19], SyRoCo [C20], Surgetica [C13], MNRV [C22], IS4TM [C17]).

Cette thématique se poursuit avec le travail de Loïc Cuvillon sur l'amélioration du suivi de coeur battant.

### Conception d'un robot de radiologie interventionnelle

L'ACI jeune chercheur marque le début des activités de recherche de l'EAVR en robotique médicale. Ce fut une impulsion décisive pour cette thématique. Sur cette lancée, un consortium multi-laboratoires a été créé à Strasbourg (IRMC) regroupant diverses entités de recherche autour du thème fédérateur de l'imagerie et de la robotique médicale.

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'IRMC. Il s'agit de concevoir un robot capable de guider une aiguille à un endroit précis d'un organe en utilisant l'imagerie scanner. Cette aiguille est introduite dans le corps du patient sans ouverture préalable. Ce genre d'intervention mini-invasive a plusieurs types de finalités : détruire une tumeur, pratiquer une biopsie ou encore une vertébroplastie.

Il y a plusieurs avantages à l'utilisation d'un robot :

- Le chirurgien n'est plus dans le champs du scanner et ne subit donc plus les rayonnements X.
- Il est possible de référencer précisément la position du robot par rapport au scanner et ainsi d'augmenter la précision de positionnement de l'aiguille.
- A terme, il est possible d'utiliser une imagerie préopératoire recalée sur l'imagerie peropératoire pour améliorer la planification de la trajectoire de l'aiguille et éventuellement concevoir une automatisation de la procédure.

Benjamin Maurin a travaillé pour sa thèse sur ce sujet. Nous avons maintenant un prototype de robot à structure parallèle qui répond au cahier des charges initial très contraignant : espace de travail, effort maximum, précision, encombrement, poids, compatibilité avec le scanner, stérilisation.

Nous sommes 5 à participer à ce projet d'ampleur. Ce travail a produit plusieurs communications dans des conférences internationales, parmi celles-ci, 3 dont je suis co-auteur (CARS [C25], MNRV [C23], MICCAI [C26]). D'autre part, la structure mécanique originale du robot a fait l'objet d'un dépôt de brevet pour lequel je suis co-inventeur [B1]. Benjamin entame sa quatrième année de thèse sous la forme d'un ATER. Il envisage de soutenir en juin 2005. Laurent Barbé va lui succéder sur cette thématique et développant la télémanipulation avec retour d'effort.

### 2.1.3 Perspectives

Mes perspectives de recherche se situent principalement dans le domaine de la robotique médicale. Tout d'abord avec la fin de la thèse de Loïc Cuvillon, qui développe actuellement une stratégie innovante de suivi des battements cardiaques. Mais également avec la thèse de Benjamin Maurin et de Laurent Barbé qui travaillent sur le robot de chirurgie interventionnelle, projet phare de l'équipe et du consortium IRMC. Également dans le cadre d'IRMC, je débute en octobre 2004 une nouvelle thématique de recherche en

robotique médicale qui est l'insertion d'aiguille robotisée pour le petit animal guidée par micro-scanner. C'est une collaboration de notre équipe avec l'IRCAD et l'unité INSERM U375 qui travaille sur les thérapies géniques avec des modèles animaux.

## 2.2 Participation à des projets de recherche

### 2.2.1 ACI jeunes chercheurs

En 2000, Guillaume Morel, Christophe Doignon et moi-même avons obtenu une ACI jeunes chercheurs pour démarrer une thématique «robotique médicale» dans l'équipe. Cette ACI n° 2362 était intitulée «Automatisation du geste chirurgical par asservissement visuel – application à la chirurgie laparoscopique du foie». Elle était dotée d'un financement de 150000 euros. Son objectif était l'automatisation de gestes chirurgicaux simples et répétitifs (tels que par exemple une procédure de lavage-aspiration) en utilisant les techniques d'asservissements visuels conjointement avec des marqueurs lumineux (laser, LED, ...).

Guillaume Morel était le responsable initial de cette ACI. Suite à son départ de Strasbourg en juin 2000 j'ai pris la direction de cette ACI. Après un passage d'un an à EDF, Guillaume a rejoint le Laboratoire de Robotique de Paris (FRE 2507, Fontenay aux Roses) en septembre 2001 où il poursuit des activités liées à la robotique médicale. Une partie de la somme totale de l'ACI (30000 euros) lui a été reversée pour financer ses recherches.

A Strasbourg, une grande partie du financement de l'ACI (70000 euros) a servi à la réalisation par la société SINTERS d'un prototype de robot chirurgical rapide conçu suivant un cahier des charges et des plans que j'ai établi. C'est ce robot qui a permis de réaliser le suivi rapide de coeur battant (thèse de Romuald Ginhoux). Une partie non moins importante a financé l'expérience de récupération d'outil automatisé par asservissement visuel développée par Alexandre Krupa.

Le bilan de cette ACI est très positif :

- 2 thèses soutenues (A. Krupa et R. Ginhoux).
- 2 articles dans la revue *IEEE Trans. on Robotics and Automation*.
- 15 articles dans des conférences internationales.
- le prix du meilleur article vision à la conférence ICRA 2004.
- le prix de thèse de Romuald Ginhoux.

Elle a de plus donné l'impulsion nécessaire pour amorcer dans l'équipe et au-delà (IRMC) une réelle dynamique autour de la thématique «robotique médicale».

### 2.2.2 Autres projets

- Participation à un appel d'offre 2000 du conseil scientifique de l'ULP pour le démarrage d'un projet «asservissements visuels rapides». Obtention d'un financement de 15000 euros pour l'achat d'un système de vision rapide, celui qui a servi au suivi de coeur battant.
- Participation à une équipe-projet multi-laboratoires «Imagerie et Robotique Médicale et Chirurgicale (IRMC)» (EPML n°9, CNRS/STIC – RTP 42). Ce projet, initié par Michel de Mathelin, vise à regrouper au sein d'un même consortium, les chercheurs strasbourgeois travaillant autour des thèmes de Imagerie médicale et la robotique médicale. Actuellement il comprend des membres de 3 laboratoires strasbourgeois du domaine SPI (dont le LSIIT), de l'IRCAD, de plusieurs services de l'hôpital civil de Strasbourg et de 2 unités INSERM (en tout 57 membres dont 14 doctorants).
- Participation à un projet ROBEA (IRASIS) portant sur la destruction robotisée de tumeurs par guidage scanner.

## 2.3 Encadrement de travaux de recherche

Titulaire de la PEDR depuis le 1/10/2004.

### Doctorants

1. **Alexandre KRUPA** (bourse MENRT). *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Encadrement à 33% de septembre 1999 à juillet 2003 avec Christophe Doignon et Michel de Mathelin. Soutenue le 4 juillet 2003.
2. **Romuald GINHOUX** (bourse MENRT). *Compensation des mouvements physiologiques en chirurgie robotisée par commande prédictive*. Encadrement à 80% de septembre 2000 à décembre 2003 avec Michel de Mathelin. Soutenue le 18 décembre 2003.
3. **Kanako MIURA** (financée par la fondation Renault). *Robot hand positioning and grasping using vision*. Thèse en co-tutelle avec l'Université Tohoku, Japon. Encadrement à 33% de septembre 2001 à décembre 2003 avec Michel de Mathelin et Pr. Inooka. Soutenue le 3 février 2004.
4. **Loïc CUVILLON** (BDI région). *Asservissements visuels et flexibilités*. Encadrement à 33% depuis septembre 2002 avec Édouard Laroche et Michel de Mathelin. Thèse en cours.
5. **Laurent BARBÉ** (BDI région). *Télémanipulation par interface haptique d'un robot de chirurgie interventionnelle*. Encadrement à 33% depuis septembre 2003 avec Bernard Bayle et Michel de Mathelin. Thèse en cours.
6. **Ahmed AYADI** (Bourse régionale). *Micro-injection robotisée pour le petit animal*. Encadrement à 50% depuis octobre 2004 avec Pierre Graebing. Thèse en cours.

### Stagiaires de DEA

1. **Omar TAHRI**. *Asservissement visuel avec marqueurs laser*. Encadrement à 100%.
2. **Genaro GUIBAL**. *Simulateur de robot asservi par vision sous OpenGL*. Encadrement à 100%.

## 2.4 Partenariat industriel

### Computer Motion Inc.

Nous avons établi un partenariat avec la société américaine *Computer Motion*, basée à Santa Barbara. Avec Guillaume Morel, nous sommes allés à Santa Barbara en mai 2000 pour rencontrer les responsables de cette société. A cette époque, nous étions déjà entrés en contact avec l'IRCAD qui utilise intensivement les systèmes robotiques de *Computer Motion*. Nous leur avons montré notre projet et notre savoir-faire et nous les avons convaincu de nous prêter un système *Aesop* de type *development kit* pour réaliser nos expériences de récupération automatique d'outils de chirurgie laparoscopique avec retour visuel. Ce système, a une valeur de 90000 euros. En contrepartie, nous nous engageons à leur fournir nos développements et à leur soumettre nos communications avant toute publication.

### EDF

J'ai participé à un contrat avec EDF concernant l'amélioration et la fiabilisation d'un système de pointage de tube défectueux dans le bol d'un générateur de vapeur. Ce système est dénommé *lucane*. Il s'agit d'un petit robot à 2 DDL muni d'un dispositif de pointage laser. Après s'être référencé par rapport à la matrice de tubes, il doit pointer les tubes défectueux qui doivent être bouchés par le service de maintenance. Notre étude a principalement porté sur l'amélioration de la procédure de référencement. Ce contrat est d'un montant de 23000 euros.

### Roser & Duprat

J'ai participé à des activités de consulting pour la société Roser et Duprat basée à Dossenheim sur Zinsel. Cette société a fait appel à nous pour étudier la faisabilité d'une cellule de montage de radiateur de climatisation avec une grande variabilité dans les cotes des pattes de fixation. Le robot chargé du montage devait tenir compte de cette variabilité grâce à un système de vision. Montant du contrat : 1000 euros.

## 2.5 Rayonnement scientifique

### Distinctions/Prix

- L'article [C24] a eu le *best vision paper award* de la conférence ICRA 2004 à New Orleans.
- Romuald GINHOUX a reçu pour sa thèse le prix de l'association des amis des Universités de Strasbourg.

### Collaboration internationale

La thèse de Kanako Miura a été réalisée en collaboration avec l'Université de Sendai au Japon. J'ai co-encadré la partie française du travail (33%) avec Michel de Mathelin. Cette thèse a été financée par la fondation Renault pour sa partie française et par l'Université de Sendai, pour sa partie japonaise. C'est la première thèse franco-japonaise en co-tutelle.

### Conférencier invité

- J'ai participé à la session invitée *visual servoing* de la conférence ECC99 avec l'article [C5] organisée par Gabriel Abba.
- J'ai participé en septembre 2004 au tutoriel TAM1 intitulé *From mini-invasive surgery to endocavitary / endoluminal interventions*. à la conférence MICCAI 2004 pour une introduction à la commande prédictive et ses applications en chirurgie robotisée. Cette session était organisée par Etienne Dombre.

### Activités de relecture

Plus d'une dizaine d'évaluations (*IEEE Trans. on Robotics and Automation, IEEE Trans. on Control Systems Technology, IEEE Trans. on Mechatronics, ...*).

### Développement de logiciels *open source*

#### CESAR

CESAR est un contrôleur de robot générique fonctionnant sous RTAI (real-time linux). J'ai développé ce contrôleur en 2000 et depuis, il sert à commander tous les robots du labo : 2 robots SCEMI, le robot SINTERS, une tourelle pan/tilt, une table X/Y, le robot parallèle d'insertion d'aiguille, un robot de métrologie, une pince avec 2 doigts indépendants munis de capteurs de pression. Le code est générique : adapter le contrôleur à un robot ne prend que quelques heures. Le code de ce contrôleur est accessible sur le serveur de l'EAVR (<http://eavr.u-strasbg.fr/> -> Recherche -> Ressources).

#### MGPC

C'est un bibliothèque de fonctions en C permettant de faire de la commande GPC multivariables. Des programmes d'exemple sont fournis ainsi qu'une documentation. C'est ce code qui a été utilisé pour faire le suivi rapide de cible. Il est accessible sur le serveur de l'EAVR (<http://eavr.u-strasbg.fr/> -> Recherche -> Ressources).

## 2.6 Liste des publications

### Publication dans des revues internationales avec comité de lecture

- [R5] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Arenas Sanchez et J. Marescaux. «Active Filtering of Physiological Motion in Robotized Surgery Using Predictive Control». *IEEE Transactions on Robotics*, à paraître en 2004.
- [R4] J. Gangloff et M. de Mathelin. «High speed visual servoing of a 6 DOF manipulator using multivariable predictive control». *Advanced Robotics*, vol. 17, no 10, pages 993-1021, décembre 2003. Special issue : advanced 3D vision and its application to robotics.

- [R3] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler et J. Marescaux. «Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 19, no 5, pages 842 -853, octobre 2003.
- [R2] J. Gangloff et M. de Mathelin. «Visual servoing of a 6 DOF manipulator for unknown 3D profile following». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol. 18, no 4, pages 511-520, août 2002.
- [R1] H. Sage, M. de Mathelin, G. Abba, J. Gangloff and E. Ostertag. «Synthesis of robust  $H_\infty$  controllers for industrial robot manipulators using nonlinear optimization». *Intelligent Automation and Soft Computing : an International Journal*, vol. 5, no (4), pages 279-288, 1999.

### Publications présentées à des congrès internationaux avec comité de lecture

- [C28] L. Cuvillon, J. Gangloff, E. Laroche et Michel de Mathelin. «GPC versus  $H_\infty$  control for Fast Visual Servoing of a Medical Manipulator including Flexibilities». *2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2005)*, Barcelone, Espagne, avril 2005.
- [C27] L. Cuvillon, J. Gangloff, E. Laroche, R. Ginhoux et M. de Mathelin. «Flexible Modes Identification of a Surgical Robot Using 500 Hz Imaging for High-speed Visual Servoing». *Mechatronics and Robotics 2004*, Aix-la-chapelle, Allemagne, septembre 2004.
- [C26] B. Maurin, J. Gangloff, B. Bayle, M. de Mathelin, O. Piccin, P. Zanne, C. Doignon, L. Soler et A. Gangi. «A Parallel Robotic System with Force Sensors for Percutaneous Procedures Under CT-Guidance». *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004*, Saint-Malo, France, octobre 2004.
- [C25] B. Maurin, O. Piccin, B. Bayle, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler et A. Gangi. «A New Robotic System for CT-guided Percutaneous Procedures with Haptic Feedback». *2004 Computer Assisted Radiology and Surgery 18th International Congress (CARS 2004)*, Chicago, USA, juin 2004.
- [C24] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, M. M. Arenas Sanchez et J. Marescaux. «Beating Heart Tracking in Robotic Surgery Using 500 Hz Visual Servoing, Model Predictive Control and an adaptive Observer». *2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2004)*, New Orleans, United States, avril 2004.  
**À reçu le prix du meilleur article en vision.**
- [C23] B. Maurin, L. Barbé, B. Bayle, P. Zanne, J. Gangloff, M. de Mathelin, A. Gangi, L. Soler et A. Forgione. «In Vivo Study of Forces During Needle Insertions». *Medical Robotics, Navigation and Visualisation (MNRV 2004)*, Remagen, Germany, mars 2004.
- [C22] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, Mara M. Arenas Sanchez et J. Marescaux. «Beating Heart Tracking in Robotic Surgery Using 500 Hz Visual Servoing». *Medical Robotics, Navigation and Visualization (MNRV 2004)*, Remagen, Germany, mars 2004.
- [C21] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «A 500 Hz Predictive Visual Servoing Scheme to Mechanically Filter Complex Repetitive Organ Motions in Robotized Surgery». *2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2003)*, Las Vegas, United States, octobre 2003.
- [C20] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler et J. Leroy. «Model Predictive Control to Cancel Repetitive Deformations of Organs in Robotized Laparoscopic Surgery». *7th International IFAC Symposium on Robot Control (SyRoCo 2003)*, Wroclaw, Poland, septembre 2003.
- [C19] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Model Predictive Control For Tracking of Repetitive Organ Motions During Teleoperated Laparoscopic Interventions». *European Control Conference (ECC 2003)*, Cambridge, United Kingdom, septembre 2003.
- [C18] L. Cuvillon, E. Laroche, J. Gangloff et M. de Mathelin. «A gain scheduled control for visual servoing for a flexible arm». *IFAC Symposium on Robust Control Design (ROCOND 2003)*, Milano, Italy, juin 2003.

- 
- [C17] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Model Predictive Control for Cancellation of Repetitive Organ Motions in Robotized Laparoscopic Surgery». *International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling (IS4TM 2003)*, pages 353-365, Sophia Antipolis, France, June 2003. Springer-Verlag Heidelberg Editions. Lecture Notes in Computer Science LNCS 2673.
- [C16] K. Miura, J. Gangloff et M. de Mathelin. «Robust and Uncalibrated Visual Servoing without Jacobian using a Simplex Method». *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2002)*, Lausanne, Switzerland, octobre 2002.
- [C15] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff et M. de Mathelin. «Combined image-based and depth visual servoing applied to robotized laparoscopic surgery». *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2002)*, Lausanne, Switzerland, octobre 2002.
- [C14] A. Krupa, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, G. Morel, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Automatic 3-D positioning of surgical instruments during robotized laparoscopic surgery using automatic visual feedback». *Fifth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2002)*, Tokyo, Japan, septembre 2002.
- [C13] R. Ginhoux, A. Krupa, J. Gangloff, M. de Mathelin et L. Soler. «Active Mechanical Filtering of Breathing-Induced Motion in Robotized Laparoscopy». *Surgetica 2002 : Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications*, Grenoble, France, septembre 2002. Sauramps Medical Editions.
- [C12] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, G. Morel, L. Soler, J. Leroy et M. Ghodoussi. «Towards semi-autonomy in laparoscopic surgery : first live experiments». *8 th International Symposium on Experimental Robotics (ISER 2002)*, Sant'Angelo d'Ischia, Italy, juillet 2002.
- [C11] A. Krupa, M. de Mathelin, J. Gangloff, C. Doignon et G. Morel. «A vision system for automatic 3D positioning of surgical instruments for laparoscopic surgery with robot». *12th International Symposium on Measurement and Control in Robotics*, Bourges, France, juin 2002.
- [C10] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Morel. «Autonomous retrieval and positioning of a surgical tool in robotized laparoscopic surgery using visual servoing». *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2002)*, Washington D.C., USA, mai 2002. Video Proceedings.
- [C9] A. Krupa, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, G. Morel, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Autonomous retrieval and positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing and laser pointers». *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2002)*, pages 3769-3774, Washington D.C., U.S.A., mai 2002.
- [C8] A. Krupa, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, G. Morel, L. Soler et J. Marescaux. «Development of semi-autonomous control modes in laparoscopic surgery using visual servoing». *4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2001)*, pages 1306-1307, Utrecht, Netherlands, octobre 2001.
- [C7] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler et G. Morel. «Towards semi-autonomy in laparoscopic surgery through vision and force feedback control». *7th International Symposium on Experimental Robotics (ISER 2000)*, Hawaii, U.S.A., décembre 2000.
- [C6] J. Gangloff et M. de Mathelin. «High speed visual servoing of a DOF manipulator using multivariable predictive control». *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2000)*, San Francisco, Californie, U.S.A., avril 2000.
- [C5] J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Abba. «High performance 6 DOF visual servoing using generalized predictive control». *5th European Control Conference (ECC 99)*, Karlsruhe, Allemagne, août 1999.  
Communication invitée.
- [C4] J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Abba. «Visual servoing of a 6 DOF manipulator for unknown 3D profile following». *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 99)*, pages 3236-3242, Detroit, Michigan, U.S.A., mai 1999.

- [C3] J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Abba. «6 DOF high speed dynamic visual servoing using GPC controllers». *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 98)*, 2008-2013, Leuven, mai 1998.
- [C2] H. Sage, M. de Mathelin, G. Abba, J. Gangloff et E. Ostertag. «Performance optimized  $H_\infty$  control of industrial robot manipulators». *4th European Control Conference (ECC 97)*, n°691, Bruxelles, juillet 1997.
- [C1] H. Sage, M. de Mathelin, G. Abba, J. Gangloff et E. Ostertag. «Nonlinear optimization of robust  $H_\infty$  controllers for industrial robot manipulators». *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 97)*, 2352-2357, Albuquerque (New Mexico), avril 1997.

### Manifestations ou congrès nationaux et divers

- [N9] L. Cuvillon, E. Laroche, J. Gangloff et M. de Mathelin. «Asservissement visuel d'un bras flexible avec correcteurs  $H_\infty$  et LPV». *Journées Doctorales d'Automatique (JDA 03)*, Valenciennes, France, juin 2003.
- [N7] R. Ginhoux, J. A. Gangloff, M. F. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Application de la commande prédictive à la compensation de mouvements d'organes répétitifs en chirurgie laparoscopique robotisée». *Journées Doctorales d'Automatique (JDA 03)*, Valenciennes, France, juin 2003.
- [N8] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Commande prédictive et compensation de mouvements d'organes répétitifs en chirurgie laparoscopique robotisée». *17èmes Journées des Jeunes Chercheurs en Robotique (JJCR 17)*, Vélizy, France, avril 2003.
- [N6] A. Krupa, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, G. Morel, L. Soler, J. Leroy et J. Marescaux. «Automatic positioning of surgical instruments during laparoscopic surgery with robots using automatic visual feedback». *Conference on Modelling and Simulation for Computer aided Medicine and Surgery (MS4CMS 02)*, Ed. ESAIM-Proceedings, Rocquencourt, France, novembre 2002.
- [N5] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, G. Morel et L. Soler. «Réalisation de tâches semi-autonomes avec un robot de chirurgie laparoscopique par retour d'effort et asservissement visuel». *Journée du GT5 du PRC-GDR ISIS*, Rennes, France, décembre 2000.
- [N4] J. Gangloff. «Image handling in vision : high speed visual servoing improves robot tracking». *Advanced Imaging*, pages 32-33, avril 2000.
- [N3] J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Abba. «Asservissement visuel rapide d'un robot manipulateur à 6 degrés de liberté». *Journées du GT5 PRC-GDR ISIS*, Toulouse, France, mars 1999.
- [N2] J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Abba. «Application de la commande prédictive à l'asservissement visuel rapide à 6 degrés de liberté d'un robot manipulateur». *Groupe de travail sur la commande robuste des systèmes multivariés*, GDR automatique, Strasbourg, France, mars 1999.
- [N1] J. Gangloff, M. de Mathelin et G. Abba. «Asservissement visuel rapide d'un robot manipulateur à 6 axes avec contrôleurs GPC». *Journée des Jeunes Chercheurs en Robotique*, Nancy, janvier 1998.

### Brevet

- [B1] Un brevet sur la structure mécanique du robot d'insertion d'aiguille [C26] a été déposé le 24 septembre 2004 aux USA (*provisional US patent application*) . Les inventeurs sont :
- Bernard Bayle
  - Michel de Mathelin
  - Jacques Gangloff
  - Benjamin Maurin
  - Olivier Piccin

---

**Rapports**

- [T3] J. Gangloff. «Automatisation du geste chirurgical par asservissement visuel – application à la chirurgie laparoscopique du foie.». *Rapport final de l'ACI jeunes chercheurs 2000 n°2362.*, janvier 2004.
- [T2] D. Couderc et J. Gangloff. «Amélioration de la fiabilité du système Lucane». *Rapport de contrat EDF, no P29L39/EP962*, septembre 2000.
- [T1] G. Morel et J. Gangloff. «Analyse de la procédure d'identification utilisée pour le repérage de tubes en bol GV à l'aide de Lucane». *Rapport intermédiaire de contrat EDF, no P29L39/ EP962*, novembre 1999.



# Activités d'enseignement

## Sommaire

<b>3.1 Enseignements dispensés</b>	<b>21</b>
3.1.1 Licence et maîtrise EEA	22
3.1.2 ENSPS et DEA Photonique, Image et Cybernétique	23
3.1.3 FIP	23
3.1.4 DESS Technologies et Stratégies Industrielles	24
3.1.5 IUP de bioinformatique	24
<b>3.2 Encadrement de projets</b>	<b>24</b>

Le métier d'enseignant-chercheur est passionnant : il permet de garder un équilibre entre deux activités indissociables : la création et la transmission des connaissances. L'un s'enrichit de l'autre et *vis versa* : les enseignements s'enrichissent des expériences du chercheur et la recherche bénéficie des connaissances transversales de l'enseignant. C'est la théorie en tout cas.

Dans la pratique, j'ai la chance de pouvoir exploiter cette complémentarité de manière optimale car mes enseignements sont au plus près des mes travaux de recherche : l'automatique, la vision et la robotique. Mon UFR de rattachement est l'UFR de sciences physiques de l'ULP. J'exerce la plus grande partie de mon service en licence et en maîtrise EEA en tant qu'enseignant d'automatique. Rapidement, j'ai été sollicité pour effectuer des enseignements en DEA et en troisième année d'ingénieur de l'ENSPS : il s'agit d'un cours de robotique, un cours de commande par vision et un cours d'initiation à *real-time linux*. Par la suite, et toujours de manière incrémentale, j'ai dispensé un cours de robotique à des étudiants de DESS. Plus récemment, des collègues et moi-même, avons été sollicités pour dispenser un cours d'ouverture à la robotique à des étudiants d'un IUP de bioinformatique.

## 3.1 Enseignements dispensés

Matières	Type	99/00	00/01	01/02	02/03	03/04
Automatique	Cours	48	48	48	48	48
	TD	52	52	52	52	52
	TP	84	84	48	48	48
<i>Suite sur la page suivante ../..</i>						

Matières	Type	99/00	00/01	01/02	02/03	03/04
Traitement du signal	Cours					
	TD	26				
	TP	48				
Robotique	Cours		16	16	35	35
	TD					
	TP			4	8	8
Commande par vision	Cours		7	7	7	7
	TD					
	TP		3	3	3	3
Temps-réel	Cours			4	5	5
	TD					
	TP			8	12	8

TAB. 3.1: Bilan de mes enseignements sur les 5 dernières années.

### 3.1.1 Licence et maîtrise EEA

J'interviens dans cette formation en tant qu'enseignant principal d'automatique. J'ai été amené à assurer des travaux dirigés et des travaux pratiques de traitement du signal pour assurer un intérim avant qu'un enseignant spécifique pour cette matière ne soit recruté l'année suivante.

Mes enseignements se répartissent en volume de manière égale entre la licence et la maîtrise. Leur objectif principal est d'amener en 2 ans un étudiant de début de licence n'ayant *a priori* aucune connaissance en automatique vers un étudiant de fin de maîtrise ayant acquis toutes les connaissances de base en automatique.

La licence est consacrée à l'étude des systèmes continus linéaires invariants (rappels mathématiques, modélisation, transmittances, schémas fonctionnels, stabilité, précision, diagrammes fréquentiels, lieu des racines, correction dynamique). En maîtrise, l'accent est mis sur l'étude des systèmes échantillonnés (outils mathématiques, échantillonnage, fonction de transfert échantillonnée, stabilité, précision, lieu des racines, PID, réponse pile, RST, modèle interne, prédicteur de Smith), une initiation à la représentation d'état (jusqu'au théorème d'Ackerman) ainsi qu'une initiation au non-linéaire (méthode du premier harmonique).

#### Mise en place de nouveaux TP

La première année (99/00), j'ai poursuivi le travail de renouvellement des travaux pratiques d'automatique que j'avais entamé lors de ma thèse dans le cadre du monitorat. Ce travail a consisté principalement à monter 3 nouveaux TP en licence et 4 nouveaux TP en maîtrise.

Pour les TP de licence, j'ai réalisé le travail conjointement avec G. Morel, un collègue de l'ENSPS. En effet, les TP EEA ont lieu à l'ENSPS et sont les mêmes que ceux effectués par les étudiants ingénieurs, d'où une mise en commun des ressources. Ensemble, nous avons réorganisé la salle de TP, commandé et installé du nouveau matériel et monté les nouveaux TP de licence : asservissement de température sur maquette *feedback*, asservissement de vitesse d'une machine à courant continu de 1.5 kW chargée par une génératrice à courant continu et alimentée par un hacheur 4 quadrants (système réalisé par nos soins), placement de pôles sous matlab (utilisation de l'outil `rltool`).

Suite départ de G. Morel, j'ai effectué seul le travail de renouvellement des TP de maîtrise. J'ai développé 4 nouveaux TP originaux d'asservissement numérique :

1. Asservissement numérique de la température d'un système de chauffage électrique de type maquette *feedback*. J'ai réalisé l'interfaçage et la programmation. Le logiciel d'asservissement tourne sous *RT-linux*. Le TP consiste à synthétiser puis programmer un correcteur numérique en C. Une interface graphique permet de générer des consignes, de visualiser et d'imprimer les réponses.
2. Asservissement numérique de position par commande RST. Une maquette de type *HMC* est utilisée. Il s'agit d'un système avec un moteur à courant continu équipé d'un codeur incrémental. J'ai réalisé

l'interfaçage et la programmation du logiciel d'asservissement sous *RT-linux*. Il est demandé de synthétiser puis programmer un correcteur RST.

3. Asservissement numérique de position par placement de pôles. Il s'agit d'un autre TP sur la maquette *HMC*. Il utilise le même logiciel que le TP RST. Les correcteurs série synthétisés sont simplement mis sous la forme RST avant d'être testés sur le système.
4. Asservissement de la tête de lecture d'un disque dur. Il s'agit d'une simulation sous *simulink*. J'ai développé pour ce TP un objet *simulink* simulant le comportement de la tête de lecture d'un disque dur avec une visualisation graphique.

Ces TP tournent depuis 2000 en licence et maîtrise EEA et à l'ENSPS. Avec un collègue de l'ENSPS, nous avons commencé à travailler sur 2 nouveaux TP de maîtrise ou deuxième année ENSPS : un asservissement simulant le comportement d'une direction assistée électrique et un asservissement de position d'un actionneur de robotique avec charge flexible. Dans les 2 cas, le système a été conçu, interfacé et le logiciel programmé par nos soins. Ces 2 nouveaux TP devraient être opérationnels à la prochaine rentrée.

### 3.1.2 ENSPS et DEA Photonique, Image et Cybernétique

Les étudiants ENSPS de troisième année de l'option «Ingénierie des Systèmes, Automatique et Vision» ont la possibilité de valider, en même temps que leur diplôme d'ingénieur, le DEA «Photonique, Image et Cybernétique», option «vision et commande». Pour cela, certains cours de troisième année sont communs entre le DEA et l'ENSPS.

#### Enseignements communs

Il s'agit d'un module de 20 heures de cours intégré<sup>2</sup> de robotique et un module de 10 heures de cours intégré de commande par vision. J'ai entièrement monté ces cours qui se présentent sous la forme d'une présentation de type *powerpoint* ainsi que les TP qui s'y rattachent.

Le cours de robotique consiste en une initiation à la robotique des robots manipulateurs (rappels mathématiques, modélisation géométrique, cinématique, dynamique, technologie des actionneurs, commande). Il est parsemé de nombreux exemples et exercices inspirés de problèmes concrets que nous avons dû résoudre pour notre recherche. Ce cours se termine par une séance de travaux pratiques sur un robot simulé sous *simulink* où les étudiants doivent implémenter un modèle géométrique inverse et un Jacobien inverse d'un robot à 3 axes.

Le cours de commande par vision est une initiation aux techniques d'asservissements visuels avec un net accent mis sur les problèmes dynamiques (modélisation dynamique du processus d'acquisition d'image, modélisation dynamique de la boucle de vision). Il se termine également par une séance de TP où les étudiants doivent programmer (sous *simulink*) la commande d'un asservissement visuel 2D avec un robot à 3 DDL. Une visualisation du robot et de l'image perçue est fournie par la simulation.

#### Enseignements ENSPS

Je participe aux enseignements d'informatique temps-réel des étudiants de troisième année avec un cours d'initiation à *real-time linux*. Mon intervention se présente sous la forme d'un cours de 2 heures 30 suivi d'une séance de TP de 4 heures où les étudiants s'initient puis mettent en pratique certaines fonctions de base de ce système d'exploitation.

Le TP que j'ai développé consiste à générer un signal carré haute fréquence sur le port parallèle dont le rapport cyclique est modulé par l'amplitude d'échantillons d'un fichier son. De cette manière, il est possible de générer un son de qualité moyenne avec l'une des sorties du port parallèle d'un PC.

### 3.1.3 FIP

La Formation d'Ingénieurs en Partenariat s'adresse à des étudiants salariés qui désirent acquérir un titre d'ingénieur. Cette formation est dispensée dans les locaux de l'ENSPS. J'interviens dans cette formation

<sup>2</sup>Intégration informelle de Cours, TD et TP

pour assurer l'initiation à *real-time linux*. Il s'agit *grosso modo* du même contenu que pour les étudiants de l'ENSPS.

### 3.1.4 DESS Technologies et Stratégies Industrielles

Suite à la création en 2003 de ce DESS, j'ai été sollicité pour assurer l'enseignement de robotique. Comme il s'agissait d'une nouvelle formation, je ne bénéficiait d'aucun recul quant au niveau des étudiants et surtout quant à leur bagage initial (leurs origines étant assez disparates). Il a donc fallu s'adapter en temps réel. Après un court transitoire, le cours s'est stabilisé vers une version allégée du cours de DEA/ENSPS avec plus d'exercices, un rythme moins soutenu et plus d'interactivité avec les étudiants.

### 3.1.5 IUP de bioinformatique

C'est sans doute l'expérience d'enseignement la plus originale depuis que je suis MdC même si en volume elle ne représente que quelques heures. L'objectif est de prodiguer, en collaboration avec des collègues, un enseignement d'initiation à la robotique pour des étudiants d'IUP de bioinformatique. La formation initiale de ces étudiants est la biologie et les sciences du vivant. Nous avons pu mesurer avec les collègues à quel point faire un pont avec les sciences pour l'ingénieur était acrobatique. Malgré les différences énormes de culture scientifique, nous avons essayé de sensibiliser notre public aux technologies de la robotique en épurant au maximum notre discours de tout le jargon spécifique à notre domaine. Il reste du chemin à parcourir, le but ultime étant de susciter l'intérêt.

## 3.2 Encadrement de projets

Chaque année, je suis amené à encadrer plusieurs projets : en moyenne 2 groupes de 4 étudiants en deuxième année ENSPS, 2 groupes de 2 étudiants en troisième année de l'ENSPS et 2 groupes de 2 étudiants en maîtrise EEA. Il s'agit de projets représentant un volume de travail d'une centaine d'heures pour les étudiants.

Ces projets ont souvent pour support un système que nous utilisons en recherche (évaluation d'un nouveau matériel, développements pour un sous-système d'une expérience). Ces stages sont aussi une occasion pour les étudiants de mieux connaître le laboratoire et pour nous de mieux connaître les étudiants (éventuellement de susciter des vocations).

Chaque années, nous avons également plusieurs projets en rapport avec la coupe E=M6. En effet, cette compétition de robot mobiles est riche en projets potentiels que ce soit en vision ou en robotique. Qui plus est, les étudiants qui choisissent ces projets sont souvent très motivés. Par contre, ils demandent une implication plus grande des encadrants pour recadrer le travail à l'intérieur de limites réalistes.

---

## Activités administratives

Je suis membre suppléant de la commission de spécialistes mixte 61/63 de l'ULP depuis 2003.

Depuis septembre 2004, je suis également membre nommé de la commission de spécialistes 61 de l'Université de Franche-Comté.

Membre du conseil scientifique du LSIIT depuis 2003.

Membre de la commission «site web» du LSIIT de 1999 à 2003. C'est un groupe de travail chargé de l'amélioration et de l'harmonisation du site web du laboratoire.

*Webmaster* de l'équipe AVR. J'ai mis en place le nouveau site web de notre équipe (2000). Je participe régulièrement à sa mise à jour et à sa traduction en anglais.



Deuxième partie

*Asservissements visuels*



Les asservissements visuels sont le dénominateur commun de mes travaux. J'ai débuté avec cette thématique lors de ma thèse, consacrée aux asservissements visuels rapides. Pendant les deux premières années en tant que MDC, j'ai poursuivi dans cette voie, principalement en améliorant les résultats obtenus en thèse. Puis j'ai débuté deux nouvelles thématiques dans ce domaine : l'étude des flexibilités dans les asservissements visuels et les asservissements visuels sans modèle. La première correspond à la thèse de Loïc Cuvillon et la deuxième à la thèse de Kanako Miura.

Cette partie est organisée comme suit : après un état de l'art retraçant les principales avancées dans ce domaine, sont présentées successivement les asservissements visuels rapides et les asservissements visuels sans modèle.



---

# État de l'art

## Sommaire

---

<b>1.1 La mesure visuelle</b> . . . . .	<b>32</b>
1.1.1 Position du capteur . . . . .	32
1.1.2 Mesure 3D . . . . .	33
1.1.3 Mesure 2D . . . . .	34
1.1.4 Mesure hybride . . . . .	36
<b>1.2 La commande</b> . . . . .	<b>37</b>
1.2.1 Commande séquentielle . . . . .	37
1.2.2 Commande cinématique . . . . .	38
1.2.3 Commande dynamique . . . . .	41
1.2.4 Génération de trajectoire . . . . .	43

---

Les asservissements visuels impliquent la mise en oeuvre d'au moins 3 sous-systèmes : un capteur visuel, un dispositif d'acquisition/traitement et un système mécanique actionné. Le capteur visuel est souvent une caméra, mais peut également être tout type de dispositif imageur (scanner, IRM, caméra linéaire, ...) Le dispositif d'acquisition/traitement est un système capable de traiter l'information visuelle numérisée, autrement dit un ordinateur. Souvent, c'est le même système qui est chargé du traitement de l'image et de la commande. Cette commande qui résulte du retour visuel est envoyée au système mécanique actionné. Dans la plupart des cas, il s'agit d'un robot mais il peut également s'agir de systèmes plus simples : par exemple un autofocus est une forme basique d'asservissement visuel.

La recherche dans le domaine des asservissements visuels est très active depuis une vingtaine d'année. En fait, elle est constamment dopée par les nouvelles possibilités qui s'offrent en terme de puissance de calcul, de performance des imageurs ou de nouvelles applications robotiques. Il n'en demeure pas moins qu'un certain nombre de problèmes de fond sont génériques à la discipline et peuvent être traités indépendamment de toute considération pratique.

La stabilité est l'un de ces problèmes de fond qui a été traité en premier. L'article [Espiau92] d'Espiau *et al.* marque une étape importante dans la formalisation et la modélisation d'un asservissement visuel. Il démontre, en utilisant le formalisme dit de «fonction de tâche», la stabilité asymptotique de la commande référencée image. Cette preuve de stabilité – et les hypothèses qu'elle implique – va servir de point de départ à bon nombre de développements ultérieurs comme la commande 2D1/2 [Malis99].

Un autre problème de fond est la robustesse : robustesse par rapport aux erreurs de modélisation, robustesse par rapport aux perturbations et surtout robustesse de la vision (occlusions, variations lumineuses, spéularités, ...). Cette quête de robustesse a été le sujet de nombreux travaux car c'est bien là le point faible des asservissements visuels. En effet, pour que ce type de commande puisse être utilisée dans des

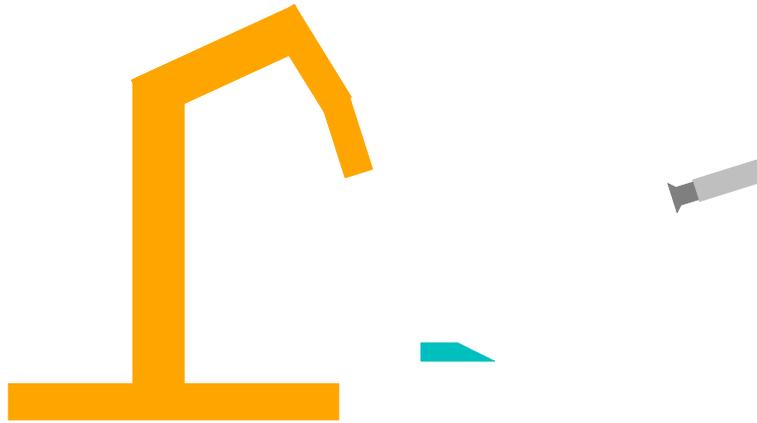


FIG. 1.1 – Caméra déportée.

conditions industrielles, il est nécessaire qu'elle soit fiable à 100%. Or, même si des asservissements visuels commencent à apparaître dans l'industrie, il faut bien reconnaître que leur champ d'application reste encore relativement limité.

Malgré tout, en maîtrisant un certain nombre de paramètres de l'environnement et en ayant un modèle relativement précis du système, il est possible de réaliser des asservissements visuels tout à fait robustes. Mais le but de toute recherche étant la généralité, la plupart des travaux se basent sur des hypothèses relativement faibles afin de couvrir un champ d'application le plus grand possible. Par exemple, la commande 2D1/2 ne nécessite pas de connaissance *a priori* de la géométrie de l'objet.

Dans «asservissement visuel» il y a «asservissement». Une part importante de la recherche dans ce domaine est consacrée à la commande. On peut distinguer deux familles de lois de commandes. Pour les commandes cinématiques, le correcteur de la boucle de vision est un gain et toutes les dynamiques du système sont négligées. Le robot est modélisé par un intégrateur pur et la stabilité est démontrée quelque soit la valeur du gain. Toute la sophistication de cette approche réside dans le choix judicieux des grandeurs asservies pour assurer une trajectoire idéale dans l'image et dans l'espace. Dans la pratique il existe évidemment une limite à ce gain dû aux modes négligés du système mécanique et aux retards. Ce type de commande est donc adapté à un fonctionnement lent de l'asservissement visuel.

Les asservissements visuels dynamiques tiennent compte dans la synthèse de la loi de commande du modèle dynamique du système mécanique et du processus d'acquisition/ traitement d'image. Leur objectif est la performance alors que les asservissements visuels cinématiques recherchent la robustesse par rapport à une certaine tâche à accomplir (quantifiée par la fonction de tâche). Ma contribution porte principalement sur les asservissements visuels dynamiques.

Le problème des asservissements visuels a également été abordé du point de vue de la vision. Là encore, les efforts ont été portés sur la robustesse. Le but que poursuit chaque équipe de recherche est d'obtenir un moyen simple et efficace de réaliser des asservissements visuels sur des scènes du «monde réel» donc par définition complexes.

## 1.1 La mesure visuelle

### 1.1.1 Position du capteur

Les capteurs visuels peuvent être déportés (*eye to hand*, figure 1.1), c'est à dire montés sur un support fixe ou mobile et regardant à la fois le robot et l'objet d'intérêt, ou embarqués (*eye in hand*, figure 1.2), c'est à dire montés sur l'organe terminal du robot et regardant l'objet d'intérêt.

Le choix de la configuration dépend essentiellement de la tâche à exécuter. Par exemple, pour un suivi de cible, il est judicieux de placer la caméra sur le robot de manière à ce que l'image vue soit sensiblement toujours la même quelques soient les mouvements du robot et de la cible. Il peut être intéressant de

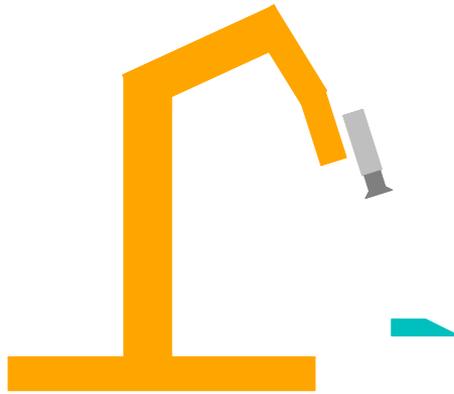


FIG. 1.2 – Caméra embarquée.

déporter la caméra pour observer à la fois l'outil et l'objet d'intérêt. Néanmoins, cette solution, si la caméra est fixe, implique que les objets de la scène restent dans l'image, ce qui signifie que le robot doit évoluer dans une zone de travail relativement restreinte. Cette configuration se prête particulièrement bien à la robotique chirurgicale car la zone de travail y est souvent très petite [Krupa03b, Ginhoux04b]. La plupart des applications utilisent la configuration où la caméra est embarquée. Le lecteur pourra se référer aux travaux de Brad Nelson [Nelson94] sur les stratégies de placement des capteurs visuels.

### 1.1.2 Mesure 3D

Mesure 3D, implique reconstruction 3D, c'est à dire une estimation, à partir des primitives visuelles de la scène, de la position relative entre la caméra et un ou plusieurs objets de la scène. La situation monocaméra est la plus courante. Elle nécessite, pour la reconstruction une connaissance de la géométrie de la scène (dimensions, modèle CAO des objets). Lorsqu'on dispose d'une tête stéréo, voire de plus de 2 caméras, il est possible de faire la reconstruction sans connaissance a priori de la géométrie de la scène [Rizzi96].

L'approche 3D est la plus intuitive et c'est sans doute pour cela qu'elle a été implémentée en premier [Shirai73, Hill79]. A cette époque, la période de l'asservissement visuel était de l'ordre de la dizaine de secondes. Ce n'était d'ailleurs pas vraiment un asservissement mais plutôt une commande séquentielle de type «look then move». Dans, [Hill79], des marqueurs lumineux ont été utilisés pour faciliter le processus de reconstruction 3D.

Il existe une vaste littérature traitant des méthodes de reconstruction 3D. Les primitives utilisées sont souvent des points [Tsai87, Horaud89, Haralick91, DeMenthon95] ou des segments [Lowe87, Dhome89]. La figure 1.3 décrit le schéma de principe d'un asservissement visuel basé sur une mesure 3D. La consigne  $p^*$  est un vecteur donnant les coordonnées d'attitude désirées de l'objet par rapport à la caméra. Cette consigne est comparée à la mesure  $\hat{p}$  issue d'un algorithme de reconstruction 3D. Le correcteur fournit au robot les commandes adéquates pour que  $\hat{p}$  converge vers  $p^*$ . La structure de ce correcteur sera détaillée par la suite.

A priori, la mesure  $\hat{p}$  peut être exprimée dans n'importe quel repère. De plus, on peut choisir pour la représentation de la rotation n'importe quelle décomposition [Spong87] (angles d'Euler, roulis tangage lacet, angle/axe, ...). Mais il s'avère que certains choix sont plus judicieux que d'autres. Par exemple, en exprimant la position de la cible dans le repère courant de la caméra et non dans un repère lié à l'environnement, on évite d'introduire dans le calcul de  $\hat{p}$  le modèle géométrique du robot et donc le bruit de quantification dû aux codeurs incrémentaux. De plus, en faisant ce choix, on garantit une trajectoire rectiligne de l'origine du repère lié à la cible dans l'image de la caméra lorsqu'on utilise une commande cinématique [Martinet96]. Pour la décomposition de la rotation, on préférera une représentation qui ne soit pas singulière dans la zone de travail. La décomposition angle/axe est souvent choisie car sa seule singularité est pour une rotation de  $2\pi$  [Malis98].

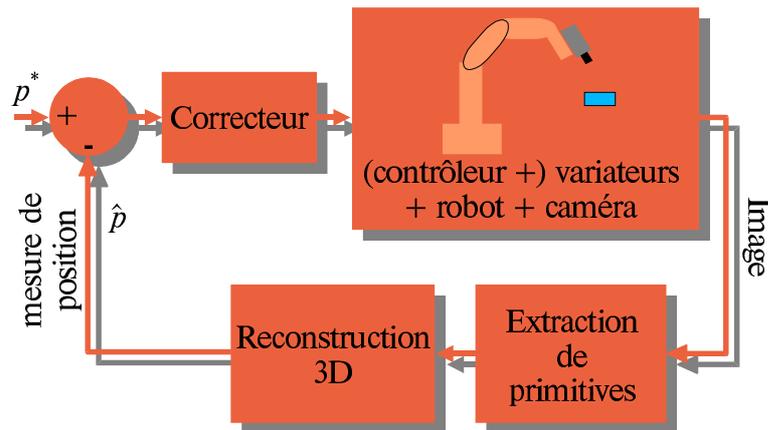


FIG. 1.3 – Asservissement visuel 3D.

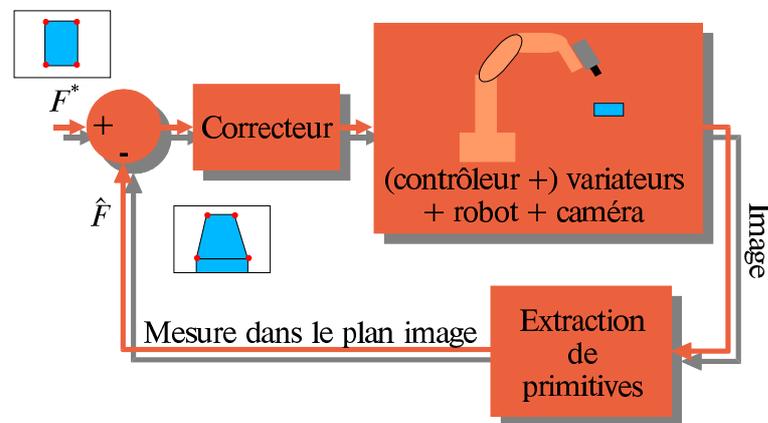


FIG. 1.4 – Asservissement visuel 2D.

La recherche dans le domaine des asservissements visuels 3D n'est plus très active depuis une dizaine d'années. Une des dernières réalisations publiées est décrite dans [Wilson96]. Il s'agit d'un suivi de cible à 5 degrés de liberté sur une pièce manufacturée simple. L'asservissement est cadencé à 60 Hz. Un filtre de Kalman permet de lisser la mesure de position de l'objet en utilisant un modèle de déplacement à vitesse constante.

### 1.1.3 Mesure 2D

Le premier à avoir introduit la notion d'asservissement visuel 2D (*image-based visual servoing*) fut Weiss [Weiss84, Weiss87]. L'idée est de réaliser un asservissement dont la grandeur asservie n'est pas une position, comme en 3D, mais directement des grandeurs issues de l'image comme l'indique la figure 1.4. Le but est de faire converger les primitives  $\hat{F}$  de l'image mesurée vers les primitives  $F^*$  désirées.

La consigne  $F^*$  est donc spécifiée en terme d'image et non en terme de position. Le plus souvent  $F^*$  est initialisée lors d'une phase d'apprentissage : on ramène le manipulateur à la position désirée par rapport à la cible et on mémorise dans  $F^*$  les coordonnées des primitives à cet endroit. Pour qu'il y ait unicité de la position de la caméra par rapport à la cible pour une image donnée, il est nécessaire d'utiliser au moins 4 points [Michel93].

L'élément-clé de l'asservissement visuel 2D est le Jacobien image. Le formalisme de la fonction de tâche [Samson91] le désigne sous le nom de *matrice d'interaction*  $L_s^T$ . Dans le cas général, il s'agit de l'interaction entre le mouvement relatif de la caméra par rapport à la scène représenté par un torseur cinématique  $\mathcal{T}$  et la variation des mesures représentée par un vecteur des vitesses des mesures  $\dot{s}$ . Dans ce cas précis,

les mesures sont les coordonnées  $F$  des primitives ponctuelles dans l'image, donc  $s = F$ . On a alors :

$$\dot{F} = L_F^T \mathcal{T}$$

Pour un point de coordonnées  $(x, y)$ , la matrice d'interaction est donnée par [Hutchinson96, Chaumette02] :

$$L_{(x,y)}^T = \begin{pmatrix} -f/Z & 0 & x/Z & xy/f & -(f^2 + x^2)/f & y \\ 0 & -f/Z & y/Z & (f^2 + y^2)/f & -xy/f & -x \end{pmatrix} \quad (1.1)$$

où  $Z$  est la profondeur du point considéré le long de l'axe optique de la caméra et  $f$  est la longueur focale. On a donc :

$$(\dot{x}, \dot{y})^T = L_{(x,y)}^T \mathcal{T}$$

où  $\mathcal{T}$  est le torseur cinématique du repère associé à la caméra exprimé dans ce repère. On peut noter que la seule information tridimensionnelle contenue dans ce jacobien image est la profondeur  $Z$ . D'autre part, on voit que  $Z$  n'intervient que sur les termes de translation du torseur cinématique.

Un grand nombre d'applications utilisent des primitives ponctuelles et donc un schéma de commande basé sur le Jacobien image (1.1). Mais il est possible de trouver une telle matrice pour des primitives plus complexes : des droites [Espiau92], des sphères, cercles et cylindres [Chaumette90] ou encore des moments [Tahri04].

La commande 2D sera détaillée formellement par la suite. On en donne ici une explication plus qualitative. Par exemple dans le cas de primitives ponctuelles, la différence  $F^* - \hat{F}$  issue du comparateur donne les coordonnées de vecteurs dont l'origine est à la position courante des primitives dans l'image et dont l'extrémité pointe vers la position désirée des primitives dans l'image. Si on commande le robot de manière à ce que les vitesses dans l'image des primitives courantes soient proportionnelles à  $F^* - \hat{F}$ , alors  $\hat{F}$  converge vers  $F^*$  selon une loi exponentielle décroissante fonction du temps. Pour commander le robot de cette manière, on utilise la pseudo-inverse du Jacobien image  $L_F^{T+}$  qui multiplié par  $F^* - \hat{F}$  donne le torseur cinématique correspondant. Ensuite, il est facile de convertir ce torseur cinématique (du repère caméra) en consignes de vitesses articulaires, grâce au Jacobien du robot.

Une telle loi de commande garantit donc une convergence exponentielle des primitives courantes vers les primitives désirées. De plus, la trajectoire des primitives dans l'images – s'il s'agit de points – est sensiblement rectiligne. Le principal avantage de cette commande est qu'elle nécessite que très peu d'informations : seule la profondeur  $Z$  et les paramètres de calibration de la caméra sont nécessaires et bien souvent une estimation grossière fait l'affaire [Espiau95].

Cette loi de commande peut également être vue comme une optimisation de Gauss-Newton (méthode de Newton approchée). Le critère à minimiser est la fonction de tâche  $e = \hat{F} - F^*$ , la résolution du critère se fait en bougeant le robot puis en mesurant les primitives dans l'image courante et la direction de la plus grande pente du gradient est donnée par la pseudo-inverse du Jacobien image. Dans [Malis04] Malis fait un inventaire de toutes les méthodes d'optimisations basées sur le gradient et en dresse un comparatif en terme de performance. Il y propose également une amélioration du processus de minimisation qui garantit des trajectoires plus optimales de la fonction de coût.

Le principal problème avec ces méthodes d'optimisation est la présence de minima locaux. Plus la position de départ est éloignée de la position à atteindre, et plus les risques de «tomber» dans un tel minimum sont grands. À cet endroit, les commandes calculées sont nulles même si la fonction de tâche  $e$  n'est pas nulle.

Un autre problème des asservissements 2D est intrinsèque à la méthode. En effet, comme on l'a vu, ce sont les trajectoires des primitives dans l'image qui sont contrôlées. Il n'y a aucune prise en compte de la trajectoire qu'effectue la caméra dans l'espace. Et il se trouve que, dans certaines configurations, celle-ci peut être particulièrement difficile à réaliser pratiquement.

Un problème connu sous le nom de *Chaumette conundrum* ou «problème d'avance/retrait» [Corke01, Malis04] est illustré par la figure 1.5. La position courante de la caméra correspond aux points  $A, B, C, D$  dans l'image et la position à atteindre aux points  $A^*, B^*, C^*, D^*$ . Comme les primitives se déplacent suivant des droites dans l'image avec la commande 2D, les points vont donc se déplacer suivant les flèches. Or un tel déplacement des primitives correspond à un retrait de la caméra suivant son axe optique, en théorie jusqu'à l'infini. C'est principalement pour contourner ce genre de problème qu'on a imaginé les méthodes hybrides.

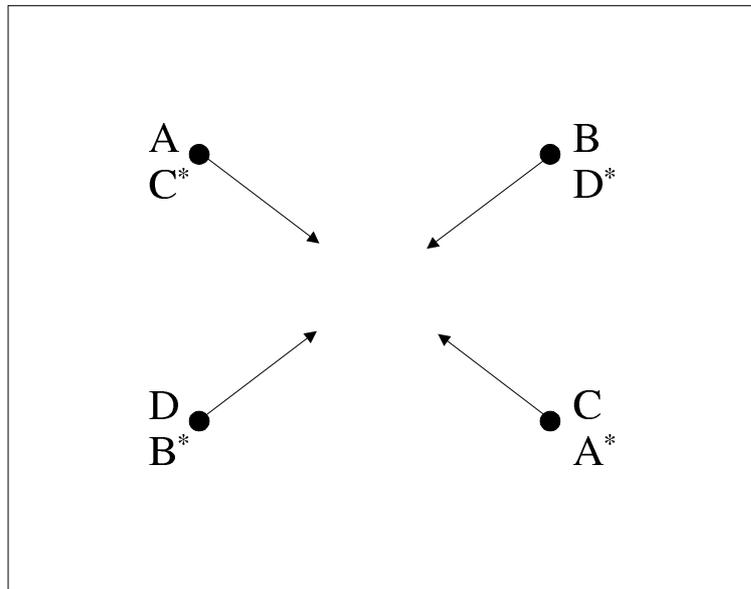


FIG. 1.5 – Problème d'avance/retrait.

### 1.1.4 Mesure hybride

Le problème d'avance/retraite de la figure 1.5 pourrait être résolu très simplement grâce à une commande qui génère une rotation de  $\pi$  autour de l'axe optique de la caméra. Mais pour cela, la rotation devrait être contrôlée par une méthode 3D. C'est le principe de la commande 2D1/2. Il y a séparation de la commande de la rotation de celle de la translation comme l'illustre la figure 1.6.

Une première boucle qui a pour consigne  $p_e^*$  a pour but de contrôler la trajectoire dans l'image d'un point de référence de la cible. Ce point décrira, tout comme dans la commande 2D, une droite dans l'image. Il est judicieux de choisir ce point au milieu de l'image pour maximiser les chances qu'aucun autre point de la cible ne quitte l'image au cours du déplacement. Mais il n'y a aucune garantie.

Le vecteur  $p_e^*$  est constitué de 3 coordonnées : les 2 coordonnées dans l'image du point de référence et une troisième coordonnée,  $\ln(Z)$  qui représente le logarithme de la profondeur de ce point. On parle alors de coordonnées étendues. La référence  $p_e^*$  est comparée à la mesure  $\hat{p}_e$  et fournit l'erreur de l'asservissement. On note que la troisième coordonnée de l'erreur est  $\ln(Z^*/Z)$  qui peut être estimée grâce au calcul en ligne de l'homographie entre l'image courante et l'image désirée [Malis98, Malis99].

Cette homographie, si elle ne fournit la translation qu'à un facteur d'échelle près, permet par contre de fournir intégralement les paramètres de la rotation entre les images courantes et désirées. Cette rotation est modélisée par un vecteur unitaire  $u$  et un angle  $\theta$ . La rotation de référence,  $u\theta^*$ , vaut normalement 0. Elle est comparée à la rotation courante  $\hat{u}\theta$  qui est obtenue par le calcul de l'homographie. Avec la commande 2D1/2, La trajectoire angulaire de la caméra est une géodésique : une rotation autour de l'axe entre l'image initiale et l'image désirée.

Le principal avantage de la commande 2D1/2 est qu'elle ne nécessite pas de connaissance de la géométrie de la cible. La commande 2D1/2 exhibe une matrice de commande triangulaire par bloc – ce qui indique un bon découplage des actions 2D et 3D – et toujours de plein rang sauf en de rares configurations particulières jamais rencontrées en pratique. Grâce à cette forme particulière, Malis a pu trouver, en fonction des incertitudes de calibration, les conditions analytiques assurant la stabilité du système. Dans, [Morel00], Morel *et al.* utilisent pour les coordonnées étendues  $p_e$ , une troisième coordonnée tenant compte explicitement de la contrainte de visibilité des primitives. Cette commande vise à garantir que les primitives ne quittent pas l'image durant la trajectoire. Malheureusement, à cause de la forme plus complexe de la matrice de commande, il est plus difficile de trouver les conditions de stabilité en présence d'erreurs de calibration.

Deguchi propose dans [Deguchi98] une méthode hybride complémentaire du 2D1/2. Il utilise la trans-

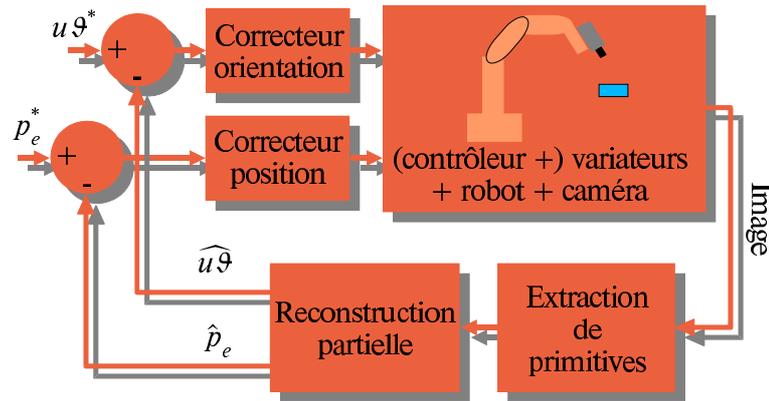


FIG. 1.6 – Asservissement visuel 2D1/2.

lation à un facteur d'échelle près issue de la décomposition de la matrice d'homographie entre l'image courante et l'image désirée pour contrôler la partie translation de l'asservissement. La rotation est contrôlée avec la pseudo-inverse du Jacobien image. Néanmoins, cette approche n'est pas aussi performante que le 2D1/2 notamment par rapport au problème d'avance/retrait de la figure 1.5 [Gans02].

Dans [Corke01], un autre type de partitionnement de la commande est proposé. Il y a séparations entre les composantes autour et le long de l'axe  $z$  du repère caméra et les composantes autour et le long des axes  $x$  et  $y$  de ce même repère :

$$\dot{F} = L_{xy}^T \mathcal{T}_{xy} + L_z^T \mathcal{T}_z$$

avec  $L_{xy}^T$  constituée des colonnes  $\{1, 2, 4, 5\}$  de la matrice d'interaction 1.1 et  $L_z^T$  constituée des colonnes  $\{3, 6\}$  de cette même matrice. Le même partitionnement est réalisé avec le torseur cinématique  $\mathcal{T}$  pour obtenir  $\mathcal{T}_{xy}$  et  $\mathcal{T}_z$ . Les grandeurs de mesure pour la commande le long et autour des axes  $x$  et  $y$  sont classiquement les erreurs entre les coordonnées des points courants et désirés. Par contre, pour ce qui concerne le mouvement le long et autour de l'axe  $z$  c'est respectivement la surface et l'angle autour de l'axe optique des points dans l'image qui sont utilisés. Il y a découplage complet entre ces deux mouvements : une rotation de l'image ne change pas sa surface et un zoom de l'image ne change pas son orientation.

Cette commande permet de traiter parfaitement le problème de la figure 1.5 : la caméra effectue une rotation autour de son axe optique.

## 1.2 La commande

Dans la partie 1.1, nous avons déjà largement abordé la commande. Dans cette partie nous détaillons de manière plus formelle comment passer de la mesure visuelle aux grandeurs de commande appliquées au robot.

### 1.2.1 Commande séquentielle

La commande séquentielle, aussi désignée sous le nom de «look then move», consiste en la séquence suivante :

1. La caméra observe la scène : acquisition d'une image ou d'une séquence d'images.
2. Analyse de(s) image(s) : la commande génère une trajectoire à exécuter par le manipulateur.
3. Le manipulateur se déplace en boucle (visuelle) ouverte suivant la trajectoire pré-calculée.
4. Éventuellement, le processus peut être répété jusqu'à convergence d'un critère.

Cette technique est particulièrement bien adaptée aux systèmes qui sont bien modélisés. En effet, ce n'est pas à proprement parlé un asservissement visuel car la commande n'est pas réactualisée en permanence. Le déplacement du robot s'effectue «en aveugle» et si des erreurs viennent entacher le processus de planification de trajectoire, le robot n'atteindra pas son but.

Ce type de commande est souvent utilisée lorsqu'un objet suit une trajectoire prévisible. Par exemple, la société Toshiba a développé un robot qui joue au beach-volley. Il est doté d'un système de vision stéréo qui analyse la trajectoire de la balle une fois qu'elle a quitté la raquette du joueur adverse. Le robot déplace alors sa raquette au point de contact prévu avant de frapper la balle. Une telle stratégie ne peut évidemment pas compenser d'éventuelles perturbations comme celles qui pourraient être dues au vent.

Un autre exemple est donné dans [Allen93] où Allen *et al.* décrit un système capable de saisir au vol un train miniature roulant sur une voie circulaire. Le système analyse dans un premier temps la trajectoire en fonction du temps du train. Puis, il génère la trajectoire adéquate pour que la pince du robot saisisse le train. Enfin la trajectoire est réalisée en aveugle par le robot.

Le système décrit dans [Miura02] est légèrement différent car il met en oeuvre une série de séquences de mouvements du robot qui correspondent à un algorithme d'optimisation de type simplexe. Les variables à optimiser sont les coordonnées articulaires du robot. L'objectif à atteindre est défini en terme de fonction de coût qui est calculée à partir de l'image. La résolution de la fonction de coût est faite en bougeant le robot aux sommets du polyèdre flexible. Le principal avantage de cette stratégie de commande est qu'elle ne nécessite aucun modèle, ni du robot, ni de l'interaction avec l'environnement.

Ces stratégies séquentielles n'ont qu'un avantage, la simplicité. Par contre elles ne sont ni précises, ni robustes aux perturbations.

## 1.2.2 Commande cinématique

La plupart des commandes vues jusque là sont des commandes cinématiques [Espiau92, Malis99, Corke01] : les auteurs partent du principe que le robot peut être modélisé par un intégrateur pur. En d'autres termes, les effets dynamiques tels que les flexibilités ou les retards sont négligés. La raison en est que le but de ces commandes n'est pas la rapidité mais la robustesse : l'objectif est, en partant d'une image initiale, d'arriver à coup sûr à l'image de référence en garantissant la constante visibilité des primitives dans l'image et une trajectoire du manipulateur réalisable en pratique. Le gain est réglé de manière à ce que le robot se déplace relativement lentement par rapport à ses possibilités maximales et donc son comportement dynamique peut être simplifié.

Nous détaillons dans ce qui suit 2 types de commandes cinématiques : la 3D et la 2D. Pour ce qui est des commandes hybrides, comme le 2D1/2, nous invitons le lecteur à se référer aux publications correspondantes.

### Commande cinématique 3D

Le but de l'asservissement est d'amener le robot de la position courante  $\hat{p}$  vers la position désirée  $p^*$  par rapport à la cible (voir figure 1.7). Soit  $\hat{p}$  le vecteur de mesure :

$$\hat{p} = \begin{bmatrix} {}^c t_{co} \\ {}^c r_{c*c} \end{bmatrix}$$

où  ${}^c t_{co}$  est le vecteur de translation entre le repère caméra courant  $R_c$  et le repère lié à l'objet  $R_o$  exprimé dans  $R_c$ . Le vecteur  ${}^c r_{c*c}$  représente les coordonnées dans  $R_c$  de la rotation entre le repère caméra désiré  $R_c^*$  et  $R_c$ . D'autre part  $p^*$  est la valeur de référence du vecteur de mesure :

$$p^* = \begin{bmatrix} {}^{c*} t_{c*o} \\ \mathbf{O}_{3 \times 1} \end{bmatrix}$$

où  ${}^{c*} t_{c*o}$  est la translation désirée entre  $R_c^*$  et  $R_o$  exprimée dans  $R_c^*$ . Pour la partie rotation, lorsque  $\hat{p} = p^*$  on a bien  ${}^c r_{c*c} = \mathbf{O}_{3 \times 1}$ .

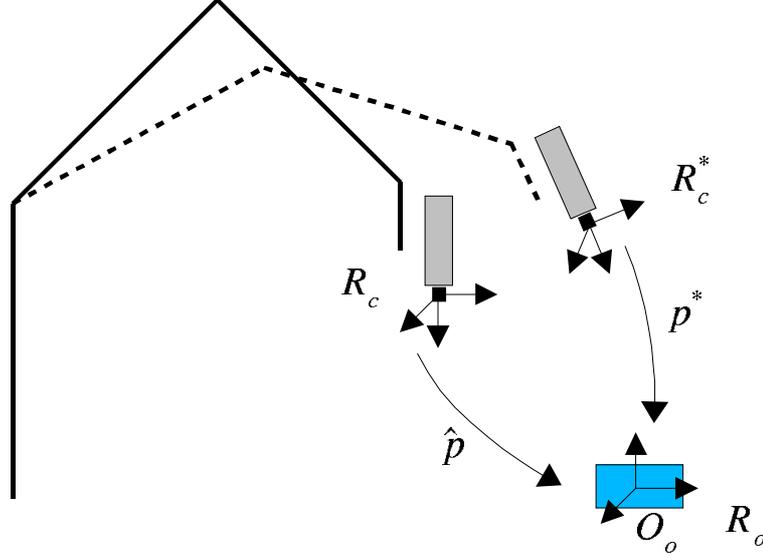


FIG. 1.7 – Commande cinématique 3D.

Soit  $e$  la fonction de tâche définie par  $e = \hat{p} - p^*$ . La matrice d'interaction  $L_p^T$  qui relie la dérivée temporelle de la mesure  $\hat{p}$  au torseur cinématique  $\mathcal{T}$  du repère caméra est donnée par :

$$L_p^T = \begin{bmatrix} -I_3 & [{}^c\mathbf{t}_{co}]_{\times} \\ O_3 & L_r^T \end{bmatrix}$$

avec  $L_r^T$ , le Jacobien  $3 \times 3$  reliant les vitesses des coordonnées de la rotation  ${}^c\mathbf{r}_{c*c}$  aux coordonnées du vecteur vitesse de rotation du repère caméra (les 3 dernières coordonnées de  $\mathcal{T}$ ). Dans le cas particulier où on utilise la décomposition angle/axe  $\mathbf{u}\theta$  pour la rotation, on a (voir [Malis98]) :

$$L_r^T = L_{u\theta}^T = I_3 + \frac{\theta}{2} \text{sinc}^2\left(\frac{\theta}{2}\right) [\mathbf{u}]_{\times} + \left(1 - \text{sinc}\left(\frac{\theta}{2}\right)\right) [\mathbf{u}]_{\times}^2$$

On a donc  $\dot{\hat{p}} = L_p^T \mathcal{T}$ . Soit  $\mathcal{T}_c$ , le torseur cinématique de commande envoyé au robot. On réalise la commande :

$$\mathcal{T}_c = -k \hat{L}_p^T e \quad (1.2)$$

avec  $k$ , un réel positif qui est le gain de l'asservissement et  $\hat{L}_p^T$  une estimation de  $L_p^T$  connue aux erreurs de modélisation près. Si on suppose que le robot réagit instantanément et sans dynamique, on a  $\hat{p} = L_p^T \mathcal{T}_c$ . Or  $\dot{e} = \dot{\hat{p}} - \dot{p}^* = \dot{\hat{p}} = L_p^T \mathcal{T}_c$ . En injectant (1.2) dans cette équation et en supposant que  $L_p^T$  est parfaitement connue, on obtient  $\dot{e} = -ke$  donc  $e(t) = e(0)e^{-kt}$  où  $e(0)$  est la valeur de la fonction de tâche à l'instant  $t = 0$ .

Finalement, on en déduit la loi de variation de la mesure en fonction du temps :

$$\begin{cases} {}^c\mathbf{t}_{co}(t) &= {}^c\mathbf{t}_{c*o} + e^{-kt} ({}^c\mathbf{t}_{co}(0) - {}^c\mathbf{t}_{c*o}) \\ {}^c\mathbf{r}_{c*c}(t) &= {}^c\mathbf{r}_{c*c}(0) e^{-kt} \end{cases}$$

Remarques :

- La trajectoire  ${}^c\mathbf{t}_{co}(t)$  est une droite dans le repère caméra. C'est donc également une droite dans l'image. On en déduit que l'origine du repère  $R_o$  attaché à la cible a une trajectoire rectiligne dans l'image. C'est le seul point pour lequel on est sûr que sa trajectoire ne sortira pas de l'image.

- ${}^c\mathbf{r}_{c*c}(t)$  décrit également une droite. Si on a choisit la décomposition angle/axe, la trajectoire décrite par  ${}^c\mathbf{r}_{c*c}(t)$  suit l'axe de la rotation entre l'image initiale et l'image finale. Le repère caméra va donc tourner autour de cet axe, décrivant ainsi une géodésique. Un autre choix pour la décomposition de la rotation est possible mais seule la décomposition angle/axe garantit une trajectoire optimale.
- Le comportement de cet asservissement – en utilisant la décomposition angle/axe – est très proche de celui de la commande 2D1/2 (voir l'état de l'art de [Zanne03]). La supériorité de la commande 2D1/2 par rapport à cette commande 3D réside dans le fait qu'il n'est pas nécessaire de connaître le modèle géométrique de la cible. De plus, il est possible de prouver la stabilité de la commande 2D1/2 en présence d'incertitudes ce qui n'est pas possible avec la commande 3D.

### Commande cinématique 2D

Dans la commande cinématique 2D, les mesures  $F$  sont directement des paramètres issus de l'image, comme par exemple les coordonnées des barycentres des points dans l'image. Nous traiterons ce cas particulier dans cette partie car les points sont les primitives les plus couramment employées.

Soit  $\hat{F} = [x_1 \ y_1 \ \dots \ x_n \ y_n]^T$  le vecteur  $2n \times 1$  des mesures dans l'image avec  $(x_i \ y_i)$  les coordonnées des points dans l'image. La matrice d'interaction  $L_F^T$  relie la vitesse de  $\hat{F}$  au torseur cinématique  $\mathcal{T}$  du repère caméra :

$$\dot{\hat{F}} = L_F^T \mathcal{T}$$

avec  $L_F^T$  constituée de  $n$  matrices  $L_{(x,y)}^T$  (1.1) empilées. Soit la fonction de tâche  $e = \hat{F} - F^*$ . La loi de commande la plus couramment rencontrée est la suivante :

$$\mathcal{T}_c = -k \hat{L}_F^{T+} e$$

avec  $\hat{L}_F^{T+} = (L_F^T)^{-1}$  si  $n = 3$  et  $\hat{L}_F^{T+} = (L_F^T L_F^T)^{-1} L_F^T$  la pseudo-inverse de  $L_F^T$  si  $n > 3$ .  $k$  est le gain positif de l'asservissement et  $\hat{L}_F^{T+}$  est une estimée de  $L_F^T$  connu aux erreurs de modélisation près.

$\mathcal{T}_c$  est envoyé à la commande du robot qui est supposé réagir instantanément et sans dynamique. On a donc  $\dot{\hat{F}} = L_F^T \mathcal{T}$  avec  $\mathcal{T} = \mathcal{T}_c = -k \hat{L}_F^{T+} e$ . D'où :

$$\dot{\hat{F}} = -k L_F^T \hat{L}_F^{T+} e$$

Comme  $\dot{e} = \dot{\hat{F}}$ , on a finalement :

$$\dot{e} = -k L_F^T \hat{L}_F^{T+} e$$

Si  $n = 3$  et si on suppose qu'on a parfaitement modélisé la matrice d'interaction, alors  $\hat{L}_F^T = L_F^T$  et donc  $\dot{e} = -ke$  ce qui conduit à  $e(t) = e(0)e^{-kt}$  où  $e(0)$  est la valeur de  $e$  à l'instant  $t = 0$ .

Si  $n > 3$ , il y a plus de contraintes ( $2n$ ) dans l'image que de degrés de liberté (6). La matrice  $L_F^T \hat{L}_F^{T+}$  n'est pas l'identité et il apparaît des couplages entre les trajectoires. Néanmoins, le comportement de l'asservissement sera tel que les trajectoires des points dans l'image seront «le plus possible» des droites au sens des moindres carrés. Avec cette loi de commande il n'est pas possible de prouver la convergence de  $\hat{F}$  vers  $F^*$  néanmoins, dans la pratique on constate un bon comportement lorsque l'erreur est faible. Néanmoins, on peut démontrer la convergence vers 0 de la fonction de tâche après avoir fait intervenir une matrice de combinaison  $C$  de rang 6 qui permet de réduire la fonction de tâche à 6 états commandables dans l'image :  $e = C(\hat{F} - F^*)$ . Si on définit  $C = L_{F^*}^{T+}$ , l'estimée de la pseudo-inverse de la matrice d'interaction calculée au point désiré  $F^*$ , alors la loi de commande devient  $\mathcal{T}_c = -k L_{F^*}^{T+} (\hat{F} - F^*)$ . Le comportement de  $e$  est régit par l'équation :

$$\dot{e} = -k L_{F^*}^{T+} L_F^T e \quad (1.3)$$

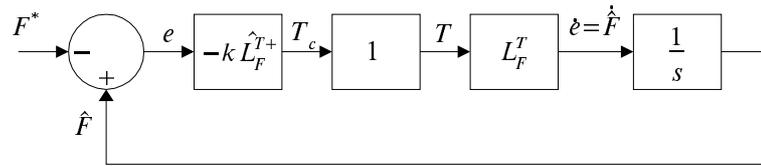


FIG. 1.8 – Schéma-bloc d'un asservissement visuel 2D.

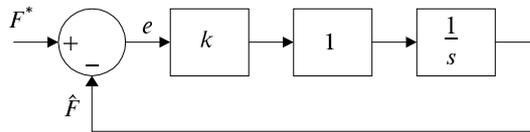


FIG. 1.9 – Schéma-bloc équivalent d'un asservissement visuel 2D.

La convergence est garantie pour  $L_{F^*}^T + L_F^T > 0$ . Par contre, lorsque  $e$  est nul, il n'y a aucune garantie que  $\hat{F}$  soit égal à  $F^*$ . Cela se produit lorsque  $(\hat{F} - F^*)$  est dans le noyau de  $L_{F^*}^T + L_F^T$ . Le lecteur pourra se référer à [Chaumette98] pour une étude comparative qualitative des 2 lois de commandes lorsque  $n > 3$ .

Remarques :

- Lorsque  $n = 3$ , il existe plusieurs configurations pour lesquelles la matrice d'interaction est singulière, en particulier lorsque les 3 points sont alignés dans l'image ou encore s'ils appartiennent à un cylindre dont l'axe coïncide avec l'axe optique de la caméra [Papanikolopoulos95].
- Dans cette partie, pour la commande 3D comme pour la commande 2D, nous avons négligé l'effet dû au déplacement de la cible. Certains travaux ont tenté d'estimer ce déplacement afin d'introduire dans la loi de commande une compensation de son effet [Wilson96, Bensalah96]. Cette estimation se base souvent sur un modèle de déplacement de la cible à vitesse constante couplé à un filtre de Kalman. On peut néanmoins noter que si aucune information n'est disponible quant à la dynamique de la cible, une telle estimation n'est d'aucune utilité.

### 1.2.3 Commande dynamique

La commande dynamique a pour objectif de maximiser les performances dynamiques de la boucle de vision. Pour cela, il est nécessaire de tenir compte de tous les effets dynamiques (retards, modes oscillants mécaniques, constantes de temps électriques, ...) dans la synthèse de la loi de commande.

Un asservissement visuel cinématique peut se mettre sous la forme d'un schéma-bloc. Par exemple, la figure 1.8 représente un asservissement visuel 2D. Si on fait l'approximation  $L_{F^*}^T L_F^T + L_F^T = I$  ( $n=3$ , on a 3 points dans l'image), alors ce schéma bloc peut se simplifier et est équivalent à celui indiqué par la figure 1.9.

Le bloc unitaire modélise le comportement approché du robot dont on a négligé les dynamiques. Un tel asservissement avec un gain proportionnel a un comportement correspondant à une réponse du premier ordre sans erreur statique (classe 1), donc assure une convergence exponentielle de la mesure vers la consigne.

De plus, un tel asservissement est stable – en théorie – quelque soit la valeur du gain  $k$  avec une marge de phase toujours supérieure à 90 degrés. Il existerait donc toujours une valeur de  $k$ , quelque soit la bande passante requise. Dans la pratique, il y a évidemment une limite pour  $k$ . Pour mettre cela en évidence, il suffit de rajouter un retard modélisant les temps de transfert et de traitement d'image qui sont inévitables en asservissement visuel. De plus, un asservissement visuel est forcément un asservissement numérique et il est nécessaire pour le modéliser correctement de tenir compte de l'effet de l'échantillonnage et du bloqueur d'ordre 0 (voir figure 1.10).

Le système échantillonné décrit par la figure 1.10 de fonction de transfert en boucle fermée  $T(z) = \frac{kT_e}{z^2 - z + kT_e}$  est stable pour  $0 < k < 1/T_e$ . Même en négligeant le retard pur dû au transfert de l'image et en ne tenant compte que du bloqueur d'ordre 0 modélisant le convertisseur numérique/analogique, il faut

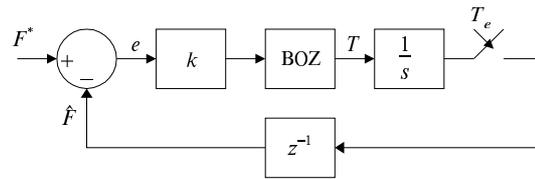


FIG. 1.10 – Schéma-bloc équivalent d'un asservissement visuel 2D échantillonné.

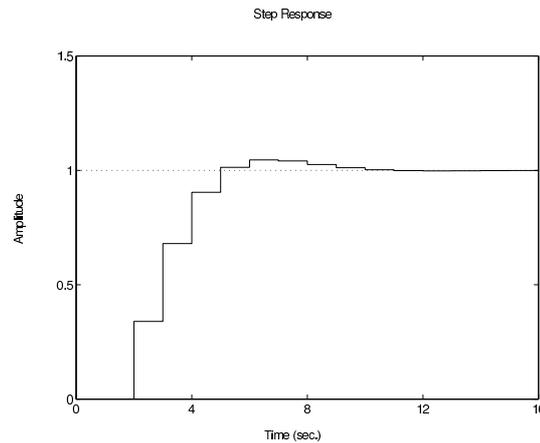


FIG. 1.11 – Réponse d'un asservissement 2D avec un gain de 0.34.

que  $0 < k < 2/T_e$  pour que le système soit stable. On démontre ici les effets sur la stabilité des simples retards dus au bloqueur et au transfert/traitement de l'image qui sont habituellement négligés dans le cas d'une commande cinématique. De plus, dans cet exemple, on n'a pas tenu compte des dynamiques du manipulateur qui est modélisé par un transfert unitaire. Il est clair que le modèle dynamique du manipulateur influence également grandement la marge de stabilité du système bouclé.

Sur la figure 1.11 est donnée la réponse indicielle du système décrit par la figure 1.10 pour un gain  $k$  de 0.34, c'est à dire un gain donnant un comportement équivalent à un second ordre d'amortissement  $1/\sqrt{2}$  avec une période  $T_e = 1s$ . On sait que le temps de réponse à 5% est optimum pour cet amortissement. Dans ce cas, on a un temps de réponse de 5s. Si on fait une synthèse d'un correcteur à réponse pile, on peut avoir simplement avec le correcteur  $C(z) = \frac{z}{z+1}$  une réponse pile en 2s. Comme on le voit ici, le fait d'utiliser un correcteur différent d'un simple gain permet d'obtenir une réponse beaucoup plus rapide avec un temps d'établissement fini. Ceci montre que pour obtenir de bonnes performances dynamiques il est nécessaire de modéliser finement les effets dynamiques de la boucle de vision et d'avoir recours à un correcteur plus sophistiqué qu'un simple proportionnel.

Papanikolopoulos [Papanikolopoulos92, Papanikolopoulos93] fut un des premiers à s'intéresser à l'influence des retards dans la boucle de vision. Il testa notamment une stratégie de type LQG pour améliorer les performances de l'asservissement. Il testa également une commande en couple du manipulateur par découplage non linéaire mais constata qu'elle n'était pas viable notamment à cause du bruit de mesure et la faible fréquence d'échantillonnage. Corke fut le premier à intégrer dans la synthèse du correcteur de la boucle de vision un modèle dynamique linéaire du manipulateur [Corke96b, Corke96a]. Il utilisa une stratégie de type placement de pôles pour la synthèse du correcteur. Il expérimenta cette commande sur un système simple et bien découplé – une caméra «pan/tilt» – qui se prête particulièrement bien à une modélisation linéaire. Il démontra l'intérêt de la modélisation dynamique pour obtenir de meilleures performances. Kelly [Kelly96] et plus récemment Zergeroglu [Zergeroglu99] proposèrent une modélisation non linéaire de la boucle de vision. Ils ont utilisé le modèle dynamique non linéaire complet du manipulateur obtenu à partir des équations d'Euler-Lagrange pour un robot simple à 2 degrés de liberté. Ils démontrèrent des propriétés de stabilité asymptotique de la boucle de vision en présence d'incertitudes. La prise en compte des effets dynamiques dans la boucle de vision se heurte à un certain nombre de

problèmes :

1. Une loi empirique en automatique impose que la période d'échantillonnage d'un asservissement numérique soit au moins 5 fois plus petite que la constante de temps dominante du système. Étant données les constantes de temps mécaniques habituellement rencontrées sur les robots, ceci impose une fréquence d'échantillonnage d'au moins  $50\text{Hz}$  (valable pour les axes les plus lents d'un robot) sachant qu'un optimum se situe plutôt aux alentours du  $k\text{Hz}$  qui est la fréquence habituellement utilisée par les contrôleurs de robot pour la boucle de position. Papanikolopoulos s'est clairement heurté à ce problème car la fréquence d'échantillonnage de sa boucle visuelle était inférieure à  $30\text{Hz}$ . Corke utilisa une caméra CCIR dont il exploita séparément la trame paire et la trame impaire pour obtenir une fréquence d'échantillonnage de  $50\text{Hz}$ , suffisante pour tenir compte des dynamiques du système pan/tilt utilisé. Néanmoins, l'utilisation de «vision chip» [Nakabo98, Nakabo00] ou de caméras rapides [Ginhoux04a] conjuguée avec une puissance de traitement de plus en plus importante, permet aujourd'hui de réaliser aisément des asservissements visuels rapides au-delà des  $500\text{Hz}$ .
2. La plupart des travaux traitant des effets dynamiques en asservissement visuel utilisent un système robotique simple constitué d'au plus 3 degrés de liberté. Il y a à cela une raison simple : la complexité du modèle dynamique non linéaire complet augmente de manière drastique avec le nombre d'axes. D'autre part l'utilisation d'une modélisation de type «Euler-Lagrange» – souvent utilisée pour réaliser un découplage non linéaire – implique une connaissance fine de tous les paramètres mécaniques du système (masses et matrices d'inertie des corps, frottements, ...) qui est souvent très difficile à obtenir pour un robot industriel qui a plus de 3 axes, comme le très répandu 6 axes anthropomorphe.
3. Une alternative à la modélisation dynamique non linéaire d'Euler-Lagrange est une approche linéaire basée sur un modèle dynamique linéarisé du comportement dynamique du manipulateur valable autour d'un point de fonctionnement. Ce modèle dynamique linéarisé tangent peut être obtenu très aisément à l'aide de techniques d'identifications standards. Mais dans ce cas, le modèle n'est valable qu'autour du point où il a été identifié et il est nécessaire de mettre à jour le modèle et le correcteur en cas de grands déplacements dans l'espace de travail. Corke n'a pas rencontré ce problème, malgré une approche linéaire, car le manipulateur utilisé était simple et naturellement découplé : le modèle dynamique reste constant quelque soit le point de fonctionnement. Néanmoins, cette approche ne peut être étendue à un robot plus complexe tel le 6 axes anthropomorphe.

L'approche que j'ai étudiée lors de ma thèse [Gangloff99] et plus tard [Gangloff03] consiste à utiliser un modèle dynamique linéarisé du manipulateur dont les axes sont asservis en vitesse. Les asservissements de vitesse articulaire sont présents sur pratiquement tous les robots industriels (hormis les *direct-drive*) et réalisent une linéarisation et un découplage du comportement dynamique du robot. Nous avons proposé un modèle linéaire multivariables du comportement du manipulateur dans l'espace opérationnel basé sur une identification du modèle dynamique linéarisé des asservissements articulaires de vitesse. Ce modèle est valable autour d'un point de fonctionnement du robot mais peut être facilement mis à jour en ligne en fonction de la posture du robot. Une stratégie de séquençement de gain permet de tenir compte des variations éventuelles de ce modèle.

La modélisation que nous avons proposée est certes basée sur un certain nombre d'approximations mais à l'avantage de pouvoir être simplement mis en oeuvre sur n'importe quel type de robot. Nous avons validé sa pertinence sur un robot 6 axes anthropomorphe et plus récemment sur un robot de type SCARA avec poignet [Ginhoux04a]. Dans des travaux récents, cette modélisation a été étendue à la prise en compte des flexibilités [Cuvillon04]. Nous reviendrons en détail sur cette approche dans la suite de ce mémoire.

#### 1.2.4 Génération de trajectoire

Un des problèmes de base des asservissements visuels qui a donné lieu à une riche littérature est le positionnement de l'effecteur du robot par rapport à une cible en partant d'une position initiale très éloignée de la position désirée. Les principales contraintes qu'impose la réalisation d'une telle tâche sont :  
– Les primitives de la cible ne doivent pas quitter l'image.

- La trajectoire 3D de l'effecteur doit être réalisable pratiquement.
- Erreur de positionnement théorique en fin de tâche doit tendre vers 0.

Il y a 2 approches possibles pour traiter ce problème :

1. Les asservissements aux grandes erreurs : cela correspond aux asservissements cinématiques classiques avec gain proportionnel et convergence exponentielle de l'erreur vers 0. Dans ce cas, c'est la loi de commande qui garantit le respect des contraintes.
2. Les asservissement aux petites erreurs : dans ce cas, l'erreur entre la position désirée et la position courante reste toujours très faible. La commande vise d'ailleurs à réduire le plus possible cette erreur avec la meilleure dynamique. La consigne, au lieu de passer brutalement de la position courante à la position désirée, décrit une trajectoire «lisse» partant de la position courante et aboutissant à la position désirée. Toute la difficulté du respect des contraintes se trouve déportée de la commande vers la génération de trajectoire.

Mezouar [Mezouar01, Mezouar02] a étudié ce problème en détail. Il propose deux schémas de planification de trajectoire dans l'image : l'un basé sur une stratégie de commande optimale qui tend à minimiser un critère basé sur l'énergie et l'accélération et l'autre utilisant une méthode des potentiels.

Zanne a également abordé le problème du suivi de trajectoire [Zanne03]. Il s'est intéressé à la borne supérieure de l'erreur de suivi de la trajectoire dans l'image en fonction des incertitudes de modélisation des paramètres de la caméra avec une stratégie de commande par modes glissants.

La génération de trajectoire permet donc d'utiliser les techniques d'asservissement visuel dynamique – dont on peut prouver localement la stabilité lorsque l'erreur est faible – pour des tâches robotiques nécessitant un grand déplacement de l'effecteur en garantissant les contraintes de visibilité et de réalisme du mouvement 3D. Il est ainsi possible de garantir un temps de convergence fini vers la position finale. De plus, en optimisant les performances de la boucle de vision, il est possible de minimiser l'erreur de suivi tout en maximisant la vitesse de suivi de la trajectoire par des techniques de commande prédictive par exemple.

---

# Asservissements visuels rapides

---

## Sommaire

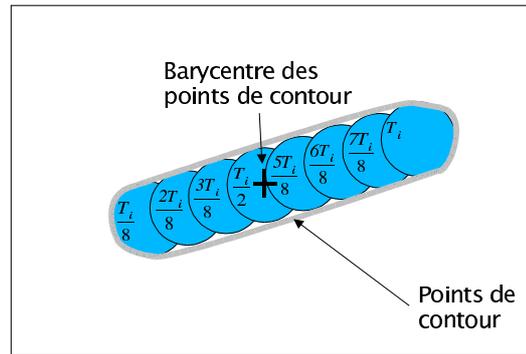
---

<b>2.1</b>	<b>Modélisation du processus d'acquisition d'image</b>	<b>46</b>
2.1.1	Le capteur	46
2.1.2	La transmission de l'information visuelle	46
2.1.3	L'acquisition de l'image	47
2.1.4	Le traitement de l'image	48
2.1.5	Bilan	49
<b>2.2</b>	<b>Modélisation du manipulateur</b>	<b>49</b>
<b>2.3</b>	<b>Modélisation de la boucle de vision</b>	<b>50</b>
2.3.1	Cas d'un asservissement visuel 2D	50
2.3.2	Cas d'un asservissement visuel 3D	52
<b>2.4</b>	<b>Prise en compte des flexibilités</b>	<b>52</b>
<b>2.5</b>	<b>Validations expérimentales</b>	<b>54</b>
2.5.1	Suivi rapide de cible	54
2.5.2	Suivi de profilé	55
<b>2.6</b>	<b>Perspectives</b>	<b>58</b>

---

Ce chapitre est consacré à la présentation de mes travaux dans le domaine des asservissements visuels dynamiques. Initiée au cours de ma thèse, je n'ai depuis cessé de travailler sur cette thématique. Le chapitre s'intitule «Asservissements visuels rapides» car la prise en compte des dynamiques a souvent comme seule finalité l'optimisation des performances dynamiques de la boucle de vision. Et cela va souvent de pair avec une fréquence d'échantillonnage plus importante de l'information visuelle, donc une caméra rapide.

Nous traiterons d'abord séparément la modélisation dynamique du processus d'acquisition d'image incluant principalement des retards. Puis nous verrons comment modéliser le manipulateur par un modèle multivariables linéarisé autour d'un point de fonctionnement. Nous verrons également comment mettre simplement ce modèle à jour lorsque le point de fonctionnement évolue. Ensuite nous placerons ces deux blocs dans un schéma-bloc globale de la boucle de vision et nous verrons comment la simplifier. La stratégie de commande sera également explicitée. Finalement, les dernières sections seront consacrées à la présentation de systèmes expérimentaux ayant servi à valider cette modélisation.

FIG. 2.1 – Effet du temps d'intégration  $T_i$ .

## 2.1 Modélisation du processus d'acquisition d'image

### 2.1.1 Le capteur

Toutes les technologies de caméra (CCD, CMOS, CID, ...) ont en commun de nécessiter un temps d'intégration de la lumière pour transformer les photons en charges électriques au sein de photosites, ou pixels. Il se trouve que ce temps d'intégration  $T_i$  n'est pas négligeable par rapport à la période d'échantillonnage de l'image  $T_e$ .  $T_i$  peut certes être réglé au moyen d'un dispositif appelé «obturateur électronique» mais trop le diminuer équivaut à diminuer le rapport signal sur bruit de l'image, notamment lorsqu'il y a peu de lumière.

En général, pour des asservissements visuels, il est nécessaire d'avoir un rapport signal sur bruit très grand pour minimiser le bruit sur la valeur des pixels et donc minimiser le bruit sur les mesures. C'est pourquoi  $T_i$  est souvent réglé égal à  $T_e$ . On est donc dans une situation particulière où l'échantillonneur ne peut être considéré comme parfait comme c'est souvent le cas pour des asservissements numériques plus simples utilisant des convertisseurs analogique/numérique pour réaliser l'échantillonnage.

Si on considère le cas simple d'un point lumineux se déplaçant devant la caméra. L'image de ce point sur le capteur sera distordue dans le sens du déplacement à cause du temps d'intégration. Comme ce sont souvent les coordonnées du barycentre des points de contour qui servent de primitives visuelles, ce barycentre sera positionné au centre de la trace laissée par le point lumineux dans l'image. Cette position centrale correspond à l'instant d'échantillonnage des primitives visuelles. Si on considère que durant  $T_e$  la vitesse du point ne varie pas, alors cet instant correspond exactement au milieu de la phase d'intégration de l'image (voir figure 2.1).

Nous considérerons donc que l'intégration de l'image introduit un retard de  $T_e/2$  lorsque  $T_i = T_e$ .

### 2.1.2 La transmission de l'information visuelle

Le processus de transmission de l'information vers la carte d'acquisition diffère suivant les technologies de caméra. Pour les caméra analogiques standards (signal CCIR ou RS170), à la fin de la phase d'intégration, les charges sont transférées vers des zones de stockage dans un temps très court par rapport à  $T_e$  puis sont dépilées de manière séquentielle en effectuant un balayage de l'image. Les charges se présentent donc séquentiellement devant un amplificateur qui les convertit en niveaux de tension qui sont transmis à la carte d'acquisition *via* un câble coaxial. Le temps de transmission est égal à  $T_e$  et durant la transmission, les charges correspondant à l'image suivante sont accumulées dans les photosites.

Avec les formats CCIR ou RS170, l'acquisition de l'image s'effectue de manière entrelacée. Cela signifie que successivement les lignes paires puis les lignes impaires du capteur sont transmises : on parle de trame paire et impaire. Pendant que la trame paire est intégrée, la trame impaire est transmise et *vis versa*. Cette caractéristique a souvent été utilisée en asservissement visuel pour doubler la fréquence d'échantillonnage en traitant séparément chaque trame. Par ce biais, il est possible de traiter la trame

courante pendant que la trame suivante est acquise sans risque de conflit. Il en résulte un retard de transmission égal à  $T_e$  (voir [Gangloff99, Vincze00]).

Néanmoins, même si ils sont encore très répandus, ces formats analogiques sont peu adaptés aux asservissements visuels rapides. En effet, le débit de transmission analogique des pixels est limité à environ 50 Mpixels/s. Avec une transmission numérique cette limite est largement dépassée (533 Mpixels/s pour le format CamLink par exemple). De plus, la transmission numérique garantit une immunité aux bruits plus importante car la conversion s'effectue au niveau de la caméra et donc la transmission est théoriquement sans perte.

Comme la tendance pour les caméras numériques est à l'augmentation de la vitesse de transmission, le retard engendré tend à diminuer. Par exemple, pour la caméra DALSA CAD6, la transmission numérique (4 bus de 8 bits à 25 MHz, format LVDS) permet un débit de 100 Mpixels/s. L'image a une résolution de  $256^2$ . Le temps de transmission est donc de 0.65 ms, ce qui n'est pas négligeable par rapport à la période minimale  $T_e = 1$  ms. Néanmoins, si cette caméra est utilisée à la moitié de ses possibilités (500 Hz), le temps de transmission ne représente plus qu'un peu plus du quart de  $T_e$  et donc peut être aisément négligé.

Comme on le voit, il n'y a pas de règle générale pour la modélisation dynamique de la transmission. Il faut raisonner au cas par cas, en traçant les chronogrammes de la caméra utilisée. On peut malgré tout fixer une limite supérieure pour ce retard. En effet, il ne peut jamais être supérieur à  $T_e$  : la transmission de l'image en cours doit être terminée avant que l'image suivante ne se présente.

### 2.1.3 L'acquisition de l'image

Les dispositifs d'acquisition de l'image sont l'interface avec l'ordinateur. Ce sont des cartes, souvent au format PCI capables de digitaliser le signal analogique ou de réceptionner l'information numérique provenant de la caméra. L'image ainsi acquise est stockée temporairement dans une mémoire locale à la carte. Cette mémoire est souvent à double entrée, c'est à dire qu'il est possible de la lire en même temps qu'elle est écrite par le processus d'acquisition d'image. A chaque nouvelle image, les données de l'image précédente sont écrasées dans la mémoire de la carte. Il convient donc de transférer rapidement l'information utile dans la mémoire centrale de l'ordinateur et ceci de manière synchrone.

Le transfert de la mémoire de la carte vers la mémoire centrale s'effectue par un processus où la carte prend le contrôle du bus PCI. Ce processus, appelé *bus master* permet de garantir un débit théorique de 133 Mo/s sur le bus PCI. Il est à noter qu'avec les nouvelles générations de bus à venir, ce débit sera sensiblement augmenté. Néanmoins, 133 Mo/s est suffisant pour la plupart des applications car il n'est pas nécessaire de transférer toute l'image. Seules des zones d'intérêt de celle-ci sont transférées. Il s'agit d'images centrées autour de la primitive mesurée dont la position et la taille évoluent en fonction du mouvement de la primitive.

Les cartes d'acquisition d'image disposent toutes de mécanismes de synchronisation de l'ordinateur hôte avec le signal vidéo. De nombreuses interruptions peuvent être activées sur des événements tels que le signal *vertical blank* (signal de synchronisation indiquant un changement de trame) ou le signal de fin de transfert *bus master*. Il est ainsi possible de réaliser une bonne synchronisation du gestionnaire (*driver*) de la carte avec les événements vidéo et donc d'éviter de perdre des images. Néanmoins, si le système d'exploitation n'est pas temps-réel, il n'y a aucune garantie sur le temps de réponse aux interruptions et il peut donc y avoir perte de synchronisme en cas de charge importante du système même pour des cadences vidéo standard (25-30 images/s). Par ailleurs, lorsque la fréquence vidéo dépasse les 100 Hz, il n'est plus possible d'utiliser un système d'exploitation classique pour réaliser un asservissement car la période  $T_e$  devient égale à la résolution temporelle (*slicing*) de la plupart des noyaux (Windows, Linux, ...) qui est réglée à 10 ms.

Les asservissements visuels rapides vont donc de pair avec une architecture logiciel garantissant une bonne précision temporelle. Il est souhaitable, pour avoir un fonctionnement correct, que la fluctuation de la période d'échantillonnage de l'asservissement visuel (qui est égale à la période  $T_e$  de l'acquisition d'image) ne dépasse pas 10 %. Aussi, pour une caméra à 500 Hz, cette fluctuation ne doit pas dépasser 200  $\mu s$  ce qui clairement ne peut être obtenu qu'avec un système temps-réel.

Le retard introduit par le processus d'acquisition d'image est en général négligeable. En effet, la digitalisation (caméra analogique) ou la réception (caméra numérique) de l'image s'effectue à la volée sans

retard il en est de même pour le stockage. Il y a certes sur la plupart des cartes des *buffers* intermédiaires destinés à absorber les éventuelles variations de débit mais leur taille est négligeable donc également leur influence sur le retard.

La nouvelle période d'asservissement est déclenchée en général par l'interruption de fin de transfert *bus master* : ce n'est qu'à partir de ce moment que la totalité de l'information utile a été transférée en mémoire centrale dans le but d'être traitée par le processeur. Le délai introduit par ce transfert peut souvent être négligé. Ainsi, avec la caméra DALSA CAD6, si on considère que la zone utile représente 20% de la totalité de l'image, le transfert *bus master* prend un temps de 93  $\mu$ s. Ce temps peut être négligé même si la caméra fonctionne au maximum de ses possibilités (1000 Hz).

Pour conclure, le retard introduit par le processus d'acquisition d'image peut souvent être négligé. Ceci sera d'ailleurs de plus en plus vrai à l'avenir car le seul goulet d'étranglement qui subsiste (les 133 Mo/s du bus PCI) tendra à s'élargir à l'avenir avec l'arrivée de nouveaux standards plus performants (PCI 64, PCI express).

### 2.1.4 Le traitement de l'image

Il existe plusieurs stratégies pour effectuer le traitement d'image. Vincze [Vincze00] en distingue 4 : série, parallèle, pipeline et «à la volée».

L'architecture série correspond au cas le plus fréquent où on attend que l'image soit en mémoire centrale pour commencer le traitement. Pour ne pas être obligé de sauter des images, il est nécessaire que la durée du traitement soit inférieure à  $T_e$ .

Dans l'architecture parallèle, le traitement commence avant la fin du transfert. Ceci peut être exploité dans le cas de traitements ne nécessitant pas la globalité de l'image comme un produit de convolution. On peut ainsi commencer le traitement de la partie haute de l'image qui est déjà en mémoire pendant que la partie basse de l'image est en train d'être transférée. Avec une telle stratégie, on gagne du temps sur le transfert *bus master*. Comme celui-ci est en général négligeable, ce gain n'est pas significatif. Néanmoins, il est aussi possible de décomposer l'acquisition en 2 parties correspondant aux 2 moitiés de l'image. Dans ce cas le gain en terme de retard est de l'ordre de  $T_e/2$ . C'est le cas par exemple lorsqu'on exploite séparément la trame paire et la trame impaire d'une image entrelacée. Le traitement d'une trame peut avoir lieu en même temps que l'autre trame est en train d'être acquise.

L'architecture pipeline est dédiée aux gros traitements qui dure plus longtemps que  $T_e$ . Par, si le temps de traitement est de l'ordre de  $4T_e$ , il est possible de dispatcher de manière cyclique les images à traiter sur 4 processeurs différents. Le retard engendré sera donc  $4T_e$  mais la période d'asservissement sera toujours  $T_e$ . Ce mécanisme est implémenté sur certaines cartes d'acquisition haut de gamme incluant une unité de traitement matériel des images.

L'architecture «à la volée» est sans doute celle qui prévaudra dans l'avenir. Dans ce cas, on suppose que le temps de transfert est négligeable, ce qui est de plus en plus vrai. De plus, on suppose que le temps de traitement est inférieur à  $T_e$ . Là aussi, la puissance croissante des processeurs permet d'accéder à cette contrainte. Cette architecture fut longtemps réservée à des dispositifs spéciaux appelés *vision chip* [Nakabo00] où l'acquisition et le traitement s'effectuent sur le même substrat de silicium. L'augmentation des débits de transfert numérique des images (CamLink) conjuguée avec l'augmentation des débits des futurs bus de données (PCI express) et l'augmentation de la puissance de traitement des processeurs permet de conclure que cette architecture devrait se généraliser à l'avenir à tous les asservissements visuels rapides.

Pour conclure, si on se base sur une architecture «à la volée», le traitement d'image se termine avant la fin de la période d'échantillonnage de l'asservissement. Le temps de calcul de la commande – souvent négligeable – a lieu juste après et la commande résultante est appliquée aux variateurs du robot au début de la période suivante. Ainsi le retard engendré par le traitement est de  $T_e$ .

### 2.1.5 Bilan

Si on fait le bilan de tous les retards intervenant dans le processus d'acquisition d'image on peut définir des bornes pour le retard total  $T_a$  :

$$1.5T_e < T_a < 3.5T_e$$

La borne inférieure correspond à la situation où seuls l'accumulation des charges et le traitement d'image ont une durée significative. Le temps de transfert de la caméra vers la carte d'acquisition ainsi que le transfert de la carte vers la mémoire de l'ordinateur sont négligés. Ceci correspond à une caméra numérique utilisant une connexion haut débit et à un ordinateur avec un bus de données performant. C'est également le délai obtenu en utilisant un «vision chip» [Nakabo00].

La borne supérieure correspond à un système plus lent utilisant une caméra analogique standard avec un ordinateur de vision à base de bus PCI de première génération.

## 2.2 Modélisation du manipulateur

Les effets dynamiques introduits par le manipulateur doivent également être pris en compte afin de pouvoir optimiser le réglage du correcteur. Il est bien connu que le modèle dynamique complet du manipulateur seul est très non linéaire [Khalil88]. Mais bien souvent, dans le cas d'un robot, la vitesse des actionneurs est asservie au niveau des variateurs. Ces asservissements ont pour vocation et pour effet de linéariser dans une certaine mesure le comportement dynamique du robot.

Ainsi des effets non linéaires comme les frottements secs, la gravité, les effets centrifuge et de Coriolis peuvent être considérés comme des perturbations pour ces asservissements et donc négligés en première approximation lorsque le robot est commandé en vitesse.

Il est possible de tenir compte plus finement de certains effets non linéaires en les linéarisant autour d'un point de fonctionnement du robot. C'est le cas avec la matrice d'inertie du robot. En effet, pour un point de fonctionnement donné, son influence est purement linéaire.

Ceci n'est pas vrai pour les effets centrifuge et de Coriolis : ils interviennent suivant respectivement le carré de la vitesse articulaire d'un axe et le produit de vitesses articulaires d'axes différents. Néanmoins, pour des tâches impliquant des déplacements courts mais avec une forte accélération (comme c'est souvent le cas en chirurgie robotisée), la vitesse articulaire n'ayant pas le temps de croître, ces effets restent négligeables par rapport aux effets de l'inertie. De plus, cette perturbation est plus lente que celle due aux effets de l'inertie. En effet, le temps de réponse des asservissements de vitesses articulaires est bien plus long que celui des asservissements de couple. Or, les effets de l'inertie dépendent de l'accélération qui est directement liée au couple moteur. Donc son temps d'établissement est de l'ordre de grandeur du temps de réponse des asservissements articulaires de couple. Les effets Coriolis et centrifuge dépendent d'un produit de vitesses articulaires et donc ont un temps d'établissement de l'ordre de celui des asservissements de vitesses articulaires, donc plus lents et ainsi mieux compensés.

Les frottements secs peuvent être aisément négligés lorsque le robot est commandé en vitesse car les asservissements de vitesse articulaire comportent souvent un intégrateur qui a pour effet de totalement compenser cette perturbation de couple.

L'influence de la gravité est elle aussi négligeable car variant significativement uniquement avec la position des premiers axes du robot. C'est une perturbation très lente par rapport à la bande passante des asservissements articulaires de vitesse. Elle est donc parfaitement compensée.

Comme on le voit, la seule non linéarité dont il faut tenir compte lorsque le robot est commandé en vitesse est celle due à la variation de la matrice d'inertie. Comme cette matrice dépend des positions articulaires du robot, elle varie relativement lentement par rapport au temps de réponse des asservissements de vitesse. Elle n'engendre donc pas de perturbation brutale sauf dans le cas particulier – qui est souvent évité dans la pratique – où le robot est proche d'une singularité. Par contre, il n'est pas possible de négliger cette variation lors de grands déplacements car elle influence le modèle linéarisé de manière significative. Par exemple, pour un robot six axes anthropomorphe, l'inertie du premier axe est maximale bras tendu horizontal et minimale bras tendu vertical. Le comportement dynamique de cet axe change donc radicalement d'une configuration à l'autre.

Pour tenir compte de ces variations, il est possible de réaliser des identifications du modèle linéarisé du robot asservi en vitesse pour plusieurs configurations très différentes. Comme les effets inertiels sont surtout dépendants des axes les plus lourds d'un robot (en général les premiers de la chaîne cinématique), il est possible de limiter les identifications à un nombre raisonnable.

Une procédure d'identification peut être réalisée de manière très simple en envoyant une séquence binaire pseudo-aléatoire comme consigne de vitesse de l'axe à identifier et en récupérant les mesures de position de tous les axes du robot. En dérivant cette information et en utilisant des techniques classiques d'identification paramétrique [Ljung87], il est possible d'obtenir non seulement la fonction de transfert directe mais également les fonctions de transfert modélisant les couplages.

On obtient ainsi, pour le point de fonctionnement  $i$ , la matrice carrée de fonctions de transfert  $F_i(s)$  de dimension  $n \times n$  avec  $n$  le nombre d'axes du robot.

### Remarque

Cette méthode est basée sur une identification du modèle linéarisé du robot asservi en vitesse. Il est également possible, pour éviter la stratégie de séquençement de gain, d'identifier directement les paramètres physiques du modèle non linéaire [Pham02]. Grâce à ce modèle, il est possible de réaliser un découplage non linéaire qui linéarise le robot commandé en couple dans – théoriquement – tout l'espace de travail.

Une telle stratégie est sans doute préférable lorsque la zone de travail où le robot fonctionne en asservissement visuel rapide est grande. Mais pour de nombreuses applications (dans le domaine médical notamment) cette zone est relativement restreinte et un seul modèle  $F_i(s)$  est suffisant.

## 2.3 Modélisation de la boucle de vision

### 2.3.1 Cas d'un asservissement visuel 2D

La figure 2.2 montre comment il est possible de transformer le schéma classique d'asservissement visuel 2D pour le ramener à un schéma d'asservissement visuel 3D lorsque l'erreur entre l'image courante  $\hat{F}$  et l'image désirée  $F^*$  reste petite ce qui est le cas pour une tâche de suivi de cible par exemple.

En effet, on a montré [Gangloff03] que dans ce cas  $\hat{p} = \hat{L}_F^T + (\hat{F} - F^*)$  est une approximation de l'attitude du repère caméra courant par rapport au repère caméra désiré exprimé dans le repère caméra désiré en utilisant pour les rotations la décomposition roulis tangage lacet par exemple. Donc en rajoutant une entrée de consigne  $p^*$ , il est possible de modifier l'attitude de la caméra par rapport à sa position désirée définie par l'image  $F^*$ .

Le bloc noté RCv représente le Robot Cartésien Virtuel. Il s'agit d'un système capable de commander le torseur cinématique  $\mathcal{T}_c$  du repère caméra. Les matrices  $J_m^{-1}$  et  $J_m$  sont respectivement le Jacobien inverse et le Jacobien direct du manipulateur. Elles permettent de projeter les dynamiques articulaires linéarisées  $F_i(s)$  autour du point de fonctionnement  $i$  dans l'espace opérationnel.

Le correcteur ici est un simple gain  $k$  comme dans la commande 2D cinématique mais rien n'interdit de le remplacer par un filtre plus complexe.

Un asservissement visuel est toujours numérique car il implique un ordinateur pour effectuer le traitement d'image et calculer la commande. La figure 2.3 représente le schéma-bloc de l'asservissement visuel 2D échantillonné. Le bloqueur d'ordre 0 (BOZ) modélise les convertisseurs analogique/numérique qui permettent à l'ordinateur d'envoyer les tensions de consigne de vitesse aux variateurs. La caméra échantillonne l'image avec une période  $T_e$ . Ce processus est modélisé par l'échantillonneur  $T_e$ . Les retards dus au transfert de l'image ( $z^{-2}$ ) et le retard ( $z^{-1}$ ) dû au traitement d'image et au calcul de la commande ont été rajoutés.

Si on considère que l'on modélise parfaitement la matrice d'interaction  $\hat{L}_F^T +$  alors  $\hat{L}_F^T + \hat{L}_F^T = I$ . La fonction de transfert échantillonnée  $H(z)$  de la chaîne directe est donc :

$$H(z) = \frac{\hat{p}(z)}{\mathcal{T}_c(z)} = z^{-3}(1 - z^{-1})\mathcal{Z} \left\{ \frac{J_m F_i(s) J_m^{-1}}{s^2} \right\} \quad (2.1)$$

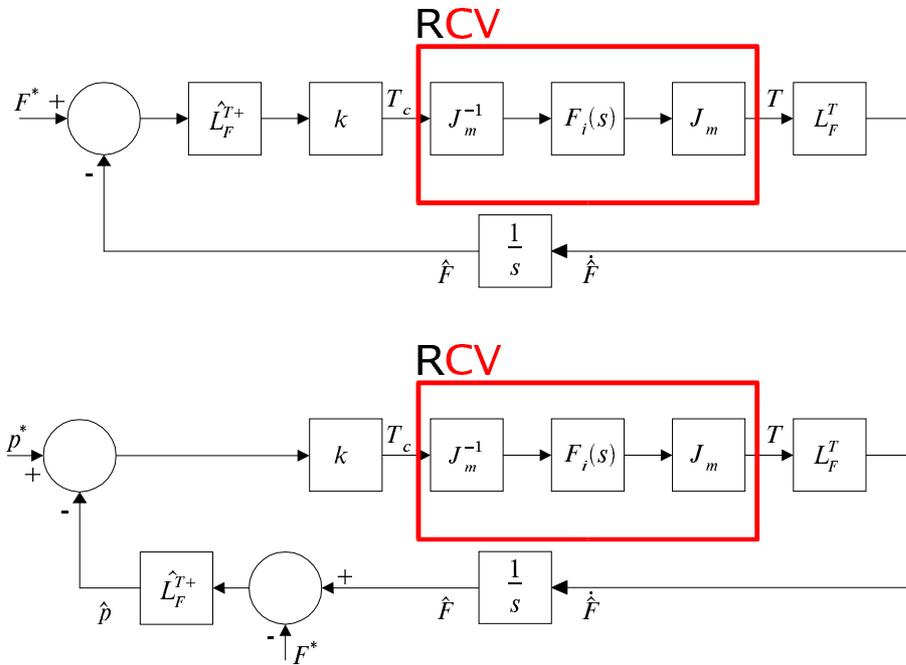


FIG. 2.2 – Modélisation dynamique continue d'un asservissement visuel 2D.

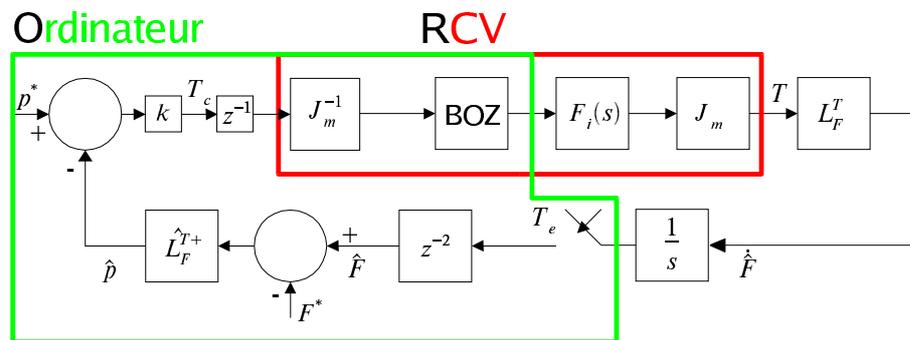


FIG. 2.3 – Modélisation dynamique échantillonnée d'un asservissement visuel 2D.

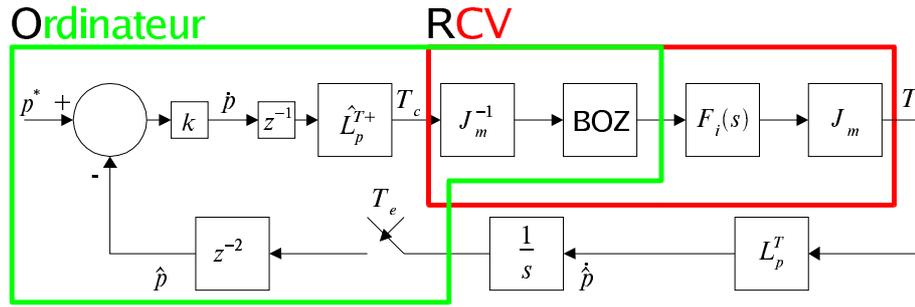


FIG. 2.4 – Modélisation dynamique échantillonnée d'un asservissement visuel 3D.

Comme on le voit, on a simplifié le schéma-bloc de l'asservissement visuel 2D en évacuant toute référence à des informations dans l'image. En effet, ces informations sont souvent redondantes pour des questions d'immunité au bruit et de robustesse. Cela a pour conséquence d'avoir des états mesurés redondants : ils ne sont donc pas tous commandables. Dans [Hashimoto96], Hashimoto *et al.* proposent un schéma d'asservissement visuel basé sur des états dans l'image. Pour ce faire, il doit réaliser une décomposition en états commandables et non commandables. Ici, on évite ce problème en simplifiant la boucle 2D et en la ramenant à une structure 3D où tous les états sont donc commandables. Malgré tout on conserve l'avantage d'une méthode d'estimation de la mesure de type 2D, c'est à dire qui ne nécessite pas de connaissance de la géométrie de l'objet.

La fonction de transfert  $H(z)$  n'est évidemment valide qu'autour du point de fonctionnement pour lequel  $F_i(s)$  a été identifié et pour lequel le Jacobien inverse  $J_m^{-1}$  a été calculé. Elle permet de régler le correcteur de manière optimale pour obtenir du système les meilleures performances. Si un large déplacement du robot est nécessaire,  $H(z)$  pourra être réévaluée et le correcteur pourra être mis à jour en utilisant une stratégie de séquençement de gain.

### 2.3.2 Cas d'un asservissement visuel 3D

La figure 2.4 décrit le schéma-bloc d'un asservissement visuel 3D échantillonné. Grâce à la reconstruction 3D et en utilisant un modèle de la scène, il est possible de reconstruire la pose  $\hat{p}$  du repère caméra courant par rapport au repère caméra désiré. C'est cette même pose qui est estimée par une méthode 2D dans le cas précédent. Ici, cette reconstruction est valable quelque soit l'erreur, donc également pour de grands écarts entre les positions courante et désirée tandis qu'avec la méthode 2D, cette reconstruction est valide uniquement dans un voisinage de la position désirée, donc pour une erreur faible.

La matrice  $\hat{L}_p^{T+}$  relie le torseur cinématique du repère caméra courant aux vitesses des coordonnées opérationnelles  $\dot{p}$ .

Dans le cas 3D, la fonction de transfert échantillonnée  $H(z)$  de la chaîne directe est donc :

$$H(z) = \frac{\hat{p}(z)}{\dot{p}(z)} = z^{-3}(1 - z^{-1})\mathcal{Z} \left\{ \frac{L_p^T J_m F_i(s) J_m^{-1} \hat{L}_p^{T+}}{s^2} \right\} \quad (2.2)$$

Là encore, ce modèle dépend du point de fonctionnement et le correcteur qui en découle doit être mis à jour lors de grands déplacements.

## 2.4 Prise en compte des flexibilités

La méthode d'identification basée sur des mesures au niveau articulaire est valide pour des robots présentant peu ou pas de flexibilités. Or certains robots présentent des flexibilités non négligeables dues à une structure légère. C'est le cas notamment de la plupart des robots médicaux qui doivent respecter des contraintes de sécurité maximum et d'encombrement minimum.

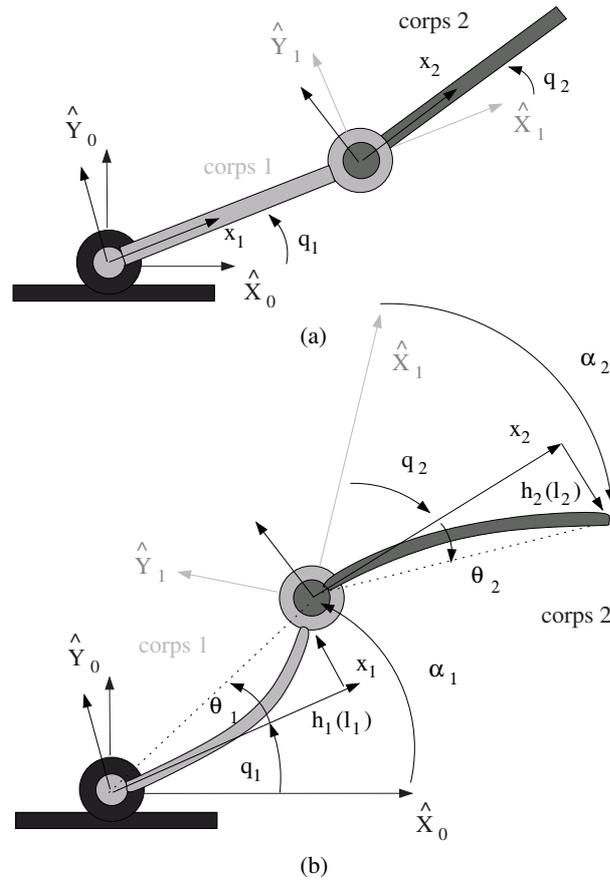


FIG. 2.5 – Modélisation des flexibilités des corps.

Pour pouvoir identifier ces flexibilités, il faut pouvoir les mesurer avec un procédé de mesure extéroceptif. Certains travaux se basent sur une mesure fournie par un accéléromètre [Pham02]. Nous proposons d'utiliser une caméra rapide [Cuvillon04].

Il est courant de modéliser les flexibilités des corps du manipulateur en les ramenant à une flexibilité équivalente au niveau articulaire [deLucas91]. La figure 2.5 illustre cette idée. On introduit le déplacement articulaire fictif  $\alpha_j$  de l'axe  $j$  qui comprend le déplacement articulaire  $q_j$  effectivement effectué par l'actionneur et le déplacement  $\theta_j$  dû à la flexion de la liaison mécanique :  $\alpha_j = q_j + \theta_j$ .

La méthode d'identification que nous proposons permet d'obtenir pour un point de fonctionnement donné le modèle dynamique du manipulateur incluant les flexibilités des liaisons en utilisant l'image fournie par une caméra rapide.

Soit  $\hat{F}$ , le vecteur des mesures visuelles fourni par la caméra. Soit  $L_F^\alpha$ , la matrice d'interaction qui relie les vitesses articulaires  $\dot{\alpha}$  aux vitesses des primitives visuelles  $\dot{\hat{F}}$  :  $\dot{\hat{F}} = L_F^\alpha \dot{\alpha}$ . Cette matrice peut être identifiée facilement en effectuant de petits déplacements articulaires et en mesurant en régime permanent le déplacement produit dans l'image.

La procédure d'identification consiste à exciter les consignes de vitesse articulaire  $\dot{q}^*$  des variateurs avec une séquence binaire pseudo-aléatoire et de mesurer les déplacements dans l'image grâce à la caméra rapide. En dérivant les mesures dans l'image, il est possible d'obtenir la vitesse dans l'image et en utilisant la pseudo-inverse de  $L_F^\alpha$  il est possible d'avoir les vitesses  $\dot{\alpha}$ . Grâce aux mesures échantillonnées de  $\dot{q}^*$  et de  $\dot{\alpha}$  on obtient par une méthode d'identification paramétrique une matrice de fonctions de transfert  $H(z)$  décrivant le comportement dynamique du robot commandé en vitesse autour de la position courante :  $H(z) = \frac{\dot{\alpha}(z)}{\dot{q}^*(z)}$ .

Ce modèle est indépendant de la position de la caméra et donc la procédure d'identification de  $H(z)$  n'a

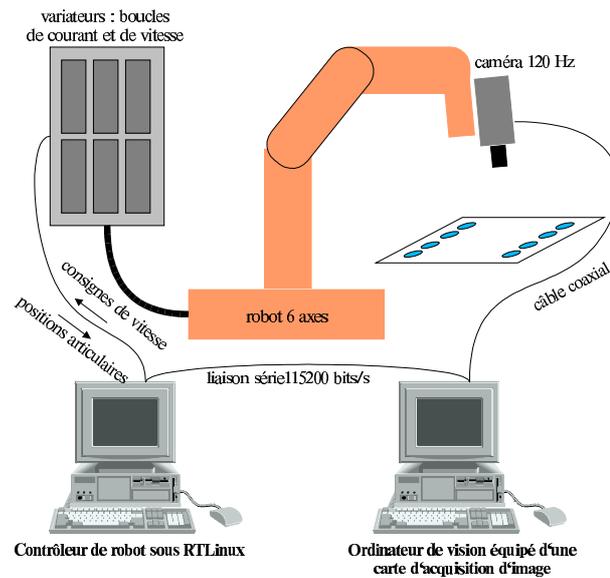


FIG. 2.6 – Expérience de suivi de cible.

pas besoin d'être reprise en cas de déplacement de cette dernière, seule  $L_F^\alpha$  a besoin d'être ré-identifiée. D'autre part, tous les phénomènes dynamiques sont identifiés en une seule fois de cette manière : le modèle dynamique du robot linéarisé, les flexibilités et les retards dus à l'acquisition, au transfert et au traitement de l'image.

Par contre, contrairement à l'approche présentée dans la partie précédente qui est basée sur une identification avec des mesures articulaires, en cas de déplacement important, toute la procédure d'identification doit être reprise pour le nouveau point de fonctionnement. Toutefois pour un certain nombre d'applications, notamment dans le domaine médical, la zone de travail est restreinte par rapport à l'espace de travail du robot et donc une telle approche est particulièrement bien adaptée.

## 2.5 Validations expérimentales

Dans cette partie nous détaillons 2 expériences qui nous ont permis de valider le modèle dynamique linéaire approché de la boucle de vision. Pour ces 2 asservissements, le correcteur utilisé est synthétisé en utilisant ce modèle dynamique. Les essais effectués visent à démontrer la pertinence du modèle proposé.

### 2.5.1 Suivi rapide de cible

La tâche de suivi de cible consiste à maintenir constante l'attitude de l'organe terminal du robot par rapport à une cible mobile. Dans cette expérience, les 6 paramètres d'attitude d'une caméra attachée à l'organe terminal d'un robot 6 axes anthropomorphe sont asservis à une constante par un asservissement visuel de type 2D. La cible est une surface blanche de format A4 sur laquelle sont imprimés 8 disques (voir figures 2.6 et 2.7). La caméra utilisée est une caméra rapide permettant l'acquisition de 120 images en niveau de gris non entrelacées par seconde de format  $640 \times 240$  pixels. L'échantillonnage de l'asservissement visuel est synchrone avec l'acquisition d'image : sa fréquence est donc également de 120 Hz.

Le modèle dynamique du manipulateur  $F_i(s)$  a été identifié au préalable en excitant les consignes de vitesse des variateurs avec une SBPA. Les mesures articulaires fournies par les codeurs sont utilisées pour estimer la vitesse par dérivation des positions.  $F_i(s)$  permet de déduire la fonction de transfert échantillonnée  $H(z)$  de la boucle de vision pour le point de fonctionnement courant (voir équation 2.1).



FIG. 2.7 – Expérience de suivi de cible.

Cette fonction de transfert est utilisée pour calculer le gain optimal d'un correcteur GPC [Clarke87, Camacho99].

La figure 2.8 montre les réponses à un échelon de déplacement indiciel de la cible suivant les 6 coordonnées de l'attitude  $p$ . La réponse d'un correcteur GPC et celle d'un correcteur PID sont superposées. Le PID est réglé à la main dans le but d'obtenir le meilleur compromis entre stabilité et performance. Comme on peut le voir sur ces courbes, le GPC a un temps de réponse à 5% qui est systématiquement meilleur que celui du PID. Ceci valide la méthode de modélisation dynamique proposée car le gain optimal du GPC est calculé à partir de ce modèle. En effet, un modèle qui serait faux conduirait inmanquablement à un comportement sous-optimal de la boucle de vision. D'autres résultats expérimentaux sont présentés dans [Gangloff03].

### 2.5.2 Suivi de profilé

La tâche de suivi de profilé consiste à asservir par vision à une constante 5 des 6 coordonnées d'attitude de l'organe terminal d'un robot par rapport à un profilé constitué de 3 lignes parallèles imprimées sur une bande blanche dont la courbure est inconnue comme le montre la figure 2.9. La sixième coordonnée est la translation le long du profilé qui est asservie de manière à réaliser un déplacement à vitesse constante en utilisant les mesures des capteurs de position articulaire du robot.

Pour cette expérience, la caméra utilisée est une caméra standard fournissant 25 images entrelacées par seconde, donc aussi 50 trames par seconde. En traitant séparément chaque trame, et en synchronisant l'asservissement visuel avec l'acquisition d'image, il est possible d'obtenir une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz. Mis à part le type de caméra utilisé, l'architecture matérielle de cette expérience est très similaire à celle utilisée pour le suivi de cible (voir figure 2.6).

L'asservissement visuel dans ce cas est du type 3D car il est nécessaire de connaître la géométrie du profilé (l'écartement entre les lignes parallèles) pour estimer les 5 degrés de liberté de l'attitude courante entre la caméra et la section visée du profilé grâce à une méthode qui est décrite dans [Gangloff02].

Ce type de tâche a de très nombreuses applications potentielles dans l'industrie. En effet, lorsque l'objet sur lequel doit travailler le robot a une courbure complexe, la phase d'apprentissage peut être très longue et pénible car un nombre très élevé de points doivent être mémorisés afin de suivre au plus près la courbure. Grâce à l'asservissement visuel, et à condition que l'objet offre suffisamment de primitives dans l'image, il est possible d'éviter cette phase d'apprentissage. De ce fait, il est possible de réaliser une tâche sur un objet non référencé par rapport au robot et il est même envisageable de réaliser cette tâche sur un objet en mouvement.

La figure 2.10 montre l'erreur de suivi pour un déplacement de l'organe terminal à 2 cm/s dans le sens du profilé. La courbure du profilé est telle que la montre la figure 2.9. Le correcteur de l'asservissement visuel est un GPC. Sa matrice de gain optimal est calculée à partir du modèle dynamique linéarisé donné par

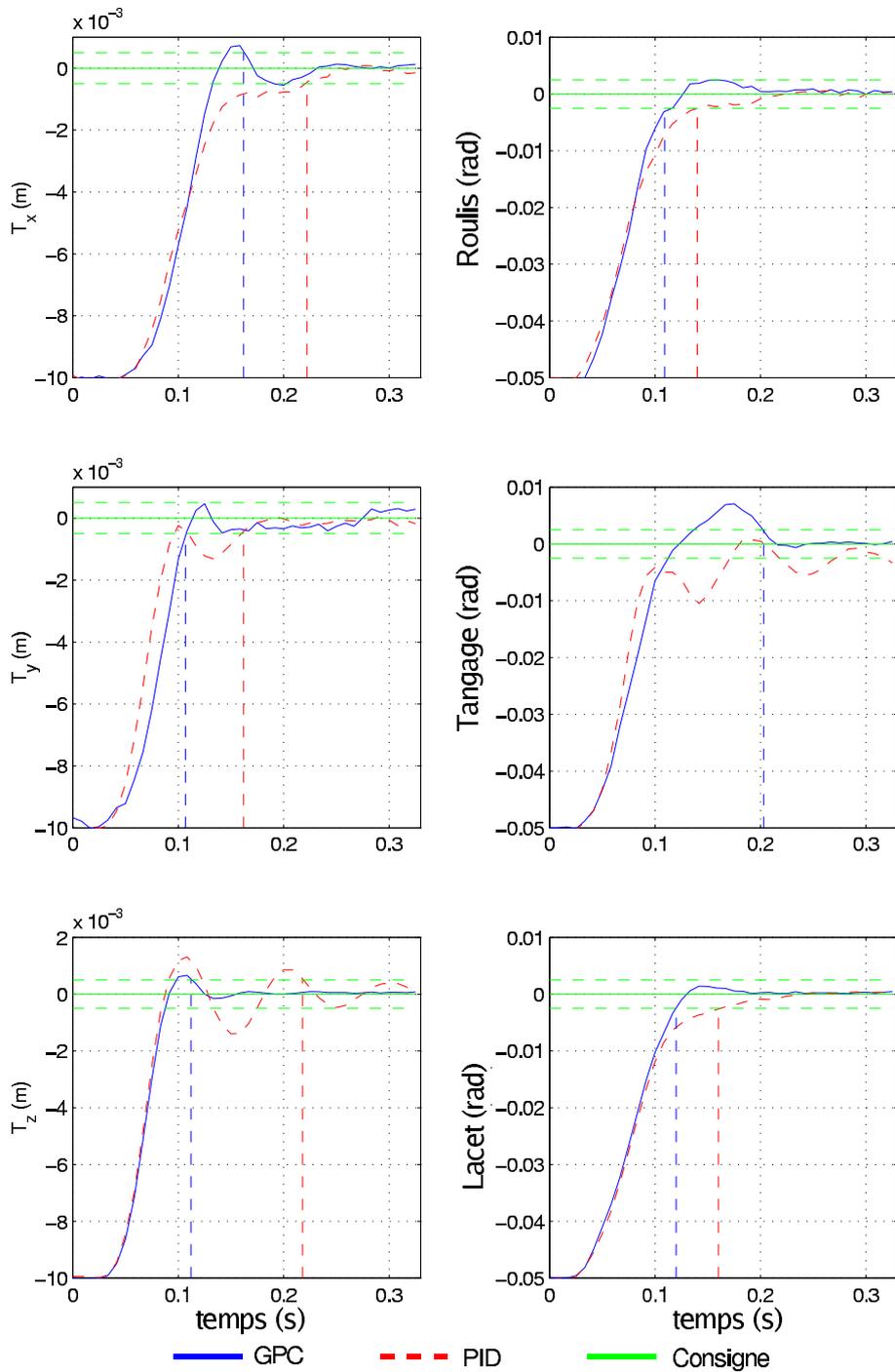


FIG. 2.8 – Suivi de cible rapide : réponse à un déplacement indiciel de la cible.

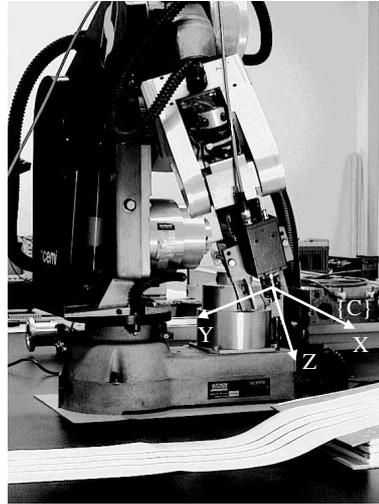


FIG. 2.9 – Expérience de suivi de profilé.

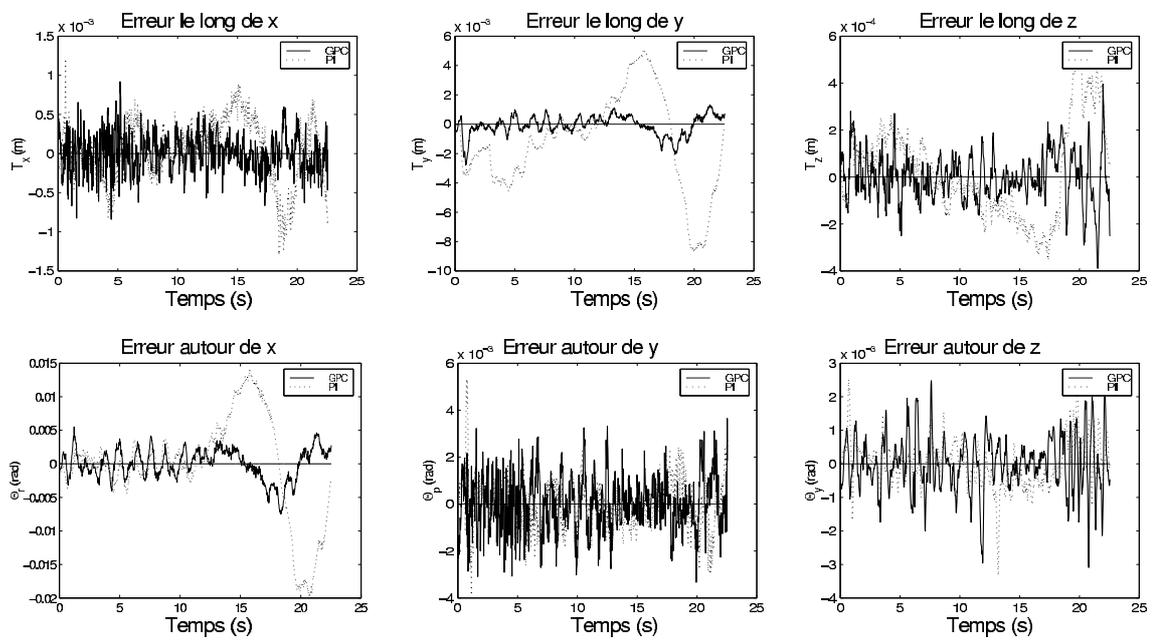


FIG. 2.10 – Erreurs de suivi à 2 cm/s.

l'équation 2.2. A titre de comparaison, sont superposés les enregistrements obtenus avec un correcteur PI réglé de manière empirique.

Ces courbes montrent clairement que la précision de suivi est meilleure avec le GPC, ce qui là encore valide l'approche de modélisation retenue. De plus amples détails sur cette manipulation sont donnés dans [Gangloff02].

## 2.6 Perspectives

Les perspectives de recherche et surtout d'expérimentation dans le domaine des asservissements visuels rapides s'élargissent à mesure que les performances du matériel augmentent. Il est maintenant possible de réaliser à moindre coût un asservissement visuel dont la fréquence est de l'ordre de 1000 Hz grâce à la démocratisation des caméras rapides. Or plus la fréquence augmente et plus le système doit être finement modélisé afin d'obtenir de hautes performances. On a aujourd'hui les moyens matériels de vérifier des modèles dynamiques tenant compte par exemple des flexibilités qui ont été identifiées en utilisant une caméra rapide [Cuvillon04].

La précision de modélisation ne doit pas constituer un handicap à la mise en oeuvre d'un asservissement visuel rapide. Aussi est-il nécessaire de développer des techniques d'identification rapides, précises et faciles à mettre en oeuvre pour rendre la solution de l'asservissement visuel attractive pour des applications industrielles ou encore médicales. En effet, dans ces deux domaines, priment des contraintes de robustesse (industrie) et de sécurité (chirurgie) qui imposent une fiabilité parfaite de tout le système y compris la méthode de calibrage.

D'autre part, les asservissements visuels ouvrent de nouvelles possibilités en terme de structures mécaniques. En effet, l'utilisation d'un capteur extéroceptif tel une caméra rapide permet de contrôler précisément et avec une grande bande passante la position de l'organe terminal d'un manipulateur. Aussi certaines contraintes liées à l'utilisation de capteurs plus conventionnels tels les codeurs peuvent être levées. Cela concerne par exemple la rigidité des liaisons qui dans le cas d'un manipulateur conventionnel doit être très importante pour assurer une bonne répétabilité mais qui dans le cas d'un retour visuel peut être plus réduite car compensée par l'asservissement visuel.

Dans le domaine médical, les contraintes de sécurité de d'encombrement imposent souvent une structure légère et donc flexible pour le manipulateur. C'est donc un domaine d'application possible des asservissements visuels sur structure flexible. La robotique spatiale est également un bon exemple d'application.

---

# Asservissements visuels sans modèle

## Sommaire

---

<b>3.1 Généralités</b>	<b>59</b>
<b>3.2 Techniques d'optimisation</b>	<b>60</b>
3.2.1 Méthode du polyèdre flexible	60
3.2.2 Prise en compte de contraintes	60
3.2.3 Initialisation	61
3.2.4 Réflexion	61
3.2.5 Expansion	61
3.2.6 Contraction	62
3.2.7 Condition d'arrêt	62
<b>3.3 Application aux asservissements visuels</b>	<b>63</b>
3.3.1 Exemple	63
3.3.2 Résultats expérimentaux	64
<b>3.4 Perspectives</b>	<b>66</b>

---

## 3.1 Généralités

Pour la plupart des stratégies d'asservissement visuel, on suppose que le modèle du robot et que les paramètres intrinsèques de la caméra sont connus. Souvent, il n'est pas nécessaire de connaître avec précision ces paramètres pour obtenir la convergence de l'asservissement ; on parle alors de calibrage faible.

Dans le cas d'un asservissement visuel sans modèle, ni les paramètres du modèle géométrique, ni les paramètres intrinsèques de la caméra ne sont connus à l'avance. Certains auteurs se sont intéressés à ce problème et proposent des techniques basées sur l'identification en ligne de la matrice d'interaction entre les vitesses articulaires et les vitesses dans l'image [Hosoda94, Jagersand97]. Cette matrice d'interaction contient un grand nombre de paramètres. En cas de mesures bruitées et si le signal n'est pas assez riche, il n'y a aucune garantie que l'identification converge.

Dans [Piepmeier99, Piepmeier00], Piepmeier *et al.* proposent une méthode d'asservissement visuel basée sur une optimisation de type quasi-Newton pour une tâche de suivi de cible. Le Jacobien de la fonction de coût (fonction de tâche) est estimé en ligne. Néanmoins, comme cette estimation est locale, il n'y a aucune garantie que l'optimisation converge vers le minimum global. De plus, cette méthode ne convient qu'aux fonctions de coût dérivables en tout point.

La méthode que nous proposons est également basée sur une optimisation. Elle utilise la méthode du polyèdre flexible [Nelder65]. Cette méthode a plusieurs avantages par rapport aux méthodes de descente du gradient :

1. Elle ne nécessite pas de connaissance du gradient de la fonction de coût.
2. Elle est capable de détecter un minimum local et d'en sortir le cas échéant.
3. Il n'est pas nécessaire que la fonction de coût soit dérivable.

Elle a évidemment aussi des inconvénients, notamment une vitesse de convergence souvent beaucoup plus lente que les méthodes basées sur une descente de gradient. Dans sa version initiale proposée par Nelder et Mead, il n'était pas possible d'imposer des contraintes. Box [Box65] propose une extension de cette méthode baptisée «complexe» qui permet d'imposer des contraintes sur les paramètres.

L'idée générale de ces méthodes est de comparer localement la valeur de la fonction de coût en un nombre  $n + 1$  de points (polyèdre) avec  $n$  le nombre de paramètres à optimiser. Puis de proposer un nouveau point qui fait décroître la fonction de coût. Dans le cas des asservissements visuels, les paramètres sont les coordonnées articulaires du robot, la fonction de coût dépend de paramètres dans l'image et la résolution de la fonction de coût se fait en bougeant le robot. La méthode complexe permet de tenir compte par exemple des butées articulaires ou d'obstacles dans l'espace de travail du robot.

Avec cette approche, la même loi de commande peut être appliquée à tout robot de classe identique (par exemple 6 axes anthropomorphe), utilisant le même type de capteur (par exemple une caméra embarquée) avec une scène contenant des objets de même type (par exemple des cylindres). Aucune information quantitative (dimensions des corps du robot, paramètres intrinsèques de la caméra, géométrie des objets de la scène) n'est nécessaire.

## 3.2 Techniques d'optimisation

Soit le problème de minimisation suivant :

$$\text{Trouver } \mathbf{X} = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \text{ qui minimise } f(\mathbf{X})$$

$\mathbf{X}$  est le vecteur des paramètres et  $f$  est la fonction de coût à minimiser.

### 3.2.1 Méthode du polyèdre flexible

La figure géométrique formée par  $n + 1$  points d'un espace à  $n$  dimensions est appelée polyèdre flexible. Par exemple, pour une minimisation à 2 paramètres, le polyèdre est un triangle, pour 3 paramètres c'est un tétraèdre.

Le principe de base de la méthode est de déformer le polyèdre flexible en le faisant progresser vers le minimum de la fonction de coût par un processus itératif construit à l'aide de trois opérations distinctes appelées réflexion, contraction et expansion.

### 3.2.2 Prise en compte de contraintes

La fonction de coût  $f$  doit être minimisée en respectant les contraintes suivantes :

$$g_v(\mathbf{X}) \leq 0, \quad v = 1, 2, \dots, w \quad (3.1)$$

$$x_j^{(L)} \leq x_j \leq x_j^{(U)}, \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (3.2)$$

où  $x_j^{(L)}$  et  $x_j^{(U)}$  sont respectivement les limites inférieures et supérieures des variables  $x_j$ . Dans la méthode «complexe», le nombre de sommets  $k$  du polyèdre flexible n'est pas limité à  $n + 1$  mais doit lui être supérieur ou égal.

### 3.2.3 Initialisation

On suppose qu'il existe un point  $\mathbf{X}_1$  qui satisfait les contraintes (3.1) et (3.2). Les  $k - 1$  points restants sont calculés comme suit :

$$x_{i,j} = x_j^{(L)} + r_{i,j}(x_j^{(U)} - x_j^{(L)})$$

$$i = 2, 3, \dots, k, \quad j = 1, 2, \dots, n$$

où  $x_{i,j}$  est la  $j^e$  coordonnée du point  $\mathbf{X}_i$ , et  $r_{i,j}$  est un nombre aléatoire compris dans l'intervalle  $[0, 1]$ . Les points ainsi générés satisfont obligatoirement les contraintes (3.2) mais pas forcément les contraintes (3.1). Aussi, lorsqu'un nouveau point  $\mathbf{X}_i$  est généré ( $i = 2, 3, \dots, k$ ), il faut tester si il satisfait les contraintes (3.1). Si  $\mathbf{X}_i$  viole l'une d'entre elles le point candidat  $\mathbf{X}_i$  est déplacé au centre du segment formé par ce point et le centre de gravité des points déjà acceptés ( $\mathbf{X}_1, \mathbf{X}_2, \dots, \mathbf{X}_{i-1}$ ), et ceci de manière répétée, jusqu'à ce qu'il satisfasse la contrainte (3.1) :

$$(\mathbf{X}_i)_{new} = \frac{1}{2}(\mathbf{X}_{oi} + \mathbf{X}_i)$$

$$\mathbf{X}_{oi} = \frac{1}{i-1} \sum_{m=1}^{i-1} \mathbf{X}_m$$

### 3.2.4 Réflexion

Si  $\mathbf{X}_h$  est le point qui correspond à la valeur la plus élevée de la fonction de coût parmi tous les points du polyèdre, alors le symétrique  $\mathbf{X}_r$  de ce point (ou le point réfléchi) par symétrie de centre le barycentre des points restants du polyèdre donne un candidat ayant une bonne probabilité d'améliorer la minimisation de  $f$ . Mathématiquement,  $\mathbf{X}_r$  est donné par :

$$\mathbf{X}_r = \alpha(\mathbf{X}_{os} - \mathbf{X}_h) + \mathbf{X}_{os}$$

où  $\mathbf{X}_{os}$  est le barycentre de tous les points  $\mathbf{X}_i$  excepté  $i = h$  :

$$\mathbf{X}_{os} = \frac{1}{n} \sum_{i=1, i \neq h}^{n+1} \mathbf{X}_i$$

et  $\alpha$  est le coefficient de réflexion ( $\alpha > 0$ ) défini par :

$$\alpha = \frac{\text{distance entre } \mathbf{X}_r \text{ et } \mathbf{X}_{os}}{\text{distance entre } \mathbf{X}_h \text{ et } \mathbf{X}_{os}}$$

La valeur de  $f$  au point réfléchi  $\mathbf{X}_r$  est comparée à celle aux points  $\mathbf{X}_l$  et  $\mathbf{X}_s$  correspondant respectivement au minimum et au second maximum de la fonction de coût. Étape suivante dépend de  $f(\mathbf{X}_r)$  comme indiqué par les repères (1), (2), (3), ou (4) de la figure 3.1.

### 3.2.5 Expansion

Dans le cas où  $f(\mathbf{X}_r) < f(\mathbf{X}_l)$ , il y a une forte probabilité qu'en continuant à déplacer  $\mathbf{X}_r$  dans la même direction que celle produite par la réflexion, la fonction de coût continue de décroître. Soit  $\mathbf{X}_e$  le point produit par cette expansion :

$$\mathbf{X}_e = \gamma(\mathbf{X}_r - \mathbf{X}_{os}) + \mathbf{X}_{os}$$

où  $\gamma$  est appelé coefficient d'expansion ( $\gamma > 1$ ) :

$$\gamma = \frac{\text{distance entre } \mathbf{X}_e \text{ et } \mathbf{X}_{os}}{\text{distance entre } \mathbf{X}_r \text{ et } \mathbf{X}_{os}}$$

Finalement  $\mathbf{X}_h$  est remplacé par  $\mathbf{X}_e$  ou  $\mathbf{X}_r$  en fonction de la valeur de  $f(\mathbf{X}_e)$  comme indiqué en (5) et (6) de la figure 3.1.

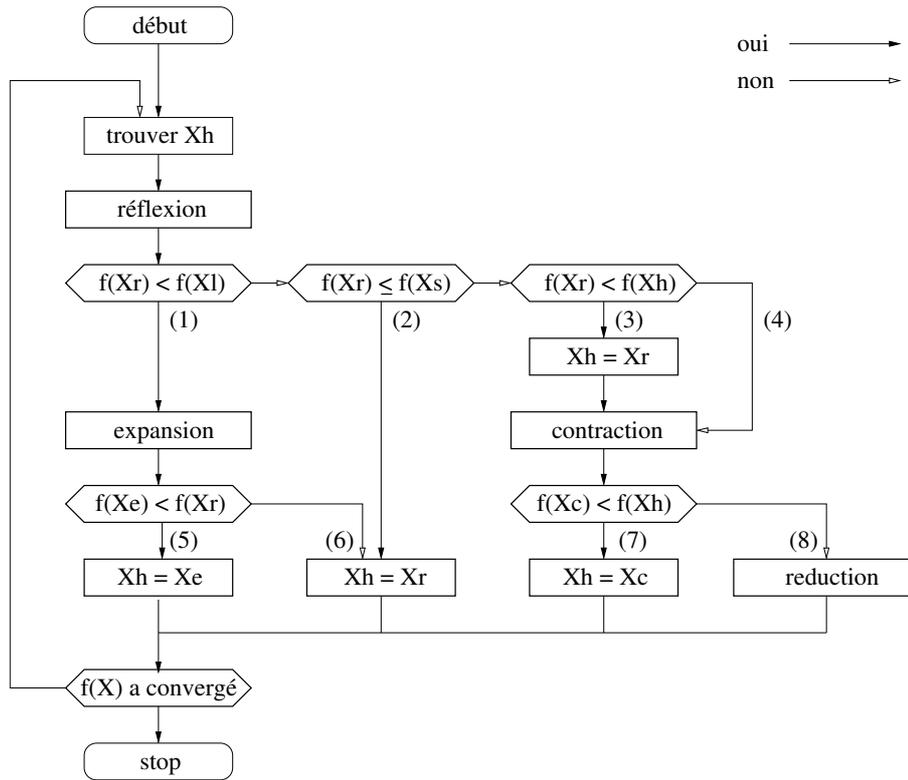


FIG. 3.1 – Organigramme de l’algorithme d’optimisation du polyèdre flexible.

### 3.2.6 Contraction

Si le processus de réflexion produit un point  $\mathbf{X}_r$  tel que  $f(\mathbf{X}_r) > f(\mathbf{X}_i)$  pour tout  $i$  excepté  $i = h$ , alors soit le point  $\mathbf{X}_r$  ou le point  $\mathbf{X}_h$  est contracté (conditions (3) ou (4) de la figure 3.1).

$$\mathbf{X}_c = \beta(\mathbf{X}_h - \mathbf{X}_{os}) + \mathbf{X}_{os}$$

où  $\beta$  est le coefficient de contraction ( $0 \leq \beta \leq 1$ ) défini comme suit :

$$\beta = \frac{\text{distance entre } \mathbf{X}_c \text{ et } \mathbf{X}_{os}}{\text{distance entre } \mathbf{X}_h \text{ et } \mathbf{X}_{os}}$$

Si la contraction produit un point  $\mathbf{X}_c$  pour lequel  $f(\mathbf{X}_c) < f(\mathbf{X}_h)$  (repère (7) de la figure 3.1), alors on remplace  $\mathbf{X}_h$  par  $\mathbf{X}_c$  et on recommence un cycle de réflexion.

Si par contre  $f(\mathbf{X}_c) > f(\mathbf{X}_h)$  (repère (8) de la figure 3.1) alors la contraction a échoué et le processus de réduction est initié. Tout les  $\mathbf{X}_i$  sont alors remplacés par :

$$\text{nouveau } \mathbf{X}_i = \frac{1}{2}(\mathbf{X}_i + \mathbf{X}_l) \quad i = 1, 2, \dots, n + 1$$

puis in recommence un nouveau cycle de réflexion.

### 3.2.7 Condition d’arrêt

Le processus itératif s’arrête lorsqu’une grandeur  $Q$  caractérisant la taille du polyèdre devient inférieure à un certain seuil  $\varepsilon$  prédéfini :

$$Q = \left( \frac{\sum_{i=1}^{n+1} [f(\mathbf{X}_i) - f(\mathbf{X}_{os})]^2}{n + 1} \right)^{\frac{1}{2}} \leq \varepsilon$$

Si par ailleurs, la valeur courante minimale de  $f$  n'est pas au-dessous d'un seuil  $\varepsilon_f$ , alors un minimum local est détecté. Tout l'algorithme est relancé en commençant par la phase d'initialisation aléatoire des points du polyèdre à partir d'un point  $X_1$  correspondant au point de minimum de la fonction de coût courant  $X_l$ .

### 3.3 Application aux asservissements visuels

On suppose que la tâche à accomplir peut s'exprimer grâce à une fonction de paramètres de l'image : c'est la fonction de coût  $f$ . Lorsque celle-ci est nulle, le manipulateur a atteint l'objectif. En général, les tâches robotiques sont spécifiées dans l'espace opérationnel. Aussi, la définition de la fonction de coût passe par une phase d'apprentissage où par exemple l'image à atteindre est mémorisée en déplaçant le manipulateur à la position désirée, comme c'est le cas avec tout asservissement 2D.

Comme on ne dispose pas de modèle du manipulateur, il n'est pas possible de spécifier les commandes dans l'espace opérationnel. Aussi, celles-ci sont directement exprimées dans l'espace articulaire. Le vecteur des paramètres  $X$  est donc constitué des variables articulaires du manipulateur.

Pour évaluer  $f$  aux différents sommets du polyèdre flexible, il suffit donc de déplacer le manipulateur aux positions articulaires correspondantes puis d'acquérir l'image. Ce déplacement peut s'effectuer en utilisant le générateur de trajectoire disponible sur tous les contrôleurs de robot. Les contraintes (3.2) correspondent aux butées articulaires du robot. Quant aux contraintes (3.1), elles peuvent tenir compte par exemple d'obstacles ou de collisions internes ou encore de la visibilité de l'objet d'intérêt. Elles sont testées à l'issue de toute génération de nouvelle position candidate. En cas de dépassement, une procédure de contraction/réduction est lancée et répétée jusqu'à ce que tous les points vérifient les contraintes. Cet algorithme d'optimisation est réputé avoir un temps de convergence ayant tendance à exploser avec le nombre de paramètres à optimiser. Comme chaque étape de l'optimisation correspond à un mouvement du robot, il est important de minimiser le nombre de paramètres à optimiser. Si on dispose d'un robot muni d'un poignet, il est possible de réaliser un asservissement visuel 2D qui réalise en permanence le centrage de l'objet dans l'image. En effet, la visibilité de l'objet est une condition *sine qua non* pour pouvoir réaliser l'évaluation de  $f$ . On pourrait la garantir en l'introduisant sous forme d'une contrainte (3.1). Mais en utilisant cette boucle de vision locale, on décrémente de 2 le nombre de paramètres à optimiser et on accélère donc de manière significative le temps de convergence. Par ailleurs, cette boucle de vision très simple ne nécessite de modèle ni du manipulateur ni de la caméra, ni de l'objet. Elle ne remet donc pas en question le principe d'asservissement visuel sans modèle.

L'utilisation d'une caméra offre un autre moyen d'accélérer la convergence de l'algorithme. En effet, lors de la phase de réflexion, le robot parcourt le trajet de  $X_h$  vers  $X_r$ . Or, durant le parcours, la caméra continue d'acquérir des images. Elle réalise donc un échantillonnage spatial de ce trajet. Il est donc possible d'évaluer  $f$  pour toutes les images acquises le long de ce trajet et donc d'optimiser le positionnement de la contraction le cas échéant.

#### 3.3.1 Exemple

Nous avons proposé un exemple d'application de cette technique. La figure 3.2 illustre la tâche à réaliser. Il s'agit de positionner une caméra attachée à l'organe terminal d'un robot 6 axes anthropomorphe par rapport à un objet cylindrique de manière à ce que l'axe optique de la caméra soit confondu avec l'axe de l'objet et que la taille de l'image de l'objet dans la position désirée (donc un disque) soit égale à une certaine valeur apprise.

5 degrés de liberté sont contrôlés par retour visuel :

- La distance entre la caméra et l'objet est contrôlée grâce à la taille de l'objet dans l'image.
- Deux translations sont contrôlées par l'asservissement visuel 2D de centrage de l'objet dans l'image.
- L'angle de l'objet par rapport à l'axe optique de la caméra est contrôlé en mesurant le facteur de forme de l'image de l'objet. Cet angle est nul lorsque cette valeur est égale à 1. Il peut être décomposé en 2 angles élémentaire : roulis et tangage. Le lacet n'est pas contrôlé.

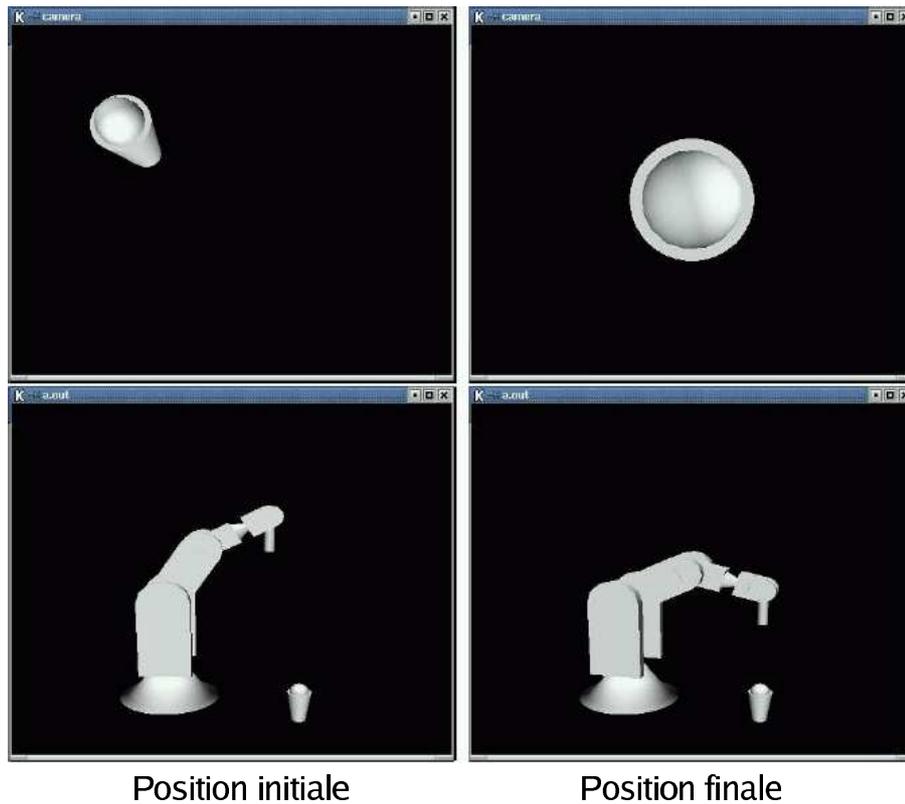


FIG. 3.2 – Simulation de l'asservissement visuel sans modèle.

La fonction de coût  $f$  à minimiser est la suivante :

$$f = W_1 \left( \frac{s}{S} - 1 \right)^2 + W_2 \left( \frac{l}{L} - 1 \right)^2 \quad (3.3)$$

avec  $s$  et  $S$  qui sont respectivement la surface mesurée de l'objet dans l'image et la surface désirée,  $l$  et  $L$  sont respectivement la distance la plus courte et la plus longue du centre de gravité de l'image de l'objet à ses points de contour. Ainsi  $\frac{l}{L}$  est le facteur de forme de l'objet.  $W_1$  et  $W_2$  sont des coefficients de pondération positifs.

Le vecteur des paramètres  $X$  est constitué de 3 des 6 coordonnées articulaires du robot, 2 d'entre elles étant contrôlées par l'asservissement visuel de centrage, la variable articulaire restante est contrainte à une valeur constante.

### 3.3.2 Résultats expérimentaux

La figure 3.3 montre le système expérimental et les 4 positions initiales utilisées pendant les tests. La position finale et l'image correspondante sont également données.

La figure 3.4 donne l'évolution de la fonction de coût en fonction des itérations de l'optimisation. A chaque étape on a également superposé l'image courante de l'objet. On peut ainsi se rendre compte de l'évolution dans l'image de la procédure de minimisation. La figure 3.4 donne l'évolution de la fonction de coût en partant des positions 2, 3 et 4 (voir figure 3.3). On peut noter, que la minimisation qui est partie de la position 3 a rencontré un minimum local. Celui-ci a été détecté et après ré-initialisation de l'algorithme, le minimum global a été trouvé.

Le critère d'arrêt  $\varepsilon$  de la minimisation a été réglé de manière à ce que la distance entre la position d'arrêt et la position désirée soit inférieure à 2 cm.

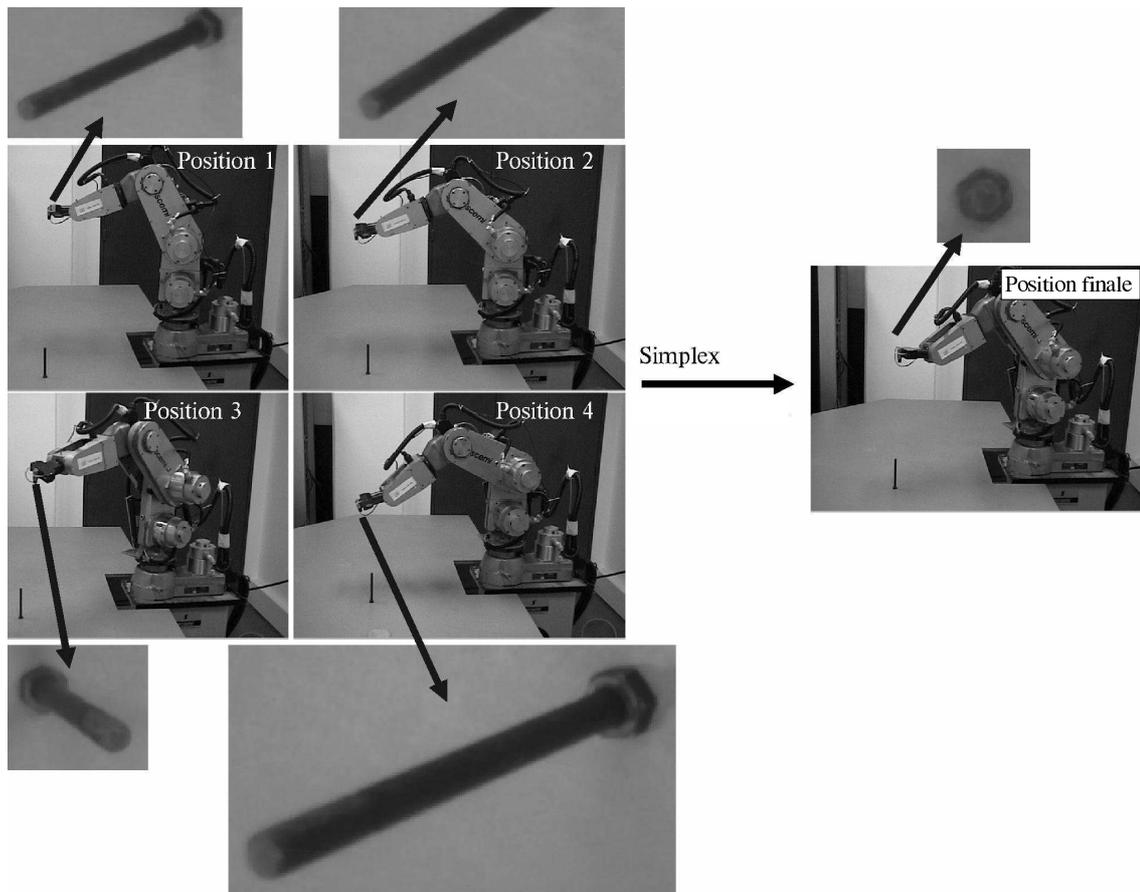


FIG. 3.3 – Expérience d'asservissement visuel sans modèle.

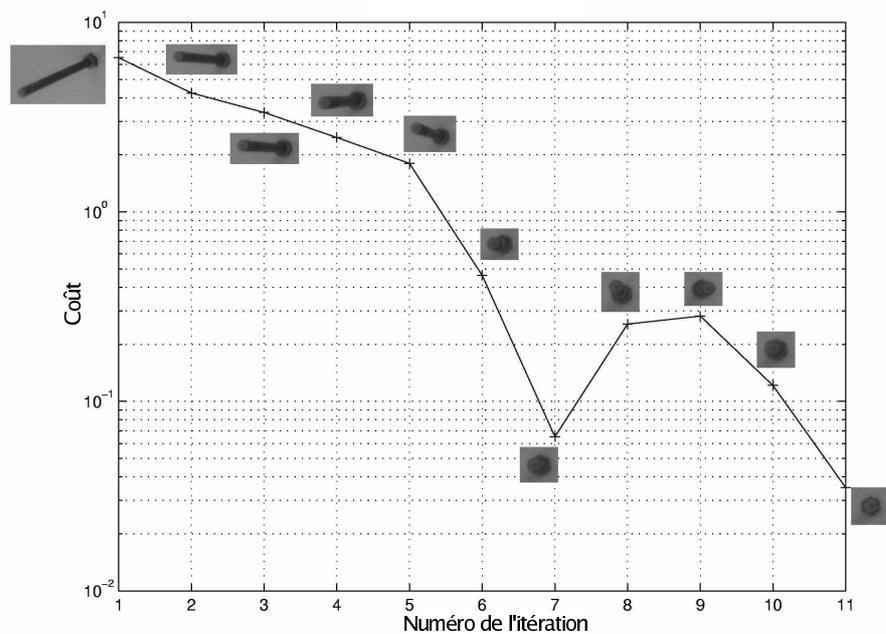


FIG. 3.4 – Évolution de la fonction de coût à partir de la position 1.

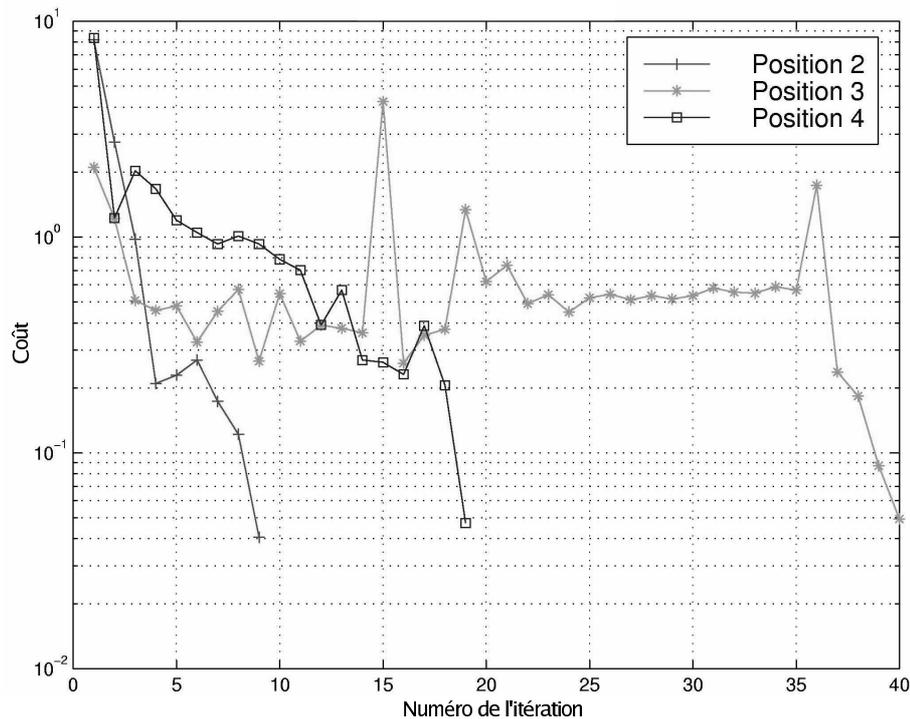


FIG. 3.5 – Évolution de la fonction de coût à partir des positions 2, 3 et 4.

### 3.4 Perspectives

Cette thématique de recherche est encore relativement nouvelle et de ce fait très prometteuse en termes de développements futurs. Nous envisageons plusieurs voies pour continuer ce travail entamé lors de la thèse de K. Miura [Miura02] :

1. Le choix de la fonction de coût est critique pour assurer une bonne convergence de la minimisation. En général, on cherchera à obtenir un fonction  $f$  ayant de bonnes propriétés de convexité avec un nombre limité de minima locaux. Une étude pourrait porter sur la recherche d'une classe ou d'une combinaison de classes de fonctions de coût assurant ces bonnes propriétés pour la convergence.
2. Il existe une autre technique d'asservissement visuel permettant de se passer totalement de modèle : les asservissements visuels par la méthode des sous-espaces [Nayar96]. Cette technique consiste en un apprentissage préalable d'une banque d'image, chaque image étant associée à une configuration articulaire du robot. Cette banque d'image est ensuite compressée en calculant une base d'images dont la dimension est réduite. Chaque nouvelle image acquise est ensuite projetée dans ce sous-espace d'images. Grâce aux coordonnées obtenues, il est possible de trouver la configuration correspondante du manipulateur. Cette technique nécessite donc une phase préalable assez longue de renseignement de la banque d'image. On pourrait envisager une méthode hybride basée sur une optimisation de type polyèdre flexible qui utiliserait également une banque d'images – éventuellement mise à jour en ligne – pour accélérer la convergence de la minimisation.
3. Il est possible d'intégrer dans la fonction de coût toutes sortes de mesures provenant de différents types de caméras. Il serait intéressant d'étudier la pertinence de cette méthode pour une tâche complexe mettant en oeuvre plusieurs capteurs (caméra déportée + caméra embarquée, caméra + capteur d'effort, ...).

**Troisième partie**  
***Robotique médicale***



Je me suis intéressé à la robotique médicale à partir de 2000. L'ACI jeunes chercheurs que j'ai pilotée visait à lancer cette thématique au sein de notre groupe de recherche. Dans ses objectifs initiaux, à savoir «Automatisation du geste chirurgical par asservissement visuel – application à la chirurgie laparoscopique du foie», figurait clairement l'intention de valoriser l'expérience acquise dans le domaine des asservissements visuels. La thèse d'A. Krupa a abouti à la réalisation pratique des objectifs que nous nous étions fixés dans ce projet.

Au cours de nos recherches dans ce domaine sont apparues certaines problématiques propres au domaine médicale que nous n'avions pas anticipées. La problématique de la compensation des mouvements physiologiques est un exemple. Elle a fait l'objet de la thèse de R. Ginhoux, également dans le cadre de l'ACI mais hors objectifs initiaux.

L'ACI a constitué une impulsion décisive pour le développement de la robotique médicale au sein de notre équipe. Cette thématique continue de se développer au travers de nouveaux projets comme :

- La conception d'un robot planteur d'aiguille sous scanner auquel je participe étroitement.
- Un système de suture automatique guidé par vision.
- Un robot d'injection pour le petit animal.
- Un système robotique de guidage d'une sonde de stimulation magnétique transcrânienne.



---

# Introduction

## Sommaire

---

1.1	La robotique médicale . . . . .	71
1.2	La chirurgie laparoscopique robotisée . . . . .	72
1.2.1	Principe de la chirurgie laparoscopique . . . . .	72
1.2.2	La chirurgie laparoscopique robotisée . . . . .	73
1.3	Application des asservissements visuels à la robotique médicale . . . . .	76

---

## 1.1 La robotique médicale

La robotique médicale est apparue au début des années 80. Les premiers robots médicaux étaient de simples adaptations de robots industriels utilisés pour réaliser des gestes médicaux. Mais très vite est apparue la nécessité de développer des structures mécaniques dédiées adaptées aux contraintes fortes de l'environnement médical à savoir :

- *La sécurité* : en aucun cas le robot ne doit pouvoir blesser le patient ou un membre du personnel soignant. Or les robots industriels sont par nature dangereux car très puissants et rapides. Il sont donc de ce fait inadaptés à l'environnement médical.
- *Lencombrement* : le robot ne doit pas gêner le travail du chirurgien en occupant une place trop importante dans la zone opératoire. Il doit donc avoir une structure légère et compacte.
- *La stérilité* : pour la plupart des gestes médicaux, le système robotique doit respecter des contraintes de stérilité. Ceci implique d'avoir une structure particulière qui supporte les conditions de stérilisations (haute température ou produits chimiques) ou encore un structure qui peut être protégée simplement par un système d'emballage plastique.

Depuis quelques années, la robotique médicale suit une évolution de type quasi-exponentielle. Pour s'en rendre compte il suffit de compter le nombre de sessions consacrées à ce sujet dans les conférences de robotique : 2 sessions à ICRA00, 3 sessions à ICRA03 et 6 sessions à ICRA04 ! Quelques expériences relayées par les médias telles que la téléopération depuis New-York sur une patiente à Strasbourg [Marescaux01] a contribué à susciter cette vague d'engouement en faisant prendre conscience non seulement au grand public mais également aux médecins et aux chercheurs des possibilités innombrables qu'offrent les nouvelles technologies lorsqu'elles sont au service de la médecine.

Cette thématique a désormais atteint une certaine maturité qui rend possible la parution de travaux de synthèse visant à établir une classification des systèmes existants [Dario96, Casals98, Joscowicz01]. Dans

[Troccaz00], J. Troccaz propose une classification que nous reprenons ici. Les robots sont classés selon la façon dont le chirurgien interagit avec le système :

– **Les systèmes de guidage passifs**

Ces systèmes comportent des capteurs mais aucun actionneur. Ils permettent de mesurer en temps-réel le déplacement des instruments du chirurgien grâce à des capteurs optiques, magnétiques ou à l'aide d'une structure mécanique passive. Ces mesures sont utilisées pour fournir au chirurgien une réalité augmentée de l'environnement opératoire réalisée grâce à des données préopératoire acquises au moyen d'un système d'imagerie médicale. Il peut ainsi par exemple suivre le mouvement de ses outils à l'intérieur d'un modèle 3D de la structure qu'il est en train d'opérer.

– **Les systèmes de guidage semi-actifs**

Il s'agit de systèmes mécaniques pourvus d'actionneurs qui ont pour seule fonction de contraindre les mouvements de l'instrument suivant des directions définies à l'aide de données préopératoires. En d'autres termes, les actionneurs ont pour seule vocation de bloquer le mouvement de l'instrument mais ils ne peuvent en aucun cas renvoyer de l'énergie à l'utilisateur. Par exemple, le robot Neuromate est basé sur ce principe : il permet de guider l'insertion d'une aiguille dans le cerveau mais c'est la main du chirurgien qui fournit l'énergie pour réaliser le geste d'insertion.

– **Les systèmes synergiques**

Dans ce cas, la limitation des mouvements est réalisée par des systèmes purement mécaniques. Il s'agit de guides mécaniques programmables qui sont configurés pour limiter la zone de travail en fonction de données préopératoires. Contrairement aux systèmes de guidage semi-actifs qui utilisent des actionneurs électriques pour exercer la contrainte, ils ne peuvent pas, même en cas de défaillance, exercer le moindre effort : ils sont donc intrinsèquement sûrs. Le système PADyC [Schneider01] est un exemple de système synergique. Il a pour vocation de contraindre l'espace de travail en chirurgie cardiaque afin d'éviter de rentrer en contact avec des zones sensibles.

– **Les systèmes de téléchirurgie**

Ce sont des systèmes où les robots sont télémanipulés au moyen d'une interface homme/machine. Cette interface est souvent mécanique sous la forme d'un bras passif mesurant les mouvements du chirurgien. Ces mouvements sont ensuite répliqués par un ou plusieurs robots manipulant des instruments de chirurgie. Avec ce type de système il est possible de démultiplier et filtrer les mouvements du chirurgien afin de réaliser des gestes plus précis. De plus, une très grande distance peut séparer la console maîtresse des robots. Parfois, l'interface homme/machine prend la forme d'une commande vocale. Le robot est alors asservi aux consignes vocales du chirurgien comme c'est le cas avec le système porte-endoscope Aesop de Computer Motion.

– **Les systèmes de guidage actifs**

Ce sont les systèmes qui vont le plus loin en terme d'autonomie. Dans ce cas, un geste complet est réalisé automatiquement par le manipulateur sous la supervision du chirurgien. C'est par exemple le cas avec le système ROBODOC [Paul92] qui permet de percer automatiquement à l'aide d'un robot une cavité dans le fémur destinée à accueillir une prothèse. Un système de recalage optique permet de recalibrer le robot par rapport au fémur. La procédure de perçage est réalisée entièrement automatiquement.

– **Les systèmes robotiques endocorporels**

Ce sont des robots mobiles miniatures autonomes qui se déplacent à l'intérieur du corps dans un objectif d'inspection, de biopsie ou même d'intervention. Dans ce domaine, les robots qui sont les plus avancés sont ceux destinés à l'inspection du colon de manière à rendre la colonoscopie moins invasive pour le patient [Phee02]. On peut également citer un robot capable de se déplacer sur la surface du coeur [Patronik04].

## 1.2 La chirurgie laparoscopique robotisée

### 1.2.1 Principe de la chirurgie laparoscopique

La chirurgie laparoscopique est une technique chirurgicale dite mini-invasive, c'est à dire qui nécessite une ouverture réduite pour réaliser l'opération. En fait, les instruments de chirurgie (voir figure 1.1) sont insérés au travers d'ouvertures dont le diamètre est de l'ordre du centimètre. Le retour visuel est fourni

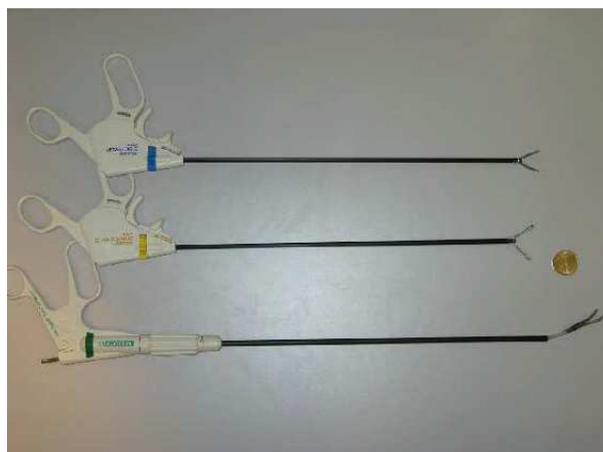


FIG. 1.1 – Photo d'outils de chirurgie laparoscopique.



FIG. 1.2 – Photo d'un endoscope.

par un endoscope, lui aussi inséré dans une ouverture (voir figure 1.2).

Le nombre d'ouvertures dépend du type d'intervention mais est rarement supérieur à 5. L'interface entre le corps du patient et l'outil est réalisé par un trocart (voir figure 1.3). Il s'agit d'un objet cylindrique creux inséré dans les ouvertures qui permet d'introduire les outils ou l'endoscope tout en garantissant une certaine étanchéité. En effet, pour la chirurgie laparoscopique abdominale, un gaz sous pression est injecté dans l'abdomen afin de dégager un espace par rapport aux organes. Ce gaz est injecté au niveau d'un trocart. Un système de joint permet de garantir qu'aucune fuite de gaz n'a lieu vers l'extérieur, même en l'absence d'outil dans le trocart.

Lors de ce type d'intervention, le chirurgien est au-dessus du patient et manipule les instruments depuis l'extérieur en contrôlant les mouvements internes des outils grâce à l'image de l'endoscope (figure 1.4). La principale difficulté pour le chirurgien réside dans la coordination entre la main et l'oeil qui est inversée dans le cas de la chirurgie laparoscopique : en effet, un mouvement de la main dans une direction provoque un mouvement du bout de l'outil dans la direction opposée dans l'image de l'endoscope.

Ce problème de coordination main/oeil peut être résolu en utilisant un système de télémanipulation robotique des outils.

### 1.2.2 La chirurgie laparoscopique robotisée

Les plus grands succès commerciaux de la robotique médicale se sont rencontrés sur des systèmes de télémanipulation pour la chirurgie laparoscopique. Dans ce domaine, 4 approches sont possibles dont 2 ont débouché sur des produits commerciaux. Le principal problème que doit résoudre la structure mécanique est posé par la contrainte du trocart. En effet, comme il s'agit d'un point fixe, aucun effort latéral ne doit être exercé en ce point par le système robotique. Les solutions proposées sont les suivantes :

#### – Le poignet passif

Dans ce cas, deux degrés de liberté du poignet du robot médical sont laissés libres. Ainsi, ils se reconfigurent automatiquement en fonction des mouvements des axes actifs du robot pour garantir un effort minimum au niveau du trocart. Néanmoins, cette technique est affectée par le jeu et les flexibilités inévitables au niveau du trocart. En effet, ce dernier n'est pas une rotule parfaite à cause du jeu entre le



FIG. 1.3 – Photo de trocars.



FIG. 1.4 – Chirurgie laparoscopique sur un porc à l'IRCAD.

trocart et l'outil et à cause des flexibilités introduites par la peau du patient. Ces effets introduisent une imprécision et un manque de répétabilité de ce type de manipulateur. Ils sont compensés intuitivement par le chirurgien grâce au retour visuel de l'endoscope mais lorsque le robot est utilisé dans un mode automatique, ils peuvent être sources d'instabilité.

Cette technique est utilisée par le système Zeus de la société Computer motion (qui a aujourd'hui été rachetée par Intuitive surgical). Le système Zeus est constitué de 3 manipulateurs : 2 chargés de la télémanipulation des outils et le troisième portant l'endoscope (voir figure 1.6). Ces robots sont pilotés grâce à une console de télémanipulation composée de deux bras maîtres passifs (pas de retour haptique) représentés sur la figure 1.5. Deux axes passifs au niveau du poignet permettent de respecter mécaniquement la contrainte du trocart (voir figure 1.7).

– **Le centre de rotation déporté (RCM)**

La structure mécanique possède un centre de rotation déporté. Elle doit être positionnée de manière à ce que ce centre corresponde avec la position du trocart. Différentes architectures sont utilisées comme par exemple celle figurant sur la figure 1.8 utilisant une structure à base de parallélogramme déformable. L'architecture RCM peut également être utilisée pour de l'imagerie interventionnelle robotisée comme guide mécanique pour l'enfoncement d'une aiguille. En effet, à une échelle différente, une aiguille doit également respecter la contrainte d'un point fixe, le point d'entrée [Boctor04].

Cette approche n'a pas les inconvénients du poignet passif car elle n'utilise pas le trocart comme point d'appui. Elle est donc intrinsèquement plus précise. Néanmoins, le mécanisme de déport du centre de rotation conduit souvent à une structure plus volumineuse.

Le système Da Vinci de la société Intuitive Surgical, désormais seul acteur commercial restant dans le domaine des robots de chirurgie laparoscopique suite au rachat de Computer Motion, est basé sur ce principe. Comme le montre la figure 1.9, les bras esclave occupent un volume sensiblement plus important que le système Zeus. L'ergonomie de la console de commande (figure 1.10) est meilleure que celle du système Zeus dans la mesure où elle offre la possibilité de commander directement le mouvement de l'extrémité des outils, éliminant de ce fait le problème de la coordination main/oeil inversée. De plus, grâce à l'utilisation d'un endoscope stéréo, le chirurgien a une impression de vision en 3D de l'intérieur du corps (figure 1.11).

– **Les robots attachés au patient**

Cette solution consiste à poser un robot miniature directement sur le patient au niveau du trocart. Dans le cas de la chirurgie laparoscopique, un tel système peut être considéré comme un trocart actif. Plusieurs projets de ce type ont vu le jour en France ces derniers temps. Celui qui est le plus proche d'un produit commercial est le LER. Le LER (Light Endoscope Robot) [Berkelman03] est un robot porte-endoscope qui garantit la contrainte du trocart grâce à deux axes rotoïdes concourants qui se coupent au niveau du trocart. C'est le même principe avec une structure mécanique légèrement différente qui est utilisé pour le trocart actif du projet MARGE [Dombre04]. Ce système devrait à terme pouvoir restituer au chirurgien les efforts de contact de l'instrument avec les organes.

Le principal avantage de cette structure est sa compacité. D'autre part, le fait que le robot soit solidaire du patient permet de compenser dans une certaine mesure les mouvements dus à la respiration. Du point de vue de la stérilisation, le robot LER par exemple est conçu avec des matériaux compatibles avec une stérilisation à l'autoclave. L'inconvénient de cette approche est une occupation importante du champ opératoire qui peut dans certains cas gêner la pose de trocarts additionnels.

– **Les robots redondants**

L'utilisation d'une structure mécanique redondante permet de garantir la contrainte du trocart en utilisant les degrés de mobilité supplémentaires du manipulateur. Le point fixe du trocart est garanti par une loi de commande. Celle-ci peut se baser par exemple simplement sur le modèle cinématique du système [Michelin02]. Il est également possible d'utiliser une mesure de l'effort au niveau du trocart conjointement avec une loi de commande assurant un effort nul à ce niveau [Krupa02].

Cette approche a tous les avantages de la structure RCM. En effet, comme le trocart n'est pas utilisé comme point d'appui, une bonne répétabilité peut être obtenue. De plus, la structure mécanique est sensiblement plus simple qu'avec un RCM, donc plus compacte. Par contre, étant donné que la contrainte du trocart est garantie par une loi de commande, donc par un logiciel, la sécurité d'un tel système n'est pas aussi importante qu'avec un RCM. En effet, le manipulateur a la potentialité d'exercer un effort latéral important au niveau du trocart en cas de défaillance de la commande.



FIG. 1.5 – Console de télémanipulation du système Zeus.



FIG. 1.6 – Robots de télémanipulation du système Zeus.

### 1.3 Application des asservissements visuels à la robotique médicale

La chirurgie laparoscopique robotisée est un domaine d'application idéal pour les asservissements visuels. En effet, l'endoscope ayant en permanence dans son champ de vision les instruments et l'objet d'intérêt, on est dans la configuration typique *eye to hand* ou «caméra déportée». Par ailleurs, si on se place du point de vue du robot porteur d'endoscope, la commande de ce dernier par retour visuel correspond à une configuration *eye in hand* ou «caméra embarquée».

Parmi tous les gestes pratiqués en chirurgie laparoscopique, il y en a certains qui se prêtent plus volontiers à une tentative d'automatisation. Les chercheurs se sont bien sûr intéressés en premier aux gestes les plus simples. Les premières expériences ont donc porté sur le positionnement automatique du robot porte-endoscope :

- Dans [Taylor95], Taylor *et al.* proposent un système capable de centrer automatiquement une structure anatomique dans l'image de l'endoscope. Après que le chirurgien ait pointé dans l'image la structure à centrer, le système évalue par triangulation sa position puis déplace le robot porte-endoscope. Ce n'est pas à proprement parlé un asservissement visuel mais plutôt une commande séquentielle de type *look then move*.
- Dans [Casals96], Casals *et al.* optent pour une stratégie de centrage automatique des instruments. Avec ce système, l'endoscope suit en permanence les outils grâce à un asservissement visuel 3D. Des mar-

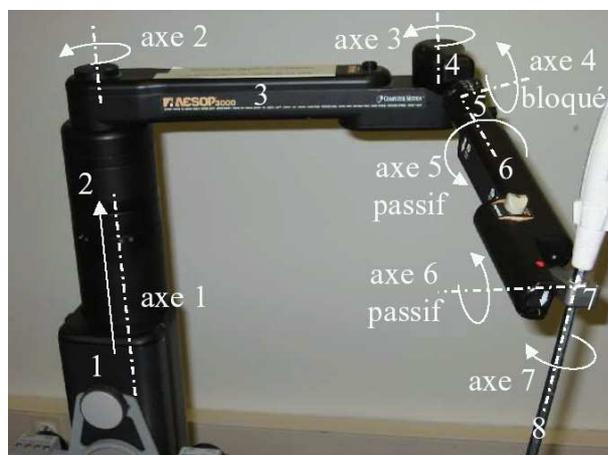


FIG. 1.7 – Cinématique des robots Aesop et Zeus.

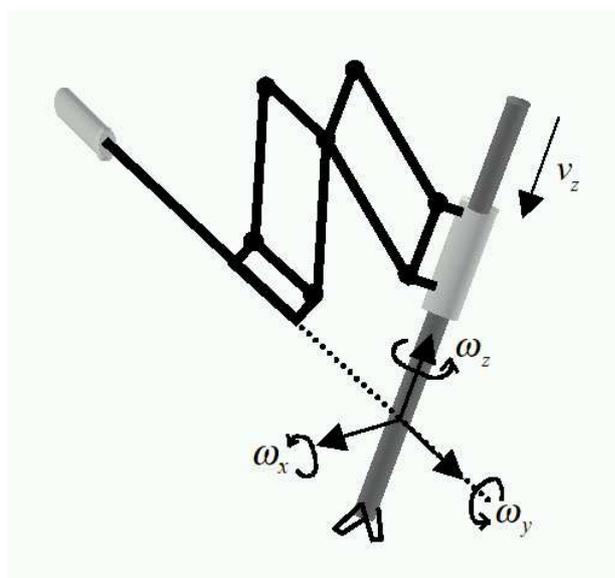


FIG. 1.8 – Cinématique de type RCM.

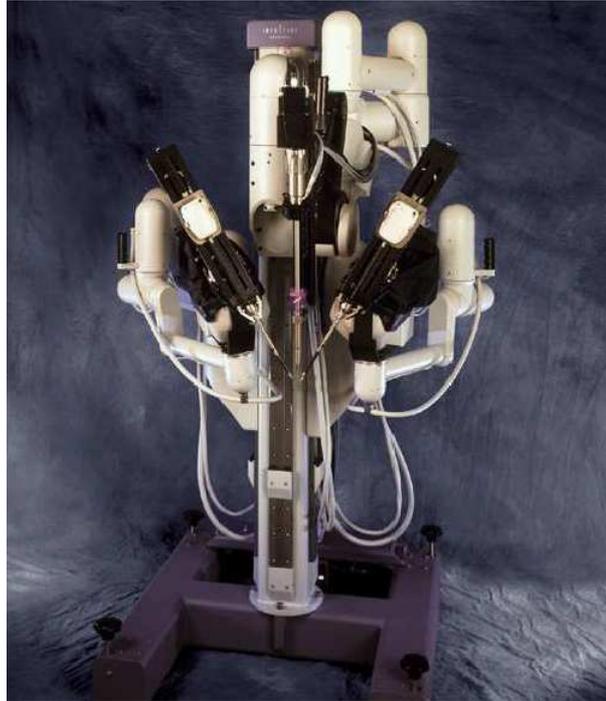


FIG. 1.9 – Système Da Vinci : robots esclaves.



FIG. 1.10 – Système Da Vinci : console maîtresse.

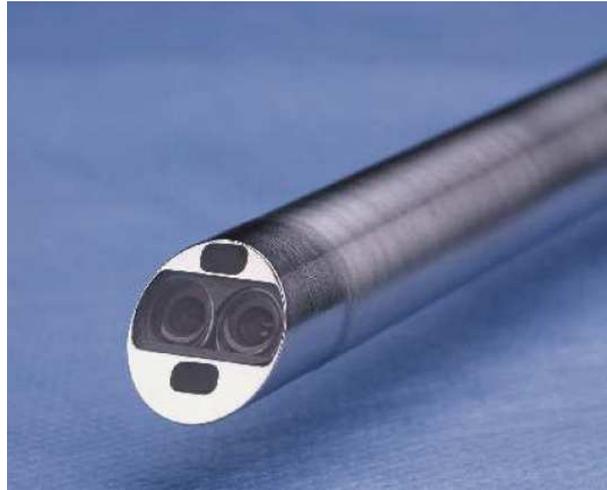


FIG. 1.11 – Système Da Vinci : endoscope stéréo.

queurs sont rajoutés à l'extrémité des instruments. La connaissance de leur géométrie permet d'estimer leur position relative par rapport à l'endoscope et ainsi réaliser la tâche de centrage.

- Le système présenté dans [Uecker95] par Uecker *et al.* réalise la même tâche que celui de Casals *et al.* mais en utilisant un asservissement visuel 2D. Dans ce cas, des marqueurs colorés ont été rajoutés au bout des outils. Les primitives utilisées sont les coordonnées dans l'image de ces marqueurs ainsi que leur taille.
- Wei *et al.* [Wei97] proposent également un système de centrage des outils basé sur un asservissement visuel 3D utilisant des marqueurs colorés attachés au bout des outils. Il démontrent que la couleur verte est la moins représentée dans les images endoscopiques et donc la plus robuste pour un marqueur artificiel.

Les systèmes de commande des outils par asservissement visuel sont apparus plus tard :

- Dans [Hayashibe01], les auteurs présentent un système de positionnement automatique des outils de chirurgie laparoscopique. Là encore, c'est une stratégie *look then move* qui est employée. Un système original de reconstruction 3D de la géométrie de la surface des organes est proposé, basé sur un scanner laser couplé à une caméra rapide. Ce système de scanner est monté en extrémité de l'endoscope. Le référencement de la position de l'endoscope par rapport au robot porteur d'instrument est réalisé par l'extérieur au moyen d'un système de repérage optique Polaris. Après que le chirurgien ait pointé sur un écran tactile le point à atteindre pour l'instrument, le système calcule le déplacement grâce aux informations du scanner laser et du Polaris, puis déplace le robot porte-outil vers la position spécifiée.
- Le système présenté dans [Nakamura01] par Nakamura *et al.* ne se place pas directement dans le contexte de la chirurgie laparoscopique. Il s'agit en fait d'une expérience réalisée en chirurgie ouverte mais qui illustre un concept ayant pour champ d'application la chirurgie mini-invasive robotisée du coeur. Ce système introduit la notion de compensation de mouvement cardiaque dans le but de réaliser des interventions à coeur battant. La tâche à réaliser est donc le suivi d'un organe en mouvement par retour visuel.
- Le système proposé par Krupa *et al.* [Krupa03b] permet de réaliser par asservissement visuel une tâche automatique de récupération des outils dans le cas où ils sortent du champ opératoire. En effet, il peut arriver, lors d'un changement de zone de travail par exemple, que les outils sortent du champ de vision de l'endoscope. Dans ce cas, en chirurgie laparoscopique télémanipulée, il peut être difficile pour le chirurgien de les ramener de manière sûre dans le champ opératoire. Le système proposé permet de réaliser ce geste de manière sécurisée et automatique. Cette application est détaillée dans le prochain chapitre.
- Les travaux de Ginhoux *et al.* [Ginhoux04b] portent également sur la compensation de mouvements physiologiques par retour visuel. Le problème est analysé du point de vue de la commande pour les 2

principaux mouvements physiologiques : la respiration et le battement cardiaque. Ce point est également détaillé dans la suite du mémoire.

# Automatisation du geste chirurgical

## Sommaire

2.1	Définition de la tâche à réaliser . . . . .	81
2.2	Développement d'un outil spécial . . . . .	82
2.3	Extraction des primitives . . . . .	84
2.4	Asservissement visuel du robot Aesop . . . . .	86
2.5	Perspectives . . . . .	87

L'automatisation du geste chirurgical en chirurgie laparoscopique du foie fut le thème de l'ACI jeunes chercheurs que j'ai pilotée de 2000 à 2003. La thèse d'Alexandre Krupa s'inscrit dans ce cadre. Son travail est détaillé dans ce chapitre. Il porte sur l'automatisation de la procédure de récupération des instruments en chirurgie laparoscopique robotisée.

## 2.1 Définition de la tâche à réaliser

En chirurgie laparoscopique robotisée et spécialement lorsque la distance entre la console maîtresse et le patient est grande, le chirurgien qui téléopère a du mal à appréhender la relation entre les mouvements des manettes de la console et le mouvement des outils lorsque ceux-ci ne sont plus visibles. En effet, tant que l'endoscope fournit un retour visuel des outils, le chirurgien réalise en quelque sorte lui-même un asservissement visuel des mouvements des outils. Mais lorsque ceux-ci ne sont plus visibles, réaliser le bon mouvement qui ramène directement les outils dans le champ visuel sans risquer d'entrer en contact avec une structure anatomique s'avère beaucoup plus difficile.

Il y a donc un intérêt à développer un système qui permette de ramener automatiquement les outils dans le champ de vision de l'endoscope par un mouvement qui ne risque pas de blesser une structure anatomique non visible. Un tel mouvement consiste dans un premier temps à dégager pratiquement complètement l'endoscope en l'amenant à la limite de l'orifice interne du trocart. Puis, réaliser un mouvement de balayage tout en conservant la distance d'enfoncement de l'outil constante pour éviter tout risque de collision. Pour le chirurgien, réaliser un tel mouvement en aveugle est une chose impossible. En effet, il n'a aucun moyen de contrôler précisément la distance d'enfoncement en l'absence de retour visuel.

Il est facilement envisageable de pouvoir réaliser de manière automatisé une telle procédure de balayage. Mais comment savoir où est l'outil par rapport à l'endoscope quand celui-ci est pratiquement complètement retiré et donc a très peu de chance de rentrer dans le champ de vision de l'endoscope ? Pour résoudre ce problème, nous avons développé un outil spécial, un porte-outil, compatible avec tous



FIG. 2.1 – Le système porte-outil de pointage laser.

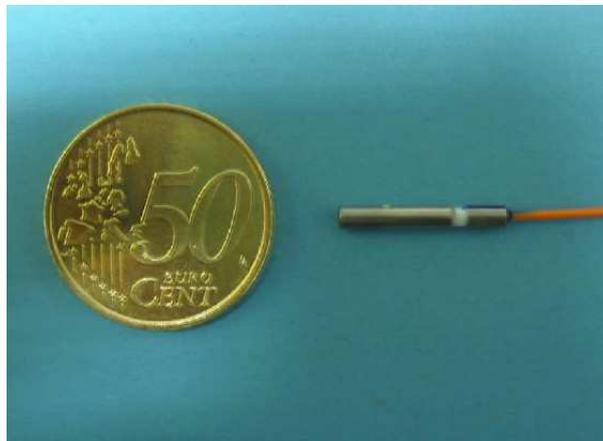


FIG. 2.2 – Collimateur miniature.

les outils de chirurgie laparoscopique, qui permet de projeter des motifs laser dans l'axe de l'outil. De cette manière, même si l'outil ne rentre pas physiquement dans le champ de vision de l'endoscope, à un moment, le faisceau laser projeté devra y pénétrer indiquant au système l'axe de l'outil. Ensuite grâce à un asservissement visuel, il est possible de centrer automatiquement le spot laser avant de procéder à la descente de l'outil en toute sécurité puisque la présence du spot laser indique qu'il n'y a aucun obstacle entre le bout de l'outil et l'organe.

## 2.2 Développement d'un outil spécial

L'outil qui a été développé est un porte-outil cylindrique creux qui permet d'accueillir à l'intérieur un outil de chirurgie plus fin (figure 2.1). Le diamètre extérieur du porte-outil est de 10 mm ce qui est la taille maximale que peut recevoir un trocart. Le diamètre intérieur est compatible avec la plupart des instruments de chirurgie laparoscopique.

Ce porte-outil est destiné à servir de guide pour amener à son extrémité une lumière laser. Cette lumière est acheminée par des fibres optiques qui sont insérées dans le porte-outil. Cette lumière est focalisée à l'extrémité par des collimateurs miniatures (figure 2.2). Les sources laser externes sont au nombre de 4. Elles alimentent en lumière 4 fibres optiques qui produisent à l'extrémité du porte-outils 4 spots laser projetés dans l'axe de l'outil (figure 2.3). Sur la figure 2.3, l'outil inséré dans le porte-outil est un outil de



FIG. 2.3 – Spots laser projetés par le porte-outil.

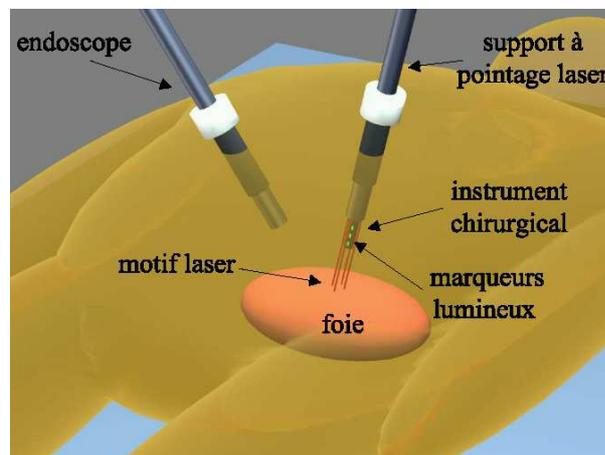


FIG. 2.4 – Système porte-outil de pointage laser.

lavage-aspiration.

Les sources laser externes ont une puissance de 10 mW chacune et émettent une lumière rouge. Comme il s'agit de lasers à silicium, il est possible de contrôler de manière très rapide l'allumage et l'extinction au moyen d'un signal TTL. La figure 2.4 présente une vue schématique du système en situation.

Dans le domaine de la robotique médicale sans doute plus qu'ailleurs, une confrontation rapide des hypothèses de laboratoire avec la réalité du terrain est nécessaire afin d'éviter de diverger. À plusieurs reprises nous avons pu le constater à nos dépens. Avant de faire les premiers essais *in vivo*, nous avons comme ambition (nous savons maintenant qu'elle était complètement folle) de pouvoir détecter séparément les 4 spots laser indépendamment sur la surface de l'organe pointé afin de pouvoir reconstruire l'angle et la distance de la portion de surface par rapport à l'endoscope par une méthode 3D (la position relative des 4 faisceaux laser est connue).

Après le premier essai *in vivo* nous avons été forcé de réviser nos prétentions sérieusement à la baisse. La figure 2.5 donne un exemple du type d'image que nous avons obtenu. Non seulement le laser diffuse énormément à cause de la viscosité des organes transformant les 4 spots en un seul halo diffus. Mais en plus, de nombreuses spécularités provenant des réflexions de la lumière très forte et très ponctuelle de l'endoscope perturbent l'image en saturant la luminosité en de nombreux endroits. Après ce constat, il nous est apparu clairement que le véritable problème des asservissements visuels en chirurgie laparoscopique n'est pas l'asservissement en lui-même mais la vision.

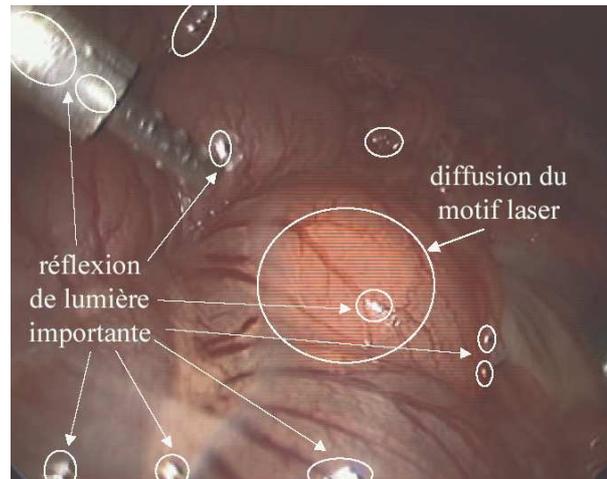


FIG. 2.5 – Image *in vivo* des marqueurs laser.

## 2.3 Extraction des primitives

L'idée du laser comme système de pointage optique n'est pas à remettre en question même avec des images telles que celle de la figure 2.5. Une solution aurait été de changer de couleur de laser. En effet, une étude [Wei97] montre que la couleur verte est la moins représentée dans les images endoscopiques en chirurgie laparoscopique. C'est donc également la couleur la plus indiquée pour un marqueur susceptible d'être extrait de l'image avec un maximum de robustesse. A l'époque, ce type de laser et son système de fibre optique étaient encore extrêmement onéreux. D'autre part nous n'étions pas certains d'obtenir une signature visuelle assez marquée pour être détectée dans toutes les conditions. Aussi avons-nous opté pour une autre solution. Néanmoins, cette voie reste à explorer d'autant qu'aujourd'hui les lasers verts sont beaucoup plus abordables.

Afin d'augmenter la robustesse de détection, nous avons rajouté à la signature visuelle une signature temporelle. Pour cela, nous avons utilisé l'entrée de modulation des lasers pour les faire clignoter de manière synchrone avec l'acquisition d'image. Grâce aux signaux de synchronisation provenant de la carte d'acquisition d'image (*Vertical Blank*) et en modifiant le *driver* de cette carte, il nous a été possible de commander l'allumage des lasers pendant la trame paire de l'image et leur extinction pendant la trame impaire. Le résultat dans l'image complète est une alternance de lignes claires et obscures dans la zone éclairée par le laser. Cette alternance ne peut pas être due à un élément de la scène. En effet, ce motif a une fréquence spatiale égale à la fréquence de Nyquist du capteur. Comme en général, pour éviter tout repliement spectral, l'optique filtre les composantes fréquentielles supérieures ou égale à la fréquence de Nyquist, ce motif ne peut provenir que du laser, donc peut être détecté de manière robuste.

Même si les 4 spots laser ne peuvent être distingués dans les images *in vivo*, nous les avons tout de même conservé tous les 4 car ils permettent d'ajouter une redondance d'information dans le cas, assez fréquent, où une partie des marqueurs est occultée par un relief interne trop prononcé.

La figure 2.6 décrit le processus de traitement d'image utilisé pour extraire les marqueurs laser. La figure initiale montre l'image obtenue en faisant clignoter les marqueurs lumineux. Deux situations en opposition de phase sont décrites. En effet, en faisant clignoter un autre marqueur lumineux en opposition de phase par rapport au premier, il est possible non seulement de les détecter tous les 2 de manière robuste, mais il est également possible de les distinguer sans ambiguïté.

L'image est convoluée avec un masque de convolution de dimension  $5 \times 5$  qui réalise un filtrage vertical passe-haut de l'image. Ainsi, au niveau des marqueurs lumineux, l'image résultante après filtrage présente des niveaux très élevés. Ces zones peuvent donc être facilement détectées par seuillage. Par ailleurs, il est possible de distinguer deux marqueurs clignotant en opposition de phase en comparant simplement le signe des valeurs filtrées et la parité de la ligne correspondante.

Cette technique est parfaite pour des images fixes ou faiblement en mouvement mais dès que le champ

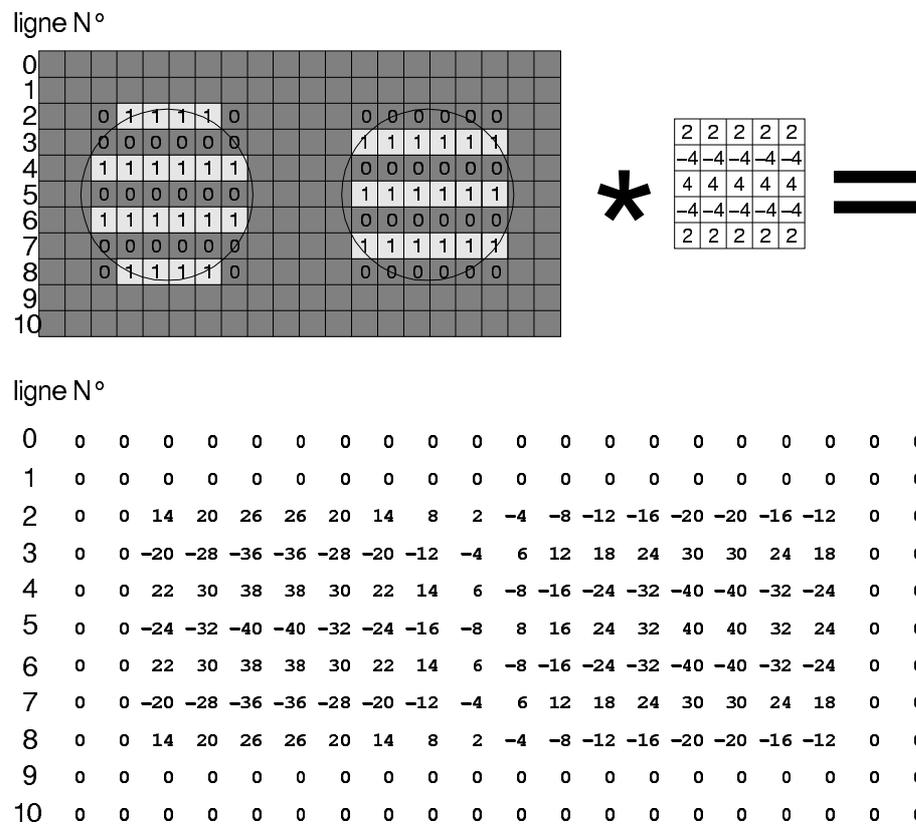


FIG. 2.6 – Détection des marqueurs lumineux.

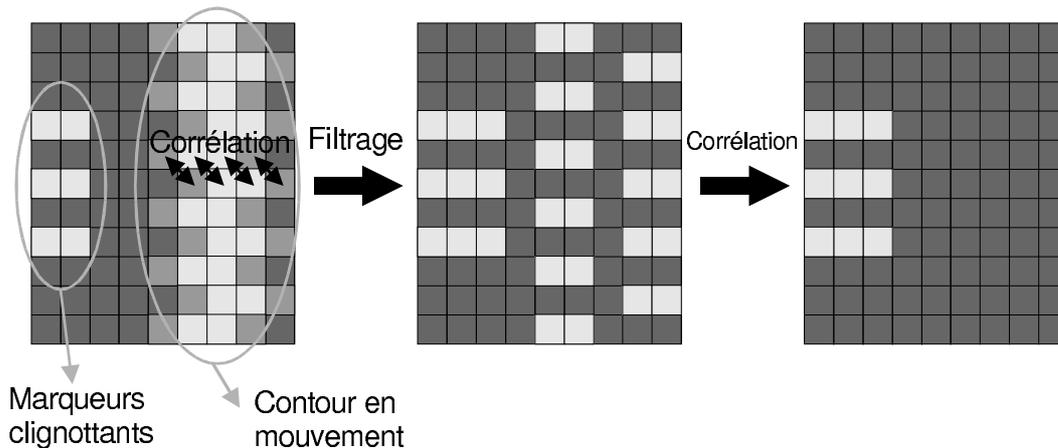


FIG. 2.7 – Élimination des artefacts dûs au mouvement dans l'image.

de vitesse dans l'image devient important le décalage temporel entre la trame paire et la trame impaire crée des stries horizontales au niveau des contours dans l'image qui ont la même fréquence spatiale que les marqueurs lumineux clignotant. Aussi il a été nécessaire d'apporter une modification à l'algorithme initial.

Comme l'effet de crénelage dû à un mouvement rapide dans l'image est provoqué par le décalage de 20 ms entre la trame paire et la trame impaire, il y a une corrélation forte dans les motifs des lignes successives concernées par ce phénomène. Cette information est utilisée pour éliminer toutes les zones détectées qui correspondent à un mouvement dans l'image comme l'illustre la figure 2.7.

## 2.4 Asservissement visuel du robot Aesop

La procédure de récupération de l'outil s'effectue en 4 phases :

1. Dans un premier temps, le robot effectue des mouvements de balayage avec l'outil tout en maintenant constante la distance d'enfoncement. Lorsque le motif laser est détecté dans l'image, le système passe à la phase suivante.
2. Comme il s'agit d'un asservissement visuel 2D pour une configuration *eye to hand*, il est nécessaire pour calculer la matrice d'interaction d'avoir la position relative de l'endoscope par rapport au robot. Or celle-ci n'est pas disponible car d'une part le robot peut être fixé n'importe où sur la table d'opération et d'autre part la position de l'endoscope est susceptible de varier constamment au cours de l'opération. Nous avons donc opté pour une procédure automatique d'identification du Jacobien en réalisant des déplacements indiciels du robot et en mesurant l'effet dans l'image. Après cette étape d'identification le système passe à la phase suivante.
3. Le faisceau laser est centré dans l'image par asservissement visuel 2D puis l'outil est descendu jusqu'à ce qu'il apparaisse dans l'image. A ce moment là un asservissement 3D supplémentaire s'active qui asservi la distance entre le bout de l'outil et la zone pointée. Cette distance est mesurée grâce à l'adjonction de marqueurs lumineux supplémentaires sur l'outil : 3 DELs CMS (voir figure 2.8). Ces DELs sont détectées grâce au même principe que pour le laser. Elles clignotent en opposition de phase par rapport au laser afin de pouvoir les distinguer. Une méthode de reconstruction 3D a été mise au point pour obtenir une estimation de la distance (voir [Krupa03b] pour plus de précisions). Lorsque la consigne de distance est atteinte, la dernière phase est enclenchée.
4. L'asservissement 2D commandant la position du laser dans l'image est actif ainsi que l'asservissement 3D de la distance entre le bout de l'outil et l'organe. Le chirurgien peut à tout moment changer la consigne de l'asservissement 2D en cliquant à un endroit dans l'image : le système déplace l'outil pour qu'il pointe vers l'endroit désigné. Le chirurgien peut également modifier la consigne de



FIG. 2.8 – Adjonction de DELs CMS au bout de l'outil.

distance grâce à un curseur de l'interface graphique.

La figure 2.9 donne une vue d'ensemble du fonctionnement du système. L'image de l'endoscope est digitalisée et traitée par un ordinateur qui calcule également la commande à envoyer au robot. Celle-ci est transmise au moyen d'une liaison série au contrôleur du robot Aesop. Un algorithme adaptatif original qui estime en ligne la position du trocart a été implémenté pour commander directement les vitesses opérationnelles du bout de l'outil (voir [Krupa03a]).

Le gain des correcteurs des asservissements visuels a été réglé de manière à obtenir le meilleur compromis entre stabilité et performance. Néanmoins, la bande passante de l'ensemble est sérieusement limitée par des délais importants dus à la transmission série.

Les figures 2.10 et 2.11 montrent l'efficacité de la procédure de détection des marqueurs lumineux.

La figure 2.12 présente les réponses des asservissements visuels à des échelons de consigne. Pour l'asservissement 2D, l'évolution des coordonnées  $(u_p, v_p)$  dans l'image est donnée en fonction du temps et dans l'image. Pour l'asservissement 3D de distance  $d_0$ , la réponse à un échelon de consigne variant de 25 mm à 10 mm est donnée. Comme on peut le constater, la mesure est perturbée par une composante quasi-périodique de grande amplitude. Cette perturbation provient du mouvement des organes de l'abdomen dû à la respiration.

## 2.5 Perspectives

Ce travail est une étape préliminaire à la réalisation d'un système plus abouti respectant toutes les contraintes d'un bloc opératoire. En effet, si les concepts de détection robuste des primitives, et de récupération automatique de l'outil en utilisant un outil de pointage ont été validés, il reste encore beaucoup de travail à faire avant d'aboutir à un produit commercial. La finalité industrielle n'est pas exactement celle d'un groupe de recherche. Par contre un partenariat avec une société industrielle spécialisée dans la fabrication d'outils de chirurgie est envisageable. Des contacts ont d'ores et déjà été pris dans ce sens.

Ce travail soulève un problème intéressant qui a été mis en évidence par les expériences *in vivo* et qui apparaît clairement sur les enregistrements de la figure 2.12 : les perturbations dues aux mouvements respiratoires. En effet, on peut imaginer qu'un tel asservissement visuel peut être utilisé par exemple pour maintenir constante la distance entre le bout de l'outil et l'organe, quelques soient les perturbations dues à la respiration. Ce type d'asservissement présenterait un intérêt certain pour éviter au chirurgien de réaliser lui-même cette compensation, surtout lorsque le geste qu'il réalise demande beaucoup de précision.

Il existe un autre mouvement physiologique qu'il est intéressant de pouvoir compenser de manière automatique et transparente pour le chirurgien : le battement cardiaque. Un tel système de compensation

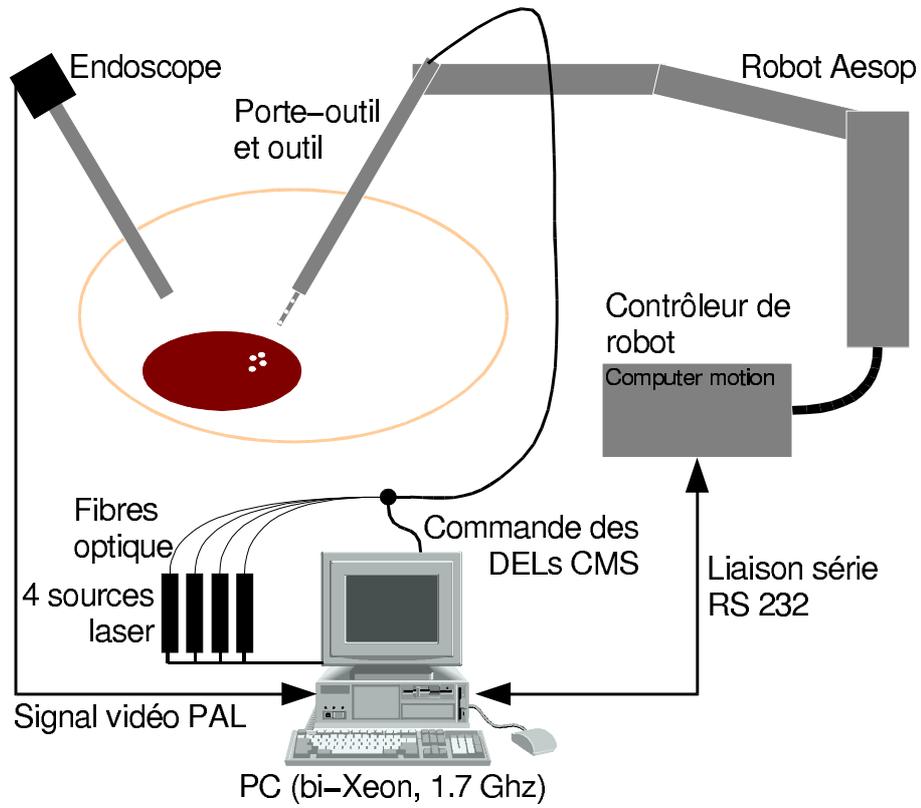


FIG. 2.9 – Récupération automatique d'outils : système expérimental.

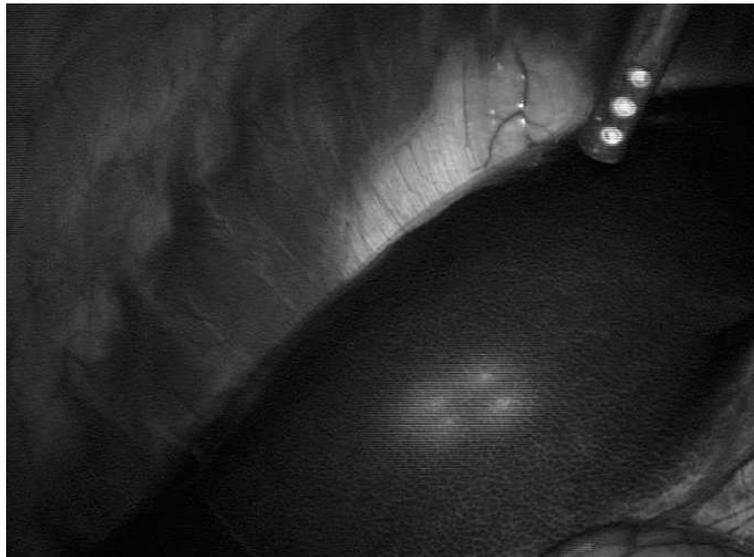
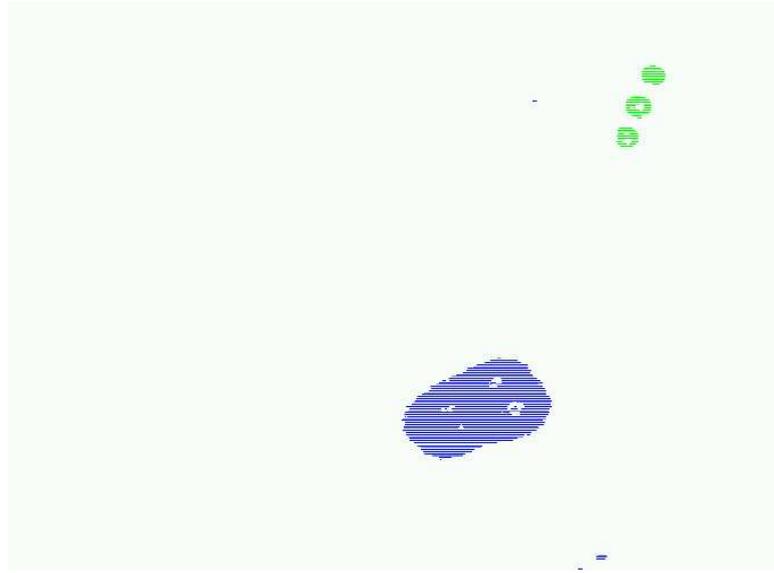
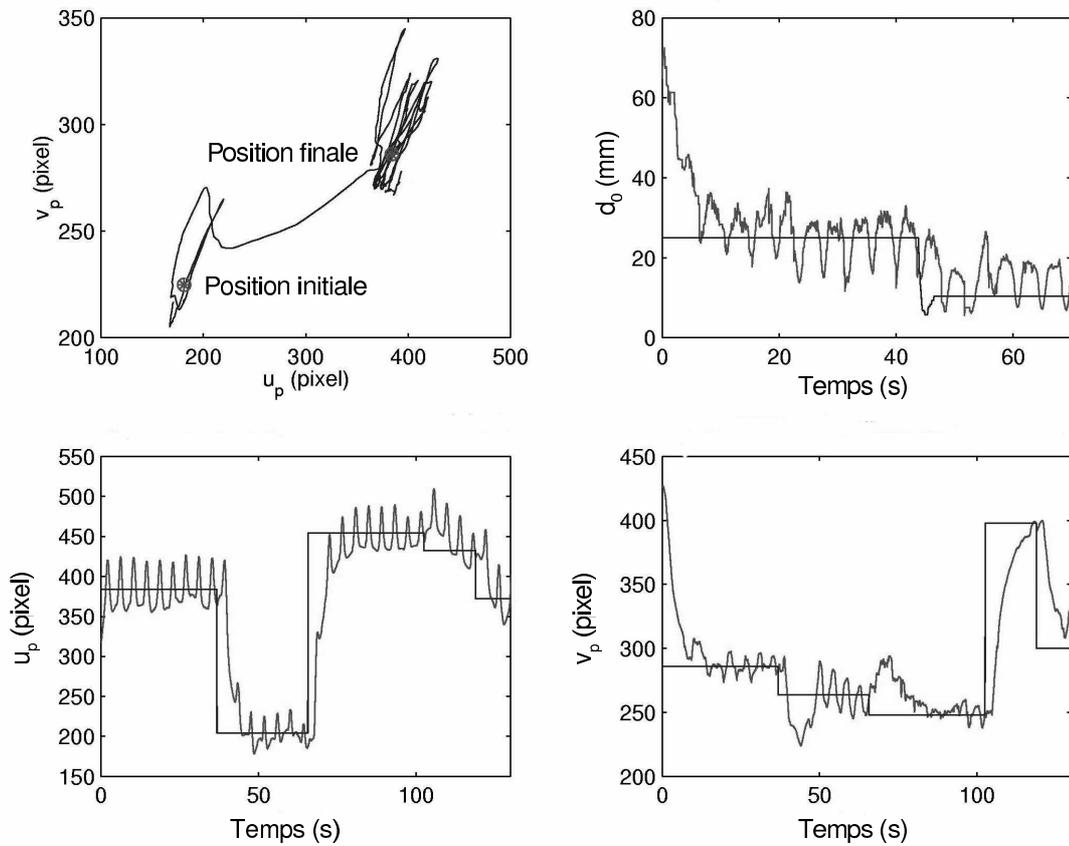


FIG. 2.10 – Image *in vivo* avant traitement.

FIG. 2.11 – Image *in vivo* après traitement.FIG. 2.12 – Réponses des asservissements visuels en conditions *in vivo*.

ouvrirait la voie à la chirurgie mini-invasive sur coeur battant, une sorte de saint Graal pour tous les chercheurs travaillant dans ce domaine.

---

# Compensation de mouvements physiologiques

---

## Sommaire

---

<b>3.1</b>	<b>Introduction</b>	<b>91</b>
<b>3.2</b>	<b>Filtrage mécanique actif de mouvements physiologiques</b>	<b>92</b>
3.2.1	Les mouvements respiratoires	93
3.2.2	Mouvements cardiaques	94
<b>3.3</b>	<b>Compensation de mouvements respiratoires</b>	<b>96</b>
3.3.1	Commande répétitive	96
3.3.2	R-GPC	96
3.3.3	Banc d'essais de laboratoire	98
3.3.4	Expériences	101
<b>3.4</b>	<b>Compensation de mouvements cardiaques</b>	<b>103</b>
3.4.1	Prédicteur de perturbation adaptatif	105
3.4.2	Asservissement visuel	106
3.4.3	Expériences	108
<b>3.5</b>	<b>Perspectives</b>	<b>110</b>

---

## 3.1 Introduction

Il y a principalement 2 sources de mouvements physiologiques dans le corps humain : la respiration et le battement cardiaque. La respiration est la plus importante des perturbations. Elle provoque des déplacements de large amplitude pour beaucoup d'organes situés principalement dans l'abdomen ou la poitrine. Les battement cardiaques provoquent des perturbations qui sont restreintes à une zone entourant le coeur. Ces perturbations peuvent être très dérangeantes pour le chirurgien, particulièrement lorsqu'il doit réaliser un geste très précis comme la suture. Actuellement il existe plusieurs solutions pour contourner ce problème. Par exemple, il est possible de stopper la respiration d'un patient placé sous respiration artificielle pendant le temps nécessaire à la réalisation d'un geste minutieux. Il est évident que ce temps d'apnée ne peut pas excéder quelques minutes.

Il est aussi possible de stopper le coeur en dérivant la circulation sanguine grâce à une machine coeur/poumon externe. Mais cette technique quoique pratiquée couramment est très invasive et présente des risques pour le patient. En chirurgie cardiaque, pour les opérations qui s'y prêtent, il est possible d'éviter l'arrêt du coeur en ayant recours à un stabilisateur cardiaque. Il s'agit d'un dispositif mécanique maintenant

une zone du coeur immobile par succion ou pression [Gründeman00, Gilhuly98]. Néanmoins, il subsiste tout de même un mouvement résiduel qui peut perturber le geste du chirurgien.

Dans [Clifford02], on peut trouver une étude très détaillée du mouvement du foie humain dû à la respiration. On y apprend que le mouvement le plus ample est dans la direction cranio-caudale, c'est à dire dans l'axe du corps et que l'amplitude moyenne mesurée est de l'ordre de 1.5 cm. Dans [Detter02], les auteurs comparent les mouvements résiduels en utilisant deux modèles de stabilisateurs cardiaques : l'Octopus de Medtronic et l'Immobilizer de Genzyme. Le mouvement résiduel mesuré avec l'Octopus est de l'ordre de 500  $\mu\text{m}$  tandis que celui de l'Immobilizer est de l'ordre de 100  $\mu\text{m}$ . Ces mouvements sont mesurés parallèlement à la surface du coeur. Le mouvement normal à la surface du coeur est beaucoup plus important, il est de l'ordre de 2 mm [Cattin04].

Les solutions actuelles visant à contourner les effets des mouvements physiologiques ont toutes des inconvénients. L'avènement de la robotique médicale télémanipulée offre de nouvelles possibilités de compensation de ces mouvements grâce à l'utilisation des robots comme filtres mécaniques actifs.

Anticiper et prédire est un *leitmotiv* qui se retrouve dans toutes les publications s'intéressant à ces mouvements. En effet, que ce soit la respiration ou les mouvements cardiaques, ils présentent tous les 2 des caractéristiques de périodicité qui peuvent être exploitées dans le cadre d'une architecture de commande prédictive.

Dans [Ortmaier03], Ortmaier propose un algorithme de détection du mouvement d'une zone du coeur stabilisée par un stabilisateur de type Octopus. La robustesse de la détection des primitives est améliorée en utilisant une prédiction dans l'image du mouvement de ces dernières. La compensation de ces mouvements par un système robotique est présentée comme une application potentielle mais n'est pas développé dans ce travail.

Thakral *et al.* étudient dans [Thakral01] le mouvement cardiaque d'un rat à l'aide d'un système de mesure de distance à base de fibre optique. Ils proposent un algorithme de prédiction du mouvement en utilisant une méthode d'estimation adaptative des coefficients de Fourier du signal. Nous avons utilisé une méthode similaire pour prédire ce type de perturbation.

En fait, très peu de travaux mentionnent des expériences de compensation de mouvements physiologiques qui vont jusqu'à l'utilisation d'un robot. De ce point de vue l'article [Schweikard00] est intéressant car il propose un système robotique de suivi d'une tumeur qui se déplace à cause de la respiration. L'application visée est un système de radiothérapie qui permettrait d'irradier la tumeur en permanence grâce à une compensation mécanique de son mouvement. La localisation de la tumeur est réalisée grâce à la fusion d'informations internes provenant de caméras à rayon X et d'informations externes provenant de marqueurs optiques. Malheureusement, dans ce travail la caractéristique de périodicité de la respiration n'est pas utilisée pour améliorer le suivi, aussi l'erreur de suivi demeure importante.

Dans [Nakamura01], Nakamura *et al.* présentent un impressionnant système de suivi de coeur battant basé sur un asservissement visuel rapide cadencé à 955 Hz. Le robot est un doigt à 4 degrés de liberté solidaire de l'écarteur sternal qui suit une pastille qui a été attachée à la surface du coeur. Cette expérience vise à illustrer le concept de synchronisation cardiaque. Un tel système robotique téléopéré permet de donner au chirurgien l'impression qu'il est en train d'opérer sur un organe fixe alors que celui-ci est en fait en mouvement et ce mouvement est compensé par les robots. Le retour visuel fourni au chirurgien est lui aussi stabilisé pour renforcer cette impression. Dans ce travail, il n'est pas non plus question d'utiliser les propriétés de périodicité du signal pour améliorer le suivi.

Nous proposons deux approches différentes pour la compensation robotique des mouvements respiratoires et cardiaques, toutes 2 basées sur une exploitation des propriétés de ces signaux grâce à une commande prédictive de type GPC [Clarke87]. Pour les mouvements respiratoires, nous utilisons une commande répétitive et pour les mouvements cardiaques, une commande prédictive classique est utilisée conjointement avec un prédicteur de perturbation.

## 3.2 Filtrage mécanique actif de mouvements physiologiques

Le but d'un tel système est de donner au chirurgien l'impression qu'il opère sur une scène pratiquement immobile de manière à ce qu'il puisse concentrer ses efforts uniquement sur les gestes utiles, le système

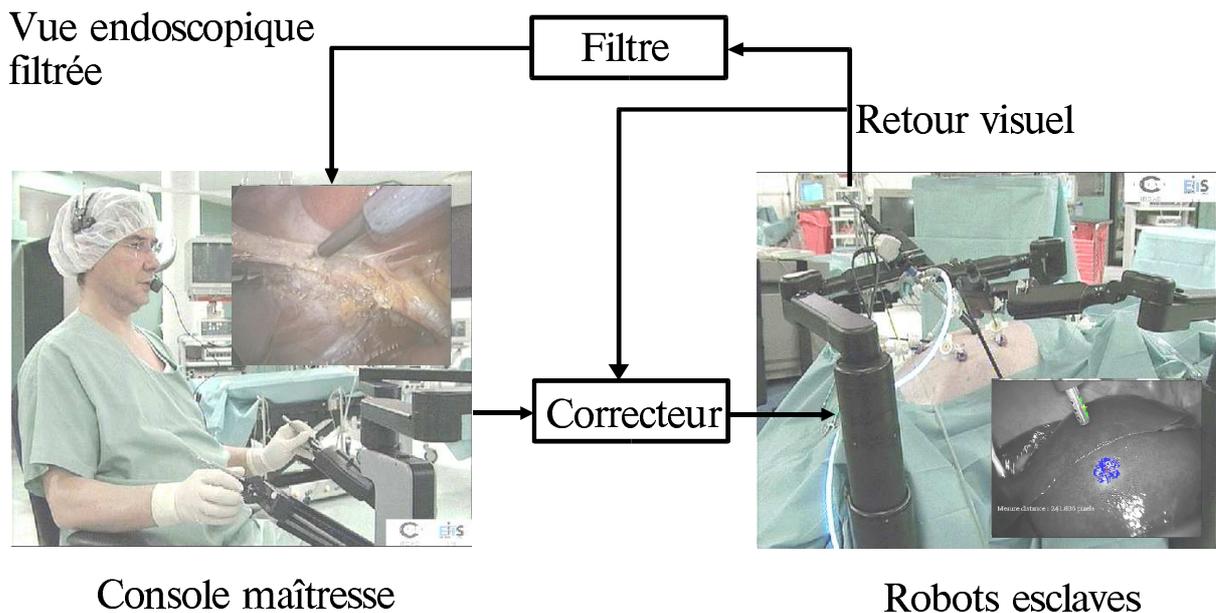


FIG. 3.1 – Schéma de principe du système.

s'occupant de suivre automatiquement et de manière transparente les mouvements physiologiques. La figure 3.1 illustre le principe d'un tel système.

On se place dans la situation de la chirurgie mini-invasive télé-manipulée. Le système de commande (correcteur) reçoit les ordres provenant de la console de télémanipulation et les mesures visuelles provenant de l'endoscope. Grâce à ces mesures, il est possible de calculer une estimation des mouvements physiologiques. Le correcteur rajoute donc aux commandes visant à réaliser le geste demandé par le chirurgien, des commandes visant à suivre les organes en mouvement. Il est possible d'envisager le même scénario avec d'autres sources de mesures comme un échographe ou même un scanner en mode fluoroscope.

Pour compléter l'impression d'immobilité de la scène il faut également fournir au chirurgien une image stabilisée de la zone de travail. Nakamura propose une stabilisation par traitement purement logiciel. L'inconvénient d'une telle stabilisation est une moindre netteté de l'image à cause du flou dû au mouvement ainsi qu'un champ visuel tronqué. Il est possible d'éviter ces inconvénients en bougeant directement l'endoscope de manière synchrone avec les organes.

Les mouvements respiratoires et cardiaques sont très différents. Nous étudions dans les paragraphes suivants les principales caractéristiques de ces deux mouvements.

### 3.2.1 Les mouvements respiratoires

On suppose que le patient est placé sous ventilation artificielle. Le respirateur est un système mécanique qui impose un flux d'air dans les poumons du patient. Ce n'est plus le patient qui contrôle le processus de respiration mais la machine et de ce fait, le cycle respiratoire est parfaitement périodique.

La courbe (A) de la figure 3.2 donne l'évolution en fonction du temps de la position d'un point de la surface d'un foie de cochon suivant l'axe antérieur/postérieur. Cette distance a été mesurée grâce avec le système porte-outil développé dans le cadre de la thèse d'A. Krupa [Krupa03b]. La mesure est donc échantillonnée à 25 Hz. Cette courbe montre clairement la régularité du cycle respiratoire. Pour quantifier cette régularité, nous avons filtré le signal (A) avec le filtre à réponse impulsionnelle finie de fonction de transfert  $F(z) = 1 - z^{-T}$  avec  $T$  le nombre entier de périodes d'échantillonnage dans une période respiratoire.

Le résultat après filtrage est donné par la courbe (B). L'interprétation temporelle de ce filtre est la suivante : il calcule simplement la différence entre deux cycles consécutifs du mouvement respiratoire. Ainsi, l'analyse de la courbe (B) révèle que cette différence reste dans un intervalle compris entre  $-1$  et  $1$  mm.

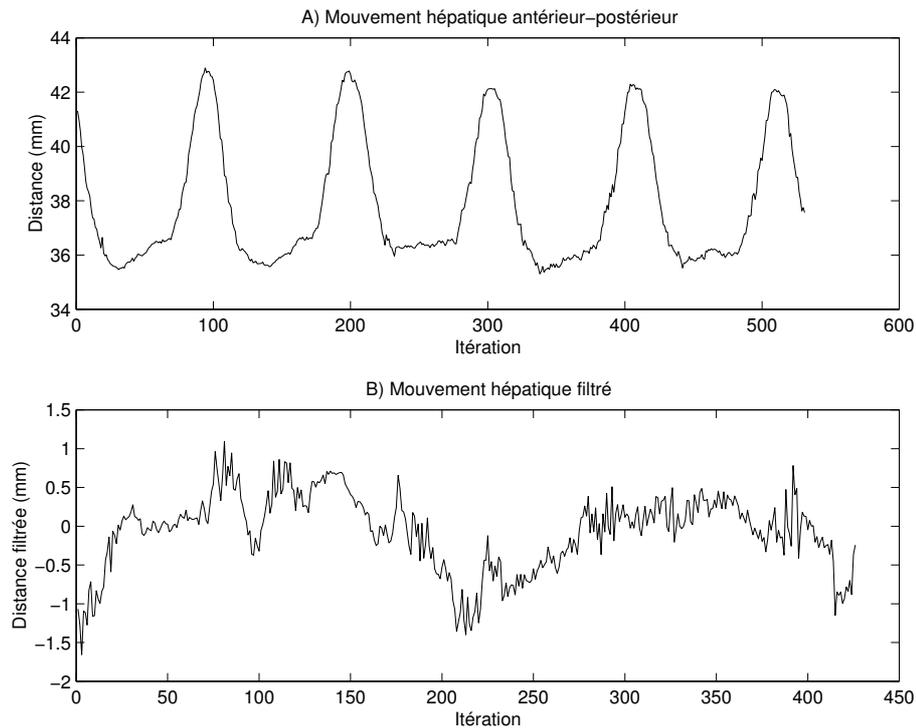


FIG. 3.2 – Mouvement d'un foie de cochon dû à la respiration.

Si on compare cette valeur à l'amplitude du signal initial (8 mm), on peut en conclure que la variation d'un cycle à l'autre est de l'ordre de 13 % de l'amplitude du signal ce qui est relativement faible.

En conclusion, nous avons montré que la perturbation due à la respiration est pratiquement parfaitement périodique. D'autre part, elle est plutôt lente et un échantillonnage à 25 Hz est suffisant pour éviter le repliement spectral.

### 3.2.2 Mouvements cardiaques

Les mouvements du coeur sont plus complexes que les mouvements respiratoires car il sont la résultante de 2 composantes comme le montre la figure 3.3. Ces données ont été acquises avec une caméra fonctionnant à 500 Hz sur le coeur d'un cochon anesthésié. Elles mesurent le mouvement antérieur/postérieur en pixels (le rapport pixel/distance est environ de 40 pixels/cm). On voit clairement les 2 composantes : celle due au battement cardiaque à la fréquence de 1.6 Hz et celle due à la respiration de fréquence 0.2 Hz.

Cette courbe montre également que le battement du coeur induit des transitoires très rapides, donc des composantes fréquentielles très élevées. La figure 3.4 est un zoom de la figure 3.3 sur la partie du mouvement dû au battement cardiaque. Elle montre ce que serait l'effet d'un échantillonnage à 25 Hz. On voit clairement qu'il y aurait perte d'information due au repliement spectral.

En conclusion, la compensation de mouvement cardiaque apparaît plus ardue que celle des mouvements respiratoires au moins pour deux raisons : le mouvement est la superposition de 2 composantes *a priori* non harmoniques et les composantes fréquentielles du mouvement sont très élevées nécessitant l'utilisation d'un capteur rapide.

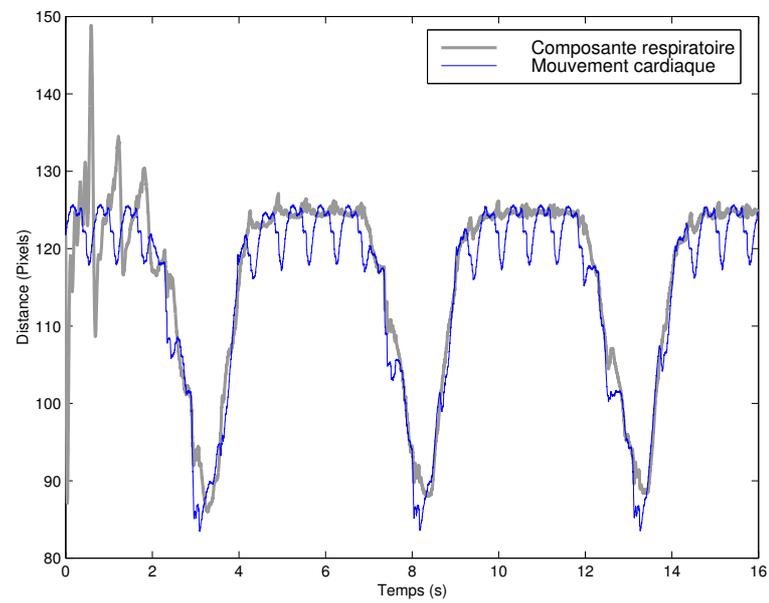


FIG. 3.3 – Mouvement cardiaque d'un porc. Résultat du filtrage adaptatif.

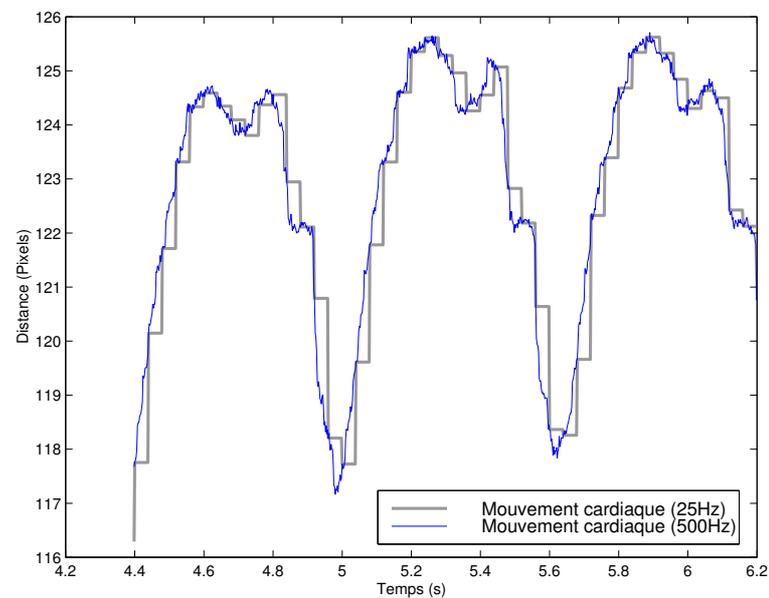


FIG. 3.4 – Effet d'un échantillonnage à 25 Hz.

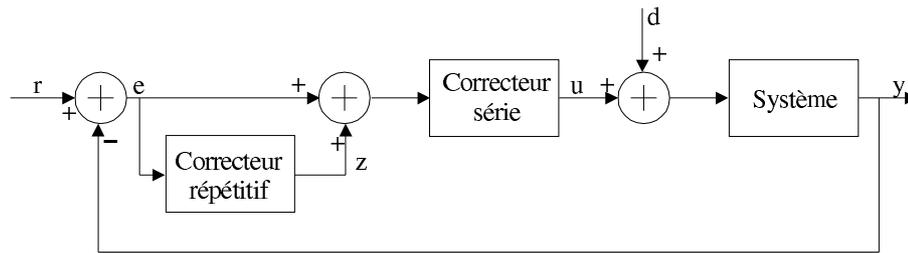


FIG. 3.5 – Structure typique d'une commande répétitive.

### 3.3 Compensation de mouvements respiratoires

La commande répétitive est réputée fonctionner lorsque la perturbation est parfaitement périodique. C'est clairement le cas avec la perturbation due à la respiration.

#### 3.3.1 Commande répétitive

La notion de commande répétitive ou encore celle de la commande par apprentissage itératif qui est relativement similaire a été introduite en 1984 (voir par exemple [Craig84] pour une application robotique). La structure typique d'un tel asservissement est donnée par la figure 3.5.

Dans cette commande, on fait l'hypothèse que la consigne est périodique de même période que la perturbation ou alors qu'elle varie très lentement. Une variation brutale, non périodique de  $r$  conduit à une erreur  $e$  qui est apprise par le correcteur répétitif et considérée comme périodique. A la prochaine période, le correcteur va tenter d'anticiper ce qu'il considère comme un phénomène périodique. Mais si celui-ci ne se produit pas, cette anticipation conduira à un transitoire sur la sortie  $y$  qui sera répété sur plusieurs période de manière décroissante suivant le réglage d'un facteur d'oubli.

Si on se place dans le contexte de la robotique chirurgicale télémanipulée, la référence  $r$  qui provient de la console maîtresse est fournie par le chirurgien et la perturbation  $d$  modélise la perturbation due à la respiration. Pour simplifier le problème, imaginons que le chirurgien ne commande que la distance entre le bout de l'outil et la surface de l'organe pointé (voir figure 2.9 page 88). Soient  $y$  la distance mesurée par vision,  $r$  la consigne de distance fournie par le chirurgien et  $d$  la perturbation sur la mesure de distance due à la respiration. Comme  $d$  est périodique et comme le correcteur répétitif de la boucle de vision est accordé sur la période de la respiration, après une courte phase d'apprentissage de la perturbation, celle-ci devrait être parfaitement rejetée. Mais il n'y a aucune garantie que  $r$  soit également périodique ni même de variation lente puisqu'elle reflète la consigne du chirurgien. C'est le principal inconvénient qui rend impossible l'utilisation de la forme initiale de la commande répétitive.

Nous proposons une forme modifiée du correcteur GPC que nous avons baptisée R-GPC qui permet de donner à la commande GPC un caractère répétitif et qui permet également de séparer clairement la réjection de la perturbation du suivi de la consigne.

#### 3.3.2 R-GPC

Cette partie est consacrée à la présentation d'une nouvelle stratégie de commande GPC sans contrainte basée sur un modèle de bruit répétitif et qui permet la séparation de la fonction suivi de consigne de la fonction rejet de perturbation.

On trouve plusieurs applications de la commande MPC à la réjection de perturbation périodique dans la littérature. Par exemple dans [Zhu00, Natarajan00, Lee01] ce type de commande est appliquée à la régulation de processus chimiques. Aucune distinction n'est faite entre la fonction de rejet de perturbation et celle de suivi de consigne. Dans ce cas, cela ne pose pas de problème car la consigne de l'asservissement ne change pas ou alors très lentement.

Nous proposons de séparer clairement le signal de commande en 2 composantes : l'une responsable uniquement du suivi de consigne et l'autre visant uniquement à rejeter les perturbations. Pour cela, nous

définissons une nouvelle fonction de coût qui garantit aucune interaction entre ces deux composantes.

### Modèle ARIMAX répétitif

Le GPC non contraint a été introduit par Clarke dans [Clarke87]. Le modèle du système  $y$  est mis sous la forme ARIMAX :

$$A(q^{-1})y(t) = B(q^{-1})u(t-1) + \frac{C(q^{-1})}{\Delta(q^{-1})}\xi(t) \quad (3.1)$$

où  $q^{-1}$  est l'opérateur de retard,  $T_e = 1$  s la période d'échantillonnage normalisée,  $A$  et  $B$  sont 2 polynômes modélisant les dynamiques du système et  $C$  est un polynôme permettant de colorer le bruit blanc à valeur moyenne nulle  $\xi(t)$ .

Le polynôme  $\Delta$  sert à rendre le bruit  $\xi/\Delta$  non stationnaire afin de modéliser les perturbations [Camacho99]. Par exemple,  $\Delta$  est souvent défini comme un intégrateur :

$$\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1}) \triangleq (1 - q^{-1})$$

De cette façon, le bruit blanc est transformé en une marche aléatoire. Le correcteur généré à partir de ce modèle sera capable de rejeter des échelons de perturbation [Clarke87, Camacho99].

Par contre, un tel modèle n'est pas approprié lorsque les perturbations sont périodiques. Aussi, nous proposons de modifier le modèle ARIMAX dans le but d'inclure cette caractéristique de périodicité dans le modèle de bruit. Ainsi  $\Delta$  devient :

$$\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1}) \Delta_R(q^{-1}) \quad (3.2)$$

$$\text{avec } \Delta_R(q^{-1}) \triangleq 1 - \alpha q^{-T} \quad (3.3)$$

où  $T \in \mathbb{N}$ ,  $T \geq 2$ , est le nombre de périodes d'échantillonnage dans une période  $T^*$  de la perturbation. Ainsi, le modèle de perturbation est rendu périodique de période  $T$ . Le scalaire  $\alpha$  est un facteur d'oubli compris entre 0 et 1. Plus il est faible et plus vite seront «oubliées» les perturbations. Il peut servir à augmenter la robustesse de l'asservissement par rapport au bruit de mesure.

### Séparation des commandes

En décomposant  $y(t)$  dans l'équation (3.1) en  $y(t) = y_{\text{th}}(t) + \epsilon(t)$ , on obtient les 2 équations suivantes :

$$A y_{\text{th}}(t) = B u_1(t-1) \quad (3.4)$$

$$A \epsilon(t) = B u_2(t-1) + \frac{C}{\Delta} \xi(t) \quad (3.5)$$

où  $u(t)$  est décomposé en  $u(t) = u_1(t) + u_2(t)$ .  $u_1(t)$  est la composante théorique du signal de commande en l'absence de toute perturbation qui est l'entrée du modèle du système théorique (3.4). Cette composante produit la mesure théorique  $y_{\text{th}}(t)$ .  $u_2(t)$  est la composante du signal de commande responsable uniquement de la rejection de la partie  $\epsilon(t)$  de la mesure due au bruit et aux perturbations.

En multipliant (3.4) par  $\delta$  on obtient :

$$A \delta y_{\text{th}}(t) = B \delta u_1(t-1) \quad (3.6)$$

En remplaçant  $\Delta_R A$  par  $A'$  et  $\Delta_R B$  par  $B'$ , le produit de (3.5) par  $\Delta$  donne :

$$A' \delta \epsilon(t) = B' \delta u_2(t-1) + C \xi(t) \quad (3.7)$$

Puis en suivant la démarche décrite dans [Clarke87, Camacho99] mais en l'adaptant à cette nouvelle

formulation on obtient des équations (3.6) et (3.7) la fonction de coût du correcteur R-GPC :

$$\begin{aligned} \mathcal{J}(u = u_1 + u_2, k) = & \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{y}_{\text{th}}(k+j) - r(k+j)\|^2 \\ & + \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{e}(k+j)\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_3} \|\delta u_1(k+j-1)\|^2 \\ & + \mu \sum_{j=1}^{N_3} \|\delta u_2(k+j-1)\|^2 \end{aligned} \quad (3.8)$$

où  $N_1$ ,  $N_2$  sont respectivement les bornes inférieures et supérieures de l'horizon de la fonction de coût,  $N_3$  est la taille de l'horizon de commande  $N_3 < N_2$  et  $\delta u_i(t+j-1) = 0$  pour  $j > N_3$ ,  $i = 1$  ou  $2$ ,  $\lambda$  et  $\mu$  pondèrent l'énergie des composantes  $u_1$  et  $u_2$  de la commande. La consigne est notée  $r(t)$ .

Le but de la minimisation de la fonction de coût (3.8) est de calculer à chaque pas les  $N_3$  futurs incréments  $\delta u_1(t+j-1)$  et  $\delta u_2(t+j-1)$  des signaux de commande. Ainsi les incréments de commande  $\delta u_1(t+j-1)$  minimisent l'erreur quadratique entre les prédictions de mesures théoriques du système et les futures valeurs de la référence  $r(t+j)$ . D'autre part les incréments de commande  $\delta u_2(t+j-1)$  font tendre le système réel vers le système théorique (sans perturbation) ce qui est équivalent à rejeter toutes les perturbations.

L'horizon d'optimisation étant glissant, l'optimisation est recalculée à chaque itération. Seul le premier incrément de commande  $\delta u(t) = \delta u_1(t) + \delta u_2(t)$  obtenu à chaque pas est appliqué au système.

Les avantages d'une telle décomposition sont nombreux :

- Il y a découplage parfait entre la fonction «suivi de consigne» et la fonction «réjection de perturbation».
- Il est possible de tenir compte de différents niveaux de saturation pour les 2 fonctions. Ainsi, en cas de variation rapide de la consigne, une saturation pourra être appliquée sur la commande sans influencer la réjection de perturbation.
- Il est possible de régler de manière indépendante la bande passante des 2 fonctions grâce aux paramètres  $\mu$  and  $\lambda$ .

### 3.3.3 Banc d'essais de laboratoire

Nous avons développé un banc d'essais de laboratoire pour vérifier les lois de commande avant de les tester *in vivo* (voir figures 3.6 et 3.7).

#### Description

Sur ce banc d'essais, nous utilisons 2 robots. Le robot qui tient l'instrument de chirurgie simulé a 6 degrés de liberté actionnés. Il a le même modèle cinématique que le robot Aesop mais les 2 axes passifs ont été remplacés par des axes actionnés. De plus, la puissance des actionneurs a été augmentée ainsi que la rigidité des liaisons afin d'obtenir de bonnes performances dynamiques. Ce robot est un prototype qui a été conçu par la société SINTERS d'après nos spécifications.

Nous utilisons un autre robot à 2 DDL pour simuler un organe en mouvement. Ce robot a deux axes perpendiculaires en rotation. Il soutient une cible plane qui simule l'organe en mouvement. Grâce à ce robot, il est possible de contrôler précisément le mouvement de la cible en lui faisant décrire par exemple le mouvement d'un organe dû à la respiration.

L'endoscope est simulé par une caméra (DALSA CAD6) déportée montée sur un trépied. C'est une caméra noir et blanc rapide fonctionnant à 500 Hz avec une résolution de  $256 \times 256$  pixels. Nous utilisons une imagerie rapide pour être capable avec le même banc d'essais de valider des lois de commande pour le suivi de coeur battant.

Avec ce système, la boucle de vision est synchronisée avec l'acquisition d'image, donc sa fréquence d'échantillonnage est de 500 Hz. Pour garantir une bonne précision temporelle, il est important à cette fréquence d'utiliser un système d'exploitation temps-réel. Nous utilisons RTAI [Bianchi02] à la fois pour

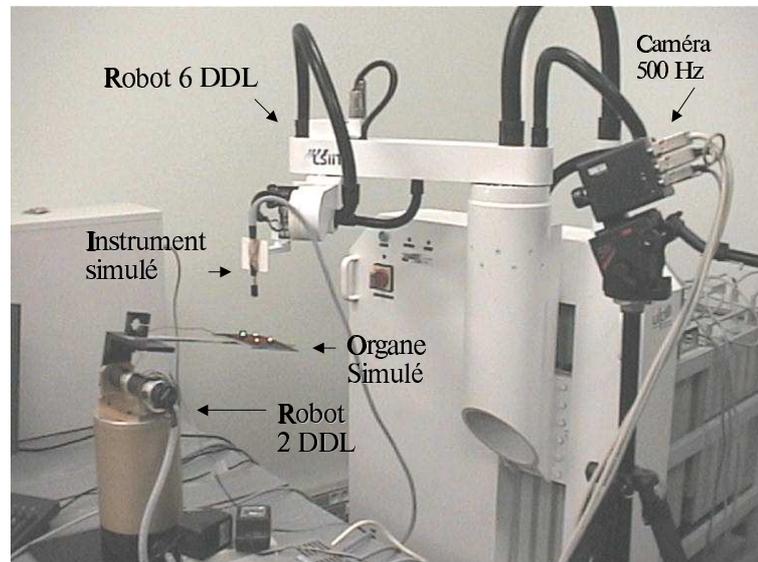


FIG. 3.6 – Photo du banc d'essais.

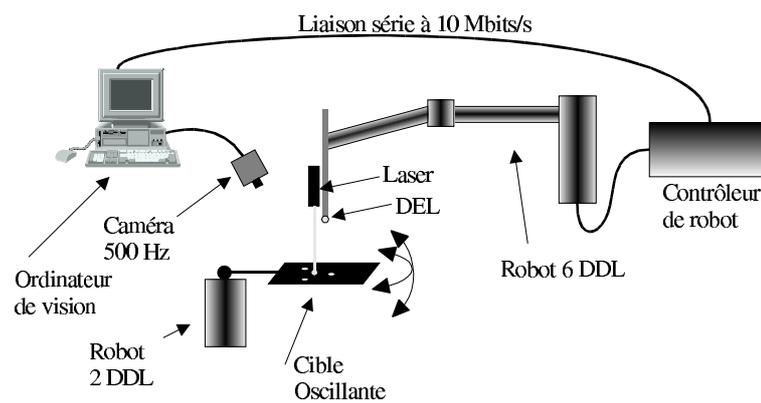


FIG. 3.7 – Schéma de principe du banc d'essais.

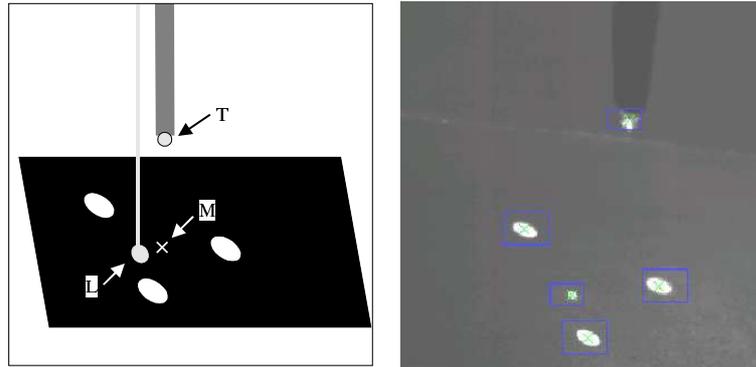


FIG. 3.8 – Image produite par la caméra à 500Hz.

le contrôleur de robot et pour le système de vision. Nous avons développé un *driver* spécifique pour la carte d'acquisition d'image qui fonctionne avec cet OS. Afin de minimiser les délais de transmission des commandes de vitesse aux variateurs, nous utilisons une liaison série rapide entre le PC de vision et le contrôleur de robot fonctionnant à 10 Mbits/s.

Le contrôleur de robot a aussi été développé par nos soins. Lors de la phase d'asservissement visuel, il est basculé dans un mode esclave où les asservissements de position articulaire sont désactivés et où la cadence d'échantillonnage est imposée par le système de vision. Dans ce mode, le système de vision communique directement les valeurs des consignes de vitesse des variateurs.

### Mesures visuelles

Ce banc d'essais permet de tester un asservissement visuel à 3 DDL grâce à des marqueurs visuels attachés à la plateforme oscillante (voir figures 3.7 et 3.8). Nous utilisons 2 marqueurs optiques pour localiser la position de l'instrument par rapport à la cible : la position du bout de l'outil est marquée par une DEL et un faisceau laser est projeté dans l'axe de l'outil provoquant un spot lumineux sur la cible.

Soient  $M$ ,  $L$  et  $T$ , 3 points de l'image qui sont respectivement le barycentre des marqueurs visuels attachés à la cible, les centres du spot laser et de la DEL dans l'image.

Soient  ${}^cM$ ,  ${}^cL$  et  ${}^cT$  respectivement les coordonnées de  $M$ ,  $L$  et  $T$  dans  $R_c$ , le repère caméra :  ${}^cM = [x_m \ y_m]^T$ ,  ${}^cL = [x_l \ y_l]^T$  et  ${}^cT = [x_t \ y_t]^T$ .

Nous envisageons de réaliser un asservissement visuel 2D, donc les mesures sont dans le plan image : les coordonnées  $\Delta x = x_m - x_l$  et  $\Delta y = y_m - y_l$  du vecteur  $\vec{LM}$  et la différence  $d = y_t - y_l$ .  $\Delta x$  et  $\Delta y$  sont asservis à 0 de manière à ce que l'instrument suive la surface de l'organe simulé tandis que  $d$ , la distance mesurée dans l'image entre le bout de l'instrument et la surface de l'organe simulé est asservie à à référence  $d_0$ . Nous définissons  $F = [d \ \Delta x \ \Delta y]^T$ , le vecteur des mesures dans l'image.

### Modèle dynamique de la boucle de vision

Dans cette expérience, seuls les 3 premiers axes du robot sont utilisés. Les 3 derniers correspondant au poignet restent immobiles. Soit  $q$ , le vecteur des positions articulaires  $q = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T$ . Comme la matrice d'interaction reliant les mouvements dans l'image aux mouvements du robot dépend de la position relative de la caméra par rapport au robot et que celle-ci ne peut pas être connue à l'avance, nous nous proposons de l'identifier. Soit  $L_F^q : \dot{F} = L_F^q \dot{q}$  la matrice d'interaction reliant les vitesses articulaires  $\dot{q}$  aux vitesses des primitives visuelles  $\dot{F}$ . Cette matrice est identifiée en réalisant des déplacements successifs connus suivant les 3 coordonnées de  $q$  et en mesurant dans l'image les déplacements correspondants.

Il est évident que cette matrice n'est valable que dans une petite zone de travail autour de laquelle cette identification a été réalisée. Mais dans le cadre de la chirurgie robotisée, cette hypothèse est vérifiée car la zone opératoire est toujours restreinte par rapport à l'espace de travail du robot.

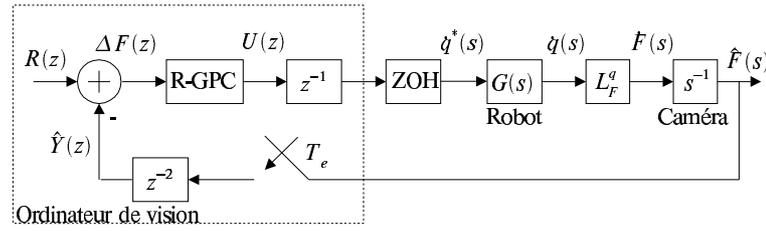


FIG. 3.9 – Schéma-bloc de la boucle de vision linéarisée.

La commande répétitive R-GPC requiert un modèle dynamique linéaire de la boucle de vision. Le schéma-bloc de la boucle de vision linéarisée est donné par la figure 3.9. Nous faisons l'approximation que le comportement dynamique du robot commandé en vitesse est pratiquement linéaire autour du point de fonctionnement. Il peut ainsi être modélisé par la fonction de transfert  $G(s)$  (voir partie 2.2 page 49 ou [Gangloff03]). La fonction de transfert  $G(s)$  est obtenue en appliquant au robot une procédure préalable d'identification paramétrique basé par exemple sur une excitation de type SBPA des consignes de vitesse des variateurs.

Sur le schéma-bloc de la figure 3.9, la référence  $R(z)$  est comparée aux mesures dans l'image  $\hat{Y}(z)$  ce qui produit le vecteur  $\Delta F(z)$  des erreurs dans l'image. Le R-GPC génère une commande  $U(z)$  qui est directement envoyée via la liaison série aux asservissements de vitesses articulaires. On modélise le calcul de la commande et sa transmission par un retard  $z^{-1}$  d'une période d'échantillonnage. De plus, les convertisseurs analogique/numérique sont modélisés par un bloqueur d'ordre 0 (BOZ).

La sortie du bloc modélisant le robot donne la vitesse  $\dot{q}(s)$  du robot. Celle-ci peut être convertie pour ce point de fonctionnement en vitesse  $\dot{F}(s)$  dans l'image grâce à la matrice d'interaction préalablement identifiée. Cette valeur est intégrée pour obtenir  $\hat{F}(s)$ . Cette information est échantillonnée par la caméra à la fréquence  $1/T_e$ . Le retard de 2 périodes  $z^{-2}$  modélise le processus d'acquisition et de transfert de l'image (voir partie 2.1 page 46).

De ce schéma-bloc nous obtenons :

$$V(z) = \frac{\hat{Y}(z)}{U(z)} = z^{-3}(1 - z^{-1})\mathcal{Z} \left\{ \frac{L_F^q G(s)}{s^2} \right\} \quad (3.9)$$

où  $V(z)$  est la fonction de transfert échantillonnée de la boucle ouverte. Finalement, cette fonction de transfert est convertie sous la forme ARIMAX de l'équation 3.1. Ainsi le gain du R-GPC calculé grâce à ce modèle sera optimal par rapport à la fonction de coût (3.8).

### 3.3.4 Expériences

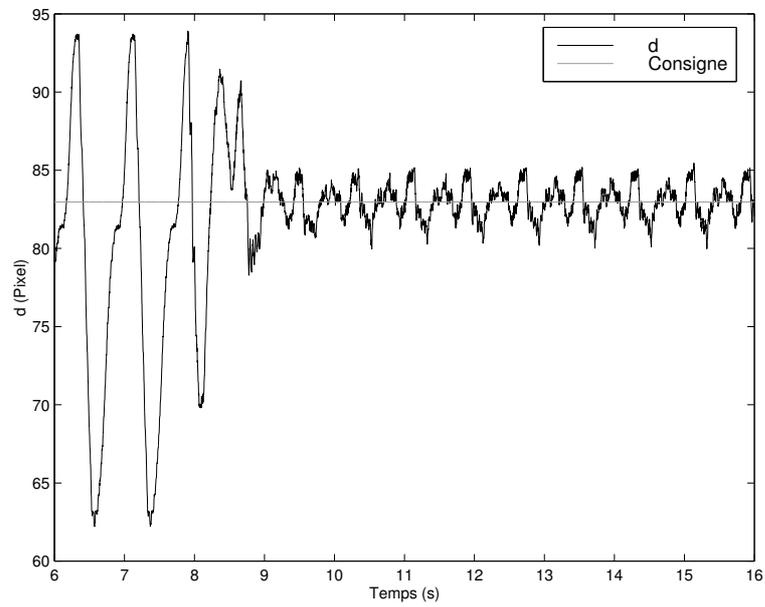
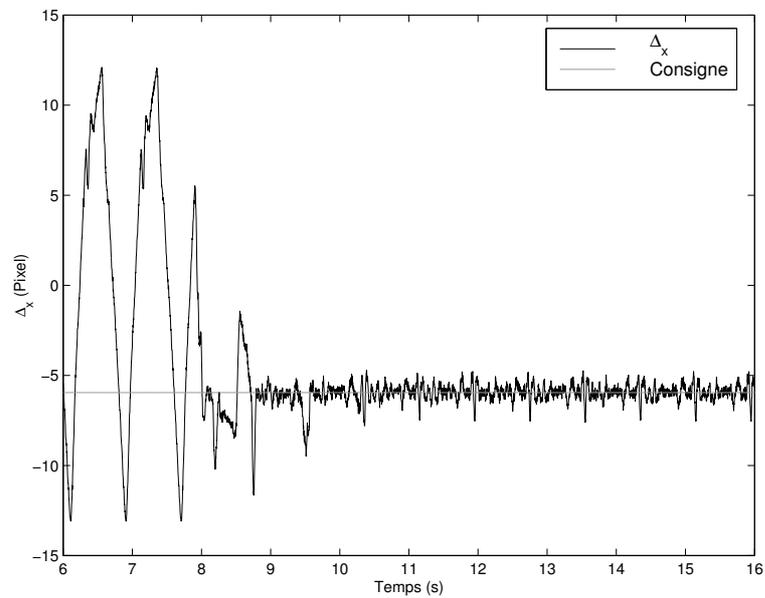
#### Expériences en laboratoire

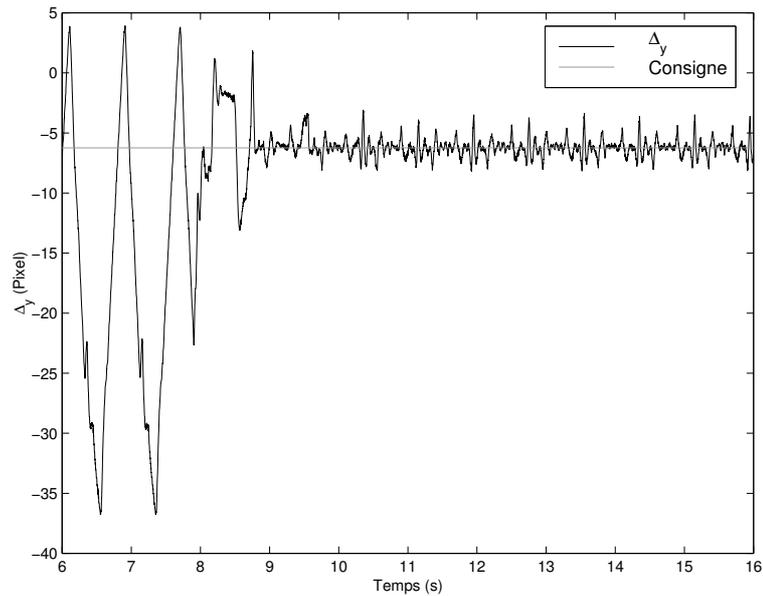
Pour les expériences de laboratoire, nous avons utilisé le banc d'essais décrit dans la partie précédente. Le mouvement de l'organe est simulé par le robot à 2 DDL qui est programmé pour décrire une trajectoire cyclique.

Dans les figures 3.10, 3.11 et 3.12 le R-GPC a été enclenché à l'instant  $t = 8s$ . Après environ une période d'apprentissage de la perturbation, celle-ci est pratiquement parfaitement compensée. Pour ces enregistrements, étant donnée la configuration de la caméra, le rapport pixel/distance est à peu près égal à 30 pixels/cm. Donc pour une perturbation dont l'amplitude crête à crête sur  $d$ ,  $\Delta_x$  et  $\Delta_y$  est respectivement de 1 cm, 0.8 cm and 1.3 cm, l'amplitude résiduelle après compensation est de 1.6 mm, 0.8 mm et 1.6 mm. Ceci démontre l'efficacité de l'approche proposée.

#### Expériences *in vivo*

Pour les expériences *in vivo* nous avons utilisé le dispositif expérimental décrit par la figure 2.9 page 88. Un seul degré de liberté est asservi, à savoir la distance  $y$  entre le bout de l'outil et la surface de l'organe.

FIG. 3.10 – Banc d'essais : asservissement de  $d$  avec R-GPC.FIG. 3.11 – Banc d'essais : asservissement de  $\Delta_x$  avec R-GPC.

FIG. 3.12 – Banc d’essais : asservissement de  $\Delta_y$  avec R-GPC.

Contrairement à ce qui est fait dans [Krupa03b], ici la distance  $y$  est exprimée dans l’image donc en pixels. Pour une configuration donnée de l’endoscope et du robot porte-outil, il y a une relation linéaire entre la distance dans l’image et la distance 3D. Dans nos expériences, le rapport pixel/distance est de l’ordre de 5 pixels/mm. Ce rapport est identifié dans une procédure préalable à l’asservissement visuel.

Le modèle dynamique de la boucle de vision linéarisée est différent de celui du banc d’essais. En effet, la transmission série vers le robot Aesop est particulièrement lente et conduit à l’ajout d’un retard de 6 périodes d’échantillonnage supplémentaires dans la transmission de la commande. Comme le système d’endoscope utilise une caméra au format PAL, la fréquence d’échantillonnage de l’asservissement visuel est de 25 Hz.

Les figures 3.13 et 3.14 comparent la réponse du système avec un correcteur GPC standard et un correcteur R-GPC. Ces 2 correcteurs ont été réglés (avec les paramètres  $\lambda$  et  $\mu$ ) de manière à obtenir le meilleur compromis entre stabilité et performance (voir [Yamuna Rani97] pour plus de précisions concernant les techniques de réglage des GPC).

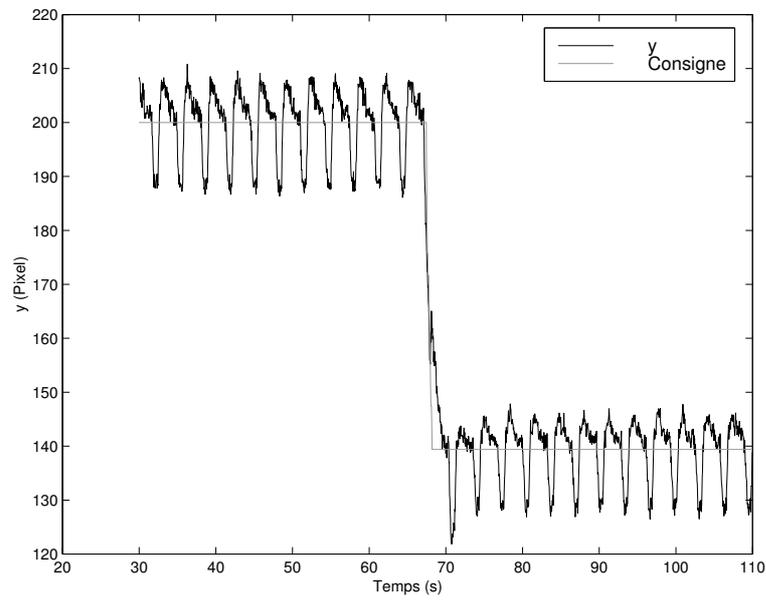
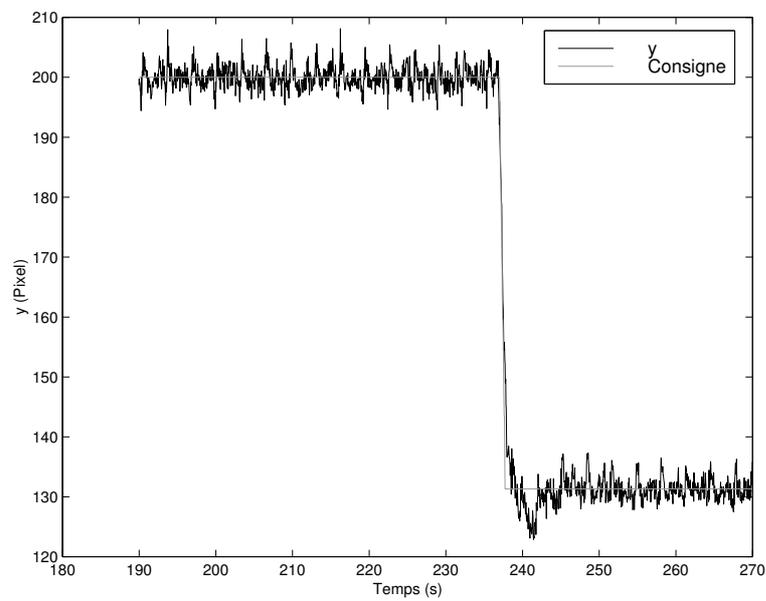
Un échelon est généré sur  $r$  pour simuler l’action du chirurgien. Ces 2 figures montrent clairement la supériorité du R-GPC sur le GPC. La perturbation due à la respiration est divisée par un rapport 2.5 entre le GPC et le R-GPC.

La figure 3.15 illustre le découplage entre les signaux de commande  $u_1$  and  $u_2$ . Le premier est non nul uniquement au moment de l’échelon de consigne tandis que le deuxième, périodique pendant toute la durée de l’expérience, n’est pratiquement pas affecté par l’échelon de consigne.

### 3.4 Compensation de mouvements cardiaques

La stratégie de commande répétitive ne peut pas être utilisée avec les mouvements cardiaques car ceux-ci ne sont pas périodiques. Nous proposons d’utiliser une commande prédictive classique couplée à un prédicteur de perturbation. En effet, avec le GPC il est possible de tenir compte de valeurs futures de la perturbation de manière à mieux la rejeter. On a baptisé cette approche GPC+A où le A signifie Adaptatif. En effet, nous utilisons un filtrage adaptatif pour prédire la perturbation.

Comme la perturbation due au battement cardiaque a des composantes fréquentielles très élevées, nous utilisons une imagerie rapide à 500 Hz pour le retour visuel. Une telle fréquence est également nécessaire pour obtenir du manipulateur sa pleine bande passante. En effet, pour réaliser un asservissement visuel

FIG. 3.13 – *In vivo* : asservissement de  $y$  avec GPC.FIG. 3.14 – *In vivo* : asservissement de  $y$  avec R-GPC.

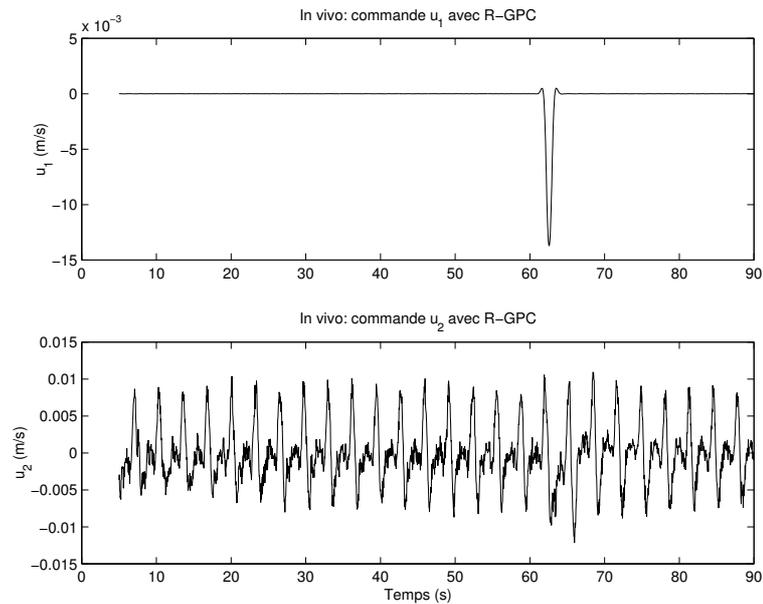
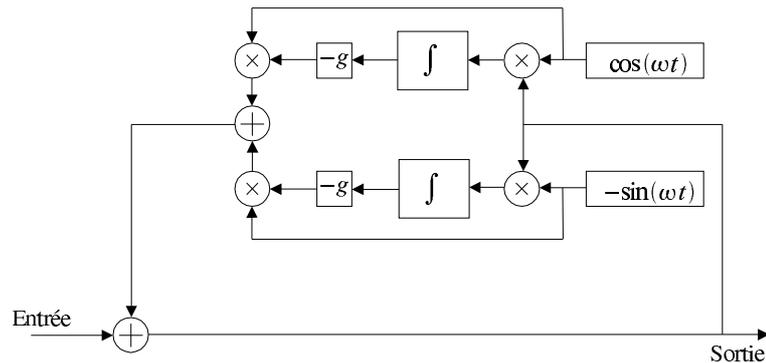
FIG. 3.15 – *In vivo* : commandes  $u_1$  et  $u_2$  avec R-GPC.

FIG. 3.16 – Filtre coupe-bande adaptatif.

rapide il faut tenir compte dans le modèle dynamique des modes haute fréquence ce qui ne peut se faire qu'avec une fréquence d'échantillonnage élevée.

### 3.4.1 Prédicteur de perturbation adaptatif

L'idée est de supprimer la composante cardiaque dans le signal de perturbation en utilisant un filtre adaptatif tel que celui proposé par Bodson dans [Bodson97]. Son schéma-bloc (figure 3.16) témoigne de sa simplicité.  $\omega$  est la fréquence qui doit être supprimée et  $g$  est un gain positif qui règle la vitesse de descente du gradient.

Soit  $\omega_c$  la fréquence du fondamental de la composante cardiaque, donc la pulsation cardiaque. En réalisant  $\omega = \omega_c$  dans 3.16, le fondamental de la composante cardiaque est éliminé dans le signal de sortie. Mais une analyse spectrale montre qu'au moins les 5 premiers harmoniques de la composante cardiaque devraient être supprimés. Ceci est possible en parallélisant l'action de 5 filtres adaptatifs, chacun étant réglé sur une harmonique spécifique ( $\omega_c, 2\omega_c, \dots, 5\omega_c$ ) comme le montre la figure 3.17. Une approche similaire est décrite dans [Vaz94].

La figure 3.3 page 95 montre l'efficacité de ce filtre : la sortie et l'entrée ont été superposées. Les courbes montrent clairement que la composante cardiaque a été éliminée du signal d'entrée. De plus, on observe

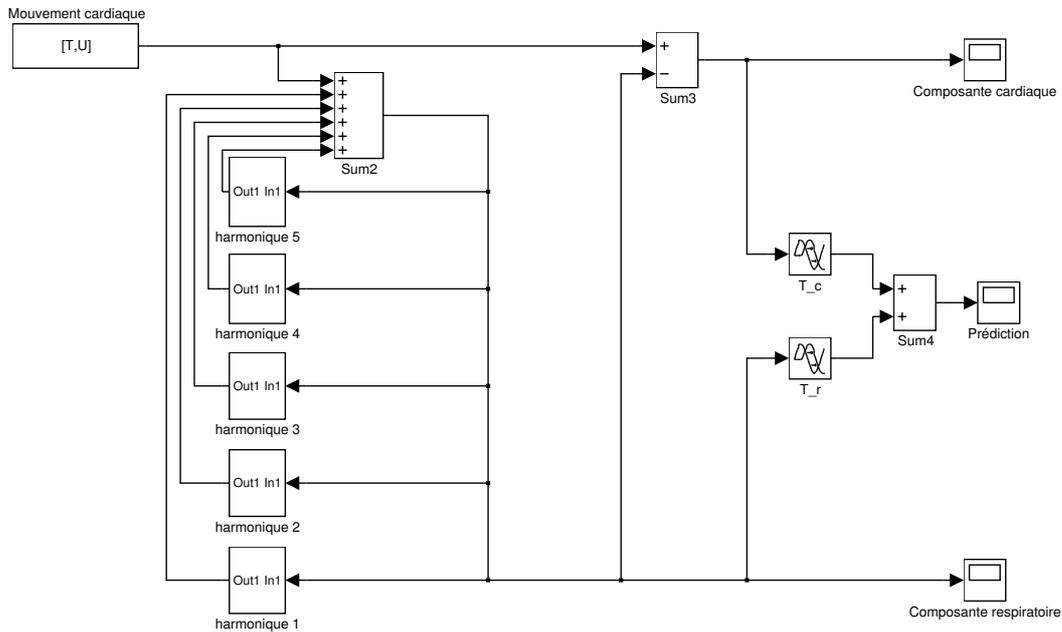


FIG. 3.17 – Prédicateur de perturbation adaptatif.

que ce filtre n'introduit aucun délai supplémentaire : les courbes sont parfaitement superposées.

Soit  $S_d$  le signal de perturbation mesuré par la caméra. On aimerait prédire les  $N_2$  futurs échantillons de ce signal ( $N_2$  est la taille de l'horizon d'optimisation du GPC) :  $\hat{S}_d(t+1), \dots, \hat{S}_d(t+N_2)$ . La sortie du filtre adaptatif est  $S_r$ , la composante respiratoire. Ainsi  $S_c = S_d - S_r$  est une bonne estimation de la composante cardiaque. Si on suppose que  $S_r$  et  $S_c$  sont périodiques de périodes respectives  $T_r$  et  $T_c$ , alors  $S_r(t) = S_r(t - T_r)$  et  $S_c(t) = S_c(t - T_c)$ . Donc, si  $N_2 < T_r$  et  $N_2 < T_c$ , alors,

$$\hat{S}_d(t+k) = S_r(t - T_r + k) + S_c(t - T_c + k) \quad \forall k \in [1, N_2] \quad (3.10)$$

Le schéma-bloc de cet algorithme est présenté dans la figure 3.17. La figure 3.18 compare la valeur  $\hat{S}_d(t)$  obtenue par l'équation (3.10) avec  $k = 0$  à la valeur réelle mesurée  $S_d$ . On voit que le prédicateur doit mémoriser au moins une période cardiaque et une période respiratoire avant de fournir une prédiction correcte. Après un transitoire de 8 secondes, la valeur prédite converge plutôt bien vers la valeur réelle.

Cette stratégie de prédiction part de l'hypothèse que les deux composantes cardiaques et respiratoires sont périodiques. On a vu que cette hypothèse est vérifiée pour la respiration lorsque le patient est sous respiration artificielle. Dans le cas général, elle est aussi vraie pour le rythme cardiaque. Mais, de façon assez rare, il peut se produire des arythmies imprévisibles. Dans ce cas, la différence entre la prédiction et la valeur mesurée augmente de manière significative. Cette différence peut être utilisée pour déclencher une procédure d'urgence qui déplacerait le robot vers une position de sécurité.

### 3.4.2 Asservissement visuel

La figure 3.19 donne le schéma-bloc de la boucle de vision avec correcteur GPC+A. C'est un correcteur GPC standard qui est utilisé. Il n'y a donc pas de terme répétitif dans le modèle de bruit :  $\Delta(q^{-1}) = \delta(q^{-1}) \triangleq (1 - q^{-1})$  (voir le point 3.3.2 page 97). Par ailleurs, il n'y a plus aucune utilité à séparer le signal de commande en 2 composantes. La fonction de coût est donc :

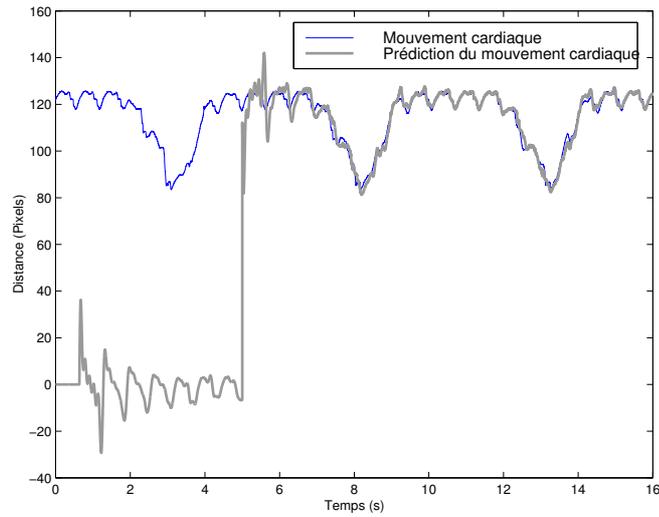


FIG. 3.18 – Prédiction du mouvement cardiaque.

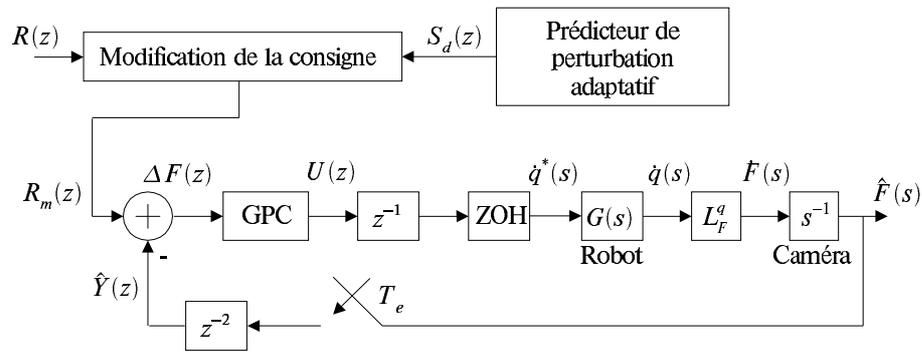


FIG. 3.19 – Asservissement visuel avec correcteur GPC+A.

$$\mathcal{J}(u, k) = \sum_{j=N_1}^{N_2} \|\hat{y}(k+j) - r(k+j)\|^2 + \lambda \sum_{j=1}^{N_3} \|\delta u(k+j-1)\|^2 \quad (3.11)$$

où les variables ont la même signification que dans l'équation (3.8). Le modèle  $V(z)$  de la boucle ouverte et donc les matrices  $B$  et  $A$  du modèle ARIMAX sont les mêmes que dans la partie 3.3.3 page 100.

Quand la perturbation  $S_d$  est connue à l'avance, il est possible d'en tenir compte (voir *e.g.* [Camacho99]) en remplaçant la référence originale  $r(k+j)$  par une référence modifiée  $r_m(k+j)$  dans la fonction de coût (3.11). La loi de commande qui en résulte tend à anticiper cette perturbation, l'erreur de suivi est donc améliorée.

La consigne modifiée  $r_m(k+j)$ ,  $\forall j \in [N_1, N_2]$ , est définie par :

$$r_m(k+j) = r(k+j) - (S_d(k+j) - S_d(k)) \quad (3.12)$$

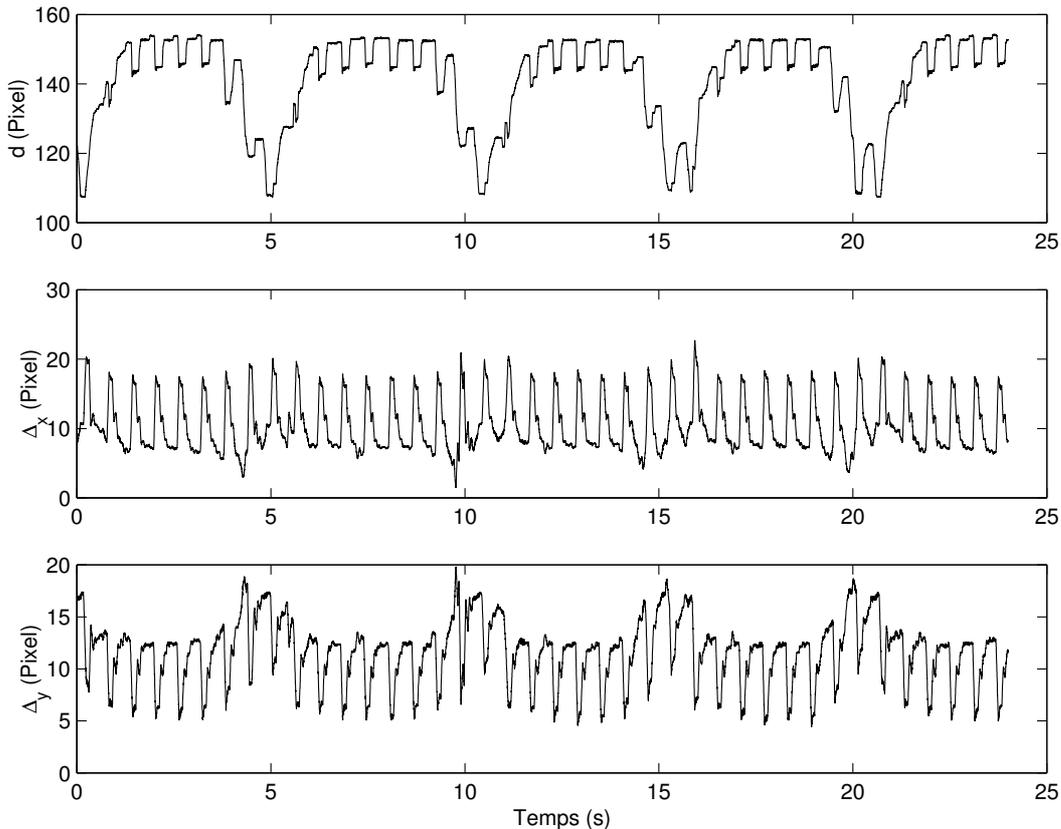


FIG. 3.20 – Banc d'essais : perturbations sur les composantes de  $F$ .

### 3.4.3 Expériences

Dans cette partie, toutes les mesures sont exprimées en pixels. Le rapport pixel/distance dépend de la position relative entre la caméra et la scène. Néanmoins, une valeur de 40 pixels/cm est une bonne approximation pour les 3 coordonnées du vecteur  $F$ .

#### Expériences de laboratoire

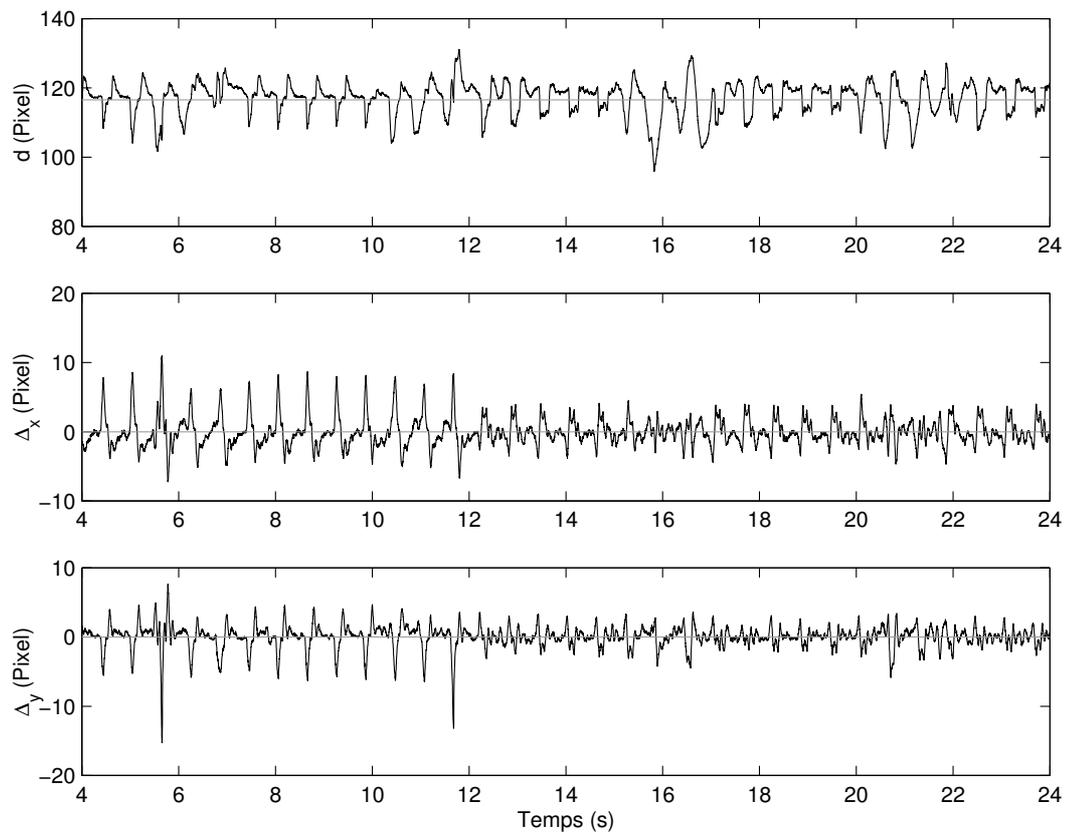
Pour valider notre approche, nous avons testé dans un premier temps nos stratégies de commande sur le simulateur décrit par la figure 3.6 page 99. Le robot à 2 DDL a été programmé pour décrire une trajectoire enregistrée préalablement sur un coeur de cochon grâce à la caméra rapide.

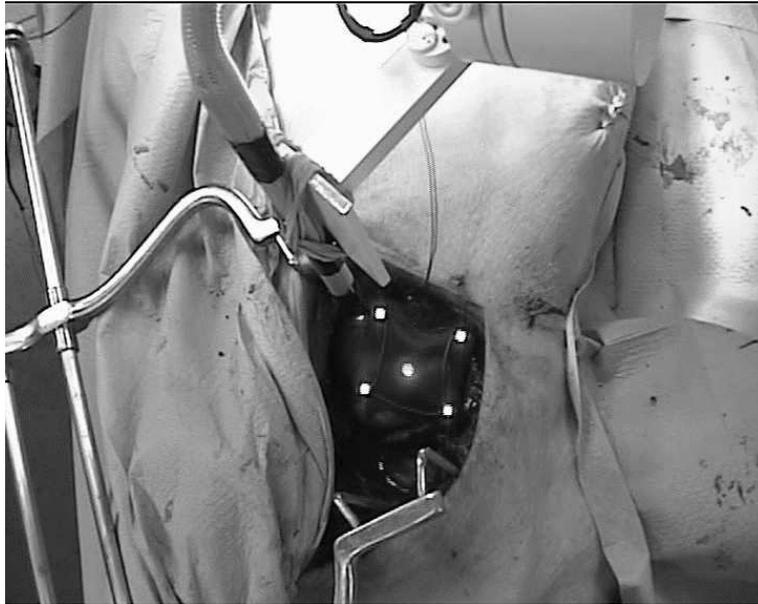
Les variations de  $F = [d \ \Delta x \ \Delta y]^T$  dues aux mouvements de la plateforme oscillante sont données par la figure 3.20. On peut constater que ces courbes sont très similaires avec celles obtenues en conditions *in vivo* données par la figure 3.23.

Sur la figure 3.21, on peut observer l'effet de la prise en compte des prédictions de la perturbation à partir de l'instant  $t = 12s$ . Les erreurs suivant  $\Delta_x$  et  $\Delta_y$  sont clairement diminuées. Par contre, on observe aucun changement notable suivant  $d$ . Ceci est dû à un problème technique : l'axe agissant de manière prépondérante sur  $d$  est le premier et aussi le plus lourd. Lors de nos tests, nous avons observé une saturation de l'actionneur de cet axe. Ceci explique pourquoi l'erreur n'est pas réduite.

#### Expériences *in vivo*

Pour les expériences *in vivo*, nous avons attaché des marqueurs lumineux sur la surface d'un coeur de cochon anesthésié comme indiqué sur la figure 3.22. Il n'y a aucune différence avec le banc d'essais autre

FIG. 3.21 – Banc d'essais : asservissement avec GPC puis GPC+A (à  $t=12$ s).

FIG. 3.22 – Expérience *in vivo*.

que le moyen de produire le mouvement des marqueurs lumineux.

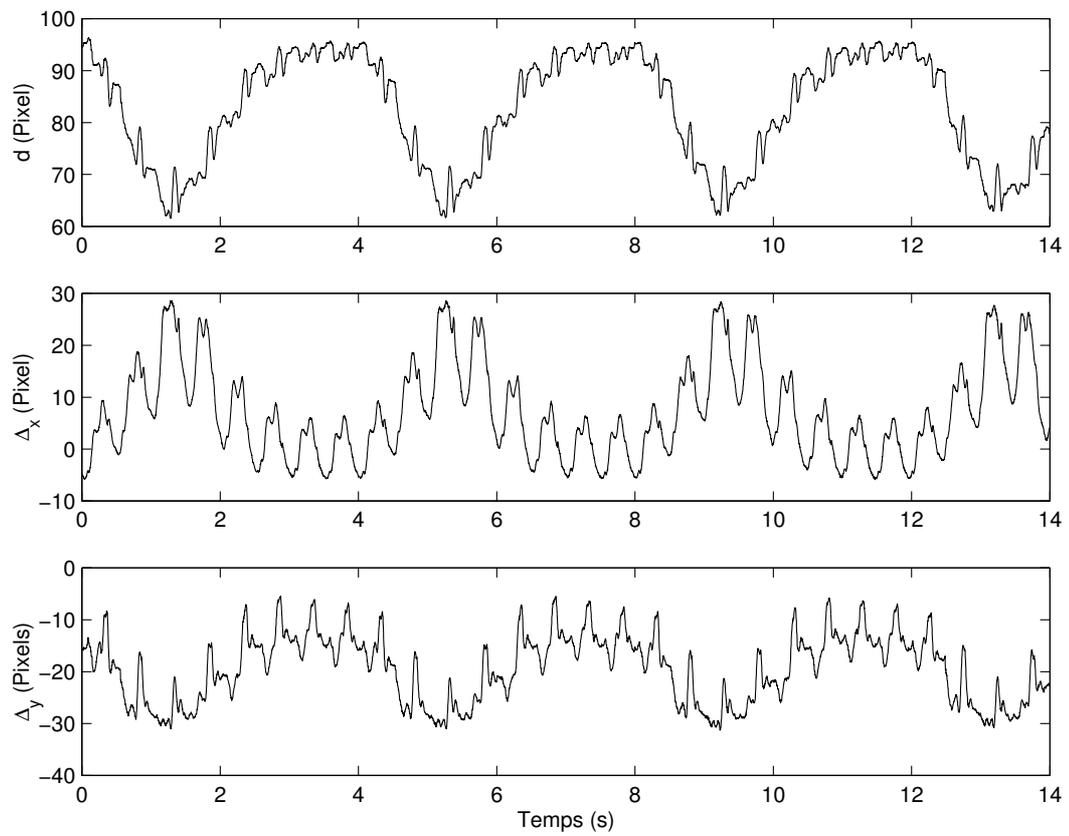
L'expérience *in vivo* confirme les résultats obtenus sur le banc d'essais (figure 3.24). Les résultats sont résumés dans la table 3.1. Il y a une diminution de 80% de la variance de la perturbation en utilisant un GPC classique. Cette diminution est de 93% et 84% pour respectivement  $\Delta_x$  et  $\Delta_y$  lorsqu'on tient compte des prédictions données par le prédicteur adaptatif de perturbation. Ces résultats démontrent donc l'intérêt de la méthode proposée : l'anticipation et la prédiction permettent d'améliorer le suivi d'un coeur battant.

TAB. 3.1 – Évaluation statistique de la compensation de mouvement cardiaque.

Donnée	Nb d'échant.		Moy. (pixel)	Min. (pixel)	Max. (pixel)	Var. (pixel <sup>2</sup> )
$S_d$	7546	$\Delta_x$	6.97	-5.88	28.58	<b>80.52</b>
		$\Delta_y$	-19.24	-31.25	-5.44	<b>42.20</b>
GPC	18707	$\Delta_x$	-0.02	-10.55	12.65	<b>17.58</b>
		$\Delta_y$	-0.01	-7.34	7.60	<b>8.57</b>
GPC+A	5601	$\Delta_x$	0.09	-7.87	7.68	<b>5.98</b>
		$\Delta_y$	-0.25	-10.94	7.01	<b>6.82</b>

### 3.5 Perspectives

Cette thématique de compensation de mouvements physiologiques est extrêmement riche en développements futurs. En effet, dans les travaux présentés dans ce chapitre, seul le travail préliminaire de démonstration de faisabilité a été réalisé. Un chemin assez long reste à parcourir jusqu'à une utilisation sur l'homme.

FIG. 3.23 – *In vivo* : perturbation sans compensation.

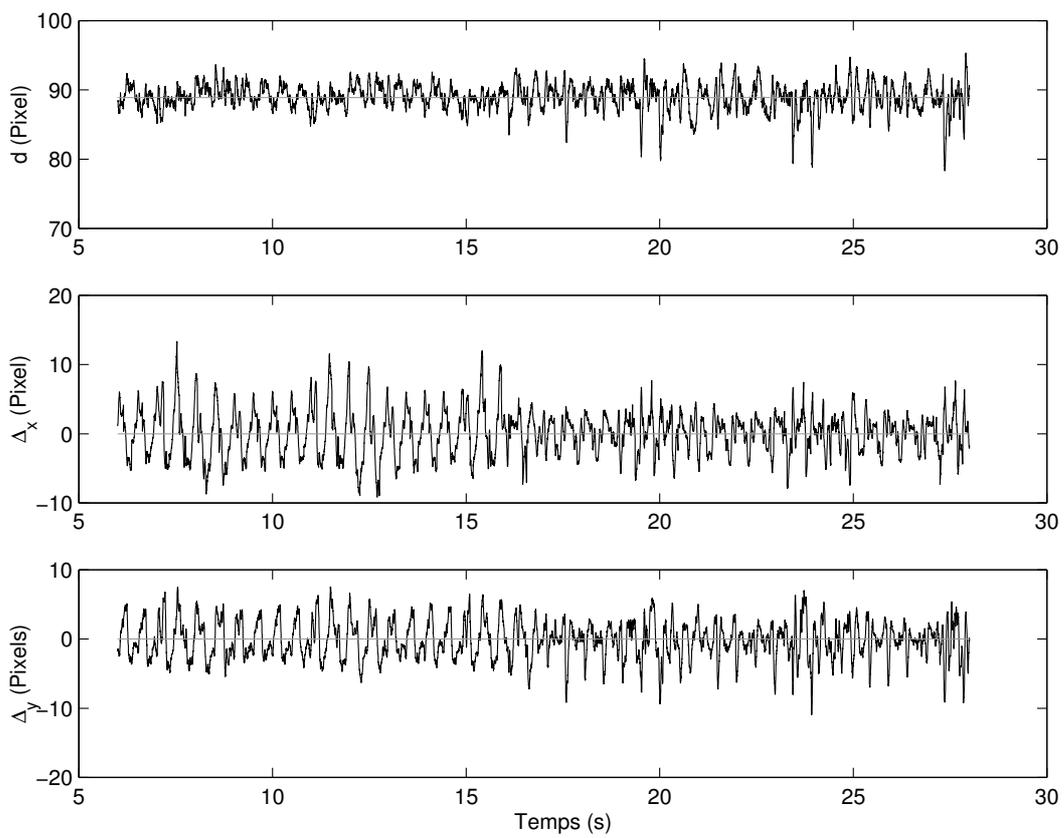


FIG. 3.24 – *In vivo* : asservissement avec GPC puis GPC+A (à  $t=16s$ ).

---

La compensation de mouvements physiologiques va être appliquée à l'injection robotisée sous imageur scanner pour le petit animal. C'est une thèse qui débute en octobre 2004. Il est prévu de réaliser un recalage en temps-réel d'un modèle déformable tridimensionnel interne avec des marqueurs externes pour obtenir l'évolution de la position d'un point d'un organe à atteindre. Le correcteur R-GPC sera utilisé pour suivre en temps-réel la position à atteindre et améliorer ainsi la précision de l'injection.

Les expériences de compensation de mouvements cardiaques ont soulevé certains problèmes techniques. Notamment, un sous-dimensionnement de la puissance de l'actionneur du premier axe du robot : celui-ci est incapable de suivre les accélérations de la surface du coeur. Nous envisageons de reprendre le développement d'un robot de suivi de coeur battant depuis le début. Seule une structure mécanique dédiée à cette tâche pourra conduire un jour à une utilisation sur l'homme. Comme une telle structure est nécessairement légère notamment à cause des contraintes de sécurité imposées par l'environnement médical, nous développons également des techniques d'asservissement visuel sur structure flexible.

L'objectif de la chirurgie à coeur battant est qu'à terme elle puisse être totalement endoscopique. Le rêve de tout chirurgien mais aussi de tous patient est de pouvoir sortir de l'hôpital seulement quelques jours après un pontage coronarien avec seulement 3 petites cicatrices au niveau du thorax. Là encore, pour parvenir à un tel résultat avec un robot, la structure mécanique reste à inventer.



**Quatrième partie**

***Perspectives***





---

# Perspectives

Une thématique de recherche, c'est un peu comme une poupée russe, chaque avancée laissant entrevoir un nouveau problème, toujours plus précis, nécessitant une modélisation de plus en plus fine. Lorsqu'on a l'impression d'être arrivé au bout et qu'on commence à en étudier une nouvelle, en général pas très éloignée de la première, on s'aperçoit après un certain temps de certaines similitudes troublantes. Alors, en prenant du recul, avec un peu de chance et beaucoup de persévérance, on trouve le point commun qui les relie, ce qui débouche souvent sur de nouvelles perspectives.

Au bout de chaque thématique que j'ai pu aborder au cours de ces 5 dernières années, j'entrevois une ou plusieurs perspectives de recherche (voir sections 2.6 page 58, 3.4 page 66, 2.5 page 87, 3.5 page 110 pour les perspectives détaillées). J'ai eu la chance de pouvoir ainsi en aborder plusieurs qui se sont retrouvées reliées par un certain nombre de points communs.

## 1 Asservissements visuels

Les asservissements visuels constituent le fil conducteur qui relie tous mes travaux jusqu'à présent. Pendant deux ans, j'ai travaillé pratiquement exclusivement sur le sujet de la modélisation dynamique pour les asservissements visuels rapides avant de me tourner vers ses applications médicales.

À court et moyen terme je compte poursuivre les travaux sur les asservissements visuels sur systèmes flexibles ainsi que ceux sur les asservissements visuels sans modèle.

Ainsi, dans le cadre de la thèse (en cours) de Loïc Cuvillon, afin d'augmenter la bande passante de l'asservissement de suivi de coeur battant, il a été nécessaire de tenir compte des flexibilités du robot médical. Nous avons mis au point une méthode originale d'identification de ces flexibilités en utilisant la même caméra rapide que celle utilisée pour l'asservissement visuel. Le champ d'application de cette méthode ne se limite pas à la robotique médicale, même si elle en est issue. De telles problématiques se rencontrent également dans la robotique spatiale par exemple.

Ce travail a aussi ouvert de nouvelles portes débouchant sur une méthodologie générale d'identification par capteur visuel du modèle dynamique complet du manipulateur incluant les flexibilités (voir section 2.6 page 58). D'autres équipes de recherche comme le LIRMM ont déjà une bonne expérience dans ce domaine en utilisant un accéléromètre pour la mesure des oscillations. Une collaboration sur ce sujet serait donc tout à fait profitable.

L'approche que nous avons proposée pour les asservissements visuels sans modèle basée sur une optimisation de type polyèdre flexible est tout à fait originale. Nous l'avons validée sur un exemple particulier. Les perspectives de recherche dans ce domaine à moyen terme portent sur une tentative de généralisation du choix de la fonction de coût à optimiser (voir section 3.4 page 66).

Ces objectifs sont à court et moyen terme. Ce sont des sujets qui me tiennent à coeur car génériques. À ce titre ils ont tous les deux des applications potentielles dans le domaine médical. Néanmoins, je n'entrevois pas d'objectif à long terme dans le domaine des asservissements visuels classiques. Mon but est de diminuer progressivement mon implication dans cette thématique au profit de la robotique médicale.

## 2 Robotique médicale

Lorsque je me suis tourné vers la robotique médicale, elle constituait pour moi un champ d'application idéal pour les asservissements visuels. En effet, en chirurgie laparoscopique robotisée, les 2 éléments matériels pour réaliser un asservissement visuel sont présents : le robot et l'endoscope. Avec les travaux sur la compensation de mouvements physiologiques, j'ai pu exploiter pleinement mes travaux antérieurs utilisant la commande prédictive pour les asservissements visuels rapides. De ces recherches appliquées sont nées des avancées intéressantes dans le domaine plus général des asservissements visuels comme les asservissements visuels sur systèmes flexibles.

### 2.1 Chirurgie robotisée à coeur battant

Dans les prochaines années, je pense m'engager de plus en plus dans la robotique médicale. Une de mes thématiques principales sera la chirurgie robotisée sur coeur battant. Dans ce domaine, le chemin est encore très long jusqu'à l'application finale. En effet, nos travaux sur ce sujet sont pour le moment de l'ordre de la validation de concepts. Pour se rapprocher de plus en plus des besoins concrets des chirurgiens, il reste à nouer des relations avec un spécialiste de la chirurgie cardiaque ouvert aux nouvelles technologies prêt à investir du temps dans une collaboration étroite.

La réalisation d'une structure mécanique dédiée à la chirurgie cardiaque, l'utilisation de mesures additionnelles comme la pression du respirateur, l'électrocardiogramme ou encore une mesure de l'effort de contact sont autant de pistes de recherche qui restent à explorer (voir section 3.5 page 110). Sur ce sujet, nos objectifs rejoignent en de nombreux points ceux du LIRMM. Là encore, une synergie des efforts de recherche pourrait sans doute doper les résultats.

### 2.2 Insertion d'aiguille robotisée

Mes recherches dans le domaine médical débouchent également vers de nouvelles thématiques comme les asservissements visuels par retour scanner ou plus généralement en utilisant un système d'imagerie médicale (échographe, IRM, caméra X, ...). Je suis impliqué avec d'autres membres de l'EAVR dans un projet de construction de robot d'insertion d'aiguille sous scanner (CTbot). Le but de ce robot est de pouvoir télémanipuler avec retour d'effort une aiguille qui serait guidée par le chirurgien grâce au retour de l'image scanner (voir figure 1).

Ce robot, dont la structure est parallèle pour garantir une bonne rigidité, est posé sur le patient de manière à minimiser les effets des mouvements physiologiques. Le but est d'insérer une aiguille à une position précise à l'intérieur d'un organe dans le but de réaliser par exemple la thermo-ablation d'une tumeur ou encore une biopsie. Dans une première phase, il est prévu que la descente de l'aiguille se fasse en mode téléopéré avec retour haptique, l'imagerie scanner servant de retour visuel. A terme, cette procédure de descente devrait se faire automatiquement grâce à l'utilisation simultanée d'informations préopératoires sous la forme d'un modèle 3D des structures anatomiques et peropératoires provenant du scanner. Grâce à l'augmentation des fréquences d'acquisitions des scanners modernes, il est même possible d'envisager à long terme un asservissement visuel temps-réel à retour scanner.

Dans une thématique proche, je débute l'encadrement d'une thèse dont le sujet est l'injection sous micro-scanner dans le petit animal. Un micro-scanner est un scanner dédié aux petits animaux tels que le rat. Il est utilisé dans l'étude des modèles animaux de tumeurs pour tester des thérapies géniques par exemple. Afin de pouvoir valider l'action de certaines substances sur les tumeurs, il est nécessaire de pouvoir les injecter à un endroit précis et ce de manière répétitive. Le robot est donc le système idéal pour réaliser un tel geste. Le problème de taille restant à résoudre est le guidage de l'aiguille. Nous envisageons dans



FIG. 1 – Le robot CTbot.

un premier temps d'utiliser les informations préopératoires pour réaliser l'insertion de l'aiguille grâce à un modèle 3D déformable de l'animal (voir figure 2).

Il faudra tenir compte des mouvements physiologiques dus à la respiration. Pour cela, nous avons l'intention d'exploiter les techniques que nous avons mises au point pour la chirurgie laparoscopique combinées avec des techniques de recalage en temps-réel basées sur la lumière structurée.

La lumière structurée sera utilisée pour reconstruire à la cadence vidéo la surface externe de l'animal (sur laquelle on aura éventuellement collé des marqueurs visibles au scanner). Cette information 4D (3D + temps) externe sera corrélée avec un modèle 4D interne issu d'une succession de coupes scanner réalisant un échantillonnage temporel du mouvement de la tumeur dû à la respiration. Cette corrélation (qui devra peut-être être affinée au moyen d'une interpolation) permettra donc d'obtenir la position de la cible à atteindre en fonction du temps. Les techniques de commande répétitive que nous avons mises au point pour la chirurgie laparoscopique pourront être utilisées pour améliorer la précision du suivi.

A plus long terme nous pensons pouvoir réaliser ce geste directement sous le scanner en utilisant une structure mécanique miniature qui sera commandée par asservissement visuel avec retour scanner temps-réel. Ce micro-robot pourrait être attaché directement à l'animal (un peu comme le CTbot). Le fait d'avoir à la fois le robot et l'animal dans le champ du scanner permettrait d'éviter plusieurs étapes supplémentaires de recalage (modèle interne/modèle externe, robot/modèle externe), source d'erreur et de perte de temps.

La réalisation d'une telle structure miniature nécessite des compétences en micro-mécanique que nous n'avons pas actuellement sur Strasbourg. Une collaboration sur ce point avec le Laboratoire d'Automatique de Besançon qui possède une compétence reconnue dans ce domaine sera à envisager fortement.

Que ce soit pour l'imagerie interventionnelle ou pour l'injection robotisée sur le petit animal, l'objectif final à long terme est de pouvoir réaliser une tâche avec un retour visuel du scanner en temps-réel. Cet objectif rentre dans la thématique plus générale des asservissements visuels par imagerie médicale. Actuellement, très peu de travaux portent sur ce sujet : c'est un domaine quasiment vierge. Au travers de ces 2 applications pratiques, j'espère contribuer au développement de cette thématique en travaillant sur des problématiques de fond propres à cette technique.

LIRISA (INRIA Rennes) débute actuellement un projet de recherche transversal sur le sujet des asservissements visuels par imagerie médicale et plus précisément en utilisant un échographe 3D. Une collaboration

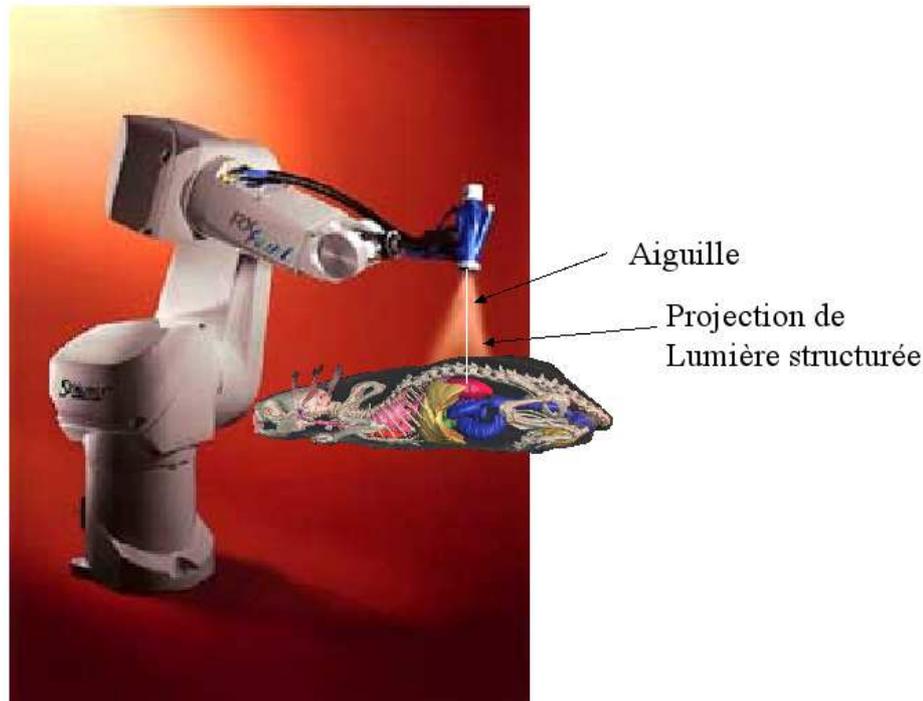


FIG. 2 – Injection robotisée dans le petit animal.

avec l'équipe LAGADIC (dont les travaux sur les asservissements visuels sont mondialement réputés) réalisant – par exemple – un pont entre des travaux plus en amont et des applications pratiques sous scanner pourrait être envisagée.

### 2.3 Interactions avec le monde médical

Dans le domaine de la robotique médicale, un des problèmes qu'il faut résoudre n'est pas du tout d'ordre scientifique. Il s'agit de trouver un mode de communication optimal avec les chirurgiens de manière à pouvoir confronter des idées provenant de mondes totalement différents. C'est peut-être là aussi la cause du succès commercial plutôt mitigé des robots médicaux : le système porte-endoscope Aesop est l'un des rares à avoir connu la rentabilité (plus de 5000 éléments vendus).

Une bonne synergie entre ces deux domaines implique peut-être aussi que ses acteurs fassent preuve d'un effort de formation aux techniques et au vocabulaire de l'autre domaine. Ainsi ai-je l'intention de solliciter des formations aux techniques chirurgicales cardiaques afin d'avoir une meilleure idée des difficultés et des besoins réels en robotisation. Je pense que c'est là une des clés de la réussite d'un projet de robotique médicale.

## Cinquième partie

### *Bibliographie*





---

# Bibliographie

- [Allen93] P. K. Allen, A. Timcenko, B. Yoshimi, et P. Michelman. «Automated tracking and grasping of a moving object with a robotic hand-eye system». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 9, n° 2, pages 152–165, 1993.
- [Bensalah96] F. Bensalah. *Estimation du mouvement par vision active*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, 1996.
- [Berkelman03] P. Berkelman, E. Boidard, P. Cinquin, et J. Troccaz. «LER : The Light Endoscope Robot». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 2835–2840. Las Vegas, oct 2003.
- [Bianchi02] E. Bianchi, L. Dozio, et P. Mantegazza. *A hard real time support for LINUX*. Dipartimento di Ingegneria Aerospaziale, Politecnico di Milano, 2002. [Http ://www.aero.polimi.it/rtai/documentation/index.html](http://www.aero.polimi.it/rtai/documentation/index.html).
- [Boctor04] E. M. Boctor, G. Fischer, M. A. Choti, G. Fichtinger, et R. H. Taylor. «A Dual-Armed Robotic System for Intraoperative Ultrasound Guided Hepatic Ablative Therapy :A Prospective Study». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2517–2522. New Orleans, apr 2004.
- [Bodson97] M. Bodson et S. C. Douglas. «Adaptive algorithms for the rejection of sinusoidal disturbances with unknown frequency». *Automatica*, tome 33, n° 12, pages 2213–2221, 1997.
- [Box65] M. J. Box. «A new method of constrained optimization and a comparison with other methods». *Computer Journal*, tome 8, n° 1, pages 42–52, 1965.
- [Camacho99] E. F. Camacho et C. Bordons. *Model Predictive Control*. Springer-Verlag, London, 1999.
- [Casals96] A. Casals, J. Amat, et E. Laporte. «Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 895 –900. Mineapolis, apr 1996.
- [Casals98] A. Casals. «Robots in Surgery». Dans A. de Almeida et O. Khatib, rédacteurs, «Autonomous Robotic Systems», Springer Verlag, 1998.
- [Cattin04] P. Cattin, H. Dave, J. Grünfelder, G. Szekely, M. Turina, et G. Zünd. «Trajectory of coronary motion and its significance in robotic motion cancellation». *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, tome 25, pages 786–790, 2004.
- [Chaumette90] F. Chaumette. *La relation vision-commande : théorie et application à des tâches robotiques*. Thèse de doctorat, Université de Rennes I, 1990.

- [Chaumette98] F. Chaumette. «Potential problems of stability and convergence in image-based and position-based visual servoing». Dans D. Kriegman, G. . Hager, et A. Morse, rédacteurs, «The Confluence of Vision and Control», pages 66–78. LNCIS Series, No 237, Springer-Verlag, 1998.
- [Chaumette02] F. Chaumette. «Asservissement visuel». Dans W. Khalil, rédacteur, «La commande des robots manipulateurs», Traité IC2, chapitre 3, pages 105–150. Hermès, 2002.
- [Clarke87] D. W. Clarke, C. Mohtadi, et P. S. Tuffs. «Generalized Predictive control - Part 1. The Basic Algorithm». *Automatica*, tome 23, pages 137–160, 1987.
- [Clifford02] M. A. Clifford, F. Banovac, E. Levy, et K. Cleary. «Assessment of Hepatic Motion Secondary to Respiration for Computer Assisted Interventions». *Computer Aided Surgery*, tome 7, n° 5, pages 291–299, 2002.
- [Corke96a] P. I. Corke. *Visual control of robots*. Research Studies Press Ltd., Taunton, Somerset, U.K., 1996.
- [Corke96b] P. I. Corke et M. C. Good. «Dynamic effects in visual closed-loop systems». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 671–683, 1996.
- [Corke01] P. Corke et S. Hutchnison. «A new partitioned approach to image-based visual servo control». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 17, n° 4, pages 507–515, 2001.
- [Craig84] J. J. Craig. «Adaptive control of manipulators through repeated trials». Dans «Proc. of the American Control Conference», pages 1566–1573. San Diego, California, 1984.
- [Cuvillon04] L. Cuvillon, J. Gangloff, E. Laroche, R. Ginhoux, et M. de Mathelin. «Flexible Modes Identification of a Surgical Robot Using 500 Hz Imaging for High-speed Visual Servoing». Dans «Mechatronics & Robotics 2004», Aachen, Germany, sept 2004.
- [Dario96] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta, et M. Carrozza. «Robotics for medical applications». *IEEE Robotics and Automation Magazine*, tome 3, n° 3, pages 44–56, sept 1996.
- [Deguchi98] K. Deguchi. «Optimal motion control for image-based visual servoing by decoupling translation and rotation». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 705–711. oct 1998.
- [deLucas91] A. de Lucas et B. Siciliano. «Closed-form dynamic model of planar multilink light-weight robots». *IEEE trans. on Syst., Man ans Cybernetics*, tome 21, n° 4, pages 826–839, 1991.
- [DeMenthon95] D. DeMenthon et L. S. Davis. «Model-Based Object Pose in 25 Lines of Code». *International Journal of Computer Vision*, tome 15, pages 123–141, 1995.
- [Detter02] C. Detter, T. Deuse, F. Christ, D. H. Boehm, H. Reichenspurnen, et B. Reichart. «Comparison of two stabilizer concepts for off-pump coronary artery bypass grafting». *Ann Thorac Surg*, tome 74, pages 497–501, 2002.
- [Dhome89] M. Dhome, M. Richetin, J. Lapresté, et G. Rives. «Determination of the attitude of 3D objects from a single perspective view». *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, tome 12, pages 1265–1278, 1989.
- [Dombre04] E. Dombre, M. Michelin, F. Pierrot, P. Poignet, P. Bidaud, G. Morel, T. Ortmaier, D. Sallé, N. Zemiti, P. Gravez, M. Karouia, et N. Bonnet. «MARGE Project : Design, Modeling, and Control of Assistive Devices for Minimally Invasive Surgery». Dans «Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention ? MICCAI 2004», pages 1–8. Saint-Malo, France, sept 2004.
- [Espiau92] B. Espiau, F. Chaumette, et P. Rives. «A new approach to visual servoing in robotics». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 8, n° 3, pages 313–326, 1992.

- 
- [Espiau95] B. Espiau. *Sur les erreurs en asservissement visuel*. Rapport de recherche de l'INRIA no. 2619, juillet 1995.
- [Gangloff99] J. Gangloff. *Asservissements visuels rapides d'un robot manipulateur à 6 degrés de liberté*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg (Strasbourg I University), 1999.
- [Gangloff02] J. A. Gangloff et M. F. de Mathelin. «Visual servoing of a 6-DOF manipulator for unknown 3-D profile following». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 18, n° 4, pages 511–520, 2002.
- [Gangloff03] J. A. Gangloff et M. F. de Mathelin. «High speed visual servoing of a 6 DOF manipulator using multivariable predictive control». *Advanced Robotics*, tome 17, n° 10, pages 993–1021, décembre 2003. Special issue : advanced 3D vision and its application to robotics.
- [Gans02] N. Gans, P. Corke, et S. Hutchinson. «Performance tests of partitioned approaches to visual servo control». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1616–1623. Washington, DC, may 2002.
- [Gilhuly98] T. Gilhuly, S. Salcudean, K. Ashe, S. Lichtenstein, et P. Lawrence. «Stabilizer and surgical arm design for cardiac surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», tome 1, pages 699–704. mai 1998.
- [Ginhoux04a] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Arenas Sanchez, et J. Marescaux. «Beating heart tracking in robotic surgery using 500 Hz visual servoing, model predictive control and an adaptive Observer». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», New Orleans, USA, avril 2004. Received the ICRA'04 best vision paper award.
- [Ginhoux04b] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. A. Sanchez, et J. Marescaux. «Active Filtering of Physiological Motion in Robotized Surgery Using Predictive Control». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 2004. To be published.
- [Gründeman00] P. F. Gründeman, C. Borst, et E. W. L. Jansen. «Coronary artery bypass grafting without cardiopulmonary bypass : the Utrecht "Octopus" Tissue Stabilizer». *Kardiol Pol, Polish Society of Cardiology*, tome 52, pages 43–46, 2000.
- [Haralick91] R. M. Haralick, C. Lee, K. Ottenberg, et M. Nolle. «Analysis and solutions of the three point perspective pose estimation problem». Dans «Proc. of IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition», pages 592–598. 1991.
- [Hashimoto96] K. Hashimoto, T. Ebine, et H. Kimura. «Visual servoing with hand-eye manipulator–Optimal control approach». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 766–774, 1996.
- [Hayashibe01] M. Hayashibe et Y. Nakamura. «Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3D geometric registration». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1543–1548. Seoul, may 2001.
- [Hill79] J. Hill et W. T. Park. «Real time control of a robot with a mobile camera». Dans «Proc. of the 9th ISIR», pages 233–246. mars 1979.
- [Horaud89] R. Horaud, B. Conio, O. Leboulleux, et B. Lacolle. «An analytic solution for the perspective 4-points problem». *Computer Vision, Graphics and Image Processing*, tome 47, n° 1, pages 33–44, 1989.
- [Hosoda94] K. Hosoda et M. Asada. «Versatile Visual Servoing without Knowledge of True Jacobian». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 186–191. may 1994.
- [Hutchinson96] S. Hutchinson, G. D. Hager, et P. I. Corke. «A tutorial on visual servo control». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 651–670, 1996.

- [Jagersand97] M. Jagersand, O. Fuentes, et R. Nelson. «Experimental Evaluation of Uncalibrated Visual Servoing for Precision Manipulation». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2874–2880. avril 1997.
- [Joskowicz01] L. Joskowicz et R. H. Taylor. «Computers in imaging and guided surgery». *Computers in Science and Engineering*, tome 3, n° 5, pages 65–72, oct 2001.
- [Kelly96] R. Kelly. «Robust asymptotically stable visual servoing of planar robots». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 759–766, 1996.
- [Khalil88] W. Khalil et E. Dombre. *Modélisation et commande des robots*. Hermès, Paris, 1988.
- [Krupa02] A. Krupa, G. Morel, et M. de Mathelin. «Achieving high precision laparoscopic manipulation through adaptive force control». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1864–1869. Washington DC, may 2002.
- [Krupa03a] A. Krupa. *Commande par vision d un robot de chirurgie laparoscopique*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, july 2003.
- [Krupa03b] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, et J. Marescaux. «Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 19, n° 5, pages 842–853, 2003.
- [Lee01] J. H. Lee, S. Natarajan, et K. S. Lee. «A model-based predictive control approach to repetitive control of continuous processes with periodic operations». *Journal of Process Control*, tome 11, pages 195–207, 2001.
- [Ljung87] L. Ljung. *System identification – Theory for the user*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1987.
- [Lowe87] D. G. Lowe. «Three-dimensional object recognition from single two-dimensional images». *Artificial Intelligence*, tome 31, pages 355–394, 1987.
- [Malis98] E. Malis. *Contributions à la modélisation et à la commande en asservissement visuel*. Thèse de doctorat, Université de Rennes I, 1998.
- [Malis99] E. Malis, F. Chaumette, et S. Boudet. «2-1/2-D Visual Servoing». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 15, n° 2, pages 238–250, 1999.
- [Malis04] E. Malis. «Improving vision-based control using efficient second-order minimization techniques». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1843–1848. New Orleans, April 2004.
- [Marescaux01] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S. E. Butner, et M. K. Smith. «Transatlantic robotic assisted remote tele-surgery». *Nature*, tome 413, pages 379–380, 2001.
- [Martinet96] P. Martinet, J. Gallice, et D. Khadraoui. «Vision based control». Dans «Proc. of the World Automation Congress», Montpellier, may 1996.
- [Mezouar01] Y. Mezouar. *Planification de trajectoires pour l'asservissement visuel*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, mention Informatique, November 2001.
- [Mezouar02] Y. Mezouar et F. Chaumette. «Path planning for robust image-based control». *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, tome 18, n° 4, pages 534–549, August 2002.
- [Michel93] H. Michel et P. Rives. *Singularities in the determination of the situation of a robot effector from the perspective view of 3 points*. Rapport de recherche de l'INRIA no. 1850, 1993.
- [Michelin02] M. Michelin, E. Dombre, P. Poignet, F. Pierrot, et L. Eckert. «Path planning under a penetration point constraint for minimally invasive surgery». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 1475–1480. Lausanne, Switzerland, oct 2002.

- 
- [Miura02] K. Miura, J. Gangloff, et M. de Mathelin. «Robust and uncalibrated visual servoing without Jacobian using a simplex method». Dans «Proc. of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems», pages 311–316. 2002.
- [Morel00] G. Morel, T. Liebezeit, J. Szewczyk, S. Boudet, et J. Pot. «Explicit incorporation of 2D constraints in vision-based control of robot manipulators». Dans S. Verlag, rédacteur, «International Symposium on Experimental Robotics», tome 250 de *LNCIS*, pages 99–108. 2000.
- [Nakabo98] Y. Nakabo et M. Ishikawa. «Visual impedance using 1 ms visual feedback system». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 2333–2338. 1998.
- [Nakabo00] Y. Nakabo, M. Ishikawa, H. Toyoda, et S. Mizuno. «1 ms column parallel vision system and its application of high speed target tracking». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 650–655. 2000.
- [Nakamura01] Y. Nakamura, K. Kishi, et H. Kawakami. «Heartbeat Synchronization for Robotic Cardiac Surgery». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», Seoul, Korea, mai 2001.
- [Natarajan00] S. Natarajan et J. H. Lee. «Repetitive model predictive control applied to a simulated moving bed chromatography system». *Computers and Chemical Engineering*, tome 24, pages 1127–1133, 2000.
- [Nayar96] S. Nayar, S. Nene, et H. Murase. «Subspace methods for robot vision». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 750–758, oct 1996.
- [Nelder65] J. A. Nelder et R. Mead. «A simplex method for function minimization». *Computer Journal*, tome 7, page 308, 1965.
- [Nelson94] B. Nelson et P. K. Khosla. «Integrating sensor placement and visual tracking strategies». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1351–1356. 1994.
- [Ortmaier03] T. J. Ortmaier. *Motion Compensation in Minimally Invasive Robotic Surgery*. Thèse de doctorat, Technische Universität München, 2003. [Http://tumb1.biblio.tu-muenchen.de/publ/diss/ei/2003/ortmaier.html](http://tumb1.biblio.tu-muenchen.de/publ/diss/ei/2003/ortmaier.html).
- [Papanikolopoulos92] N. P. Papanikolopoulos. *Controlled Active Vision*. Thèse de doctorat, Carnegie Mellon University, 1992.
- [Papanikolopoulos93] N. P. Papanikolopoulos, P. K. Khosla, et T. Kanade. «Visual tracking of a moving target by a camera mounted on a robot : combination of control and vision». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 9, n° 1, pages 14–35, 1993.
- [Papanikolopoulos95] N. Papanikolopoulos. «Selection of feature and evolution of visual measurement during robotic visual servoing tasks». *Journal of Intelligent and Robotics Systems*, tome 13, 1995.
- [Patronik04] N. A. Patronik, M. A. Zenati, et C. N. Riviere. «Crawling on the Heart : A Mobile Robotic Device for Minimally Invasive Cardiac Interventions». Dans «Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004», pages 9–16. Saint-Malo, France, sept 2004.
- [Paul92] H. Paul, W. Bargar, B. Mittlestadt, B. Musit, R. Taylor, P. Kazanzides, B. Williamson, et W. Hanson. «Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty». *Clinical Orthopaedics and related research*, tome 285, pages 57–66, dec 1992.
- [Pham02] M. T. Pham, M. Gautier, et P. Poignet. «Accelerometer based identification of mechanical systems». Dans «IEEE Transactions on Robotics and Automation», pages 4293–4298. Washington DC, may 2002.

- [Phee02] L. Phee, A. Menciassi, S. Gorini, G. Pernorio, A. Arena, et P. Dario. «An innovative locomotion principle for minirobots moving in the gastrointestinal tract». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1125–1130. Washington DC, may 2002.
- [Piepmeier99] J. A. Piepmeier, G. V. McMurray, et H. Lipkin. «A Dynamic Quasi-Newton Method for Uncalibrated Visual Servoing». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1595–1600. may 1999.
- [Piepmeier00] J. A. Piepmeier, G. V. McMurray, A. Pfeiffer, et H. Lipkin. «Uncalibrated Target Tracking with Obstacle Avoidance». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 1595–1600. april 2000.
- [Rizzi96] A. Rizzi et D. Koditschek. «An active visual estimator for dexterous manipulation». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 697–713, 1996.
- [Samson91] C. Samson, M. Le Borgne, et B. Espiau. *Robot control : The task function approach*. Clarendon press, Oxford, 1991.
- [Schneider01] O. Schneider et J. Troccaz. «A six degree of freedom passive arm with dynamic constraints (PADyC) for cardiac surgery application : preliminary experiments». Dans «Proceedings of the International Workshop on Computer Assisted Surgery and Rapid Prototyping in Medicine», Nuremberg, oct 2001.
- [Schweikard00] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. Murphy, et J. Adler. «Robotic motion compensation for respiratory motion during radiosurgery». *Journal of Computed Aided Surgery*, tome 5, n° 4, pages 263–277, septembre 2000.
- [Shirai73] Y. Shirai et H. Inoue. «Guiding a robot by visual feedback in assembling tasks». *Pattern Recognition*, tome 5, pages 99–108, 1973.
- [Spong87] M. W. Spong. «Modeling and control of elastic joint robots». *Journal of Dynamic Systems, Measurement and control*, tome 109, pages 310–319, septembre 1987.
- [Tahri04] O. Tahri. *Application des moments à l'asservissement visuel et au calcul de pose*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, mention informatique, Rennes, mar 2004.
- [Taylor95] R. H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. Larose, M. Talamini, L. Kavoussi, et J. Anderson. «A telerobotic assistant for laparoscopic surgery». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine Special Issue on Robotics in Surgery*, tome 14, n° 3, pages 279–291, 1995.
- [Thakral01] A. Thakral, J. Wallace, D. Tomlin, N. Seth, et N. V. Thakor. «Surgical Motion Adaptive Robotic Technology (S.M.A.R.T.) : Taking the Motion out of Physiological Motion». Dans «Proc. of the 4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)», pages 317–325. Utrecht, The Netherlands, octobre 2001.
- [Troccaz00] J. Troccaz. «Robotique médico-chirurgicale». Dans P. Dauchez, rédacteur, «Applications non manufacturières de la robotique», pages 165–192. Hermès, 2000.
- [Tsai87] R. Y. Tsai. «A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV camera and lenses». *IEEE Journal of Robotics and Automation*, tome 3, n° 4, pages 323–344, 1987.
- [Uecker95] D. R. Uecker, L. Cheolwhan, Y. F. Wang, et Y. Wang. «Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery». *Journal of Image Guided Surgery*, tome 1, pages 308–325, 1995.
- [Vaz94] C. Vaz, X. Kong, et N. Thakor. «An adaptive estimation of periodic signals using a Fourier linear combiner». *IEEE Transactions on Signal Processing*, tome 42, n° 1, pages 1–10, 1994.

- 
- [Vincze00] M. Vincze. «Dynamics and System Performance of Visual Servoing». Dans «Proc. of the IEEE International Conference on Robotics and Automation», pages 644–649. San Francisco, apr 2000.
- [Wei97] G.-Q. Wei, K. Arbter, et G. Hirzinger. «Real-time visual servoing for laparoscopic surgery». *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, tome 16, n° 1, pages 40–45, 1997.
- [Weiss84] L. Weiss. *Dynamic visual servo control of robots : an adaptative image-based approach*. Thèse de doctorat, Carnegie-Mellon University, 1984.
- [Weiss87] L. E. Weiss et A. C. Sanderson. «Dynamic sensor-based control of robots with visual feedback». *IEEE Journal of Robotics and Automation*, tome 3, n° 5, pages 404–417, octobre 1987.
- [Wilson96] W. J. Wilson, C. W. Hulls, et G. S. Bell. «Relative End-Effector Control Using Cartesian Position Based Visual Servoing». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 12, n° 5, pages 684–696, 1996.
- [Yamuna Rani97] K. Yamuna Rani et H. Unbehauen. «Study of predictive controller tuning methods». *Automatica*, tome 33, n° 12, pages 2243–2248, 1997.
- [Zanne03] P. Zanne. *Contributions à l'asservissement visuel robuste*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg, 2003.
- [Zergeroglu99] E. Zergeroglu, D. Dawson, M. de Queiroz, et S. Nagarkatti. «Robust visual-servo control of robot manipulators in the presence of uncertainty». Dans «Proc. of the IEEE Int. Conf. on Decision and Control», pages 4137–4142. décembre 1999.
- [Zhu00] G.-Y. Zhu, A. Zamamiri, M. A. Henson, et M. A. Hjortsø. «Model predictive control of continuous yeast bioreactors using cell population balance models». *Chemical Engineering Science*, tome 55, pages 6155–6167, 2000.



**Sixième partie**  
*Articles tirés à part*

