



HAL
open science

Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à coeur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire.

Mickaël Sauvée

► To cite this version:

Mickaël Sauvée. Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à coeur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire.. Automatique / Robotique. Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc, 2006. Français. NNT: . tel-00129494

HAL Id: tel-00129494

<https://theses.hal.science/tel-00129494>

Submitted on 7 Feb 2007

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

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

ACADÉMIE DE MONTPELLIER
UNIVERSITÉ MONTPELLIER II
- SCIENCES ET TECHNIQUES DU LANGUEDOC -

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ MONTPELLIER II

Discipline : Génie Informatique, Automatique et Traitement du Signal

Formation Doctorale : Systèmes Automatiques et Microélectronique

École Doctorale : Information, Structures et Systèmes

présentée et soutenue publiquement

par

Mickaël SAUVÉE

le 22 décembre 2006

Titre :

**Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie
cardiaque à cœur battant. Guidage échographique
par asservissement prédictif non linéaire.**

JURY

M. André CROSNIER	Professeur à l'Université Montpellier II	Président du jury
M. François CHAUMETTE	DR INRIA à l'IRISA, Rennes	Rapporteur
M. Jacques GANGLOFF	Professeur à l'Université Strasbourg I	Rapporteur
M. Étienne DOMBRE	DR CNRS au LIRMM, Montpellier	Directeur de Thèse
M. Philippe POIGNET	MC (HDR) à l'Université Montpellier II	Co-directeur de Thèse
M. Loïc URBAIN	Docteur, Resp. BE, ECA Sinters	Examineur
M. Roland DEMARIA	MCU-PH (HDR), Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire, CHU de Montpellier	Examineur

Je tiens d'abord à exprimer mes remerciements envers M. Michel Robert, Directeur du L RMM (Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier) pour m'avoir permis de réaliser mes travaux de doctorat.

Je souhaite ensuite remercier M. François Chaumette et M. Jacques Gangloff pour avoir accepté d'évaluer mon travail. Je remercie M. André Crosnier pour avoir présidé le jury de ma soutenance de thèse, ainsi que M. Roland Demaria pour avoir accepté de participer à ce jury et d'apporter ainsi une validation médicale aux travaux présentés.

Je remercie mes directeurs de thèse M. Etienne Dombre et M. Philippe Poignet pour leur encadrement durant ces 3 années et l'expérience qu'ils m'ont transmis. Je remercie la société ECA Sinters pour avoir financé ce projet, et M. Loïc Urbain pour avoir soutenu mes travaux jusqu'à leur terme.

Je remercie également les permanents du département robotique avec qui j'ai pu discuter et échanger des idées qui m'ont permis de progresser pendant ces 3 années. Merci aussi à l'ensemble du personnel administratif et technique du laboratoire sans qui ces résultats n'auraient sans doute pas été possibles.

Une thèse c'est aussi une expérience humaine formidable, à travers laquelle j'ai pu rencontré de véritables amis. Merci Vin's et Wallid pour toutes les pauses café partagées ainsi que les heures que vous avez passées à me remonter le moral et à m'aider. Merci Jean-Mathias, président du CDTR, pour ta joie de vivre et pour tes yeux de lynx (surtout au RU). Courage à vous trois, la fin est proche. Merci Gaël pour ton accueil, tu as été la première personne que j'ai connue sur Montpellier et j'espère que nous pourrons continuer à nous voir, même si je suis content de ne plus avoir à entendre tes blagues à 2 balles. Merci Vince pour tes histoires invraisemblables, j'ai presque cru que ta mère jouait de la basse dans un groupe de punk. Parmi les thésards qui m'ont précédé, je veux remercier en particulier Micaël qui m'a transmis sa passion du dressage du robot PA10, Pierre pour son accent merveilleux et Fabien qui a failli me convaincre d'acheter un Mac. Je veux remercier aussi tous les autres : José, Samer, Aurélien, David (de principe je ne peux pas être d'accord avec toi) et toute cette nouvelle génération qui découvre les joies des longues heures de communication avec un ordinateur ...

Merci Fix, Rodolphe, Marco, Nico et Alex, Fred et Cécile, Anne Françoise (les potes de Rennes, quoi!), vous m'avez permis de m'évader de ce quotidien chaque fois je remettais les pieds sur les terres bretonnes.

Merci à mes parents, vous m'avez offert la possibilité de faire des études mais vous n'imaginiez srement pas de me voir encore étudiant à 27 ans. Merci à Colette et Marcel pour m'avoir soutenu malgré la distance.

Enfin, je tiens à exprimer mes plus grands remerciements à ma fille, source de mon plus grand bonheur, et à celle qui m'a soutenu par son amour sincère et qui a toujours su me remettre sur la bonne voie. Merci Mélanie, ma femme et la mère de ma fille.

La chirurgie peut être définie, de façon étymologique, comme la pratique du soin par l'usage des mains. Cette discipline de la médecine a longtemps été freinée dans son développement par trois facteurs : les connaissances limitées en anatomie, les infections post-opératoires, et la douleur. L'amélioration des connaissances sur le corps humain, les découvertes sur les microbes et l'anesthésie (deuxième moitié du XIX^e siècle) ont permis aux chirurgiens de perfectionner leur art. Les améliorations techniques considérables et les réflexions profondes sur les protocoles opératoires ont permis une progression fulgurante pendant le XX^e siècle.

Parmi les différentes spécialités chirurgicales, la chirurgie cardiaque permet de traiter les affections du cœur et des gros vaisseaux thoraciques. Pour les pionniers en chirurgie du cœur, opérer cet organe ou même le voir battre dans la poitrine d'un homme vivant relevait de la pure fiction. Malgré quelques tentatives désespérées au début du XIX^e siècle, la première intervention sur cet organe n'a eu lieu qu'en 1896 : réalisation d'une suture à cœur battant pour fermer une plaie du ventricule droit. Cependant, il faut attendre les années 1950 et l'apparition de la machine cœur-poumon pour permettre à la spécialité de s'épanouir complètement.

La fin du XX^e siècle a apporté une nouvelle révolution dans le domaine chirurgical avec l'apparition de nouvelles technologies dans le milieu hospitalier. Outre l'avènement des techniques d'imagerie médicale, l'assistance par ordinateur offre des possibilités d'amélioration de l'acte chirurgical en apportant une assistance aux chirurgiens à la fois en pré- et en per-opératoire (diagnostic, planification des interventions, réalité augmentée pendant l'opération). L'introduction des systèmes robotiques au sein des blocs opératoires lors de ces 20 dernières années ouvre de nouvelles perspectives pour les différentes spécialités, en particulier pour la chirurgie cardiaque à cœur battant.

Cependant, les problèmes liés à l'assistance robotique en chirurgie, et en particulier en chirurgie cardiaque, sont encore importants. De nombreuses solutions doivent être apportées pour que la chirurgie cardiaque à cœur battant puisse vraiment améliorer la qualité de l'intervention du point de vue du patient (réduction des traumatismes et des risques, rétablissement plus court) et du chirurgien (amélioration de sa perception, de son action et de son confort lors de l'intervention).

Ce manuscrit transcrit le travail réalisé pour contribuer à l'amélioration des interventions sur le cœur par assistance robotisée au travers du développement d'outils et de méthodes basées sur l'information visuelle. Deux types d'imageurs ont été considérés en fonction des objectifs visés : vision endoscopique et imagerie ultrasonore.

La vision endoscopique est utilisée en chirurgie mini-invasive pour fournir au chirurgien

une vue de la zone à opérer alors que le corps du patient reste complètement fermé, seules quelques incisions permettent d'introduire les instruments et l'endoscope.

La vision échographique permet d'observer l'intérieur des organes sans avoir la nécessité de pratiquer une ouverture. Cette technologie est très intéressante en particulier pour opérer des structures à l'intérieur du muscle cardiaque.

La suite de ce manuscrit est organisée de la façon suivante :

- † Le chapitre 1 rappelle le contexte qui est la chirurgie cardiaque et propose ensuite une présentation de la robotique médicale pour finir de façon détaillée sur l'assistance aux gestes de chirurgie cardiaque.
- † Le chapitre 2 donne un aperçu de l'asservissement visuel et focalise sur l'asservissement visuel dans l'image qui malgré sa robustesse aux erreurs de modélisation et aux bruits de mesure présente certaines limitations.
- † Le chapitre 3 décrit l'asservissement visuel prédictif non linéaire comme une solution aux inconvénients de l'asservissement visuel dans l'image.
- † La chapitre 4 présente les développements réalisés pour proposer un assistance robotique en chirurgie cardiaque sous échographie. Nous nous sommes intéressés à une intervention très répandue qui est la réparation de cordage de la valve mitrale. Une méthode d'estimation des déplacements de la valve mitrale dans les images échographiques a été proposée. Nous décrivons aussi l'architecture d'asservissement visuel prédictif utilisée pour guider l'instrument dans les images échographiques en respectant la contrainte du plan échographique.
- † En chirurgie cardiaque, la difficulté est le déplacement de la surface du cœur au cours de l'intervention. Nous avons utilisé une méthode de reconstruction 3D pour estimer les déplacements de points à la surface du myocarde. Le chapitre 5 montre les résultats obtenus sur l'estimation des mouvements de la surface du cœur à partir de l'analyse des images fournies par un système de vision endoscopique.

Remerciements	i
Introduction	iii
1 Chirurgie et robotique médicale	1
1.1 La chirurgie cardiaque	1
1.1.1 Le coeur	1
1.1.2 Les pathologies cardiaques et traitements associés	3
1.1.3 Les interventions de chirurgie cardiaque	6
1.1.3.1 Les interventions classiques	6
1.1.3.2 Limitations de l'intervention classique et solutions employées	7
1.1.3.3 Vers une assistance robotisée	9
1.2 La robotique médicale	9
1.2.1 Les raisons et les systèmes proposés	10
1.2.1.1 Les raisons	10
1.2.1.2 Aperçu des solutions proposées	11
1.2.1.3 Discussion	13
1.2.2 Degré d'autonomie et interaction avec le chirurgien	14
1.2.2.1 Les systèmes autonomes	14
1.2.2.2 Les systèmes synergiques	14
1.2.2.3 Les systèmes télé-opérés	15
1.2.3 Une classe d'intervention : la chirurgie des tissus mous	17
1.2.3.1 Problématique	17
1.2.3.2 Interventions concernées	18
1.2.3.3 Apport de l'assistance informatisée et robotisée	19
1.2.4 Conclusion	19
1.3 Assistance robotique pour la chirurgie cardiaque	20
1.3.1 Problématique	20
1.3.2 Assistance pour la chirurgie coronarienne	21
1.3.2.1 Modélisation	21
1.3.2.2 Estimation du mouvement	22
1.3.2.3 Conception de l'architecture de commande	23
1.3.3 Assistance en chirurgie endovasculaire	23
1.3.4 Discussion	25
1.3.5 Contributions	25

2	Vision et asservissement visuel en robotique	27
2.1	Notions de géométrie projective	27
2.1.1	Définition des espaces projectifs	28
2.1.2	Homographies	28
2.1.3	Transformations affine et euclidienne de l'espace	28
2.1.4	Discussion	29
2.2	Modélisation géométrique d'une caméra	29
2.2.1	Changement de repère objet/caméra	30
2.2.2	Projection dans le plan image	31
2.2.3	Changement de repère caméra/image	31
2.2.4	Expression générale	32
2.2.5	Distorsion	32
2.2.6	Discussion	33
2.3	Asservissements visuels	33
2.3.1	Introduction	33
2.3.2	Classification des asservissements visuels	34
2.3.2.1	Positionnement de la caméra	34
2.3.2.2	Commande et architecture de commande en asservissement visuel	35
2.3.2.3	Espace de contrôle	36
2.4	Asservissement visuel dans l'image	39
2.4.1	Description détaillée	39
2.4.2	Limitations et problèmes potentiels	41
2.4.3	Solutions de la littérature	44
2.5	Conclusion	46
3	Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image	49
3.1	La commande prédictive : généralités	49
3.1.1	Historique	49
3.1.2	Principe de la commande prédictive	50
3.2	Théorie de la commande prédictive non linéaire	52
3.2.1	Systèmes non linéaires	52
3.2.1.1	Commande optimale linéaire	53
3.2.1.2	Commande optimale non linéaire à horizon infini	54
3.2.2	Commande prédictive non linéaire	55
3.2.2.1	Formulation de la CPNL	55
3.2.2.2	Stabilité	56
3.2.2.3	Notion de faisabilité	59
3.2.2.4	Robustesse	59
3.2.2.5	d. Estimation d'état	60
3.2.2.6	Mise en œuvre	61
3.2.3	Conclusion	62
3.3	CPNL pour l'asservissement visuel dans l'image	62

3.3.1	Modélisation	63
3.3.1.1	Modèle dynamique du robot	63
3.3.1.2	Équation de mesure	64
3.3.2	Synthèse du contrôleur prédictif	65
3.3.2.1	Définition des contraintes	65
3.3.2.2	Fonction de coût	66
3.3.2.3	Réglage des horizons de prédiction et de commande	66
3.3.2.4	Résumé	67
3.3.3	Simulations	67
3.3.3.1	Environnement de simulation	67
3.3.3.2	Performances	68
3.3.3.3	Contraintes	77
3.3.3.4	Robustesse	79
3.3.3.5	Discussion	84
3.3.4	Expérimentations	86
3.3.4.1	Plate-forme expérimentale	86
3.3.4.2	Architecture logicielle	87
3.3.4.3	Modèle de prédiction	88
3.3.4.4	Résultats expérimentaux	88
3.4	Conclusion et perspectives	95
4	Assistance pour la chirurgie cardiaque sous échographie	97
4.1	Introduction	97
4.1.1	Contexte : projet Robea GAB E	97
4.1.2	L'échographie	99
4.1.2.1	Imagerie ultrasonore	99
4.1.2.2	Échocardiographie	102
4.1.3	Traitement des images échographiques	102
4.1.4	Asservissement basé sur les images échographiques	104
4.1.5	Discussion	105
4.2	Suivi de la valve mitrale	106
4.2.1	Modélisation	106
4.2.2	Prétraitement	107
4.2.3	Description de l'algorithme	108
4.2.3.1	Détection du centre de rotation	108
4.2.3.2	Détection de l'articulation et de l'extrémité	108
4.2.4	Résultats expérimentaux	109
4.2.5	Conclusion	111
4.3	Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique	112
4.3.1	Adaptation du contrôleur	113
4.3.1.1	Modélisation	113
4.3.1.2	Conception du contrôleur	114
4.3.2	Simulations	115

4.3.2.1	Performances	117
4.3.2.2	Contraintes	117
4.3.2.3	Robustesse	121
4.3.3	Expérimentations	122
4.3.3.1	Plate-forme expérimentale	122
4.3.3.2	Résultats expérimentaux	125
4.3.4	Discussion	129
4.4	Conclusions	131
5	Estimation des mouvements 3D du cœur	133
5.1	Introduction	133
5.2	Estimation de la pose d'un objet plan	134
5.2.1	Étalonnage d'un système de vision	134
5.2.1.1	Description du problème	134
5.2.1.2	Principe	135
5.2.1.3	Mise en œuvre	136
5.2.2	Suivi de marqueurs artificiels	137
5.2.3	Estimation de la pose d'un objet plan	137
5.2.3.1	Choix de la méthode	137
5.2.3.2	Méthode de Zhang	139
5.3	Estimation des mouvements de la surface du cœur	140
5.3.1	Conditions expérimentales	140
5.3.2	Expérimentations <i>in vivo</i>	141
5.4	Conclusion	143
	Conclusion Générale	145
	Publications	147
	Bibliographie	148
	A Modélisation géométrique du robot PA10	165

1.1	Anatomie du cœur : coupe horizontale des quatre cavités et gros vaisseaux (source : www.heart-cardiology.com ©)	2
1.2	ECG : représentation schématique et phases de contraction cardiaque (source : http://interstices.info).	3
1.3	Chirurgie cardiaque endovasculaire : a. principe de l'angioplastie (de haut en bas : artère sténosée, introduction du ballonnet, mise sous pression, relaxation et retrait, artère après intervention), b. pose d'un stent dans une artère (la prothèse est mise en place pendant l'angioplastie).	5
1.4	Chirurgie mini-invasive : représentations schématiques (source : inconnue).	7
1.5	Représentation schématique d'un stabilisateur mécanique fixé sur un écarteur sternal (Octopus™, Medtronic inc).	9
1.6	Robot télé-opéré Da Vinci™ : (a) robot esclave composé de trois bras articulés (deux bras pour manipuler les instruments, et un bras pour porter l'endoscope), (b) console maître, (c) détail de la console maître et de la prise en main vue du chirurgien, (d) collection d'instruments EndoWrist™.	16
2.1	Modèle sténopé avec le plan réel (a) ou virtuel (b).	30
2.2	Définition du capteur visuel.	31
2.3	Configuration de la caméra : embarquée (Eye in hand) (gauche), déportée (Eye to hand) (droite)	34
2.4	Architecture de contrôle : indirect (en haut), direct (en bas)	35
2.5	Espace de contrôle : dans l'image (en haut), dans l'espace Cartésien (en bas)	37
2.6	Définition de la géométrie utilisée dans le modèle de simulation.	40
2.7	Perte de visibilité : comportement de l'asservissement visuel dans l'image avec une estimation de la matrice d'interaction à la position désirée pour une rotation autour de l'axe Y_w de 60° et une translation suivant X_w de 3 cm (carrés = position initiale, cercles = position désirée)	42
2.8	Trajectoire cartésienne non optimale : comportement de l'asservissement visuel dans l'image pour une rotation de 20° autour des axes X_w et Y_w (carrés = position initiale, cercles = position désirée).	43
2.9	Définition de la primitive visuelle utilisée pour décomposer le mouvement selon l'axe optique [Corke et Hutchinson, 2001].	45
3.1	Commande prédictive : représentation schématique	51
3.2	Principe de la commande prédictive	52

3.3	Représentation schématique de l'approche par mode dual dans l'espace d'état.	58
3.4	Description géométrique de la scène.	64
3.5	Simulateur utilisé pour tester la CPNL	69
3.6	Réponse sur la coordonnée p_{u_1} dans l'image du point 1 suivant u pour un échelon en position de 5cm suivant la direction X_w (~ 100 pixels dans l'image suivant la direction u) pour différentes valeurs de l'horizon de prédiction ($N_p = 1, 5, 10, 15$).	70
3.7	Trajectoire dans l'image pour un échelon en position de 5 cm suivant la direction X_w (~ 100 pixels dans l'image suivant la direction u) pour $N_p = 1$ et 15.	71
3.8	Influence du rapport entre \mathbf{Q} et \mathbf{R} : (a). mouvement de translation suivant Z_w , (b). mouvement de rotation autour de la direction Z_w ($\mu/\nu = 10^{-3}$ (-.-) et $\mu/\nu = 10^{-1}$ (—)).	71
3.9	Influence de la valeur de la matrice de gain \mathbf{R} pour un mouvement de translation suivant la direction X_w ($\mathbf{R} = 10^0$ (- - -), 10^3 (-.-), 10^5 (—)) : (a). commande de l'axe q_1 (impliqué dans le mouvement désiré), (b). commande de l'axe q_2 (non impliqué dans le mouvement désiré).	72
3.10	Influence de la valeur de la matrice d'erreur \mathbf{Q} pour un mouvement de rotation autour de Z_w : (a). \mathbf{Q} fixe et (b). \mathbf{Q} variable.	73
3.11	Réponse à échelon en translation de 10 cm suivant (de haut en bas) X_w , Y_w , Z_w (colonne de gauche erreur dans l'espace cartésien, colonne de droite erreur sur les coordonnées des points de la mire dans l'image).	74
3.12	Réponse à un échelon en rotation de 20° (de haut en bas) autour de X_w , Y_w et Z_w (colonne de gauche erreur dans l'espace cartésien, colonne de droite erreur sur les coordonnées des points de la mire dans l'image).	75
3.13	Évolution de la fonction de coût pour les réponses à un échelon ((a), (b) et (c) pour les translations suivant X_w , Y_w , Z_w , (d), (e) et (f) pour les rotations autour de X_w , Y_w , Z_w).	76
3.14	Trajectoire dans l'image pour un mouvement complexe de l'objet. Les carrés correspondent à la position initiale, les disques à la position désirée.	77
3.15	Respect de la contrainte sur la saturation des actionneurs impliqués pour une translation suivant Y_w : commande envoyée aux actionneurs de q_1 (a) et q_3 (b).	78
3.16	Respect de la contrainte sur les butées articulaires : restriction du mouvement des articulations non impliquées dans le mouvement désiré suivant X_w (évolution avec contrainte sur les butées articulaires définies par les valeurs du tableau 3.2 (-.-) et avec des valeurs réduites à ± 0.05 rad sur q_4 et q_6 (—))	78
3.17	Respect de la contrainte de visibilité obligeant les points à ne pas dépasser la limite inférieure $p_v = 210$ pixels : (a) évolution de la coordonnées p_v du point 3 et (b) trajectoire dans l'image avec la contrainte sur p_{v_3} (—) et sans contrainte (-.-).	79

3.18	Robustesse du contrôleur prédictif en présence de perturbations sur l'état du système : (a) régulation autour d'une position fixe, (b) réponse à un mouvement complexe.	80
3.19	Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'erreur de calibration des paramètres intrinsèques : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) (processus (—), modèle de prédiction (-.-)).	82
3.20	Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'erreur sur l'estimation de la transformation rigide cT_b : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) (processus (—), modèle de prédiction (-.-)).	83
3.21	Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'erreur sur la modélisation de la géométrie de l'objet (défaut de planéité) : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) (processus (—), modèle de prédiction (-.-)).	83
3.22	Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'un bruit sur la mesure : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques)	84
3.23	Robustesse du contrôleur prédictif en présence de mesures aberrantes : (a) évolution de l'erreur dans l'image, (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) et évolution de l'erreur cartésienne sur la position de la mire suivant X_w (c) et Y_w (d).	85
3.24	Plate-forme expérimentale.	86
3.25	Temps de calcul de la tâche d'optimisation pour un échelon suivant X_w : nombre d'itérations de l'algorithme d'optimisation égal à 100 (a) et 20 (b).	88
3.26	Réponses dans l'image à un échelon en translation de 5 cm suivant (de haut en bas) X_w , Y_w , Z_w	89
3.27	Réponses dans l'image à un échelon de rotation de 20° (de haut en bas) en roulis, tangage et lacet.	90
3.28	Évolution de la fonction de coût pour les échelons en déplacement suivant X_w (a), Y_w (b), Z_w (c) et pour les rotations de Roulis (d), Tangage (e) et Lacet (f).	91
3.29	Trajectoires des points dans l'images pour un mouvement complexe de la cible.	92
3.30	Respect de la contrainte de saturation sur les actionneurs 1 (a), 4 (b), 5 (c) et 6 (d) pour un mouvement de translation suivant X_w	93
3.31	Respect de la contrainte sur les butées articulaires : respect d'une butée logicielle sur q_6 (limite du déplacement fixée à 2°) (trait discontinu sans la contrainte, trait continu avec la contrainte).	94
3.32	Satisfaction de la contrainte de visibilité imposée par $v_{min} = 220$ pixels pour un déplacement suivant X_w (trait discontinu sans la contrainte, trait continu avec la contrainte).	95

4.1	Fixation d'un néo-cordage par la pointe du cœur : (a) coupe du ventricule gauche, (b) détection du feuillet mitral dont le cordage est rompu, (c) introduction par la pointe du cœur d'un instrument qui doit attraper le cordage rompu ou l'extrémité de la valve mitrale pour y fixer le néo-cordage, (d) fixation de l'autre extrémité du néo-cordage sur la paroi ventriculaire (source : [Dombre <i>et al.</i> , 2005]).	98
4.2	Représentation schématique de la zone de focalisation (vue en coupe de l'onde plane)(haut : représentation idéale, bas : forme réelle).	101
4.3	Représentation schématique du remplissage de la matrice de pixel à partir des échos reçus.	101
4.4	Représentation schématique de l'algorithme star : (gauche) initialisation du modèle et tirs de rayons pour détecter le contour, (droite) modèle déformé proche du contour.	104
4.5	Modélisation de la valve mitrale : (a) définition des trois régions de la valve, (b) modèle bi-articulé.	106
4.6	Traitement de l'image échographique : effet du seuillage appliqué sur la région d'intérêt.	107
4.7	Algorithme de détection des points du modèle : (a) représentation schématique de la méthode de détection du centre de rotation avec cinq rayons de tir, (b) détection des points P_2 et P_3 par une recherche radiale à partir de P_1	109
4.8	Références des angles θ_{12} et θ_{23}	110
4.9	Modèle bi-articulé superposé sur un échantillon d'images de la séquence traitée.	111
4.10	Résultats de la méthode de suivi proposée : évolution du déplacement du centre de rotation suivant les directions u (a) et v (b), évolution des angles de rotation θ_{12} (c) et θ_{23} (d).	112
4.11	Description géométrique : (a) repères utilisés pour l'asservissement visuel dans les images échographiques, (b) outil.	113
4.12	Représentation schématique d'une image échographique	115
4.13	Description du simulateur avec prise en compte des contraintes	116
4.14	Réponse du système pour des échelons de déplacement : (a) et (b) suivant X_s , (c) et (d) suivant Y_s , (e) et (f) autour de l'axe perpendiculaire à l'image (à gauche erreur cartésienne, à droite erreur sur les coordonnées dans l'image des points M_1 et M_2).	118
4.15	Fonction de coût pour des échelons de déplacement : (a) suivant X_s , (b) suivant Y_s , (c) autour de l'axe perpendiculaire à l'image.	119
4.16	Trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image obtenue pour un mouvement complexe (positions initiales repérée par les carrés, positions désirées par les disques).	120

4.17	Contrainte de visibilité dans l'image : trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image pour deux secteurs angulaires différents (secteur normal en trait discontinu, secteur réduit en trait plein) entre les positions initiales (carrés) et désirées (disques) : les trajectoires obtenues pour le secteur normal (-.-) sont modifiées pour respecter le bord du secteur réduit (—) ((b) zoom sur la zone où la trajectoire est modifiée).	120
4.18	Contrainte de visibilité par rapport au plan échographique : évolution des coordonnées des points M_1 (a) et M_2 (b) suivant Z_s pendant un mouvement de translation suivant X_s	121
4.19	Robustesse en présence d'erreurs sur la calibration des paramètres intrinsèques de la sonde : (a) trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image, (b) évolution de l'erreur sur les coordonnées des points ((—) système, (-.-) modèle).	122
4.20	Robustesse en présence d'erreurs de mesure du système (mesures aberrantes et bruit uniforme) : (a) trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image, (b) évolution de l'erreur sur les coordonnées des points dans l'image et évolutions de la position de l'outil suivant les directions X_s (c) et Y_s (d).	123
4.21	Description de la plate-forme expérimentale : (a) outil de chirurgie mini-invasive utilisé, (b) vue d'ensemble du système, (c) vue détaillée.	124
4.22	Trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image.	126
4.23	Évolution de la fonction de coût.	126
4.24	Évolution des coordonnées des points dans l'image : point M_1 suivant u (a) et v (c), point M_2 suivant u (b) et v (d) (mesure (—), modèle de prédiction (-.-)).	127
4.25	Contrainte sur la coordonnée suivant Z_s des points de l'outil par rapport au plan échographique : (en haut) essai avec une épaisseur de 4 mm, (en bas) essai avec une épaisseur de 2,2 mm.	128
4.26	Robustesse de l'architecture de commande en présence de mesures aberrantes : (a). trajectoire dans l'image, (b). évolution de la coordonnée du point M_1 suivant v.	130
5.1	Image fournie par le système de vision endoscopique de la surface du cœur avec les mire planes (carrés de 5 mm de côté).	141
5.2	Estimation des déplacements de la mire 1 suivant X_c (a), Y_c (b) et Z_c (c).	142
A.1	Cinématique du robot PA10	165

3.1	Paramètres intrinsèques utilisés dans le modèle de projection de la caméra (en pixels)	68
3.2	Butées articulaires (rad) et saturation des actionneurs ($rad.s^{-1}$)	69
3.3	Amplitudes maximales des mouvements non désirés (en m et en rad).	73
4.1	Butées articulaires (rad) et saturation des actionneurs ($rad.s^{-1}$)	122
4.2	Paramètres intrinsèques estimés de la sonde.	123
5.1	Paramètres intrinsèques du modèle linéaire du système de vision endosco- pique (en pixel)	140
5.2	Coefficients du modèle de distorsion du système de vision endoscopique	140
5.3	Analyse fréquentielle	143
A.1	Table de Denavit-Hartenberg du robot PA10	166

Nous nous intéressons dans ce chapitre à la robotique médicale, branche de la robotique qui vise à porter assistance au chirurgien pour réaliser des interventions. Un bref aperçu de la robotique médicale sera exposé dans ce chapitre. L'assistance pour la chirurgie cardiaque est le cœur du sujet de cette thèse, nous détaillerons donc plus précisément les besoins exprimés et les solutions déjà proposées afin de cerner les points qui ne sont pas encore résolus. Avant de rentrer dans les aspects scientifiques, nous proposons une présentation de l'anatomie cardiaque et de la chirurgie cardiaque classique.

1.1 La chirurgie cardiaque

Afin de mieux comprendre les problèmes rencontrés pendant les interventions de chirurgie cardiaque, un rappel d'anatomie et de fonctionnement du cœur est proposé. Puis une description de la procédure classique réalisée pour pouvoir intervenir sur cet organe est détaillée. Ce descriptif est composé à partir de cours d'anatomie disponibles sur internet¹².

1.1.1 Le cœur : anatomie et fonctionnement

Le cœur est un organe creux et musculaire qui assure la circulation du sang en pompant le sang par des contractions rythmiques vers les vaisseaux sanguins et les cavités du corps. Il consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : les atria ou oreillettes en haut, et les ventricules en bas (figure 1.1).

Un mur musculaire épais, le septum, divise l'atrium et le ventricule gauche de l'atrium et du ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves assurent le passage unidirectionnel du sang depuis les atria vers les ventricules puis vers les gros vaisseaux (aorte et artères pulmonaires). La fonction de pompage est assurée par les ventricules qui éjectent le sang vers le corps (ventricule gauche) ou vers les poumons (ventricule droit). Leurs parois sont plus épaisses que celles des atria, et la contraction des ventricules est plus importante pour assurer la distribution du sang alors que la contraction des atria contribue seulement à vider complètement ces cavités. Le

¹<http://www.cours-anatomie.info/coeur.html> (dernière visite : 08/2006)

²<http://www.chups.jussieu.fr/polys/cardio/anat/index.html> (dernière visite : 08/2006)

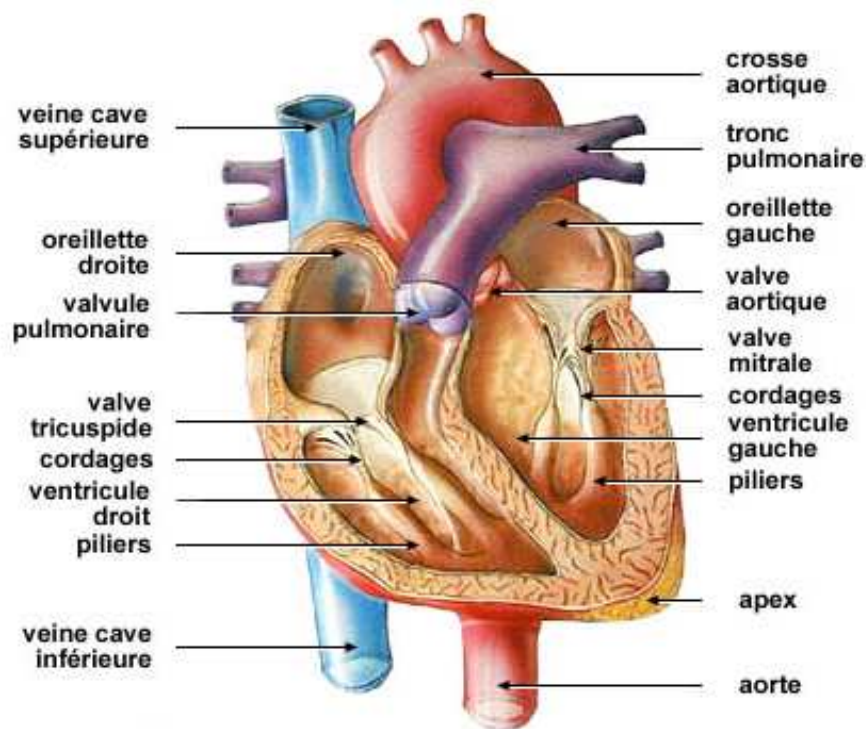


FIG. 1.1: Anatomie du cœur : coupe horizontale des quatre cavités et gros vaisseaux (source : www.e-cardiologie.com ©)

ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit fournir une pression considérable pour forcer le sang à traverser tout le corps contre la pression corporelle.

La paroi du cœur est composée de muscles qui, à la différence des muscles squelettiques, ne se fatiguent pas. Elle consiste en trois couches distinctes. La première est l'épicarde qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. La deuxième est le myocarde ou muscle cardiaque. A l'intérieur se trouve l'endocarde, une couche additionnelle de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. Le cœur a besoin pour fonctionner d'une quantité importante de sang, distribuée par les artères coronaires gauche et droite issues des embranchements de l'aorte.

Le cœur a un rythme au repos de 50 (sportif pratiquant une activité endurante) à 80 battements par minute. Pendant un effort, la fréquence cardiaque théorique est 220 moins l'âge de la personne. Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'événements dont la succession est appelée révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures :

1. **la systole auriculaire ou atriale** : après le remplissage passif des oreillettes droite et gauche grâce aux veines caves et pulmonaires, ces deux cavités se contractent et éjectent le sang accumulé vers les ventricules (remplissage actif).
2. **la systole ventriculaire** : c'est la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Sous la pression sanguine, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment (valve mitrale à gauche et valve tricuspide à droite), ceci afin d'empêcher un reflux du sang vers les oreillettes. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes (la valve pulmonaire à droite et la

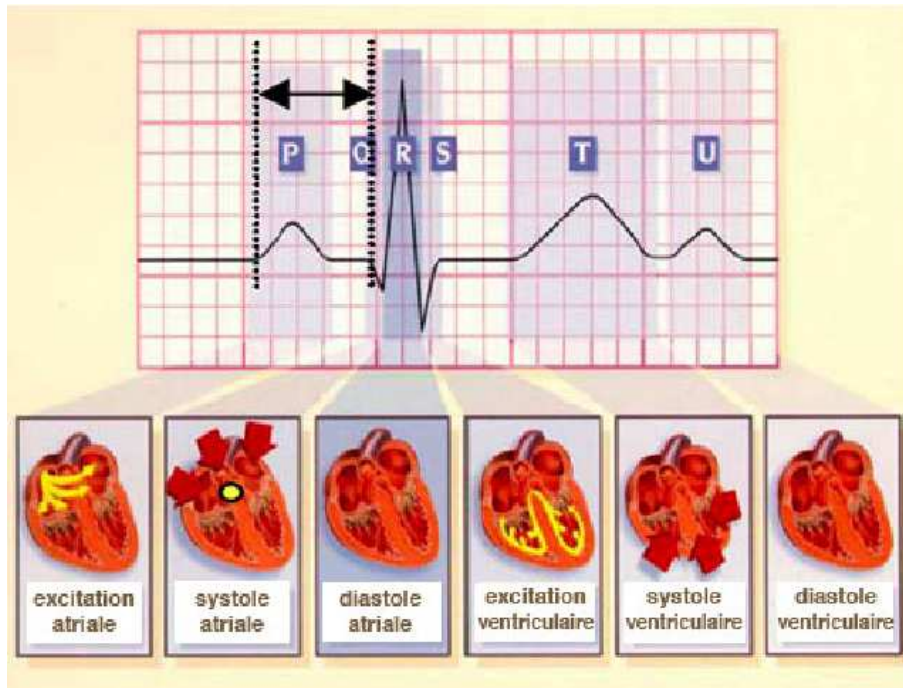


FIG. 1.2: ECG : représentation schématisique et phases de contraction cardiaque (source : <http://interstices.info>).

valve aortique à gauche) se ferment. Ainsi le reflux vers les ventricules est empêché. Pendant cette systole, les oreillettes maintenant relâchées (diastole atriale) se remplissent de sang.

3. **la diastole** : toutes les parties du cœur sont relaxées, permettant le remplissage passif des ventricules.

La régulation des séquences de contraction du muscle cardiaque est obtenue par le nœud sinusal situé dans la paroi supérieure de l'atrium droit. Le courant électrique induit est transmis dans l'ensemble des oreillettes et passe dans les ventricules par l'intermédiaire du nœud auriculo-ventriculaire. Il se propage dans le septum par le faisceau de His, constitué de fibres spécialisées appelées fibres de Purkinje (fibres musculaires permettant une bonne conduction électrique), assurant la contraction simultanée des parois ventriculaires. Ce système électrique explique la régularité du rythme cardiaque et assure la coordination des contractions auriculo-ventriculaires. L'analyse de cette activité électrique est réalisée sur les mesures fournies par des électrodes posées à la surface de la peau et qui constituent l'électrocardiogramme ou ECG. Chaque phase de l'activité électrique est associée à un état du cœur (Figure 1.2).

1.1.2 Les pathologies cardiaques et traitements associés

Comme tous les organes, le cœur est susceptible d'être malade ou de montrer un dysfonctionnement. Parmi les différentes maladies cardiovasculaires, certaines touchent les vaisseaux coronariens et donc l'alimentation du cœur, alors que d'autres concernent une

ou plusieurs valves cardiaques et entraînent un dysfonctionnement de la pompe cardiaque. La suite de ce paragraphe présente un bref descriptif de quelques pathologies et des traitements prodigués dans chaque cas.

L'infarctus du myocarde est sans doute la pathologie la plus connue du grand public. Il est dû à la destruction d'une partie du muscle cardiaque suite à une diminution de l'apport en oxygène aux cellules cardiaques. Le dépôt de plaques d'athérome qui obstruent les artères coronaires est à l'origine de cette diminution. L'infarctus du myocarde fait souvent suite à une angine de poitrine (signe précurseur, qui se produit lorsque le débit sanguin dans les artères coronaires diminue). La prise en charge doit être urgente pour éviter la mort du patient. L'objectif du traitement est de rétablir le flux sanguin qui irrigue les cellules du myocarde. Différents traitements sont envisageables selon la gravité de la situation. Un traitement médical peut alléger la douleur et éviter l'intervention. Il s'agit d'administrer des médicaments qui favorisent la dilatation des artères du cœur, puis de prescrire aussi un médicament pour la dissolution des éventuels caillots de sang qui peuvent se former au niveau du rétrécissement. Si cette solution ne soulage pas le patient, le recours au geste instrumental est nécessaire. Un premier type d'intervention est l'angioplastie (figure 1.3-a). C'est une chirurgie par voie endovasculaire qui consiste à écraser la plaque d'athérome à l'aide d'un ballon introduit dans l'artère bouchée et gonflé à une forte pression au niveau de la sténose. L'inconvénient majeur de cette méthode est que l'artère coronaire peut se reboucher rapidement. On complète donc l'intervention par la pose d'un stent (figure 1.3-b), sorte de ressort cylindrique, qui permet de laisser l'artère ouverte. Cette technique peut aussi être employée pour remodeler une valve cardiaque lors de sténose. La progression de l'instrument endovasculaire est observée sous radiographie (avec injection d'un produit de contraste dans les artères). Néanmoins, cette solution reste limitée à certains types de pathologies et ne permet pas d'intervenir sur toutes les cardiopathies (l'angioplastie est réservée à des rétrécissements courts et accessibles). Le pontage coronarien est l'intervention qui offre le plus de possibilités au chirurgien. Une technique consiste à réaliser une dérivation entre l'aorte et un point en aval de la zone obstruée. Les gestes à effectuer sont le prélèvement du greffon (par exemple la veine saphène) et les anastomoses sur l'aorte et sur la coronaire.

Les communications inter-auriculaire ou inter-ventriculaire sont le résultat d'une malformation au cours de la vie intra-utérine (cardiopathie congénitale). Le fonctionnement du cœur est perturbé par des échanges de la circulation gauche (riche en oxygène) vers la circulation droite (pauvre en oxygène). Elles peuvent se résorber au cours des premières années de la vie, mais une intervention est parfois nécessaire lorsque la taille de la communication est trop importante. L'intervention consiste à fermer la communication entre les deux cavités soit par suture soit à l'aide d'une membrane artificielle.

Les trois couches du muscle cardiaque peuvent subir une inflammation. Dans le cas du myocarde, on parle de **myocardite** : la douleur, l'élévation de la température corporelle et un pouls rapide en sont les principaux symptômes. Le traitement est médical. Lorsque l'inflammation touche l'endocarde, on est en présence d'une **endocardite infectieuse**. Elle est due à une greffe d'un agent infectieux sur une partie de l'endocarde. L'endocardite se développe principalement autour des valves du cœur. Un traitement médical permet dans un premier temps d'éliminer les lésions infectieuses, mais si une des valves est trop

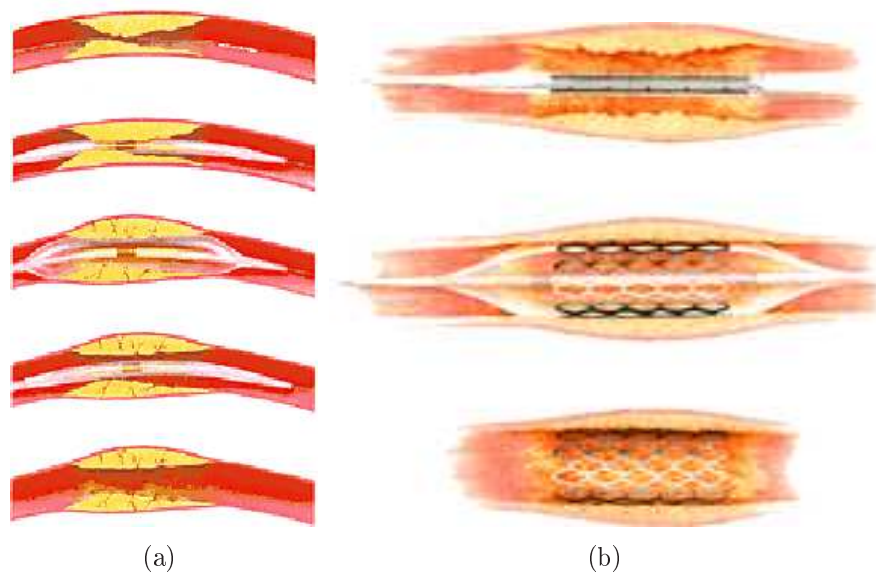


FIG. 1.3: *Chirurgie cardiaque endovasculaire : a. principe de l'angioplastie (de haut en bas : artère sténosée, introduction du ballonnet, mise sous pression, relaxation et retrait, artère après intervention), b. pose d'un stent dans une artère (la prothèse est mise en place pendant l'angioplastie).*

atteinte l'intervention chirurgicale est nécessaire pour effectuer son remplacement.

Les maladies des valves cardiaques sont caractérisées par un dysfonctionnement d'une des quatre valves. Dans cette situation, les valves n'assurent plus leur fonction anti-retour et des reflux surviennent. Un exemple est **l'insuffisance mitrale** qui peut être due à différentes raisons : rupture de cordage, dégénérescence fibro-élastique, endocardite infectieuse, infarctus. Lorsque les lésions anatomiques le permettent, une reconstruction artificielle est envisageable : réparation de cordage reliant le feuillet de la valve à la paroi du cœur, retrait d'un fragment de valvule excédentaire (résection quadrangulaire), pose d'un anneau imposant une forme à l'orifice. Dans les autres cas, le remplacement de la valve est réalisé en utilisant soit une valve mécanique, soit une prothèse biologique.

Enfin, de nombreuses pathologies cardiaques concernent les maladies du rythme ou de la conduction cardiaque : **extrasystoles, fibrillation auriculaire ou ventriculaire**. Dans ces cas, l'intervention est médicale par administration de médicaments qui agissent sur le rythme cardiaque. Deux actes chirurgicaux peuvent aussi être pratiqués : soit l'ablation par radio-fréquence de la zone responsable du trouble du rythme, soit par mise en place d'un stimulateur cardiaque ("pace-maker") qui va stimuler la cavité responsable.

Quelle que soit la pathologie, lorsque le recours à l'intervention chirurgicale est nécessaire, l'acte est lourd pour le patient puisqu'il nécessite une ouverture du thorax pour accéder au cœur. De plus, certaines pathologies entraînent aussi l'ouverture d'une des 4 cavités. Nous allons maintenant décrire la partie commune à toutes les interventions de chirurgie cardiaque classiques, puis nous discuterons des problèmes associés et des solutions qui sont apparues ces dernières années.

1.1.3 Les interventions de chirurgie cardiaque

1.1.3.1 Les interventions classiques

La difficulté majeure des interventions de chirurgie cardiaque repose sur le fait que le cœur est un organe en mouvement : contractions cardiaques et mouvements respiratoires induisent des déplacements à forte dynamique et d'amplitude importante par rapport au geste à réaliser (dans le cas d'un pontage coronarien, les sutures sont réalisées sur des artères d'environ 2 mm de diamètre). De plus, son activité doit être assurée en permanence pour irriguer en oxygène tous les organes du corps. Que ce soit pour des interventions à la surface du cœur ou pour des actes endovasculaires, le problème du mouvement du cœur et de ses composants se pose.

Pour progresser, les chirurgiens ont proposé une méthode pour travailler sur cœur arrêté. Cependant, un arrêt prolongé de la pompe cardiaque n'est pas possible pour la survie du patient. Deux approches ont été étudiées. Des expérimentations menées au début des années 1940 ont montré qu'il était possible de maintenir en vie un patient avec un cœur arrêté en abaissant sa température corporelle. Néanmoins, cette méthode présente un problème majeur : la durée de l'hypothermie reste limitée à une dizaine de minutes, ce qui réduit fortement le type d'intervention réalisable. La seconde méthode repose sur l'idée de mettre en place une circulation extra-corporelle (CEC) assurant les fonctions de pompe et d'oxygénation du sang. La CEC est assurée par une machine appelée "machine cœur-poumon" mise au point dans les années 1950. C'est cette deuxième solution qui s'est imposée³.

Malgré des améliorations techniques, le principe de la machine cœur-poumon reste le même : la circulation extra-corporelle collecte le sang appauvri en oxygène provenant des veines, l'enrichit en oxygène et l'injecte dans le réseau artériel qui irrigue les organes. Ce matériel est donc constitué de pompes et d'un oxygénateur. Pratiquement, un tuyau est placé dans l'aorte et un autre est placé dans les veines caves ou dans l'oreillette droite. L'aorte et les veines qui arrivent au cœur sont clampées. De manière à ce qu'il n'y ait plus de mouvements dus à la respiration, le respirateur est arrêté. Ainsi, le cœur et les poumons se trouvent totalement court-circuités. Le médecin responsable de la circulation extra-corporelle décidera du moment où il est possible d'arrêter le cœur qui continue à battre de façon automatique. Son arrêt complet est obtenu par la réalisation d'une cardioplégie (injection directement dans les artères coronaires d'un liquide très riche en potassium qui va immédiatement provoquer l'arrêt du cœur lors de sa phase de relaxation). Ensuite, l'intervention chirurgicale à proprement parler peut commencer. Une fois l'intervention terminée, le cœur est à nouveau branché sur l'aorte et perfusé par du sang. Les poumons sont ventilés par un respirateur artificiel. Le cœur doit théoriquement repartir de lui-même, sinon il est défibrillé. Ainsi une intervention classique de chirurgie cardiaque peut se résumer comme suit :

1. Préparation du patient,
2. Voie d'abord du cœur (sternotomie médiane puis ouverture du péricarde),

³Bien que la pratique de l'hypothermie ne soit plus employée pour ralentir l'activité métabolique du patient, la température du cœur est tout de même diminuée pendant une intervention classique afin de protéger les tissus cardiaques.

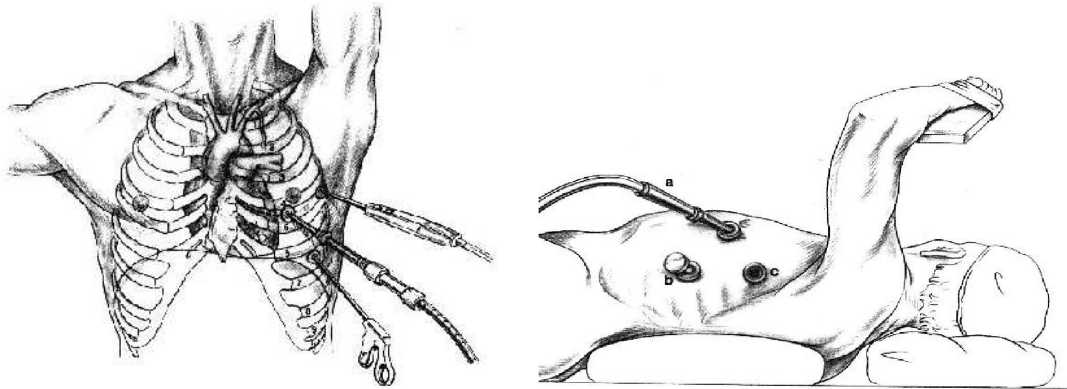


FIG. 1.4: *Chirurgie mini-invasive : représentations schématiques (source : inconnue).*

3. Mise en place de la CEC et cardioplégie,
4. intervention chirurgicale,
5. Arrêt de la CEC et relance de la pompe cardiaque,
6. Fermeture de la voie d'abord et surveillance post-opératoire.

1.1.3.2 Limitations de l'intervention classique et solutions employées

Dans cette procédure, deux points sont la cause de problèmes à la fois pour l'équipe chirurgicale et pour le patient : la voie d'abord et l'emploi de la CEC.

La voie d'abord

La voie d'abord classique par sternotomie médiane offre un accès visuel et manuel direct du cœur. Cet ouverture du thorax est traumatisante pour le patient. L'idée est donc de proposer une voie d'abord plus respectueuse du patient. Une première solution consiste à remplacer la sternotomie médiane par une incision de moins de 10 cm dans le thorax : c'est la mini-thoracotomie. Cette voie d'abord est réalisée entre les côtes du côté gauche de la poitrine. Cependant, cette voie d'abord est restreinte aux patients qui ne nécessitent qu'un simple pontage de l'artère coronaire principale sur la face antérieure du cœur.

Une autre solution est la chirurgie mini-invasive. En chirurgie mini-invasive, la voie d'abord est réduite à quelques incisions (Figure 1.4), de 1 à 2 cm de long, où sont placés des trocarts. A travers ces orifices sont introduits :

- un endoscope équipé d'une caméra qui donne un retour visuel du champ opératoire sur un moniteur vidéo.
- les instruments spécifiquement conçus pour ce genre d'intervention, d'un diamètre de 8 à 10 mm et d'une longueur d'environ 30 cm

L'apport pour le patient est indéniable. La taille des incisions réduit les traumatismes de la voie d'abord, et permet une diminution de la durée du séjour post-opératoire. En contrepartie, le travail du chirurgien devient plus compliqué à cause de différentes contraintes induites par la procédure mini-invasive :

1. Le nombre de degrés de liberté (ddl) disponible à l'intérieur du patient est réduit : le passage par le trocart impose de respecter un point de passage dont les déplacements suivant le plan tangent à la peau sont nuls, c'est-à-dire que 2 ddl sont perdus. Ainsi, même si les outils peuvent atteindre n'importe quel point de l'espace intra-corporel, les orientations de celui-ci sont restreintes.
2. La vision endoscopique rend une image 2D de la scène. Le chirurgien doit donc reconstruire mentalement une image 3D pour se repérer et déplacer les instruments.
3. la contrainte de passage par les trocarts induit une inversion des mouvements effectués par l'extrémité de l'outil par rapport aux gestes du chirurgien (effet fulcrum).
4. Les instruments standards de la chirurgie endoscopique ne sont pas assez performants pour réaliser des gestes très précis comme la suture d'artères coronaires.
5. Originellement, ce type de procédure a été introduit en chirurgie abdominale, où l'introduction de gaz carbonique permettait de gonfler l'abdomen et ainsi d'augmenter l'espace de travail. En chirurgie thoracique, les côtes limitent l'inflation même si le gaz repousse les organes mous voisins.
6. La connexion à une machine cœur-poumon rend la procédure compliquée puisqu'il faut, en plus des instruments et de l'endoscope, introduire l'ensemble des tubes et cathéters nécessaires à la CEC⁴.

L'assistance robotique pour la chirurgie cardiaque mini-invasive apporte des solutions à ces différentes contraintes comme nous le verrons au § 1.2.2.3.

La CEC et la cardioplégie

Malgré des taux de réussite proches de 100%, la CEC n'est pas une solution parfaite et des problèmes liés à son utilisation sont constatés par les équipes chirurgicales. Des contraintes médicales et chirurgicales sont liées à l'utilisation de la CEC : durée de mise en place et d'arrêt (entre 30 et 45 minutes pour chaque phase), utilisation d'héparine pour empêcher la coagulation du sang pendant la CEC, cardioplégie. De plus, des problèmes cliniques ont été observés (complications neurologique, hématologique et pulmonaire). Dans [Picone *et al.*, 1999], les auteurs ont constaté une réponse inflammatoire systémique due au contact du sang avec le circuit extra-corporel. Chez certains patients à haut risque, des complications neurologiques ont été observées [Diegeler *et al.*, 2000]. Les taux de certaines protéines telles que la troponine⁵ montrent une souffrance du muscle cardiaque pendant l'arrêt [Rastan *et al.*, 2005].

Une solution réservée au pontage coronarien est l'utilisation d'un stabilisateur mécanique pour contraindre mécaniquement et localement la surface du cœur et ainsi assurer une stabilisation locale (figure 1.5). L'approche par stabilisation passive présente

⁴Un nouveau système Heartport® permet d'alléger la mise en place de la CEC en chirurgie cardiaque mini-invasive. C'est une CEC percutanée où une canule artérielle est introduite dans l'artère fémorale, l'aorte est clampée par ballonnet au niveau de la valve aortique et une canule veineuse est placée dans une des veines fémorales pour remonter jusqu'à l'oreillette droite. Cependant, cette procédure est réservée aux patients dont le réseau vasculaire est de bonne qualité.

⁵Protéine spécifique des muscles (cardiaque et squelettiques) qui est libérée dans la circulation dès que se produit un phénomène de nécrose. Son dosage permet de diagnostiquer précocement de très petites lésions et de dépister des nécroses post-opératoires.

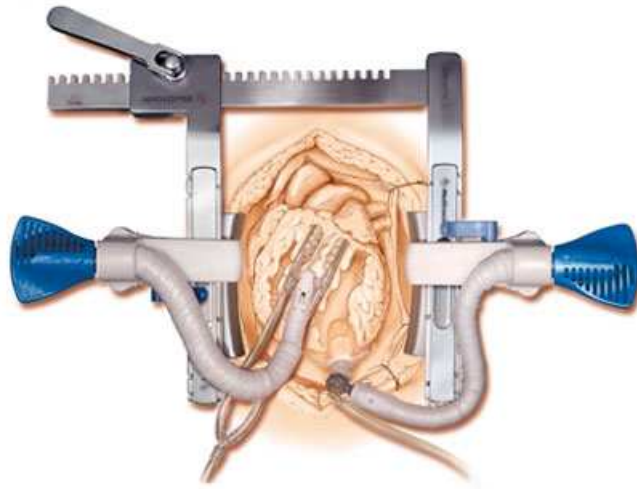


FIG. 1.5: Représentation schématique d'un stabilisateur mécanique fixé sur un écarteur sternal (Octopus™, Medtronic Inc).

néanmoins deux inconvénients. Le premier est lié à la technique, la stabilisation mécanique étant en effet limitée à des zones d'intervention "accessibles". Le second problème a été relevé par différentes équipes de recherche qui ont constaté qu'à l'intérieur de la zone stabilisée, des mouvements résiduels de l'ordre de 1 à 2 mm étaient observés : dans [Lemma *et al.*, 2005], des déplacements maxima de 2.4 mm ont été mesurés. Compte tenu du diamètre moyen d'une artère coronaire (environ 2 mm), ces déplacements résiduels posent un réel problème au chirurgien qui doit les compenser manuellement.

1.1.3.3 Vers une assistance robotisée

La chirurgie cardiaque a atteint une certaine maturité et les chirurgiens cherchent aujourd'hui les moyens qui permettraient d'améliorer leur travail. De nouvelles solutions sont proposées (réduction de la voie d'abord, chirurgie à cœur battant) mais leur application reste limitée à certaines interventions bien précises ou localisées. De nouvelles contraintes sont apportées par la réduction de la voie d'abord. La solution de stabilisation mécanique n'est pas complètement satisfaisante.

De plus, la plupart des interventions à l'intérieur du muscle cardiaque nécessitent encore un arrêt complet du cœur pour le vider complètement. L'introduction des systèmes robotiques dans le monde hospitalier ouvre de nouvelles perspectives pour pallier les problèmes de chirurgie cardiaque.

1.2 La robotique médicale

L'avènement des nouvelles technologies a modifié les protocoles et les méthodes au sein des milieux hospitaliers, en particulier avec l'imagerie médicale qui a complètement bouleversé les diagnostics et permis la réalisation de certaines interventions de façon non

invasive. Les premiers systèmes mécatroniques sont apparus dans les années 1980 avec des robots industriels modifiés (un PUMA 200 est utilisé dans [Koh *et al.*, 1988] pour la réalisation de biopsie en neurochirurgie). Depuis, de nombreux systèmes ont été proposés mais toujours avec le même objectif : apporter une assistance au chirurgien, voire réaliser certains gestes de façon autonome. Dans la communauté scientifique, cette évolution a créé une effervescence très dynamique si l'on considère le nombre de publications sur l'assistance médicale robotisée. On peut se référer à la revue "EEE Transactions on Robotics and Automation" qui a consacré en 2003 un numéro spécial sur la robotique médicale [Special issue on Medical Robotics, 2003], aux nombreuses conférences qui sont consacrées à ce thème (MCCA : Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, CARS : Computer Assisted Radiology and Surgery, Surgetica (Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications), ainsi que les sessions dédiées dans les conférences généralistes de la robotique (CRA : International Conference on Robotics and Automation, ROS : International Conference on Intelligent Robots and Systems).

Au travers de cette présentation de la robotique médicale, nous allons d'abord nous intéresser aux raisons qui ont motivé l'introduction de systèmes robotiques dans le milieu hospitalier et les solutions proposées pour résoudre les problèmes posés. Puis nous discutons des modes d'interaction de ces machines avec le chirurgien. Enfin, nous développons plus particulièrement la chirurgie des tissus mous.

1.2.1 Les raisons et les systèmes proposés

1.2.1.1 Les raisons

Plusieurs raisons ont conduit à introduire une assistance informatique voire robotique dans le domaine médical. Dans son rapport de mai 2002, l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES) [ANAES, 2002] donnait trois raisons majeures qui ont favorisé l'introduction des robots :

Le développement de l'imagerie médicale

L'émergence de nouvelles méthodes d'imagerie non-invasive, nécessitant souvent un traitement numérique des images, a favorisé l'introduction du concept de Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO). L'assistance informatique permet de préparer les interventions en pré-opératoire (phase de planification) et d'augmenter les informations perçues par le chirurgien en per-opératoire en combinant les données multimodales. La connaissance de la situation exacte de la pathologie permet de restreindre la trajectoire des instruments pendant la phase d'action pour réduire les dangers de léser les zones sensibles.

La recherche de l'amélioration de la qualité des interventions

Ce point concerne particulièrement la chirurgie orthopédique. En effet, dans cette discipline, la précision du geste chirurgical influence fortement la qualité et la durée de vie des solutions réalisées. Dans le cadre de pose de prothèse, la découpe de l'os doit être la plus précise possible par rapport à la forme de la prothèse pour que celle-ci épouse au mieux l'os découpé afin de réduire au maximum les reprises.

L'émergence de la chirurgie mini-invasive

La chirurgie mini-invasive offre une réduction de la taille des voies d'abord et permet d'offrir au patient une diminution du traumatisme de l'opération. En contrepartie, le travail du chirurgien devient encore plus complexe (paragraphe 1.1.3). L'introduction de systèmes téléopérés est une solution pour rendre au chirurgien toutes les possibilités de la chirurgie classique.

1.2.1.2 Aperçu des solutions proposées

Dans ce paragraphe, nous donnons un rapide tour d'horizon des solutions technologiques proposées pour répondre aux problèmes exprimés en chirurgie. Cet aperçu est organisé selon quelques domaines médicaux sans être exhaustif (nous ne parlons pas par exemple de la neurochirurgie ou de la chirurgie cranio-faciale).

Amélioration de la précision en chirurgie orthopédique

L'orthopédie est de loin la spécialité dans laquelle la robotique s'est le plus vite intégrée. Citons pour mémoire les deux réalisations ROBODOC (SS) pour la chirurgie du genou et CASPAR (URS) pour la chirurgie de la hanche, développées et commercialisées dès le début des années 1990. Ces deux systèmes fonctionnaient comme des machines-outils : après une phase de planification, ils réalisaient de façon autonome la découpe de l'os. Aujourd'hui les sociétés qui ont développé ces robots ont déposé le bilan. Ces systèmes trop onéreux n'ont pas réussi à s'implanter dans les milieux hospitaliers (à titre d'exemple, moins d'une centaine de systèmes ROBODOC ont été installés).

Les nouvelles solutions proposées sont le plus souvent des systèmes de guide de coupe où le robot est passif ou semi-actif, laissant au chirurgien la tâche de découpe à réaliser [Maillet *et al.*, 2005]. Pour les opérations de prothèse du genou, la durée de vie de la prothèse est fonction de la qualité des plans de coupe réalisés sur le fémur et le tibia [Kienzle *et al.*, 1995]. Dans les opérations du rachis, l'objectif est de mettre en place des prothèses métalliques qui vont renforcer ou contraindre mécaniquement la colonne vertébrale. Le travail délicat consiste alors à implanter des vis dans les pédicules des vertèbres concernées en évitant qu'elles débouchent sur le canal rachidien ou dans la loge paravertébrale. La solution proposée dans [Shoham *et al.*, 2003] est originale puisque les auteurs ont conçu un robot pour le perçage qui se fixe directement sur les apophyses épineuses du patient. Ils évitent ainsi les problèmes liés aux mouvements du patient pendant l'intervention.

Aujourd'hui, les systèmes réellement commercialisés sont les systèmes de navigation. L'objectif est d'aider le chirurgien à planifier et à réaliser l'intervention en localisant les outils par rapport aux structures anatomiques du patient. Ces systèmes sont généralement constitués d'un localisateur (optique, électromagnétique ou ultrasonore) et de cibles (actives ou passives) connues disposées sur les instruments. Après une phase de recalage, ces systèmes fournissent au chirurgien une aide pour positionner par exemple des guides de coupe. De nombreuses offres commerciales sont proposées, comme par exemple les systèmes Surgetics de Praxim-Medivision et StealthStation de Medtronic.

Assistance en chirurgie mini-invasive

La solution proposée pour pallier les problèmes de la chirurgie mini-invasive est l'utilisation de systèmes robotiques télé-opérés. Ces structures sont définies par un couple de robots maître/esclave. Le chirurgien est placé devant une console et manipule les organes terminaux des bras articulés de la structure maître. Les mouvements du chirurgien sont transmis à la plate-forme esclave qui reproduit à l'identique les gestes du chirurgien. Un retour visuel fourni par une caméra montée sur l'endoscope est renvoyé au chirurgien. Deux systèmes ont été commercialisés : les robots Zeus (Computer Motion) et Da Vinci (Intuitive Surgical). Aujourd'hui un seul système commercial existe, le robot Da Vinci [Guthart et Salisbury, 2000]. Plusieurs projets ont depuis été menés pour proposer des architectures différentes mais elles n'ont pas encore été testées sur patient. Les universités de Berkeley et San Francisco ont proposé une plate-forme de télé-chirurgie nommée RTW (Robotic Telesurgery Workstation) [Cavusoglu et Tendick, 1999, Cavusoglu *et al.*, 2001], composée d'un manipulateur esclave, avec un poignet à articulations passives alliant une structure parallèle, et une structure série et d'un manipulateur maître commercial (Immersion Impulse Engine 3000). Le système ARTEM S (Advanced Robot and Telemanipulator System for Minimal Invasive Surgery) développé à Karlsruhe en Allemagne en 1999 [Rininsland, 1999] est une solution à base de poulies et de courroies pour gérer le passage par les trocars. Ce principe est également mis en œuvre dans le projet RNTS⁶ EndoxiRob⁷.

Nous détaillons dans le paragraphe 1.2.2.3 les solutions technologiques apportées par ces systèmes pour répondre aux contraintes énoncées précédemment (§ 1.1.3).

L'utilisation de systèmes porte-endoscopes permet de libérer l'assistant qui en chirurgie mini-invasive classique doit maintenir et déplacer l'endoscope suivant les ordres du chirurgien. On peut citer trois produits commerciaux : Aesop (Computer Motion) commandé par la voix du chirurgien [Allaf *et al.*, 1998], EndoAssist (Armstrong Healthcare) contrôlé par les mouvements de la tête du chirurgien [Aiono *et al.*, 1999] et LapMan (Med-Sys) contrôlé manuellement grâce à un boîtier électronique intégré dans le gant en silicone [Polet et Donnez, 2004].

L'assistance robotisée permet aussi d'optimiser le placement des points d'entrée pour chaque outil en tenant compte, par exemple, de la dextérité du robot par rapport à la tâche [Trejos et Patel, 2005]. Les travaux présentés dans [Adhami, 2002] s'insèrent dans une problématique générale de planification des actes de chirurgie mini-invasive assistés par un robot. L'objectif est d'optimiser le positionnement des points d'entrée dans le corps du patient et de définir la posture du robot adaptée à l'intervention.

Imagerie interventionnelle

L'imagerie interventionnelle regroupe toutes les procédures médicales et chirurgicales effectuées avec un retour visuel fourni par un échographe, un scanner, un RM, ... pour guider le chirurgien. De nombreux gestes de ponction et de biopsie sont réalisés de cette façon. Cette approche pose deux problèmes : d'une part, la difficulté pour le chirurgien de coordonner ses mouvements avec ce qu'il observe dans l'image, en particulier lorsque

⁶Réseau National des Technologies de la Santé

⁷Site web : <http://www.endoxiRob.com>, dernière visite : 08/2006

l'imageur fournit un plan de coupe de la scène et non une vue 3D, d'autre part, l'exposition à des radiations qui à l'échelle de l'intervention sont inoffensives pour le patient mais pas pour l'équipe chirurgicale dont c'est la pratique quotidienne. Les systèmes robotiques permettent de répondre à ces deux problèmes. Ils peuvent être contrôlés par retour visuel quelle que soit la modalité d'image [Jaffray *et al.*, 2001, Hong *et al.*, 2004]. Ils peuvent aussi intervenir directement dans l'imageur. L'instrument peut alors être suivi dans sa progression et l'opérateur n'est plus nécessairement exposé aux différents champs électromagnétiques associés à l'imageur. Le robot Acubot [Stoianovici *et al.*, 2003] réalise des ablations de la prostate guidées sous imagerie radiologique. Dans [Maurin *et al.*, 2004], l'auteur a développé le robot CT-Bot pour réaliser des procédures percutanées par retour d'image de tomodensitométrie et offrant un retour d'effort au chirurgien qui télémanipule le robot. L'équipe GMCAO du laboratoire T MC de Grenoble a proposé le robot LPR (Light Puncture Robot) [Taillant *et al.*, 2005] compatible avec l'RM et le scanner à rayons X.

Aide au diagnostic

Les diagnostics sont souvent réalisés à partir d'images obtenues par différents types d'imageur. Certains de ces bilans peuvent entraîner une modification de la forme des tissus, comme en échographie. L'examen est réalisé par application d'une sonde sur une surface molle qui déforme des tissus sous-jacents et peut ainsi perturber le diagnostic. Le robot Hippocrate [Pierrot *et al.*, 1999] qui est actuellement en évaluation à l'hôpital Broussais à Paris contrôle les efforts de contact d'une sonde échographique avec la peau lors de son déplacement le long de l'artère carotide ou fémorale. Cela permet d'obtenir une information répétable et quantifiée malgré les déformations induites, pour notamment reconstruire le volume des plaques d'athéromes et en suivre l'évolution dans le temps.

Dans un projet voisin développé par Salcudean *et al.* [Abolmaesumi *et al.*, 2001], les auteurs ont ajouté au contrôle d'effort un asservissement visuel qui permet au robot de suivre automatiquement le trajet de l'artère carotide.

Les systèmes télé-opérés offrent une autre possibilité. En effet, la concentration des experts regroupés dans les grands centres hospitaliers, la limitation des moyens financiers, et la nécessité d'intervenir rapidement sur des sites distants (catastrophes naturelles, zones de conflit) rendent les systèmes télé-opérés très intéressants pour le diagnostic à distance. Par exemple, les systèmes de télé-échographies développés dans le cadre des projets TER [Vilchis *et al.*, 2001] et Otelo [Delgorge *et al.*, 2005] permettent à une personne non spécialiste de demander l'avis d'un expert situé dans un autre centre hospitalier qui peut piloter l'instrument à distance et réaliser son propre examen.

1.2.1.3 Discussion

Ce bref aperçu de la robotique médicale montre que la technologie permet d'augmenter les capacités de perception, de décision et d'action du chirurgien [Lavalée et Cinquin, 1991]. Les systèmes proposés évoluent dans un milieu humain où les interactions avec le personnel médical sont nombreuses ce qui pose des problèmes de sécurité et de communication homme/machine. À cet égard, les systèmes robotiques introduits dans les blocs opéra-

toires n'interagissent pas tous de la même façon et surtout ne proposent pas tous le même degré d'autonomie.

1.2.2 Degré d'autonomie et interaction avec le chirurgien

Selon [Davies, 2002], la classification suivante peut être utilisée pour distinguer les différentes solutions :

- systèmes autonomes,
- systèmes synergiques,
- systèmes télé-opérés.

1.2.2.1 Les systèmes autonomes

Les systèmes autonomes réalisent une partie de l'intervention de façon autonome, à partir d'une définition informatique de la tâche à réaliser. Cela signifie que pendant la réalisation d'un geste prédéfini, l'acte est réalisé par le robot seul. Une procédure de dégagement est opérationnelle à tout moment si le chirurgien veut reprendre la main. Probot [Davies *et al.*, 1993] est le premier robot à avoir été utilisé de cette façon pendant une partie de l'intervention (ablation transurétrale de la prostate). Parmi les robots commercialisés, ROBODOC et CASPAR déjà cités précédemment sont eux aussi classés parmi les robots autonomes puisqu'ils réalisent la découpe automatique de l'os après la mise en position initiale faite manuellement par le chirurgien. Dans les opérations d'arthroplastie de la hanche décrit dans [Kazanzides *et al.*, 1995], le système robotique est utilisé pour usiner le fémur afin que la forme de l'orifice généré soit la plus proche possible de la forme de la prothèse. Citons aussi le projet DERMAROB (robot SCALPP) [Dombre *et al.*, 2003] dans lequel le prélèvement de la peau en chirurgie réparatrice des grands brûlés est rendu automatique : après une phase d'apprentissage pour définir le point initial et le point final de la trajectoire du robot, le système effectue seul le geste chirurgical avec un mode de commande en effort.

L'avantage de ces systèmes est leur capacité à réaliser une partie de l'intervention : la qualité du geste peut alors être améliorée par l'assistance robotisée.

En contrepartie, ces robots sont spécialement dédiés à une tâche spécifique. Il n'est pas possible après la définition technique du geste à réaliser de modifier la conception du système. Compte tenu des investissements considérables qui sont engagés pour acquérir ces machines, il est difficile d'envisager que ces systèmes se répandent en masse. Leur développement reste limité, à moins de trouver une niche dans laquelle le développement d'un robot spécifique soit rentable.

1.2.2.2 Les systèmes synergiques

Les systèmes synergiques sont généralement commandés en effort. Ils agissent comme des guides pour le chirurgien. L'instrument est à la fois porté par le robot et le chirurgien pour obtenir un comportement qui tire avantage des deux acteurs. Cela permet de contraindre activement le robot, généralement pour limiter sa zone de travail. Le robot PADyC [Schneider *et al.*, 2000] permet la réalisation de ponction péricardique en restreignant

le mouvement de l'aiguille de ponction à une zone prédéterminée et définie comme s re. Le contrôle ne repose pas sur une commande en effort puisque les contraintes définies dans l'espace cartésien sont projetées dans l'espace articulaire pour limiter les déplacements. Le robot ACROBOT pour la chirurgie du genou [Jakopec *et al.*, 2001] est commandé en effort à l'intérieur d'une zone prédéfinie. Le système robotique peut aussi être utilisé pour définir des axes de coupe : le projet BR G T [Maillet *et al.*, 2005] développé par la société MedTech vise à proposer un robot guide de coupe pour la chirurgie orthopédique ; une fois le guide de coupe positionné et maintenu par le robot, le chirurgien réalise la découpe manuellement. La définition des axes de coupe par palpation de points anatomiques au cours d'une procédure durant laquelle le robot est guidé par le chirurgien. Des développements de systèmes synergiques ont aussi été réalisés dans le domaine de la microchirurgie. Kumar *et al* [Kumar *et al.*, 2000] ont proposé un robot d'assistance pour la chirurgie de la rétine. Le chirurgien déplace manuellement un instrument porté par le système et une loi de commande en effort contrôle les déplacements du robot en fonction des efforts exercés par le chirurgien. Ainsi il est possible de filtrer les tremblements, d'augmenter la précision des déplacements et d'ajuster les efforts des gestes réalisés. Dans le même sens, Ang *et al* [Rivière *et al.*, 2003] ont développé un système de compensation du tremblement pour la microchirurgie : un système portable manuellement, sur lequel est fixé l'instrument de chirurgie, réalise l'interface mécanique entre la main du chirurgien et l'outil ; les tremblements de la main du chirurgien sont mesurés par un ensemble de trois accéléromètres et compensés par des actionneurs piézoélectriques.

L'avantage principal de ces systèmes est la sécurité de fonctionnement qu'ils apportent lors de la réalisation du geste chirurgical (zones de déplacements sécurisées, filtrage des tremblements, ...). De plus, ils sont sans doute mieux acceptés par la communauté médicale car ils apportent des solutions techniques à des problèmes réels sans forcément imposer une modification des protocoles interventionnels.

1.2.2.3 Les systèmes télé-opérés

Les systèmes téléopérés fournissent des solutions aux contraintes engendrées par la chirurgie mini-invasive que nous avons définies au paragraphe 1.1.3.2.

La contrainte de passage par le trocart (contrainte 1) est envisagée de façon différente selon les systèmes. Dans tous les cas, l'objectif est de générer un centre de rotation instantané situé au niveau du point d'entrée dans le corps du patient. Pour le robot ZeusTM et la plate-forme RTW [Cavusoglu *et al.*, 2001], le centre de rotation instantanée est obtenu par un poignet à deux articulations passives, alors que pour le robot Da VinciTM l'architecture mécanique utilise un pantographe pour réaliser cette fonction. Une solution analogue est utilisée avec un ensemble de poulies et courroies dans le système ARTEM S [Rininsland, 1999] et le projet Endoxirob. Une approche logicielle a été proposée par [Michelin *et al.*, 2004]. Elle consiste lorsque le robot est redondant à découpler la tâche à réaliser et la posture.

Le problème de la vision endoscopique (contrainte 2) est résolu en utilisant la stéréovision. Cette solution permet de retrouver la sensation de relief. L'endoscope du système est muni de deux optiques et deux caméras permettent d'obtenir deux images de la scène. La console maître du système Da Vinci est conçue pour rendre ces deux images sur deux



FIG. 1.6: Robot télé-opéré Da Vinci™ : (a) robot esclave composé de trois bras articulés (deux bras pour manipuler les instruments, et un bras pour porter l'endoscope), (b) console maître, (c) détail de la console maître et de la prise en main vue du chirurgien, (d) collection d'instruments EndoWrist™.

petits moniteurs (un pour chaque œil) comme le montre la figure 1.6-c, ce qui offre une immersion totale du chirurgien. Des lunettes stéréoscopiques avaient été conçues dans l'approche adoptée par Computer Motion.

Pour s'affranchir des problèmes de diminution de la manipulabilité dus au passage par le trocart (contraintes 3 et 4), des instruments avec des ddl endo-cavitaires ont été développés. La collection d'instruments EndoWrist™ du système Da Vinci en est un bon exemple (figure 1.6-d). Un jeu de transmissions par câble offre un poignet terminal à 3 ddl. Des instruments à haute dextérité endo-cavitaire sont également étudiés. Citons par exemple, le système "Hyper finger" [kuta *et al.*, 2002] qui propose une structure avec 9 ddl endo-cavitaires, actionnés par un jeu de câbles.

Les systèmes télé-opérés apportent d'autres avantages comme par exemple la démultiplication du geste du chirurgien par utilisation d'un facteur d'échelle ou le filtrage des tremblements. Le chirurgien devant sa console maître retrouve le confort et l'ergonomie des interventions classiques.

On peut cependant regretter le manque d'autonomie ou de fonctionnalité de ces systèmes. En effet, l'ensemble de l'opération est sous le contrôle direct du chirurgien alors que la réalisation automatique de gestes est envisageable pour certaines phases de l'intervention. Quelques développements ont été récemment proposés dans ce sens. Citons par exemple les travaux concernant le positionnement automatique de l'endoscope qui permet au chirurgien de se concentrer sur sa tâche [Casals *et al.*, 1996, Berkelman *et al.*, 2001]. Kruppa [Krupa, 2003] a développé un système de guidage automatique pour la chirurgie laparoscopique : l'information visuelle est utilisée pour ramener automatiquement les instruments dans le champ de vue de l'endoscope. Les travaux proposés par Voros *et al* [Voros *et al.*, 2006] ont pour objectif de développer une commande haut niveau pour les robots porte-endoscope qui permettent de déplacer le robot en suivant les instruments dans l'image. Les travaux présentés dans cet article concerne la première étape de ce projet qui consiste en la détection automatique des instruments dans les images endoscopiques. En ce qui concerne le guidage automatique des instruments pour la réalisation de gestes, peu de développements sont proposés. Néanmoins, des développements algorithmique et mécanique ont été faits pour la réalisation automatique de sutures qui est une tâche longue à

réaliser et qui demande une grande dextérité. Kang *et al* [Kang et Wen, 2002] ont proposé une automatisation du geste en modélisant le geste de suture. Pour expérimenter leur approche, ils utilisent le robot Endobot [Kang et Wen, 2001] commandé en effort. Le projet ROBEA Marge [Dombre *et al.*, 2004] a aussi proposé une automatisation de la suture. La réalisation de l'anastomose est décomposée en un geste élémentaire répété autour de l'artère. L'approche est basée sur un apprentissage par démonstration du chirurgien qui réalise le geste élémentaire et un algorithme calcule la trajectoire de l'aiguille pour réaliser le reste de la suture. Cependant, aucune validation *in vivo* n'a été réalisée. Les travaux développés au LS T par l'équipe EAVR [Nagotte, 2005] visent également à l'assistance au geste de suture en décrivant des trajectoires qui provoquent un minimum de déformations des tissus en chirurgie laparoscopique. Ces trajectoires ont ensuite été utilisées *in vitro* pour le contrôle du bras AESOP [Nageotte *et al.*, 2006].

1.2.3 Une classe d'intervention : la chirurgie des tissus mous

La chirurgie des tissus mous est confrontée à des problèmes spécifiques. Des solutions adaptées doivent alors être proposées pour la modélisation, l'observation et l'action.

1.2.3.1 Problématique

Deux problèmes majeurs existent en chirurgie des tissus mous : la mobilité des organes et la déformation des tissus.

Mobilité

La mobilité des organes concerne particulièrement les organes des cavités abdominale et thoracique. Les viscères sont des organes glissant les uns contre les autres. Leur mouvement est engendré par la respiration qui déforme le diaphragme mais aussi par les poumons qui voient leur volume augmenter à chaque inspiration. Cette mobilité est variable selon les organes, et différents niveaux de mobilité peuvent être répertoriés. Une classification proposée dans [Barbe *et al.*, 1996] établit trois types de mobilité : limitée, prévisible, imprévisible.

Les structures à mobilité limitée sont des organes dont le déplacement par rapport à la durée de l'intervention est faible. Elles n'entraînent pas de perturbation dans la réalisation du geste. Seules les modifications à plus long terme peuvent perturber l'intervention. Par exemple en radiothérapie pour le cancer de la prostate, il est nécessaire d'effectuer une nouvelle localisation à chaque séance [Troccaz *et al.*, 2000].

Les structures à mobilité prévisible concernent particulièrement les organes de la cage thoracique (déplacement du cœur) et de l'abdomen. Les études menées par Davies *et al* [Davies *et al.*, 1994] par analyse d'images échographiques ont montré un déplacement des reins au cours de la respiration d'amplitude comprise entre 10 et 40 mm en respiration normale. Des modèles peuvent alors être développés pour tenir compte de ces déplacements pendant l'intervention.

La mobilité imprévisible survient de façon anarchique. Les mouvements involontaires du patient peuvent être classés dans cette catégorie. Les interventions sur fœtus durant la

grossesse doivent forcément s'effectuer avec un retour visuel, puisqu'il est pratiquement impossible de prévoir le comportement intra-utérin de l'enfant.

Déformations

Plusieurs facteurs peuvent entraîner une déformation des organes mous. En premier lieu, la position opératoire modifie la disposition de certains organes. Cela peut poser des problèmes lorsqu'une planification pré-opératoire est réalisée dans une position différente. L'ouverture de la cage thoracique lors d'une sternotomie modifie complètement l'architecture de la cage thoracique. Le déplacement d'organes maintenus par des écarteurs pendant une intervention peut aussi modifier la forme géométrique des organes voisins.

Les déformations peuvent être engendrées par une modification des conditions de pression du milieu dans lequel se trouvent les organes. L'exemple le plus marquant est celui du comportement du cerveau lors de l'ouverture de la boîte crânienne. La dépression engendrée induit un affaissement du cerveau ("brain shift" en anglais) [Roberts *et al.*, 1998] qui provoque une modification anatomique par rapport à la planification réalisée en pré-opératoire.

L'action mécanique des instruments de chirurgie provoque une déformation des tissus. Ceci se remarque particulièrement lors de ponctions. Dans le cas d'une aiguille, les déformations sont non linéaires puisque les matériaux contraints ne présentent pas des propriétés mécaniques linéaires [DiMaio et Salcudean, 2003]. La perforation du foie par exemple montre un comportement bien spécifique. Dans une première phase, les efforts augmentent rapidement pour un petit déplacement, jusqu'à la perforation de la première couche de tissu (capsule de Glisson, membrane élastique). Puis, l'effort diminue fortement avec une progression rapide dans le tissu hépatique (parenchyme, corps spongieux) [Cotin, 1997].

Enfin, le fonctionnement de l'organe peut influencer de façon très importante sur la forme de celui-ci. La déformation du cœur pendant le cycle cardiaque entraîne des déplacements très importants. Dans l'étude présentée dans [Cuvillon *et al.*, 2005], les auteurs ont estimé que les déplacements de la paroi cardiaque pendant une phase d'apnée (arrêt du respirateur) atteignaient 15 mm. De plus la dynamique des mouvements est élevée, les accélérations maximales étant voisines de $2g$ ($g = 9.81 \text{ m.s}^{-2}$).

1.2.3.2 Interventions concernées

La chirurgie des tissus mous est assez vaste et rassemble différentes spécialités chirurgicales. Nous distinguons trois types d'applications :

La neurochirurgie avec les problèmes induits par le "Brain Shift".

L'imagerie interventionnelle où la progression de l'aiguille entraîne la déformation des tissus et où la mobilité de certains organes complique la procédure percutanée.

La chirurgie mini-invasive (abdominale et thoracique) est confrontée à la fois au problème de mobilité des organes mais aussi au problème de déformation générée par l'action du chirurgien.

1.2.3.3 Apport de l'assistance informatisée et robotisée

L'assistance informatisée a permis aux chirurgiens et aux scientifiques de modéliser le comportement des organes déformables et mobiles. Les objectifs sont soit d'estimer le comportement mécanique des tissus mous manipulés, soit d'estimer les déplacements des organes.

De nombreux travaux ont concerné la modélisation des déformations dues à la pression d'une aiguille de ponction, en particulier pour évaluer les efforts mis en jeu. La robotisation de ce type de geste est en effet particulièrement intéressante comme nous l'avons vu au paragraphe 1.2.1.1. Il est important de pouvoir caractériser le geste en terme d'effort, à la fois pour prévoir lors de la planification le comportement de l'organe pendant l'intervention percutanée, mais aussi pour offrir un retour d'effort au chirurgien et un outil de simulation [DiMaio et Salcudean, 2003, Maurin *et al.*, 2004]. La connaissance des efforts mis en jeu permet aussi de dimensionner la conception mécanique et de concevoir l'architecture de commande des systèmes qui doivent réaliser ces interventions automatiquement [Maurin, 2005].

Lorsque l'intervention induit des modifications de la forme et/ou de la position des tissus, il faut pouvoir mettre en correspondance les images utilisées pendant la planification avec les nouvelles données acquises en per-opératoire (soit par RM [Black *et al.*, 1997], soit par échographie 3D [Comeau *et al.*, 2000]). Le recours aux systèmes d'imagerie 3D pendant l'intervention peut s'avérer intéressant. La modélisation des tissus permet d'appliquer une déformation du modèle recalé sur les images pré-opératoires pour qu'il s'ajuste aux données per-opératoires [Clatz *et al.*, 2005].

L'estimation des déplacements en chirurgie mini-invasive représente un apport considérable pour le chirurgien. En effet, à partir de la prédiction du mouvement de l'organe ciblé, il est possible de mettre en place une procédure de compensation automatique. Les travaux du LS T de Strasbourg ont permis de proposer une compensation automatique des mouvements du foie en chirurgie laparoscopique [Gangloff *et al.*, 2006]. L'idée retenue est de rejeter la perturbation observée en vision laparoscopique en contrôlant les déplacements du robot de façon répétitive. Ces travaux ont aussi été adaptés pour la compensation de mouvements en chirurgie cardiaque

1.2.4 Conclusion

Cette présentation de la robotique médicale donne un aperçu des développements réalisés. De nombreuses solutions ont été proposées et beaucoup ont déjà été abandonnées car elles n'ont pas amené de réelle valeur ajoutée ni pour le patient, ni pour le chirurgien. En orthopédie, les premières solutions robotiques autonomes ont été remplacées par des approches plus simples et surtout moins onéreuses (systèmes de localisation). Les systèmes télé-opérés utilisés pour la chirurgie mini-invasive sont encore dans une phase d'évaluation.

Ces dernières années correspondent aussi à une forte augmentation des systèmes de guidage basés sur l'information visuelle. Il suffit pour cela de regarder les conférences telles que M CCA où le nombre de publications concernant les systèmes robotiques guidés par vision (au sens large puisque les informations visuelles sont extraites de différents types d'imageurs, et pas seulement de caméras endoscopiques classiques) représentent

une part importante des interventions assistées par un robot. Ces systèmes permettent de prendre en compte la mobilité et la déformation des organes en per-opératoire. Les guidages d'aiguille sous imagerie sont les travaux les plus importants puisqu'ils concernent toutes les interventions de ponction ou de biopsie réalisées sous échographie, scanner à rayon X, RM (imagerie par Résonance Magnétique), TEP (Tomographie par Émission de Positons).

1.3 Assistance robotique pour la chirurgie cardiaque

Dans cette partie, nous nous intéressons plus particulièrement à l'apport de la robotique pour la chirurgie cardiaque. Après avoir analysé la problématique de l'assistance technologique pour la chirurgie cardiaque, nous exposons et discutons des approches existantes. Nous concluons en indiquant les solutions que nous apportons pour contribuer à améliorer la chirurgie cardiaque assistée par un système robotique.

1.3.1 Problématique

Aujourd'hui, le problème de l'assistance robotisée en chirurgie cardiaque est de proposer des solutions permettant aux chirurgiens d'intervenir sur ou dans un cœur malgré son activité (déformation) et l'activité respiratoire (mobilité), en réduisant au maximum le traumatisme du patient. Il faut donc apporter des solutions par voie mini-invasive et sans le recours à la CEC.

La réduction de la taille de la voie d'abord passe par la chirurgie mini-invasive. La **gestion de la mini-invasivité** est déjà bien abordée. Les systèmes robotiques téléopérés comme le Da Vinci™ ont démontré la faisabilité de telles interventions (pontage coronarien [Falk *et al.*, 1999, Loulmet *et al.*, 1999, Zenati, 2001], réparation valvulaire [Grossi *et al.*, 2000, Chitwood *et al.*, 2000]). Le robot permet alors de redonner au chirurgien la dextérité perdue au passage par un point fixe. Il reste cependant des difficultés non complètement résolues. Malgré le développement d'outils intégrant des ddl endo-cavitaires, toutes les interventions ne sont pas réalisables par voie mini-invasive parce que certains sites opératoires sur ou dans le cœur ne sont pas toujours accessibles. Le développement de systèmes à haute mobilité reste un axe de recherche important (voir l'état de l'art proposé dans [Sallé, 2004]). Les structures mécaniques proposées actuellement souffrent du problème de motorisation. Malgré quelques travaux ayant conduit à la réalisation de prototypes [Meer, 2005, Seibold *et al.*, 2005], le développement et l'intégration de nouveaux capteurs pour mesurer les efforts et palper les surfaces doit encore être réalisés. La sensation de toucher et les efforts que peuvent ressentir les chirurgiens pendant une opération classique sont en effet très utiles à la prise de décision. La restitution de ces informations reste un point ouvert. Nous ne discuterons pas davantage de ces problèmes qui ne constituent pas le cœur de cette thèse.

Les premières solutions pour **gérer la mobilité et la déformation** du cœur apparaissent aujourd'hui. L'approche par stabilisation mécanique a permis de réaliser les premières interventions à cœur battant. Mais cette solution n'est pas complètement satisfaisante : elle est limitée dans son application et restreinte à la chirurgie coronarienne. Des

solutions de compensation automatique des mouvements du cœur ou de ses composantes doivent être proposées.

Nous pensons que la réalisation d'interventions à cœur battant passe aussi par le développement de séquences autonomes pour les systèmes télé-opérés. Le guidage automatique d'instrument en chirurgie endovasculaire est un enjeu important qui permettrait au chirurgien de travailler à l'intérieur des cavités du cœur sans avoir besoin de l'arrêter. Le projet GAB E [Dombre *et al.*, 2005] dans lequel s'inscrit une partie des travaux développés dans cette thèse illustre parfaitement cette notion de gestes autonomes (voir 4.1.1). Pour ce faire, il est nécessaire d'extraire de l'information. Dans cet environnement, l'information visuelle est un bon candidat pour calculer des déplacements ou la position de l'outil par rapport à des structures anatomiques.

Nous définissons donc la problématique de notre travail comme l'intégration d'autonomie dans les systèmes télé-opérés basés sur l'information visuelle issue d'imageurs invasifs (caméra endoscopique) ou non invasifs (échographe). Différents problèmes sont donc clairement identifiés :

- l'extraction d'information des images,
- la modélisation du comportement de l'organe ou de ses composantes,
- la commande d'un système robotique.

Avant d'exposer les solutions que nous proposons, un état de l'art des travaux sur l'assistance en chirurgie cardiaque est présenté, divisé selon la modalité d'image employée.

1.3.2 Assistance pour la chirurgie coronarienne

Les développements pour l'assistance robotique en chirurgie cardiaque sont principalement concentrés sur l'aide à la chirurgie coronarienne. Actuellement, la plupart des travaux dans ce domaine ont pour objectif de proposer une synchronisation automatique du mouvement de l'instrument avec les mouvements du cœur. L'idée est d'offrir au chirurgien une stabilisation virtuelle du cœur. Le mouvement du cœur est extrait à partir d'informations visuelles. Une commande est ensuite générée pour synchroniser les mouvements de l'instrument avec ceux de la surface du cœur. Ainsi, la distance cœur - instrument reste constante. Cette commande est superposée à la commande envoyée par la console maître pour exécuter les gestes du chirurgien. Trois axes de recherche sont identifiés :

1. modélisation du comportement,
2. estimation du mouvement de la surface du cœur,
3. conception d'une architecture de commande capable d'assurer le suivi par un robot.

1.3.2.1 Modélisation

Deux directions existent au sein des travaux de modélisation. Une première direction concerne la modélisation globale du comportement [Nash, 1998, Sermesant, 2003, Mourad, 2003]. Les problèmes considérés dans ces travaux s'éloignent de notre sujet puisque l'objectif est de proposer des modèles de comportement complets pour le diagnostic, la simulation et l'amélioration de la compréhension de ce système complexe.

L'autre direction propose d'intégrer la modélisation comme un outil pour augmenter la robustesse des algorithmes de commande au travers de l'estimation de mouvement. Thakral *et al.* [Thakral *et al.*, 2001] ont utilisé les résultats obtenus pour identifier un modèle basé sur une série de Fourier adaptative. Le modèle obtenu approxime les mesures avec une erreur moyenne de 10%. Ortmaier *et al.* [Ortmaier *et al.*, 2005] ont développé un modèle implicite pour la prédiction des trajectoire de points de la surface du cœur. La prédiction est basée sur les valeurs mesurées passées pour reconstruire la structure dynamique sous-jacente qui a engendré ces mesures. Le réglage des paramètres de ce modèle (longueur du vecteur de mesures et latence entre la dernière mesure utilisée et la première mesure prédite) repose sur l'emploi des signaux ECG et respiratoire. Les travaux présentés par le LS T dans [Cuvillon *et al.*, 2005] sont orientés vers un modèle LPV (Linear Parameter Varying) pour prédire l'évolution de la position de la trajectoire de la surface du cœur basée sur un modèle dynamique, fonction du volume respiratoire et de la détection du complexe QRS de l'ECG.

1.3.2.2 Estimation du mouvement

Le mouvement cardiaque a été étudié par différentes équipes de recherche. Thakral *et al.* [Thakral *et al.*, 2001] ont utilisé un système de mesure laser pour extraire les déplacements de la surface du cœur suivant la direction perpendiculaire à l'épicarde.

La première étude des mouvements du cœur suivant les 3 dimensions a été réalisée par Koransky *et al.* [Koransky *et al.*, 2003]. Les mesures ont été réalisées en utilisant le système Sonomicrometry™ de Sonometrics. Cet appareil utilise une mesure ultrasonore. Des capteurs piezoélectriques ("sonomicrometry cristal"), de diamètre inférieur à 2mm, sont fixés sur l'artère coronaire gauche stabilisée mécaniquement. Ces travaux ont permis de montrer qu'une forte réduction des déplacements de la coronaire est obtenue après stabilisation même si des déplacements résiduels existent toujours.

Gröger et Ortmaier [Ortmaier *et al.*, 2005] se sont intéressés à ces mouvements résiduels à l'intérieur de la zone stabilisée mécaniquement en utilisant l'information visuelle fournie par un endoscope à la cadence de 25 images/seconde. Les déplacements sont estimés dans un plan parallèle au plan image. L'estimation repose sur un suivi de marqueurs naturels de la surface du cœur par une mesure de similarité entre deux régions d'intérêt normalisée (SSD, "Sum of Square Differences"), basée sur un modèle affine à six paramètres. Finalement, seuls les deux translations et une rotation dans le plan ont permis d'obtenir des résultats fiables. Une correction de l'image initiale a été introduite par compensation des variations d'illumination. Une élimination des réflexions spéculaires a aussi été apportée selon la méthode décrite dans [Gröger *et al.*, 2001].

Cuvillon *et al.* [Cuvillon *et al.*, 2005] ont étudié la dynamique du cœur en exploitant des images acquises à haute cadence (500 Hz). Dans cette étude, la région d'intérêt est stabilisée grâce au stabilisateur mécanique Octopus™ déjà mentionné sur lequel les auteurs ont disposé quatre LED qui servent de marqueurs actifs. Différentes séries de mesures ont été collectées en fonction de la raideur du stabilisateur. Les auteurs ont ainsi pu caractériser les mouvements du cœur en situation libre ou contrainte. De plus, ils ont comparé les mouvements cardiaques avec ou sans ventilation. Ils ont ainsi montré que la déformation du cœur due au cycle cardiaque est modulée sous l'effet de la respiration.

1.3.2.3 Conception de l'architecture de commande

Les premiers résultats *in-vivo* sur la compensation de mouvements en chirurgie cardiaque sont dus à Nakamura *et al.* [Nakamura *et al.*, 2001]. Ils ont développé un robot léger à quatre ddl montable sur l'écarteur sternal et contrôlé par asservissement visuel pour suivre un marqueur artificiel fixé à la surface du cœur. La cadence de l'asservissement est de 1 ms, et le système montre un bon comportement pour le suivi suivant les deux dimensions parallèles au plan image. Néanmoins, l'erreur de suivi reste relativement importante (quelques millimètres) par rapport aux contraintes d'une tâche de suture.

Ginhoux *et al.* [Ginhoux *et al.*, 2005, Gangloff *et al.*, 2006] ont aussi obtenu des résultats *in vivo*. Ils ont considéré le problème de la compensation de mouvement suivant les trois directions de l'espace cartésien, en suivant une mire rigide active disposée sur le cœur. Cette mire est composée de quatre LED, facilement détectables dans les images acquises à 500 Hz. L'architecture de commande repose sur un contrôleur prédictif adaptatif qui considère les mouvements physiologiques observés comme des perturbations à rejeter. La compensation des mouvements suivant le plan tangent à la surface du cœur est satisfaisante, mais le robot utilisé induit des erreurs importantes suivant l'axe perpendiculaire à cause de sa bande passante.

Cavusoglu *et al.* [Cavusoglu *et al.*,] présentent une architecture de commande prédictive pour la compensation de mouvement. Une expérimentation a été menée sur le contrôle d'un robot pour le suivi de mouvements de translation suivant une direction ; le robot est asservi pour suivre les déplacements estimés par le système Sonomicrometry™). De nouveaux résultats sont présentés dans [Bebek et Cavusoglu, 2006] qui montrent une amélioration du suivi des trajectoires lorsque le contrôleur prédictif intègre la mesure ECG, du fait de la détection de faibles variations dans les mouvements quasi-périodiques.

D'autres approches plus originales ont été proposées pour compenser les mouvements du cœur lors d'une intervention. Trejos *et al.* [Trejos *et al.*, 1999] ont étudié la possibilité de mettre en place un support mobile sur lequel le chirurgien viendrait poser sa main. Ainsi le chirurgien a l'impression que sa main suit le point désiré sur l'artère coronaire. Patronik *et al.* [Patronik *et al.*, 2004] ont orienté leurs développements vers une solution différente. Il s'agit de positionner un mini-robot mobile capable de se déplacer sur la surface du cœur et ainsi réaliser une intervention ou administrer des produits tout en évitant les problèmes liés aux mouvements cardiaques. Les tests préliminaires ont montré la faisabilité de se déplacer sur l'épicarde sans abîmer les tissus cardiaques, mais pour l'instant aucune intervention n'a été réalisée puisque le système n'est pas instrumenté.

1.3.3 Assistance en chirurgie endovasculaire

Peu de travaux concernent la chirurgie endocardiaque à cœur battant. Afin d'explorer et de réaliser des gestes endocardiaques à cœur battant, il est nécessaire d'utiliser un type d'imagerie non invasif. L'échographie par ultrasons est sans doute de loin la technique la plus employée en raison de son faible coût, et de sa facilité d'utilisation. De plus, les cadences d'acquisition des appareils échographiques offre un échantillonnage suffisant pour suivre des structures anatomiques qui se déforment au cours du temps comme le cœur.

Les premiers travaux d'assistance robotique pour la chirurgie cardiaque sous imagerie

échographique concernent les ponctions péricardiques. Le système CASPER développé au laboratoire T MC de Grenoble [Chavanon *et al.*, 1999] [Chavanon *et al.*, 2000] permet de réaliser une ponction péricardique qui consiste à évacuer une poche de liquide située entre les deux feuillets du péricarde. L'intervention se déroule alors par voie percutanée en utilisant l'imagerie échographique pour guider l'aiguille. Compte tenu de la localisation de la maladie, l'intervention percutanée est réservée pour de larges épanchements facilement détectables. Le principe repose sur l'utilisation d'une sonde échographique et d'un système de localisation qui définit la situation de l'instrument par rapport au plan échographique. A partir des acquisitions échographiques, une zone de sécurité dans l'épanchement est calculée. La définition de cette zone prend en compte les mouvements cardiaques, ce qui permet de définir une cible et une trajectoire de ponction sûres. Un retour visuel permet au chirurgien de contrôler la trajectoire qu'il réalise, de la comparer à la trajectoire prédéfinie et de corriger son geste pendant l'intervention. Ce geste peut maintenant être également assisté par le robot Padyc [Schneider *et al.*, 2000] qui fournit de façon synergique des contraintes sur les déplacements de l'instrument selon la planification pré-opératoire.

Zhong *et al* [Zhong *et al.*, 2005] ont proposé d'utiliser un modèle de l'oreillette gauche pour guider une ablation d'endocarde afin de soigner une fibrillation auriculaire. Le modèle 4D (3D + t) obtenu est généré à partir de séquences d'images issues d'un scanner tomographique à rayon X qui fournit 10 images par cycle cardiaque. Ce modèle est utilisé pour renvoyer au chirurgien l'évolution de la position d'un cathéter d'ablation repéré par un localisateur magnétique. Au début de l'intervention, le chirurgien désigne différents points de contrôle sur la surface de l'endocarde qui sont repérés par échographie. Le recalage du modèle est réalisé en utilisant l'information fournie par traitement de l'image échographique. La position du catheter est affichée sur le modèle virtuel du cœur et le chirurgien déplace l'instrument comme s'il était face à l'endocarde. Ce système ne présente néanmoins pas de robotisation de la tâche.

Dans le cadre du traitement d'une fibrillation atriale, l'ablation d'une zone de l'endocarde de l'oreillette gauche permet d'obtenir de bons résultats. Une procédure mini-invasive a récemment été proposée. Elle consiste à employer un instrument flexible qui permet d'appliquer un ensemble d'électrodes sur l'endocarde. Pour manipuler cet instrument, seule l'imagerie échographique offre la perspective de visualiser sa position en temps réel. Dans [Hastenteufel *et al.*, 2006], les auteurs ont évalué *ex vivo* la réalisation de l'intervention avec un robot guidé sous échographie. Les problèmes de reconnaissance de l'instrument dans un cœur battant à partir des images échographiques ne sont pas encore discutés.

Les interventions endo-cavitaires sont délicates compte tenu de la déformation du cœur et de la mobilité de ces composants. Cependant, les chirurgiens commencent à s'intéresser à la possibilité de réaliser ces interventions de façon autonome. Ainsi, les travaux développés au sein du projet ROBEA Gabie concernent la chirurgie valvulaire avec comme objectif de proposer une solution pour réparer la valve mitrale sous imagerie échographique à cœur battant. La difficulté réside d'une part dans la mobilité de la valve mitrale qui présente une grande dynamique, et d'autre part dans le contrôle d'un système pour guider un instrument dans le plan échographique. Ce projet sera détaillé au paragraphe 4.1.1.

1.3.4 Discussion

Le problème de l'assistance robotique pour la chirurgie cardiaque sur lequel nous nous focalisons est la gestion de la mobilité et de la déformation des structures anatomiques

La solution envisagée pour la chirurgie en vision endoscopique est la compensation automatique des déplacements de la surface du cœur pour donner l'impression au chirurgien de travailler sur un épicaarde virtuellement stabilisé. Les architectures de commande nécessitent une estimation du mouvement à compenser. Ce point reste encore à améliorer : les méthodes basées sur les mesures ultrasonores (Sonometricity™) fournissent des mesures fiables et précises des déplacements mais la contrainte d'utilisation de ces systèmes ne permet pas d'envisager leur application en chirurgie ; l'estimation de mouvement à partir de l'analyse des images endoscopiques est l'approche la plus réaliste : le capteur existe et est déjà intégré dans les interventions mini-invasives et aucune contrainte n'est ajoutée pour estimer les mouvements du cœur. Néanmoins, il est encore nécessaire d'intégrer dans la scène de l'information *a priori*. De plus, la précision cartésienne des estimations obtenues n'est pas évaluée.

En chirurgie endovasculaire sous échographie, les interventions assistées sont limitées à des procédures où la mobilité et la déformation du myocarde ne sont pas trop contraignantes pour la réalisation du geste chirurgical. Il s'agit de définir des procédures sécurisées en utilisant l'échographie pour repérer les zones à risque ou de localiser l'outil à l'intérieur du cœur dans des cavités à mobilité réduite (oreillette). Des solutions pour les interventions sur des structures à forte mobilité n'ont pas encore été proposées, en particulier pour la chirurgie valvulaire où les feuillets des valves présentent une forte dynamique. Il faut donc penser à des solutions pour estimer le mouvement de telles structures à partir d'une image échographique et développer une architecture de commande adaptée à ce type d'image.

1.3.5 Contributions

L'information visuelle est de loin l'information la plus utilisée en assistance chirurgicale, et en particulier en chirurgie cardiaque où l'image de l'environnement mobile et déformable est dépourvue de caractéristiques rigides et métriques. Notre travail concerne le développement de nouveaux outils basés sur la vision pour assister le chirurgien lors d'intervention à cœur battant. Deux axes principaux ont été suivis :

1. Assistance aux gestes chirurgicaux pour la chirurgie endovasculaire sous imagerie échographique par guidage automatique de l'instrument porté par un système robotique (chapitre 4).
2. Estimation du mouvement de structures anatomiques à partir de l'image fournie par deux types d'imageur : vision endoscopique (chapitre 5) et ultrasonore (chapitre 4).

Dans le contexte de la réparation de valve mitrale, nous proposons d'une part un algorithme de suivi des feuillets valvulaires observés par imagerie échographique et adapté aux contraintes temps réel, et d'autre part une architecture de commande basée sur une commande prédictive non linéaire capable de respecter les contraintes imposées par le plan échographique. Nous avons d'abord validé l'approche de commande en vision classique

1.3. Assistance robotique pour la chirurgie cardiaque

pour gérer les contraintes naturelles de l'asservissement visuel dans l'image. La modification de la boucle de contrôle est aisée pour passer d'une modalité d'image (vision classique) à l'autre (échographie).

Enfin, l'analyse des mouvements du cœur en vision standard a été réalisée. Une première estimation du mouvement basée sur l'emploi de marqueurs artificiels est présentée.

La vision est un capteur très intéressant pour la robotique puisqu'il offre la possibilité aux concepteurs de travailler avec des quantités importantes d'information. Depuis les premiers travaux de Shirai et noue [Shirai et noue, 1973] (guidage par retour visuel d'un robot pour insérer des objets dans une boîte), de nombreux efforts ont été réalisés pour amener l'asservissement par vision au niveau atteint aujourd'hui. Dans ce chapitre, nous fournissons quelques éléments de géométrie projective qui est un outil mathématique bien adapté pour décrire les relations entre la scène tridimensionnelle observée et son image. Cela nous conduira alors au modèle géométrique de la caméra. Nous présentons ensuite un bref état de l'art sur l'asservissement basé sur l'information visuelle en robotique, puis la structure particulière de l'asservissement visuel dans l'image est détaillée. Les limitations de cette architecture et les solutions proposées dans la littérature sont ensuite exposées. Enfin, nous concluons ce chapitre en proposant une nouvelle architecture de commande conçue pour résoudre les problèmes de l'asservissement visuel dans l'image.

2.1 Notions de géométrie projective

La projection centrale (encore appelée projection perspective conique) est par construction la représentation la plus proche de la perception visuelle. Elle est utilisée pour modéliser l'œil humain, les appareils photographiques et les caméras vidéos, mais aussi pour déterminer le rendu 2D d'objets volumiques dans les logiciels de dessin assisté par ordinateur (DAO). La difficulté de la représentation en projection est de traduire dans le plan une construction qui est définie dans l'espace à l'aide d'outils mathématiques. Les notions intuitives de perspectives et d'horizon sont facilement modélisées par la géométrie projective.

Nous exposons dans ce qui suit quelques notions de base sur la géométrie projective. Cette introduction est construite à partir du chapitre 2 de [Faugeras, 1993].

2.1.1 Définition des espaces projectifs

Un point d'un espace projectif de dimension n , \mathbb{P}^n , est représenté par un vecteur à $n + 1$ coordonnées $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_{n+1}]^T$, avec au moins une composante x_i non nulle. Les termes x_i sont appelés coordonnées homogènes du point \mathbf{x} . L'espace \mathbb{P}^n est défini par la relation d'équivalence suivante :

Deux vecteurs $\mathbf{x} = [x_1, \dots, x_{n+1}]$ et $\mathbf{y} = [y_1, \dots, y_{n+1}]$ représentent le même point de \mathbb{P}^n si et seulement si :

$$\exists \lambda \neq 0 \text{ tel que } \mathbf{y} = \lambda \mathbf{x} \quad (2.1)$$

Pour $x_{n+1} \neq 0$, un point de l'espace projectif est aussi représenté par :

$$\mathbf{x} = [\alpha_1, \alpha_2, \dots, 1] \quad (2.2)$$

où les coefficients α_i sont appelés paramètres projectifs et sont définis par :

$$\alpha_i = \frac{x_i}{x_{n+1}} \quad (2.3)$$

2.1.2 Homographies

La transformation linéaire de \mathbb{P}^n dans \mathbb{P}^n définie par une matrice régulière (déterminant non nul) de dimension $(n + 1) \times (n + 1)$ est appelé une homographie. L'ensemble de ses applications forment un groupe appelé le groupe projectif. La matrice associée à une homographie est définie à un facteur scalaire près non nul :

$$\lambda \mathbf{y} = \mathbf{H} \mathbf{x} \quad (2.4)$$

On parle aussi de l'*égalité projective* $\mathbf{y} = \mathbf{H} \mathbf{x}$. Cette égalité est équivalente à l'égalité de n rapports. Puisqu'une matrice d'homographie est définie à un facteur multiplicatif près, elle possède $(n + 1) \times (n + 1) - 1$ ddl, soit $n \times (n + 2)$. Il faudra donc $n + 2$ correspondances $\mathbf{y} \leftrightarrow \mathbf{x}$ pour déterminer la matrice \mathbf{H} .

Deux espaces projectifs nous intéressent particulièrement. L'espace \mathbb{P}^2 est le plan projectif, son importance vient du fait qu'il est utilisé pour modéliser le plan image. Une homographie du plan projectif est une matrice 3×3 inversible. Quatre paires de correspondances point/point ou droite/droite sont nécessaires pour définir une homographie du plan projectif.

L'espace \mathbb{P}^3 est l'espace projectif. L'espace cartésien 3D dans lequel sont décrites les transformations affines est englobé dans \mathbb{P}^3 . L'homographie de \mathbb{P}^3 est définie par des matrices 4×4 inversibles.

2.1.3 Transformations affine et euclidienne de l'espace

Soit \mathbf{B} une matrice 3×3 de rang plein et \mathbf{b} un vecteur de dimension 3. \mathbf{B} et \mathbf{b} définissent une transformation affine (conservation du parallélisme) telle que $\mathbf{x}' = \mathbf{B} \mathbf{x} + \mathbf{b}$.

Ces transformations forment le groupe affine, sous groupe du groupe projectif qui conserve le plan à l'infini (tout point de ce plan a pour coordonnées $[x_1, x_2, x_3, 0]^T$).

En effet, soit \mathbf{H} une homographie de l'espace qui conserve le plan à l'infini. Une telle homographie a la forme générale suivante :

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \mathbf{C} & \mathbf{c} \\ \mathbf{0}_{(1 \times 3)} & h_{33} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Le rang de \mathbf{H} est égal à 4, donc le terme $h_{33} \neq 0$ et on a $\mathbf{B} = \mathbf{C}/h_{33}$ et $\mathbf{b} = \mathbf{c}/h_{33}$.

Sous certaines conditions, on peut montrer que la matrice \mathbf{C} est orthogonale et peut donc avoir deux déterminants : $\det(\mathbf{C}) = 1$ ou -1 . Les matrices orthogonales dont le déterminant vaut un sont des matrices de rotation que l'on note \mathbf{R} . Sans perte de généralité, on peut fixer $h_{33} = 1$ et les homographies de la forme :

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{t} \\ \mathbf{0}_{(1 \times 3)} & 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

sont alors des transformations euclidiennes de l'espace souvent appelées matrice de transformations homogènes.

On retrouve ainsi la représentation classique employées en robotique en se plaçant dans une espace cartésien (espace euclidien muni d'une métrique) de dimension 3. Cet espace est plongé dans l'espace projectif \mathbb{P}^3 .

Pour représenter un point M de l'espace cartésien dont les coordonnées sont exprimées dans un repère R_i (formé par une base cartésienne $({}^i\mathbf{X}, {}^i\mathbf{Y}, {}^i\mathbf{Z})$ et le point O_i), le vecteur ${}^i\mathbf{M} = [{}^iM_x, {}^iM_y, {}^iM_z, 1] \in \mathbb{R}^4$ est employé.

Les transformations euclidiennes définissent de façon linéaire les changements de repère. La transformation (translation et/ou rotation) qui amène un repère R_i en un repère R_j est décrite par :

$${}^i\mathbf{T}_j = \begin{bmatrix} {}^i\mathbf{R}_j & {}^i\mathbf{t}_j \\ \mathbf{0}_{(1 \times 3)} & 1 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

où ${}^i\mathbf{R}_j$ et ${}^i\mathbf{t}_j$ représentent respectivement la rotation et la translation entre R_i et R_j .

2.1.4 Discussion

La géométrie projective fournit un outil intéressant pour décrire les transformations de l'espace et du plan. Les projections de l'espace au plan sont ainsi décrites par des relations linéaires. De nombreuses applications en vision peuvent être modélisées grâce à cet outil : systèmes à deux caméras, mouvement relatif caméra/scène observé, reconstruction, calibration, ...

2.2 Modélisation géométrique d'une caméra

Le problème de la formation des images concerne l'optique géométrique classique. Il serait donc logique d'utiliser les modèles à lentilles minces ou épaisses pour décrire ce phénomène. Cependant, l'approche par les lois d'optique ne permet pas une formulation

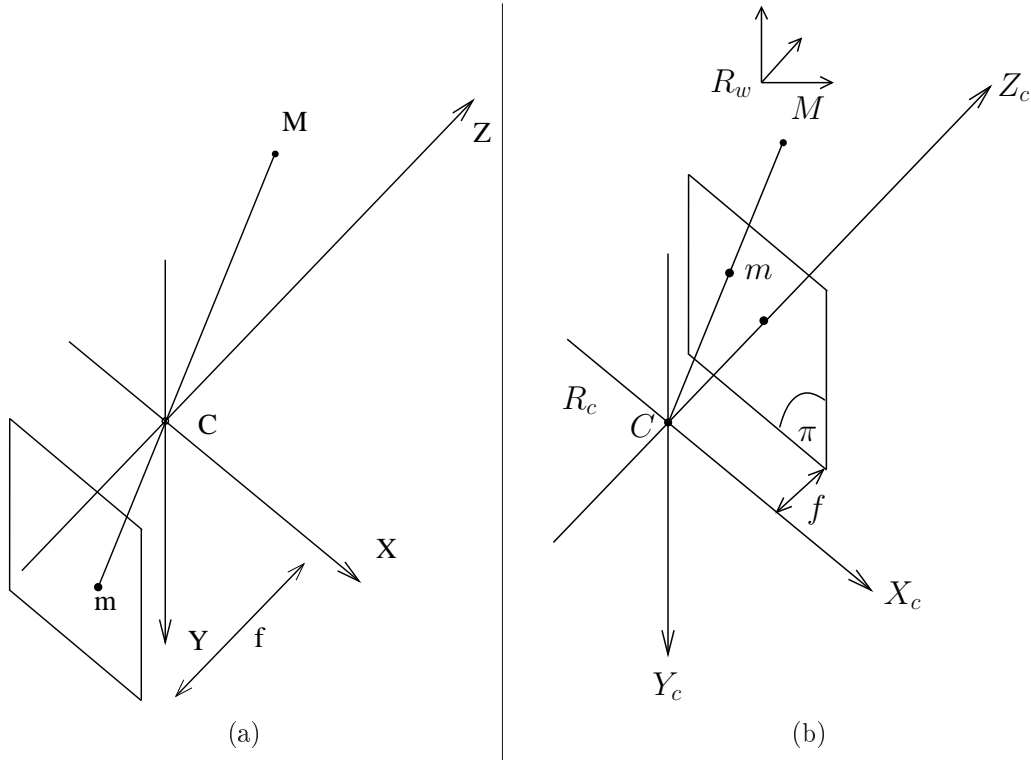


FIG. 2.1: Modèle sténopé avec le plan réel (a) ou virtuel (b).

simple. C'est pourquoi une caméra est modélisée par un modèle dit sténopé (figure 2.1-a) où tous les rayons passent par un seul et même point (le centre optique C), la cellule photosensible (plan image π) se situant à une distance f (la distance focale) derrière le centre optique. Dans ce cas, on peut voir que l'image est normalement inversée par rapport à la scène. Pour pallier ce problème, le plan image est artificiellement placé devant le centre optique (figure 2.1-b). Physiquement, cela est réalisé par un balayage électronique de la matrice sensible de manière à inverser l'image.

La projection dans l'image peut se décomposer en trois transformations : un changement de repère de l'objet à la caméra, une projection linéaire de centre C (origine du repère R_c attaché à la caméra) de \mathbb{P}^3 dans \mathbb{P}^2 et d'un changement de repère dans \mathbb{P}^2 .

2.2.1 Changement de repère objet/caméra

Cette première transformation permet d'obtenir les coordonnées des points de l'objet observé exprimées dans un repère R_w attaché à cet objet dans le repère de la caméra R_c . Ce changement de repère est défini par la transformation homogène :

$$\begin{pmatrix} {}^c M_x \\ {}^c M_y \\ {}^c M_z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} {}^c R_w & {}^c t_w \\ \mathbf{0}_{(1 \times 3)} & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^w M_x \\ {}^w M_y \\ {}^w M_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

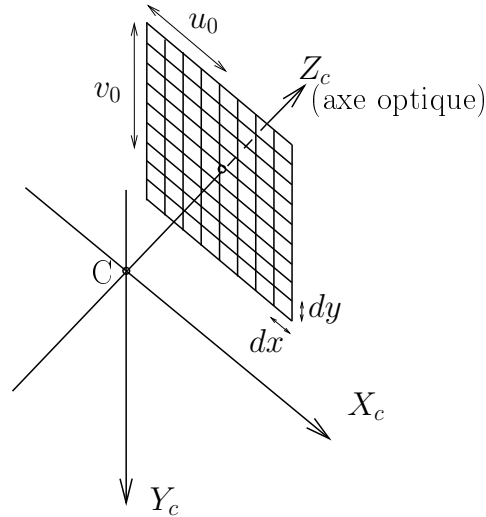


FIG. 2.2: Définition du capteur visuel.

où ${}^c\mathbf{R}_w$ et ${}^c\mathbf{t}_w$ sont respectivement la rotation et la translation entre le repère R_c et le repère R_w

2.2.2 Projection dans le plan image

La première étape du modèle de la caméra permet de définir la relation entre les coordonnées d'un point M de l'espace défini par ses coordonnées $[{}^cM_x, {}^cM_y, {}^cM_z, 1]^T$ exprimées dans le repère de la caméra et son projeté m sur le plan image π défini par ses coordonnées $[sm_x, sm_y, s]^T$ avec :

$$\begin{pmatrix} sm_x \\ sm_y \\ s \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^cM_x \\ {}^cM_y \\ {}^cM_z \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{P}_f \begin{pmatrix} {}^cM_x \\ {}^cM_y \\ {}^cM_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

où \mathbf{P}_f est la matrice de projection de \mathbb{P}^3 dans \mathbb{P}^2 de facteur f .

2.2.3 Changement de repère caméra/image

Entre le plan image et le capteur visuel, un changement de coordonnées est appliqué. On obtient ainsi des coordonnées en pixel à partir des coordonnées métriques du plan image. L'origine du repère image est généralement placée en haut à gauche de l'image.

$$\begin{pmatrix} sp_u \\ sp_v \\ s \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 1/dx & 0 & u_0 \\ 0 & 1/dy & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} sm_x \\ sm_y \\ s \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

avec (figure 2.2) :

- (u_0, v_0) les coordonnées en pixel dans l'image de l'intersection de l'axe optique avec le plan image,

- (dx, dy) les dimensions respectivement suivant X_c et Y_c d'un pixel de la matrice photosensible.

2.2.4 Expression générale

La forme générale du modèle de formation d'images s'exprime en regroupant les équations (2.8), (2.9) et (2.10). Une réorganisation est opérée pour faire apparaître la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra. On obtient :

$$\begin{pmatrix} sp_u \\ sp_v \\ s \end{pmatrix} = \mathbf{K} \mathbf{P} {}^c\mathbf{T}_w \begin{pmatrix} {}^wM_x \\ {}^wM_y \\ {}^wM_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

où :

- \mathbf{K} est la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra :

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & u_0 \\ 0 & f_y & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

avec $f_x = f/dx$ et $f_y = f/dy$. f_x , f_y , u_0 et v_0 sont les paramètres intrinsèques définissent donc la caméra.

- \mathbf{P} est la matrice de projection normalisée de \mathbb{P}^3 dans \mathbb{P}^2 :

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

- ${}^c\mathbf{T}_w$ est la transformation homogène entre les repères R_c et R_w . Les termes de la matrice de rotation et du vecteur de translation fournissent un ensemble de 12 paramètres extrinsèques qui décrivent la situation du référentiel lié à la scène par rapport au référentiel de la caméra.

2.2.5 Distorsion

Le modèle géométrique de la caméra ainsi défini est un modèle simplifié et idéal. Il est largement suffisant dans la plupart des applications de vision. Cependant, lorsqu'une précision élevée est nécessaire, un modèle plus complexe doit être employé. En général, le modèle sténopé est complété par des termes correctifs caractérisant la déformation de l'image.

La distorsion la plus importante est la distorsion radiale qui entraîne le déplacement des points de l'image de façon radiale par rapport au modèle linéaire. La distorsion radiale peut être approché par [Heikkilä et Silvén, 1997] :

$$\begin{pmatrix} \delta p_u^{(r)} \\ \delta p_v^{(r)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} p_u(k_{r_1}r^2 + k_{r_2}r^4 + \dots) \\ p_v(k_{r_1}r^2 + k_{r_2}r^4 + \dots) \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

où k_{r_1}, k_{r_2}, \dots sont les coefficients du modèle de distorsion radiale et $r = \sqrt{p_u^2 + p_v^2}$. En général, deux coefficients suffisent pour compenser l'effet de la distorsion radiale.

Les centres de courbure des surfaces de la lentille ne sont pas strictement colinéaires. Cela introduit un autre type de distorsion dite tangentielle. L'expression suivante permet de modéliser les effets de cette distorsion :

$$\begin{pmatrix} \delta p_u^{(t)} \\ \delta p_v^{(t)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2k_{p_1} p_u p_v + k_{p_2} (r^2 + 2p_u) \\ k_{p_1} (r^2 + 2p_v) + 2k_{p_2} p_u p_v \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

2.2.6 Discussion

L'utilisation de la géométrie projective permet de décrire de façon linéaire le phénomène de formation de l'image. Ce modèle est défini par un ensemble de 16 paramètres qui doivent être estimés en totalité ou en partie pour obtenir des informations sur la structure de la scène à partir de l'analyse de ou des images de celle-ci. Nous verrons au chapitre 5 quelles peuvent être les méthodes pour définir ces paramètres et les informations auxquelles il est possible de remonter à partir de l'image ou d'une séquence d'images fournie par un système calibré. La partie non linéaire introduite par l'approximation des distorsions offre la possibilité d'améliorer la précision du modèle. Néanmoins, le modèle linéaire représenté par l'équation 2.11 est suffisant pour la définition du système de vision en asservissement visuel.

2.3 Asservissements visuels

2.3.1 Introduction

L'expression "asservissement visuel" (en anglais, "visual servoing") a été introduite par Agin [Agin, 1977] pour décrire un bras manipulateur contrôlé à partir des informations extraites des images fournies par un module de vision. Compte tenu des capacités de traitement informatique, les premiers asservissements visuels étaient limités et se réssumaient à des asservissements dits "look and move" : l'information était traitée et la commande générée dans une première phase, puis le robot exécutait l'action demandée dans une seconde phase. Depuis cette époque, de nombreux développements ont permis au contrôle par vision de connaître une progression très importante à la fois dans les domaines scientifiques, industriels et médicaux. Cette avancée est due à différents facteurs :

facteur technologique : l'amélioration des systèmes de vision (caméra, carte d'acquisition, ordinateurs) a permis d'obtenir des cadences de traitement en temps réel (25Hz pour une caméra classique) grâce à l'augmentation de la puissance de calcul mais aussi grâce au développement de cartes d'acquisition très avancées qui proposent des traitements bas niveau de plus en plus évolués. De plus, la précision des caméras a augmenté grâce à l'amélioration des capteurs visuels.

facteur scientifique : la recherche réalisée sur les architectures basées sur l'utilisation de l'information visuelle est très importante. Les développements théoriques en vision ont permis de mieux comprendre les relations qui existent entre les transfor-

mations dans l'image et les transformations dans l'espace (déplacements relatifs caméra/scène). De plus, la recherche en traitement d'image a fourni de nombreux outils qui permettent aujourd'hui d'extraire une grande quantité d'informations.

facteur applicatif : la diversification des applications robotiques, en particulier vers des environnements de plus en plus déstructurés et complexes a été un moteur fort vers l'intégration de capteurs extéroceptifs pouvant fournir des informations de plus haut niveau.

L'asservissement visuel est un terme général pour caractériser une structure de commande basée sur l'utilisation d'information visuelle. Sous ce terme générique, plusieurs types d'architecture se différencient et nous allons en donner un aperçu à travers la classification des contrôleurs par vision proposée par Sanderson *et al* [Sanderson et Weiss, 1980].

2.3.2 Classification des asservissements visuels

Même si la classification proposée dans [Sanderson et Weiss, 1980] date de 1980, elle reste aujourd'hui pertinente malgré l'évolution qu'a connue la discipline. Les critères retenus sont :

1. La configuration du système : caméra embarquée ou déportée.
2. Le type d'architecture de commande : contrôle direct ou indirect.
3. L'espace de contrôle : dans l'image ou dans l'espace Cartésien.

2.3.2.1 Positionnement de la caméra

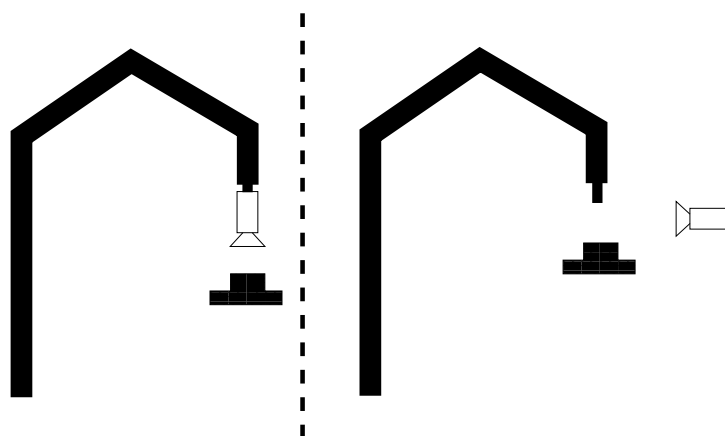


FIG. 2.3: Configuration de la caméra : embarquée (*Eye in hand*) (gauche), déportée (*Eye to hand*) (droite)

Le choix du positionnement de la caméra influe sur la façon dont le problème d'asservissement visuel peut être défini. Cependant, la plupart des résultats obtenus dans une configuration sont applicables à l'autre, sous réserve de quelques modifications concernant la description des changements de repère et des liens cinématiques entre la caméra, le robot et la scène.

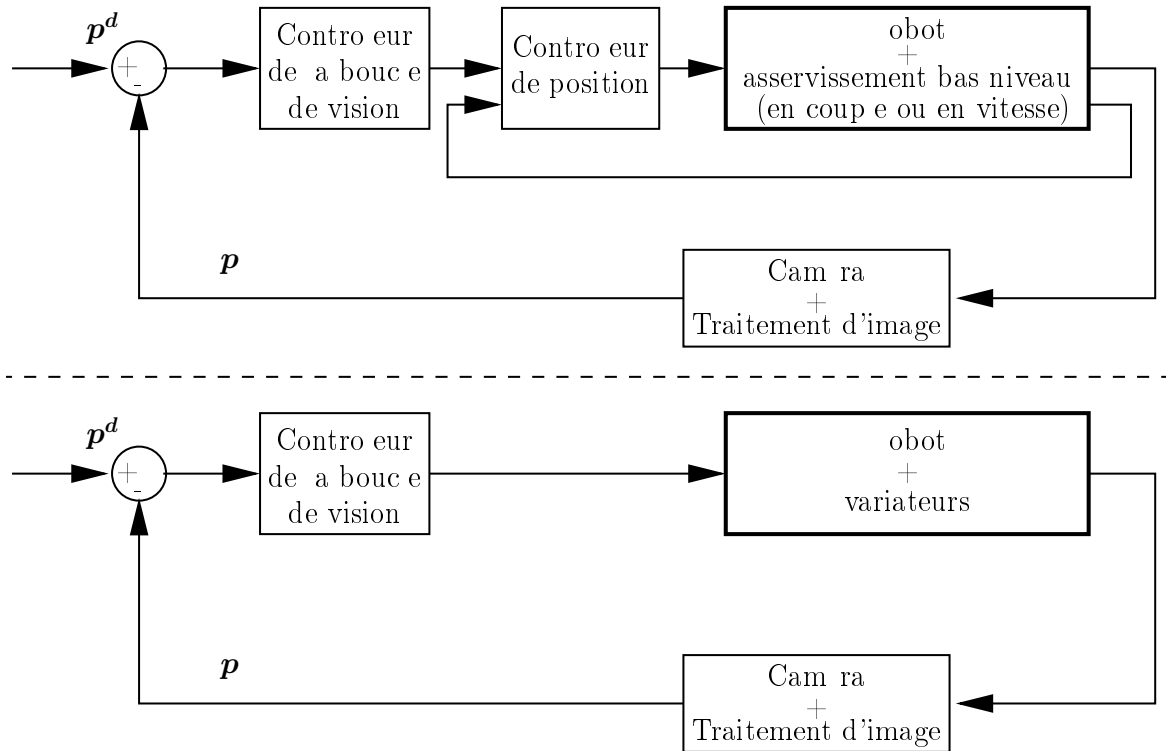


FIG. 2.4: Architecture de contrôle : indirect (en haut), direct (en bas)

Lorsque la caméra n'est pas fixée par une liaison mécanique au robot asservi, on parle d'asservissement visuel déporté. Différentes solutions sont alors envisageables pour contrôler le bras manipulateur : observation de l'organe terminal, de la scène, ou des deux [Hashimoto *et al.*, 2002]. La caméra peut aussi être mobile et montée sur un autre robot [Nelson et Khosla, 1994]. Dans tous les cas, il est nécessaire de connaître soit la transformation rigide entre le repère de base du robot et le repère de la caméra, soit celle entre le repère de la caméra et celui de l'effecteur.

Lorsque la caméra est fixée sur l'organe terminal du robot, l'asservissement visuel est dit embarqué. Dans la littérature, la majorité des travaux se situe dans le cadre d'une caméra embarquée [Hutchinson *et al.*, 1996]. La transformation rigide entre le repère de la caméra et celui de l'effecteur du robot doit être connue. Cette configuration est mieux adaptée pour fournir une information locale et une meilleure précision puisque la caméra est alors placée au plus proche de la tâche à accomplir.

Il est aussi possible de tirer avantage des deux configurations, comme par exemple dans [Flandin *et al.*, 2000] où la caméra déportée permet un positionnement global du système et la caméra embarquée offre plus de précision pour effectuer le suivi local d'objets.

2.3.2.2 Commande et architecture de commande en asservissement visuel

Le second critère porte sur la structure de commande. La distinction est faite sur l'existence ou non d'une boucle d'asservissement interne. Deux familles d'asservissement visuel se distinguent : indirect et direct.

Dans le cas de l'asservissement visuel indirect (figure 2.4 - haut), la boucle de vision fournit une consigne pour la boucle interne de commande en position articulaire du robot. On parle de commande en cascade, la boucle de vision se comporte alors comme un générateur de trajectoire. Cette structure permet de travailler à des cadences d'échantillonnage faibles, comme par exemple la cadence vidéo standard (25Hz) ou plus faible. La boucle interne remplit alors le rôle de stabilisation du système. De plus, la boucle de vision est indépendante de la structure de commande du robot ce qui offre une bonne portabilité. Cependant, ce type d'architecture ne permet pas d'atteindre de hautes performances dynamiques, pour le suivi rapide de cible par exemple. Elle permet néanmoins de profiter de l'armoire de contrôle industrielle fournie avec le robot.

L'asservissement visuel direct ne possède pas de boucle interne (figure 2.4 - bas) : la boucle de vision fournit directement les consignes pour les variateurs des moteurs du robot (en vitesse ou en couple). Dans ce cas, la cadence de la boucle de vision doit être suffisamment élevée pour garantir la stabilité du système. Ce type d'architecture a connu ces dernières années une progression importante, due en particulier à l'augmentation de la puissance de calcul des ordinateurs et de l'augmentation de la fréquence d'acquisition des systèmes de vision. Corke [Corke et Good, 1996] a été l'un des premiers à proposer un asservissement visuel direct. Néanmoins, les expérimentations étaient limitées par son système de vision cadencé à 50Hz. Aujourd'hui, l'arrivée de caméra haute vitesse sur le marché, aussi bien que le développement de systèmes intégrés (capteur et carte d'acquisition), permet de réaliser des asservissements visuels directs rapides. Dans [Hashimoto *et al.*, 2002], la cadence de la boucle de vision est de 1kHz.

Aujourd'hui, deux axes de recherche en asservissement visuel se distinguent. Le premier considère le robot comme un simple intégrateur. Dans ce cas, la loi de commande la plus répandue est une commande de type proportionnelle mais d'autres lois de commande peuvent être employées (placement de pôles [Papanikolopoulos *et al.*, 1991], commande optimale de type LQ ou LQG [Hashimoto *et al.*, 1996], commande par retour d'état non linéaire [Martinet et Gallice, 1999], mode glissant [Zanne *et al.*, 2000]). L'objectif est souvent de démontrer la faisabilité de la commande ou de concentrer l'effort de recherche sur les problèmes liés à l'emploi de la boucle de vision. Dans le second type d'étude, les auteurs prennent en compte la dynamique du bras manipulateur dans la conception de la commande [Kelly *et al.*, 2000, Tarbouriech et Souères, 2000]. Gangloff *et al* [Gangloff et de Mathelin, 2000] ont proposé une commande de type GPC appliquée au suivi rapide d'objet en tenant compte d'un modèle dynamique du robot (fonction de transfert en vitesse identifiée) et de la dynamique du capteur. Il s'agit alors d'étudier les problèmes dynamiques associés à l'asservissement visuel.

2.3.2.3 Espace de contrôle

La commande par retour visuel peut être définie soit dans l'espace du capteur, soit dans l'espace Cartésien, soit en combinant de l'information issue des deux espaces.

Espace Image

Si l'asservissement visuel est réalisé dans l'espace du capteur, on parle d'asservissement visuel dans l'image ou asservissement visuel 2D. La consigne et la boucle de retour

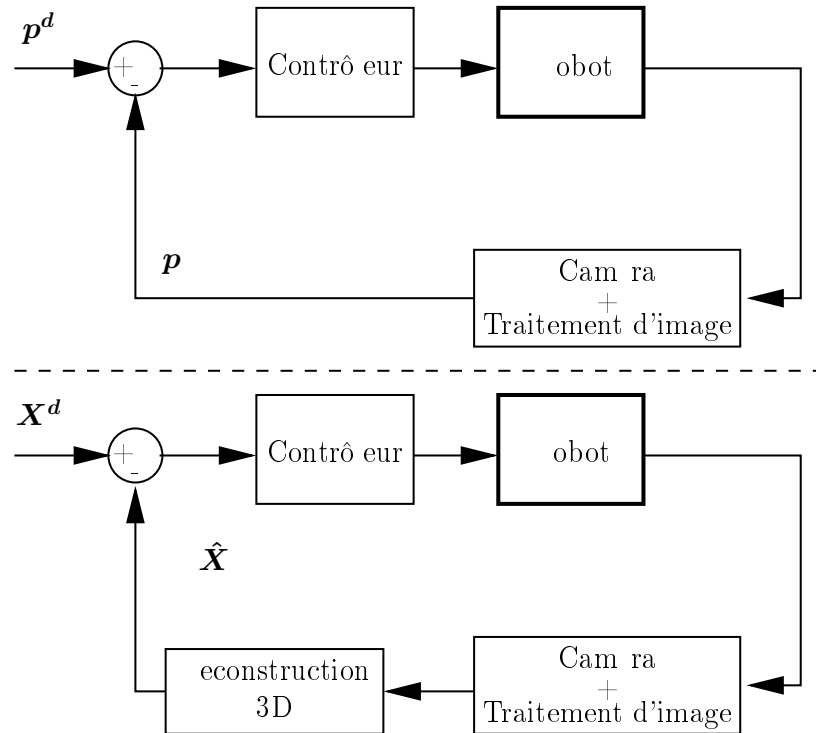


FIG. 2.5: Espace de contrôle : dans l'image (en haut), dans l'espace Cartésien (en bas)

sont exprimées dans l'image, sous forme de primitives visuelles. Une primitive visuelle est une forme géométrique élémentaire (résultat de la projection dans l'image d'une forme géométrique 3D) que l'on peut caractériser sous forme d'un vecteur de paramètres selon la représentation choisie. Une bonne primitive visuelle doit pouvoir être extraite facilement et sans ambiguïté d'une image quelle que soit la vue de la scène considérée. Différentes primitives ont été étudiées dans la littérature : point, segment, droite, ellipse (voir [Chaumette, 1990] pour une étude détaillée sur les primitives visuelles et leur représentation mathématique). Des primitives plus complexes ont aussi été évaluées : dans [Chaumette, 2004], les moments d'un objet complexe sont considérés pour réaliser l'asservissement visuel. Néanmoins, les objets considérés ou les scènes observées sont souvent représentés par un ensemble de points puisqu'ils facilitent le traitement d'image. Il faut souligner que le comportement de la structure de commande dépend fortement du type de primitives utilisées [Hashimoto et Noritsugu, 1998, Chaumette, 1998] et de leur nombre [Michel et Rives, 1993]. La position désirée dans l'image est généralement définie à l'initialisation par apprentissage, ce qui permet d'éviter d'utiliser le modèle de la caméra pour générer l'image désirée.

L'avantage majeur de l'asservissement visuel dans l'image est sa robustesse par rapport aux erreurs de calibration du capteur visuel [Espiau, 1993]. En contrepartie, puisque l'asservissement est réalisé dans l'espace du capteur, les trajectoires cartésiennes correspondantes du robot ne sont pas contraintes, et certains mouvements désirés dans l'image peuvent conduire à des trajectoires inadéquates dans l'espace cartésien ou articulaire (voir

partie 2.4).

Espace cartésien

Lorsque la boucle de vision est définie dans l'espace cartésien, on parle d'asservissement visuel 3D. La consigne et l'information de retour sont exprimées sous forme de pose cartésienne \mathbf{X} (position et orientation) du repère lié rigidement à l'effecteur par rapport à un repère attaché à la scène ou à l'objet considéré. Cette pose est estimée à partir des informations visuelles extraites de l'image. L'estimation de \mathbf{X} peut s'avérer délicate dans le cas d'un capteur visuel monoculaire compte tenu de la perte d'information associée à la projection dans l'image. Cette estimation peut être facilitée en augmentant l'information visuelle, soit avec une deuxième caméra pour exploiter les propriétés de la stéréovision, soit en utilisant un dispositif secondaire comme un télémètre laser. Dans le cas de la vision monoculaire, des informations métriques sur l'objet doivent être ajoutées dans l'algorithme d'estimation. Différentes solutions ont été proposées pour estimer $\hat{\mathbf{X}}$ dans le cas d'un capteur monoculaire. Ces solutions utilisent des primitives extraites de l'image et du modèle géométrique de l'objet, en connaissant les paramètres intrinsèques de la caméra. La méthode de Tsai [Tsai, 1986] permet de reconstruire la pose d'un objet en utilisant n points coplanaires ; la méthode de Dementhon [DeMenthon et Davis, 1992] utilise aussi n points, qui peuvent ne pas être coplanaires, mais sa résolution est itérative ce qui peut être problématique dans une boucle de commande à période d'échantillonnage fixe. D'autres méthodes sont basées sur l'utilisation d'une résolution par moindres carrés [Lo e, 1991]. Récemment, une approche basée sur l'asservissement visuel virtuel a été proposée par Marchand *et al* [Marchand et Chaumette, 2002], en considérant le problème d'estimation de pose comme un problème dual de l'asservissement visuel dans l'image.

L'inconvénient majeur de l'asservissement visuel 3D est l'estimation de la pose \mathbf{X} . Si l'on utilise des algorithmes itératifs [Lo e, 1991, DeMenthon et Davis, 1992] pour estimer $\hat{\mathbf{X}}$, le temps de calcul peut être important et ne pas respecter les contraintes temps réel. De plus, ces méthodes nécessitent d'avoir un modèle de l'objet. Quelle que soit la méthode utilisée, itérative ou basée sur la géométrie épipolaire (géométrie d'un système à deux prises de vue), l'étape d'estimation entraîne une forte sensibilité de l'architecture aux erreurs de calibration des paramètres de la caméra et aux bruits de mesure. Par contre son avantage repose sur l'obtention de la pose cartésienne de la caméra ou de l'effecteur du robot qui permet d'obtenir des trajectoires cartésiennes réalisables.

Espace image et espace cartésien

Lorsqu'une partie de l'information utilisée pour asservir le système robotique est exprimée dans l'image et l'autre partie dans l'espace cartésien, on parle d'asservissement visuel hybride. L'asservissement visuel 2D $\frac{1}{2}$ proposé par Malis *et al* [Malis *et al.*, 1999] illustre parfaitement cette approche. Une reconstruction partielle de la pose de la caméra, basée sur la décomposition de la matrice d'homographie calculée entre deux images consécutives, permet d'exprimer le contrôle de la position dans l'espace image, et le contrôle de l'orientation dans l'espace cartésien. Une propriété intéressante de cette structure de commande est le découplage entre la commande en rotation et la commande en translation. L'utilisation de la décomposition de la matrice d'homographie a aussi été explorée

dans [Deguchi, 1998]. Malheureusement, la décomposition de cette matrice rend le système sensible aux bruits de mesure. De plus, il est nécessaire d'avoir de l'information supplémentaire pour sélectionner la solution parmi les solutions analytiques possibles, mais ce problème peut facilement être contourné en utilisant une troisième image.

2.4 Asservissement visuel dans l'image

Nous discutons ici plus en détail de l'asservissement visuel dans l'image. Nous nous intéressons plus particulièrement à cette architecture car elle présente des caractéristiques de robustesse intéressantes vis-à-vis des erreurs de modélisation du système et des bruits de mesure. Nous apportons alors une solution nouvelle aux problèmes de visibilité dans l'image et de trajectoires dans les espaces cartésiens et articulaires.

Après avoir défini précisément l'asservissement visuel 2D en utilisant une loi de commande de type proportionnel sur l'erreur dans l'image, nous discutons des problèmes potentiels inhérents à cette structure d'asservissement visuel et exposons les solutions proposées dans la littérature pour y remédier.

2.4.1 Description détaillée

La description proposée dans ce paragraphe est construite à partir de [Chaumette, 2002] et du tutorial proposé dans [Hutchinson *et al.*, 1996]. Les simulations illustrant nos propos reposent sur la modélisation géométrique décrite sur la figure 2.6. L'objet observé est une mire plane constituée de quatre points. La caméra est fixe dans l'espace. La dynamique du système contrôlé est supposée être un simple intégrateur.

Afin de contrôler un système robotique en asservissement visuel direct dans l'image, il faut pouvoir définir un contrôleur qui génère une commande en vitesse ou en couple à partir de l'erreur entre la mesure et la consigne exprimées dans l'image. Soit \mathbf{p} le vecteur de k primitives visuelles utilisées. Soit $\mathbf{X}(t)$ un vecteur de dimension m décrivant la pose à l'instant t de la caméra par rapport à son environnement. Si l'on considère que les primitives visuelles sont invariantes dans le temps, on a :

$$\mathbf{p} = \mathbf{p}(\mathbf{X}(t)) \quad (2.16)$$

En différentiant \mathbf{p} , on peut exprimer les variations des primitives visuelles en fonction des variations de la pose relative de la caméra par rapport à son environnement :

$$\dot{\mathbf{p}} = \frac{\partial \mathbf{p}}{\partial \mathbf{X}} \dot{\mathbf{X}} = \mathbf{L}_{im}^p \mathcal{T} \quad (2.17)$$

où :

- \mathbf{L}_{im}^p est une matrice jacobienne de dimension $k \times m$, appelée matrice d'interaction ou jacobien image associé à \mathbf{p} (la notion de Jacobien image a été introduite pour la première fois par Weiss *et al.* dans [Weiss *et al.*, 1987]).
- \mathcal{T} est le torseur cinématique relatif entre la caméra et l'objet exprimé dans le repère de la caméra R_c en son origine C , c'est-à-dire $\mathcal{T} = \mathcal{T}_c - \mathcal{T}_0$ où \mathcal{T}_c et \mathcal{T}_0 sont les

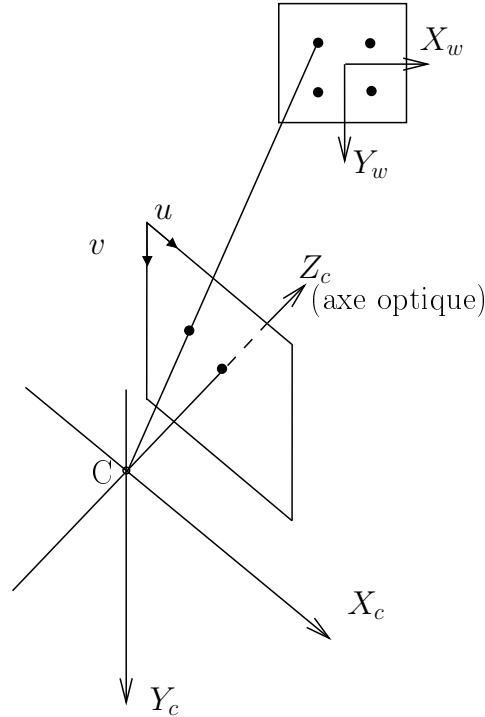


FIG. 2.6: Définition de la géométrie utilisée dans le modèle de simulation.

torseurs cinématiques respectifs de la caméra et de l'objet observé exprimés dans R_c et en C .

Les expressions décrivant les variations de \mathbf{p} sont fonction de la configuration de la caméra par rapport au robot. Dans le cas d'une caméra déportée et fixe qui observe un objet rigidement attaché à l'effecteur du robot, \mathcal{T}_c est nul et la variation des informations visuelles s'exprime en fonction de la vitesse articulaire du robot par :

$$\dot{\mathbf{p}} = -\mathbf{L}_{im}^p \mathcal{T}_0 = -\mathbf{L}_{im}^p {}^c\mathbf{T}_n {}^n\mathbf{J}_n(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (2.18)$$

où :

- ${}^n\mathbf{J}_n(\mathbf{q})$ est la matrice jacobienne du robot exprimée dans le repère de l'effecteur R_n ,
- ${}^c\mathbf{T}_n$ est la matrice de transformation pour passer de l'expression du torseur cinématique dans le repère caméra au repère attaché à l'effecteur du robot.

Comme la matrice ${}^c\mathbf{T}_n$ est variable, on introduit la matrice de transformation ${}^0\mathbf{T}_n$ pour utiliser l'équation suivante :

$$\dot{\mathbf{p}} = -\mathbf{L}_{im}^p {}^c\mathbf{T}_0 {}^0\mathbf{T}_n {}^0\mathbf{J}_n(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} = -\mathbf{L}_{im}^p \mathbf{J}_r(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (2.19)$$

où ${}^0\mathbf{J}_n(\mathbf{q})$ est la matrice jacobienne du robot exprimée dans son repère de base. Les coefficients de la matrice ${}^0\mathbf{T}_n$ sont fournis par le modèle géométrique du robot, et la matrice ${}^c\mathbf{T}_0$ est fixée à l'initialisation (caméra déportée).

La matrice d'interaction intervenant dans l'équation (2.19) est dépendante des primitives visuelles retenues pour réaliser la tâche. Dans le cas le plus simple d'une primitive

visuelle ponctuelle, la jacobienne image est obtenue en dérivant les équations de projection et est définie par :

$$\mathbf{L}_{im}^p = \begin{bmatrix} \frac{f}{z} & 0 & \frac{-p_u}{z} & \frac{-p_u p_v}{f} & \frac{f^2 + p_u^2}{f} & -p_v \\ 0 & \frac{f}{z} & \frac{-p_v}{z} & \frac{-f^2 - p_v^2}{f} & \frac{p_u p_v}{f} & p_u \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

où f est la distance focale de la caméra¹, z est la coordonnée suivant l'axe Z_c du repère caméra du point considéré, et (p_u, p_v) sont les coordonnées dans l'image de la projection de ce point. La matrice d'interaction est dépendante de la profondeur du point considéré. Ceci implique une connaissance de la distance entre la caméra et le point, ou le besoin de recourir à une estimation de cette distance. Pour effectuer une tâche à six ddl, il faut utiliser au moins trois points et empiler les matrices \mathbf{L}_{im}^p associées à chaque point (2.21). L'étude exposée dans [Michel et Rives, 1993] montre qu'il faut un minimum de quatre points pour éviter certaines singularités liées à la configuration de la caméra par rapport aux primitives ponctuelles considérées.

$$\mathbf{L}_{im} = \begin{bmatrix} \mathbf{L}_{im}^{p_1} \\ \mathbf{L}_{im}^{p_2} \\ \mathbf{L}_{im}^{p_3} \\ \vdots \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

Dans la littérature, le système robotique est souvent considéré comme un intégrateur parfait ; ceci est justifié dans beaucoup d'applications si l'on considère à la fois les rapports de réduction des actionneurs et l'asservissement bas niveau en vitesse qui découplent et linéarisent le système dynamique. L'entrée de commande du système est alors équivalente à une consigne en vitesse. L'approche la plus simple est de définir un contrôleur proportionnel en utilisant l'équation (2.19) :

$$\mathbf{u} = -\mathbf{K}_p \mathbf{J}_r^{-1} \mathbf{L}_{im}^{-1} \dot{\mathbf{p}} \quad (2.22)$$

où \mathbf{K}_p est une matrice de gain, diagonale et définie positive, et \mathbf{u} est l'entrée de commande. L'acquisition d'image étant discrète, la variation de \mathbf{p} est généralement définie comme l'erreur entre l'état courant et l'état désiré : $\dot{\mathbf{p}} = \mathbf{p}^d - \mathbf{p}$. Ainsi, cette loi de commande règle exponentiellement l'erreur entre l'image courante et l'image désirée. En général, la quantité d'information visuelle est supérieure à la dimension de la tâche ($k > m$) ; dans ce cas, la matrice d'interaction n'est plus carrée, et la pseudoinverse \mathbf{L}_{im}^+ est utilisée.

2.4.2 Limitations et problèmes potentiels

Trois limites majeures de l'asservissement visuel peuvent être énumérées.

1. L'asservissement dans l'espace du capteur induit souvent que le système robotique sous-jacent n'est pas considéré. L'asservissement dans l'image ne déroge pas à cette

¹Une approximation du modèle de projection est faite en écrivant l'égalité $f = f_x = f_y$.

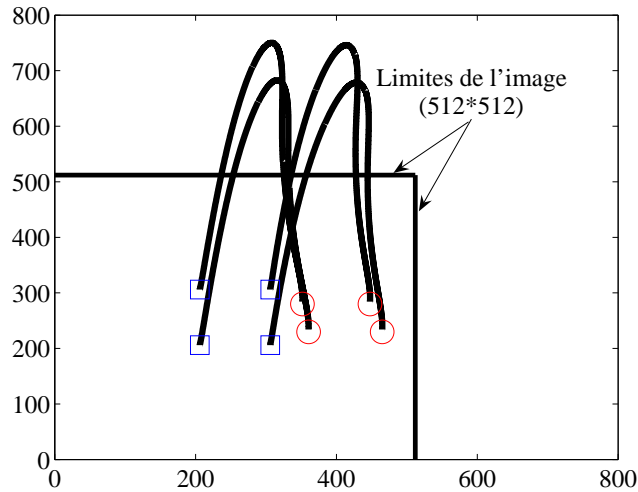


FIG. 2.7: Perte de visibilité : comportement de l'asservissement visuel dans l'image avec une estimation de la matrice d'interaction à la position désirée pour une rotation autour de l'axe Y_w de 60° et une translation suivant X_w de 3 cm (carrés = position initiale, cercles = position désirée)

règle. La saturation des actionneurs n'est prise en compte qu'à travers la matrice de gain proportionnel. Le réglage des gains débouche alors sur un compromis entre performance et stabilité du système. De plus, ce réglage dépend de l'erreur initiale et plus cette erreur est importante, plus la valeur des gains doit être faible pour éviter la saturation des actionneurs. Cela conduit à concevoir un système qui présente une vitesse de convergence rapide au début de la régulation et qui ralentit progressivement avec la réduction de l'erreur dans l'image. De la même façon, les butées articulaires du robot ne sont pas gérées. Puisque la géométrie du bras manipulateur n'est pas considérée dans la conception du contrôleur, rien ne garantit que le mouvement désiré dans l'image soit réalisable dans l'espace articulaire. Le contrôleur visuel peut en effet générer des trajectoires articulaires qui emmèneront le robot en butée pendant la réalisation de la tâche.

2. Durant un asservissement visuel, les primitives visuelles doivent rester visibles pendant toute la durée du mouvement. Dans la structure présentée précédemment (§ 2.4.1), la profondeur des primitives observées (z) n'est pas accessible à partir de l'image seule. On peut alors utiliser une estimation de z en position désirée et la matrice d'interaction est ainsi calculée à convergence. La visibilité des primitives visuelles n'est alors pas assurée. Cette situation se présente généralement lorsque le mouvement entre les positions initiale et désirée est important. Par exemple, pour un mouvement de rotation autour de l'axe X_w ou Y_w du repère de l'objet, les déplacements induits par le contrôleur peuvent conduire à la perte de visibilité de certaines primitives visuelles au cours du mouvement comme illustré sur la figure 2.7.

3. La trajectoire cartésienne obtenue lors d'un asservissement visuel dans l'image peut être non optimale [Morel *et al.*, 1999]. En effet, lorsque la matrice d'interaction est estimée à chaque itération et que les paramètres intrinsèques sont correctement estimés, le mouvement des primitives visuelles dans l'image est rectiligne. Or ce mouvement dans l'image ne se traduit pas forcément par un mouvement rectiligne de l'effecteur du robot dans l'espace cartésien. Par exemple sur la figure 2.8, le déplacement désiré dans l'espace cartésien est de 20° autour des axes X_w et Y_w mais il conduit à un déplacement maximal de l'ordre de 2.5 cm en translation suivant les axes X_c et Y_c (figure 2.8-b) malgré une erreur initiale dans l'image pour chaque primitive faible (erreur initiale maximale inférieure à 10 pixels).

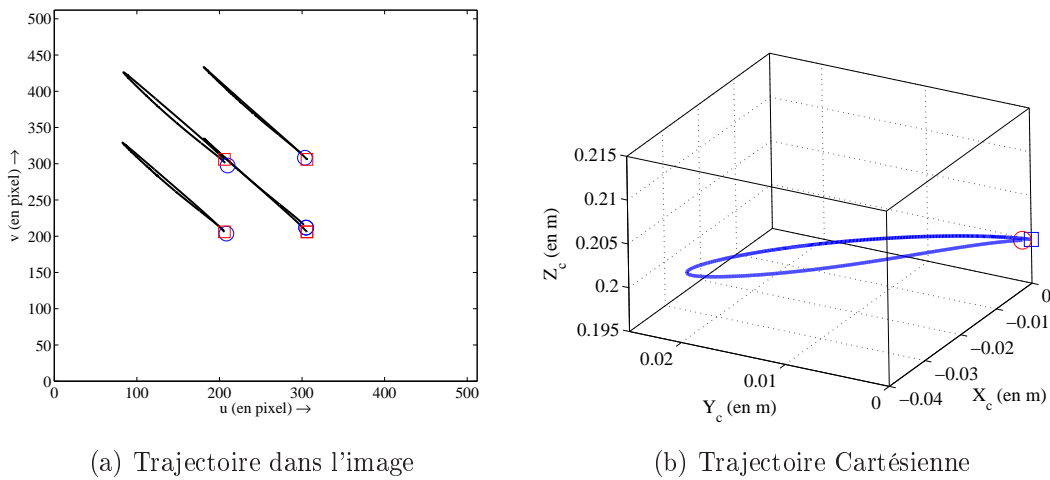


FIG. 2.8: *Trajectoire cartésienne non optimale : comportement de l'asservissement visuel dans l'image pour une rotation de 20° autour des axes X_w et Y_w (carrés = position initiale, cercles = position désirée).*

D'autres problèmes liés au choix des primitives visuelles (et donc à la définition de la matrice d'interaction) ont été mis en évidence dans la littérature, en particulier lorsque l'objet observé est un objet représenté par un ensemble de points :

- Convergence vers un minimum local [Chaumette, 1998],
- Sensibilité différente de la boucle de contrôle suivant le nombre de points considérés et leurs profondeurs par rapport à la caméra [Hashimoto et Noritsugu, 1998],
- Choix de la matrice d'interaction : l'utilisation d'une matrice d'interaction estimée à chaque itération nécessite de déterminer la profondeur des points considérés ce qui pose des problèmes rencontrés en asservissement visuel 3D. Le choix souvent retenu du jacobien image calculé sur la position désirée peut entraîner des problèmes de convergence et de stabilité si l'erreur initiale est importante (stabilité et convergence assurées seulement dans un voisinage de la position désirée).

2.4.3 Solutions de la littérature

Différentes approches ont été proposées dans la littérature pour pallier ou éviter les problèmes de l'asservissement visuel dans l'image. Nelson *et al* [Nelson et Khosla, 1995] ont proposé par exemple de minimiser une fonction de coût, définie initialement pour réaliser la tâche d'asservissement visuel, augmentée d'un terme dépendant de la manipulabilité du robot définie par :

$$w(\mathbf{q}) = \sqrt{\det[\mathbf{J}(\mathbf{q})^T \mathbf{J}(\mathbf{q})]} \quad (2.23)$$

avec \mathbf{J} la matrice jacobienne du robot et \mathbf{q} les coordonnées articulaires.

La commande générée induit une trajectoire dans l'espace articulaire qui réalise le suivi d'objet et éloigne en plus le manipulateur de ses configurations singulières en exploitant les articulations redondantes ou non contraintes par le mouvement. Cependant, cette approche peut induire des perturbations dans la réalisation de la tâche principale puisque la fonction de coût utilisée ne distingue pas les deux tâches. L'approche par fonction de tâche décrite dans [Espiau *et al.*, 1992] offre aussi la possibilité de prendre en compte des contraintes supplémentaires pour éviter les butées articulaires, les singularités ou la perte de visibilité. De plus, son formalisme permet de séparer l'action d'une tâche secondaire de celle de la tâche prioritaire. Ce formalisme est appliqué dans [Marchand *et al.*, 1996] où une tâche secondaire est définie pour prendre en compte les butées articulaires et les singularités cinématiques du robot. Ce second terme est obtenu à partir de la dérivée d'une fonction de coût prenant en compte les butées articulaires et les singularités cinématiques du robot. Dans cette approche, pour garantir que le mouvement induit par la tâche secondaire soit compatible avec la régulation de \mathbf{p} vers \mathbf{p}^d , deux opérateurs de projection orthogonaux sont utilisés : la matrice jacobienne image et son noyau. Ainsi la réalisation de la seconde tâche n'affecte pas la tâche d'asservissement visuel. La limitation majeure de ces deux solutions est que la dimension de la tâche d'asservissement visuel doit être inférieure au nombre de ddl du robot, sinon il est impossible de considérer une tâche secondaire. Elle repose sur la redondance du manipulateur par rapport à la tâche prioritaire.

Afin d'éviter les situations où la matrice d'interaction dégénère, le choix d'autres primitives visuelles est proposé dans [Chaumette, 1998]. En utilisant des primitives de type droite, l'auteur montre que les singularités de la matrice d'interaction sont évitées. Ceci est dû en particulier à un partitionnement de l'asservissement visuel séparant les rotations des translations. Ce partitionnement est également obtenu avec l'asservissement hybride présenté dans [Deguchi, 1998, Malis *et al.*, 1999]. L'approche proposée par Corke *et al* [Corke et Hutchinson, 2001] fournit aussi une solution au problème de singularités de la matrice d'interaction. La jacobienne image est partitionnée selon \mathbf{L}_{im}^{xy} (colonnes 1, 2, 4 et 5 de \mathbf{L}_{im}) et \mathbf{L}_{im}^z (colonnes 3 et 6 de \mathbf{L}_{im}) ce qui permet de calculer la composante $\dot{\mathbf{r}}_z = [T_z, \omega_z]^T$ séparément. En sélectionnant des informations visuelles différentes (l'angle formé entre l'axe u de l'image et la droite joignant les deux points les plus éloignés l'un de l'autre dans l'image comme le montre la figure 2.9 et l'aire de la surface formée par le polygone dont les sommets sont les points de l'objet), ils réalisent un asservissement qui traite séparément la rotation et la translation suivant l'axe Z_c des autres ddl de la tâche.

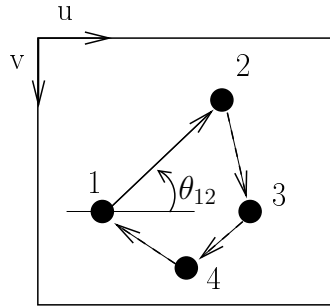


FIG. 2.9: Définition de la primitive visuelle utilisée pour décomposer le mouvement selon l'axe optique [Corke et Hutchinson, 2001].

La modification du vecteur d'information visuelle associé à un point permet aux auteurs de [Morel *et al.*, 1999] de découpler les mouvements de rotation et de translation comme dans le cas des asservissements hybrides. Le vecteur d'information visuelle est constitué des coordonnées d'un point considéré comme le centre de l'objet (point central) et de la distance entre la position courante et la position désirée de ce point. Ce choix du vecteur d'information visuelle est tel qu'il permet de spécifier des contraintes qui garantissent la préservation de la visibilité pendant la réalisation de la tâche. Ainsi, la trajectoire du point "central" évolue en ligne droite dans l'image et le terme de distance se comporte comme une évaluation de la taille de l'objet dans l'image (aire du disque englobant toutes les primitives visuelles) qui évolue de façon linéaire. Des contraintes peuvent alors être imposées à la fois dans l'image (région sécurisée fonction de la taille de l'objet à l'intérieur de laquelle le mouvement est toujours visible) et en 3D (spécification d'une pyramide tronquée à sa base et son sommet pour limiter le déplacement de l'objet dans l'espace cartésien).

L'addition d'information cartésienne dans le vecteur d'information visuelle a été étudiée dans [Cervera et Martinet, 1999]. L'idée est d'utiliser un vecteur d'information visuelle augmenté de la profondeur estimée des primitives considérées. Il en résulte un mouvement de l'objet en ligne droite par rapport au repère de la caméra, réduisant les déplacements inadéquats dans l'espace cartésien et diminuant ainsi le risque de perte de visibilité. Cependant, cette structure n'apporte pas de réelle garantie par rapport à la visibilité de l'objet et l'utilisation de l'estimation de la profondeur des primitives induit des problèmes dus à la procédure d'estimation.

L'application d'un contrôleur LM (Linear Matrix inequalities) a été proposée par [Danes et Bellot, 2005]. L'approche permet de concevoir un commande linéaire qui résulte d'une analyse multicritère. Différentes contraintes sont envisagées et explorées telles que la saturation des actionneurs ou des contraintes dans l'image ou sur l'espace 3D.

Enfin, une approche par génération de trajectoire a été étudiée. L'idée est de réaliser l'asservissement visuel entre les positions initiale et désirée en générant une trajectoire dans l'image. L'asservissement fonctionne de façon locale autour de la trajectoire définie, assurant la stabilité et la convergence de la structure de commande. Dans [Mezouar et Chaumette, 2002], la solution repose sur l'approche par champ de potentiel, qui permet de définir des forces d'attraction (fonction de la trajectoire cartésienne désirée)

et des forces de répulsion (éviter des butées et conserver la visibilité). Pour spécifier la trajectoire cartésienne, l'auteur utilise la décomposition de la matrice d'homographie définie à chaque itération entre l'image courante de la trajectoire et l'image désirée, comme dans l'asservissement hybride. Des résultats expérimentaux ont démontré la capacité de cet algorithme à répondre aux problèmes posés. Dans [Schramm et Morel, 2006], la génération de trajectoire est employée pour générer à la fois une trajectoire optimale dans l'espace cartésien et des déplacements rectilignes dans l'image, ce qui permet d'assurer la visibilité des primitives visuelles pendant le mouvement. Un des points parmi les primitives visuelles est choisi pour se déplacer en ligne droite, et le centre optique de la caméra doit se déplacer en ligne droite dans l'espace cartésien.

2.5 Conclusion

L'asservissement visuel a connu ces 20 dernières années une progression très importante due aux progrès technologiques et à la meilleure appréhension de la géométrie qui décrit les systèmes de vision. L'élargissement des applications de la robotique crée une demande forte pour ce type d'architecture de commande puisque le capteur visuel peut extraire une information riche même dans un environnement déstructuré. Différentes structures existent, mais l'asservissement visuel dans l'image offre la plus grande robustesse face aux erreurs de modélisation (caméra et robot) et aux bruits de mesure. Néanmoins, quelques difficultés de mise en œuvre existent encore notamment la prise en compte de la saturation des actionneurs, la gestion des butées articulaires et celle de la visibilité des primitives visuelles lorsque cette commande est réalisée en utilisant le jacobien image.

La prise en compte de la saturation des actionneurs se fait généralement lors du réglage des gains de la boucle de vision. Ainsi, la boucle de commande n'est pas indépendante de la tâche à réaliser puisqu'il faut adapter les gains du système en fonction de l'erreur initiale. Une autre solution est de régler ces gains au minimum, mais au prix d'une faible performance dynamique.

La gestion des butées articulaires et de la visibilité des primitives visuelles fait état de nombreux travaux dans la littérature. Trois approches se distinguent. D'abord l'approche par fonction de tâche utilise la possibilité de définir une tâche secondaire pour prendre en considération des contraintes additionnelles à la tâche d'asservissement visuel, mais son utilisation requiert que la dimension de l'espace de la tâche soit inférieure au nombre de ddl du robot. Ensuite les asservissements hybrides répondent aux problèmes de visibilité dans le sens où ils découplent les mouvements de rotation et de translation. Ainsi l'asservissement a moins tendance à générer des mouvements cartésiens de grande amplitude, et donc assure implicitement la conservation de la visibilité. Néanmoins, rien ne garantit de façon systématique la conservation de l'ensemble des primitives visuelles dans le champ de vue de la caméra. De plus, ce type de structure ne permet pas de prendre en compte les limites articulaires du robot. Enfin, la solution la plus évoluée et qui permet de gérer naturellement les contraintes mentionnées est la génération de trajectoire. Cette solution permet d'une part de faire travailler l'asservissement visuel en local autour de la trajectoire définie, et d'autre part elle offre la possibilité de définir un ensemble de contraintes de manière aisée.

Dans ce manuscrit, nous considérons une autre approche pour gérer les contraintes de l'asservissement visuel dans l'image. Nous proposons d'employer la commande prédictive non linéaire (CPNL) pour asservir dans l'image la pose d'un bras manipulateur tout en assurant le respect des contraintes de saturation, de butées articulaires et de visibilité. L'asservissement visuel dans l'image peut en effet facilement être considéré comme un problème d'optimisation sous contraintes, où la génération de trajectoire et la stratégie de contrôle sont résolues simultanément. Cette stratégie de commande peut aussi prendre en compte d'autres types de contraintes. La structure de commande proposée appliquée à l'asservissement visuel dans les images échographiques permet de gérer la contrainte imposée par le plan échographique. Ce point sera détaillé au chapitre 4. L'utilisation de la commande prédictive non linéaire a déjà été explorée dans [Allibert *et al.*, 2006] pour contrôler un robot mobile muni d'une caméra omnidirectionnelle mais sans utiliser la gestion des contraintes.

Dans le chapitre suivant, nous exposons l'application de la commande prédictive non linéaire à l'asservissement visuel dans l'image. Nous détaillons la modélisation utilisée, et nous présentons les résultats obtenus en simulation et sur notre plate-forme expérimentale.

La commande prédictive non linéaire doit son succès à sa capacité à traiter la commande des systèmes non linéaires sous contraintes. Grâce à cette qualité, la commande prédictive non linéaire se pose comme une solution adaptée pour gérer de façon naturelle les contraintes de l'asservissement visuel dans l'image exposées au chapitre 2. Dans ce qui suit, nous donnons une présentation de la commande prédictive non linéaire, puis son application à l'asservissement visuel dans l'image est détaillée dans une seconde partie. Les simulations et les expérimentations qui démontrent l'efficacité de cette approche sont aussi développées.

3.1 La commande prédictive : généralités

La commande prédictive est une technique de commande avancée de type commande optimale référencée modèle ("Model Predictive Control (MPC)" en anglais). L'idée générale est de déterminer à chaque itération une séquence de commande optimale en tenant compte du comportement futur du processus prédit par un modèle. Après un bref historique sur le développement de cette commande et une description de son principe général, nous décrivons la théorie de la commande prédictive non linéaire.

3.1.1 Historique

Les origines de la commande prédictive remontent aux années 1960 [Propoi, 1963] [Lee et Markus, 1967]. Son intérêt dans le domaine industriel apparaît à la fin des années 1970. Richalet *et al* [Richalet *et al.*, 1978] publient les premiers résultats obtenus pour le contrôle de processus dans l'industrie chimique.

Les applications dans lesquelles cette commande s'impose concernent le secteur des industries chimiques et pétrolières, caractérisées par des processus lents. En effet, la commande prédictive qui repose sur la résolution d'un problème d'optimisation en ligne est généralement coûteuse en temps de calcul, d'autant plus que l'horizon de prédiction est long et que le modèle du système considéré est complexe. Les résultats de travaux ob-

tenus sur des systèmes électro-mécaniques rapides ne sont publiés qu'à partir de 1987 [Richalet *et al.*, 1987].

Les premières formulations de la commande prédictive sont obtenues pour des problèmes linéaires. Dans ce cas, l'expression analytique des solutions optimales peut être établie, évitant ainsi l'optimisation en ligne. Parmi ces formulations, on peut citer la commande prédictive généralisée (GPC) [Clarke *et al.*, 1987] et la commande prédictive fonctionnelle (PFC) [Richalet, 1993]. La différence majeure entre ces deux formulations est que la PFC minimise le critère sur une commande qui est définie comme une combinaison linéaire de fonctions de base (échelon, rampe, parabole, ...). Les résultats de stabilité et de robustesse sont bien établis [Garcia *et al.*, 1989, Ralings et Muske, 1993, Boucher et Dumur, 1996]. Néanmoins, cette approche linéaire n'est pas complètement satisfaisante et présente certaines limitations (processus fortement non linéaires et soumis à des perturbations importantes, contrôle de systèmes qui changent régulièrement de point de fonctionnement [Qin et Badgell, 2000]) qui ont motivé l'utilisation de la commande prédictive non linéaire ("Nonlinear Model Predictive Control" (NMPC), en anglais). Les résultats initiaux sont publiés à la fin des années 1980 [Keerthi et Gilbert, 1988].

L'approche non linéaire de la commande prédictive ne permet plus une formulation analytique du problème d'optimisation qui doit donc être résolu en ligne. Cependant, l'augmentation de la puissance de calcul, les nouvelles formulations du problème (comme par exemple la paramétrisation de la commande [Alamir et Marchand, 2002]) et l'amélioration de l'optimisation [Ferrau et Diehl, 2006] ces dernières années ont permis à cette commande de connaître un fort développement, et plus particulièrement pour les systèmes à dynamiques rapides [NMPC-FS, 2006].

Nous allons maintenant présenter les principes de la commande prédictive puis nous développerons les aspects théoriques dans le cas non linéaire.

3.1.2 Principe de la commande prédictive

La commande prédictive consiste à minimiser une fonctionnelle \mathcal{C} appelée critère de performance ou fonction de coût :

$$\min_{\mathbf{u}, \mathbf{x} \in \mathbf{K}} \mathcal{C}_k(\mathbf{u}, \mathbf{y}, \mathbf{x}, \mathbf{c}) = \int_{\tau} F(\mathbf{u}(\tau), \mathbf{y}(\tau), \mathbf{x}(\tau), \mathbf{c}(\tau)) d\tau \quad (3.1)$$

Ce critère dépend des variables manipulées (l'entrée du système) \mathbf{u} , des grandeurs de sortie du système ou variables contrôlées \mathbf{y} , des états internes du système \mathbf{x} et du comportement désiré \mathbf{c} . Toutes ces grandeurs évoluent en fonction du temps.

Pour un système continu, τ est un intervalle $[t, t + T_p]$ où T_p représente le temps futur de prédiction. L'ensemble \mathbf{K} regroupe les contraintes sur l'état et la commande imposées le long de l'horizon. Ces contraintes sont de deux types : d'une part des contraintes liées à la dynamique du système et d'autre part des contraintes fonctionnelles agissant sur les entrées et les états du système.

La résolution du problème de commande prédictive est obtenue, s'il n'existe pas de solution analytique, par optimisation sur un ordinateur qui est par définition une machine discrète. Par conséquent, la résolution numérique est réalisée sur une version discrète

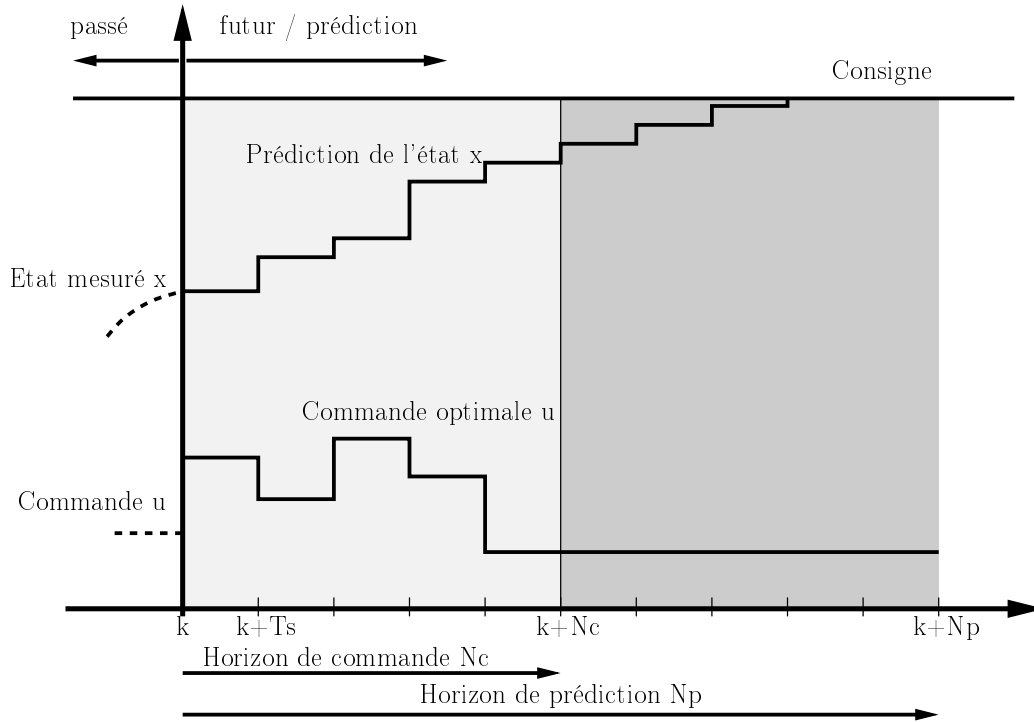


FIG. 3.1: Commande prédictive : représentation schématique

du problème. Le problème est ainsi ramené à un problème d'optimisation classique en dimension finie :

$$\int_{\tau} (\cdot) d\tau \rightarrow \sum_{\tau_i} (\cdot) \Delta\tau \quad (3.2)$$

où :

- $\mathbf{u}(\tau)$ est échantillonnée par une suite d'arguments $\mathbf{u}(k)$ pris aux instants τ_k connus : $k = 1, 2, \dots < \infty$
- l'intervalle τ est ramené à une succession d'éléments τ_i

La discrétisation précédente conduit à distinguer deux horizons (figure 3.1). L'horizon de commande N_c correspond à la longueur de la séquence de commande qui peut varier. L'horizon de prédiction N_p correspond à la longueur sur laquelle le critère de performance est évalué.

L'horizon de commande est en général inférieur à l'horizon de prédiction, c'est-à-dire que le dernier élément de la séquence de commande est maintenu constant entre l'horizon de commande et l'horizon de prédiction, à la valeur obtenue au terme de l'horizon de commande. Quelle que soit la valeur de l'horizon de commande, la séquence de commande optimale est toujours optimisée sur la totalité de l'horizon de prédiction, mais les changements de valeurs sont limités à un horizon plus court. L'horizon de prédiction doit être choisi inférieur aux temps de réponse en boucle ouverte et en boucle fermée du système. Un horizon de prédiction plus long reviendrait à déterminer la commande en fonction du régime statique du système. Le choix de l'horizon de commande dépend du comportement dynamique du processus. Par exemple dans le cas particulier d'un processus qui présente

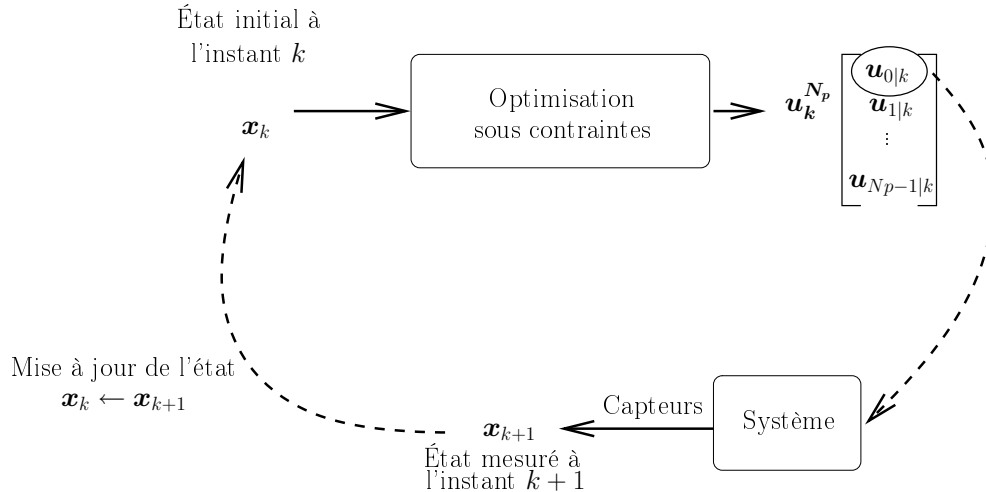


FIG. 3.2: Principe de la commande prédictive

un retard, il est clair que l'horizon de commande devra être supérieur au retard.

De la séquence de variables de commande calculées le long de l'horizon de prédiction, seule la première commande sera effectivement appliquée au processus. En effet, l'application de cette commande mène le système dans un état qui peut être différent de l'état prédit du fait des approximations de modélisation et des inévitables perturbations qui peuvent affecter le système. La prise en compte de cette mise à jour de l'état est réalisée en réinitialisant le problème d'optimisation sur l'état corrigé (l'état courant) du système (figure 3.2).

3.2 Théorie de la commande prédictive non linéaire

Pour de nombreuses applications, la commande prédictive linéaire est employée même si le système présente des non-linéarités. Néanmoins, la plupart des processus sont intrinsèquement non linéaires. Une première approche consiste à linéariser les modèles obtenus autour de points de fonctionnement. Cela peut s'avérer limitant dans le cas où la régulation amène le système à parcourir l'ensemble du domaine d'état. De plus, même si le système est linéaire ou s'il est possible de travailler avec un modèle linéarisé, la dynamique de la boucle fermée est loin d'être linéaire du fait de la présence des contraintes. Ceci a conduit au développement de la commande prédictive non linéaire (CPNL).

3.2.1 Systèmes non linéaires

Considérons un système non linéaire invariant dans le temps représenté sous une forme d'état discrète :

$$\mathbf{x}_{k+1} = f(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k), \quad \mathbf{x}_{(k=0)} = \mathbf{x}_0 \quad (3.3)$$

où $\mathbf{x}_k \in \mathbb{R}^n$ est l'état du système de dimension n , $\mathbf{u}_k \in \mathbb{R}^m$ représente l'entrée du système de dimension m , f est une fonction deux fois différentiable avec $f(0,0) = 0$ (l'origine est un point d'équilibre).

L'état et l'entrée sont soumis aux contraintes :

$$\mathbf{x}_k \in \mathbb{X} \subset \mathbb{R}^n, \mathbf{u}_k \in \mathbb{U} \subset \mathbb{R}^m \quad (3.4)$$

$$\mathbb{U} := \{\mathbf{u}_k \in \mathbb{R}^m \mid \mathbf{u}_{min} < \mathbf{u}_k < \mathbf{u}_{max}\} \quad (3.5)$$

$$\mathbb{X} := \{\mathbf{x}_k \in \mathbb{R}^n \mid \mathbf{x}_{min} < \mathbf{x}_k < \mathbf{x}_{max}\} \quad (3.6)$$

Les ensembles \mathbb{X} et \mathbb{U} sont compacts et contiennent l'origine.

Considérons maintenant la loi de commande $\mathbf{u} = \kappa(\mathbf{x})$ avec $\kappa(0) = 0$. Le système associé en boucle fermée est défini par :

$$\mathbf{x}_{k+1} = F(\mathbf{x}_k), \mathbf{x}_{(k=0)} = \mathbf{x}_0 \quad (3.7)$$

où $F(\mathbf{x}) := f(\mathbf{x}, \kappa(\mathbf{x}))$.

Dans la suite, $\kappa(\cdot)$ est dit stabilisant si l'origine de (3.7) est un point asymptotiquement stable :

$$\forall \varepsilon > 0, \exists \delta_\varepsilon \text{ tel que, si } \|\mathbf{x}_0\| < \delta_\varepsilon \text{ alors } \|\mathbf{x}_k\| < \varepsilon \text{ et } \lim_{k \rightarrow \infty} \|\mathbf{x}_k\| = 0 \quad (3.8)$$

L'origine est un point d'équilibre exponentiellement stable pour (3.7) si il existe un triplet de constantes $(r, a, b) > 0$ tel que :

$$\forall \|\mathbf{x}_0\| < r, \|\mathbf{x}_k\| \leq a e^{-bk} \|\mathbf{x}_0\|, \forall k \geq 0 \quad (3.9)$$

Une condition suffisante pour que l'origine soit exponentiellement stable est que le linéarisé de F au voisinage de l'origine ait toutes ses valeurs propres à l'intérieur du cercle unité.

3.2.1.1 Commande optimale linéaire

La façon la plus simple pour stabiliser le système défini par l'équation (3.3) est d'utiliser une commande optimale linéaire du type Linéaire Quadratique (LQ) travaillant sur une représentation linéaire du système (généralement linéarisé autour d'un point d'équilibre) avec un indice de performance quadratique. Par définition, nous avons :

$$\mathbf{A} = \frac{\partial f}{\partial \mathbf{x}} \Big|_{\mathbf{x}=0, \mathbf{u}=0}, \mathbf{B} = \frac{\partial f}{\partial \mathbf{u}} \Big|_{\mathbf{x}=0, \mathbf{u}=0} \quad (3.10)$$

Sous l'hypothèse que la paire (\mathbf{A}, \mathbf{B}) est stabilisable, l'idée est d'appliquer la loi de commande par retour d'état $\mathbf{u}_k = \mathbf{K} \mathbf{x}_k$ sur le système (3.3) et trouver une matrice de gain \mathbf{K} telle que le système décrit par $\mathbf{A} + \mathbf{B} \mathbf{K}$ soit stable. Cette matrice de gain est obtenue en minimisant une fonction quadratique à horizon infini de la forme :

$$\mathcal{C}_\infty(\mathbf{x}, \mathbf{u}) = \sum_{k=0}^{\infty} (\mathbf{x}_k^T \mathbf{Q} \mathbf{x}_k + \mathbf{u}_k^T \mathbf{R} \mathbf{u}_k) \quad (3.11)$$

où \mathbf{Q} , \mathbf{R} sont des matrices définies positives.

La fonctionnelle est soumise à l'équation dynamique linéarisée :

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A} \mathbf{x}_k + \mathbf{B} \mathbf{u}_k, \mathbf{x}_{(k=0)} = \mathbf{x}_0 \quad (3.12)$$

La solution de ce problème LQ est bien connue [Kalman, 1960] et la matrice de gain est donnée par la relation :

$$\mathbf{K}^{LQ} = -(\mathbf{R} + \mathbf{B}^T \mathbf{P}_\infty \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B}^T \mathbf{P}_\infty \mathbf{A} \quad (3.13)$$

\mathbf{P}_∞ est la solution non négative de l'équation algébrique de Riccati :

$$\mathbf{P} = \mathbf{A}^T \mathbf{P} \mathbf{A} + \mathbf{Q} - \mathbf{A}^T \mathbf{P} \mathbf{B} (\mathbf{R} + \mathbf{B}^T \mathbf{P} \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B}^T \mathbf{P} \mathbf{A} \quad (3.14)$$

En appliquant le retour d'état avec la matrice de gain \mathbf{K}^{LQ} , on obtient le système en boucle fermée suivant :

$$\mathbf{x}_{k+1} = f(\mathbf{x}_k, \mathbf{K}^{LQ} \mathbf{x}_k), \quad \mathbf{x}_{(k=0)} = \mathbf{x}_0 \quad (3.15)$$

L'origine pour l'équation (3.15) est asymptotiquement stable. La preuve de cette stabilité peut être obtenue en choisissant comme fonction de Lyapunov $\mathbf{V}(x) = \mathbf{x}^T \mathbf{P}_\infty \mathbf{x}$ [Vidyasagar, 1993].

Cependant, la conception de cette commande ignore complètement les contraintes définies par (3.4). Ainsi, pour un état initial \mathbf{x}_0 , il n'y a aucune garantie que $\forall k \geq 0$ \mathbf{x}_k et \mathbf{u}_k respectent (3.4).

Dans ce qui suit, le terme ensemble des solutions admissibles associées à la boucle fermée formée par (3.3) et le retour d'état :

$$\mathbf{u}_k = \kappa(\mathbf{x}_k) \quad (3.16)$$

représente un ensemble invariant Ω qui est un domaine (ou une région) d'attraction de l'origine et tel que si $\mathbf{x}_0 \in \Omega$ alors $\forall k \geq 0$ \mathbf{x}_k et \mathbf{u}_k définis par (3.3) et (3.16) satisfont (3.4). De plus, l'entrée $\mathbf{u}_k \forall k \geq 0$ obtenue par (3.16) est nommée séquence de commande faisable.

Si l'on revient sur la commande optimale, l'ensemble maximal des solutions admissibles de la commande par retour d'état LQ est représenté par $\Omega(\kappa^{LQ})$. Ce contrôleur linéaire optimise uniquement les performances autour du point de fonctionnement. De ce fait l'ensemble $\Omega(\kappa^{LQ})$ est extrêmement restreint puisque pour respecter les contraintes et la linéarisation autour d'un point de fonctionnement le concepteur réduit implicitement l'ensemble des solutions admissibles (convergence locale). Par contre, le coût en calcul est relativement réduit puisqu'il suffit de résoudre (hors ligne) l'équation algébrique de Riccati.

3.2.1.2 Commande optimale non linéaire à horizon infini

Les limites de la commande LQ ont motivé la recherche de commandes plus sophistiquées capables d'augmenter la taille de l'ensemble des solutions admissibles et les performances du contrôleur. L'approche la plus simple est de prendre directement en considération les non-linéarités et les contraintes dans la minimisation du critère (3.11). La commande non linéaire à horizon infini est ainsi obtenue en minimisant (3.11) soumis à la dynamique du système non linéaire (3.3) et aux contraintes sur l'état et la commande (3.4).

Si la paire (\mathbf{A}, \mathbf{B}) est stabilisable, la solution du problème de commande optimale non linéaire à horizon infini est donnée par le retour d'état non linéaire :

$$\mathbf{u}_k = \kappa^{HI}(\mathbf{x}_k) \quad (3.17)$$

qui stabilise l'origine (voir par exemple [Keerthi et Gilbert, 1988]).

La stabilité de l'origine pour le système bouclé avec la commande $\mathbf{u}_k = \kappa^{HI}(\mathbf{x}_k)$ est prouvée en choisissant comme fonction de Lyapunov $\mathbf{V}(\mathbf{x}) = \mathcal{C}_\infty^*$ où :

$$\mathcal{C}_\infty^* = \mathcal{C}_\infty(\mathbf{x}, \kappa^{HI}(\phi(\cdot, \mathbf{x}))) \quad (3.18)$$

avec $\phi(\cdot, \mathbf{x})$ la solution de (3.3) soumise à (3.17) [Keerthi et Gilbert, 1988]. \mathcal{C}_∞^* est la valeur minimale de la fonction de coût.

Si l'on note Ω^{HI} l'ensemble des solutions admissibles pour la commande optimale non linéaire à horizon infini, alors par définition il est clair que $\Omega^{HI} \supseteq \Omega^{LQ}$, et Ω^{HI} peut être vu comme le plus grand ensemble réalisable de solutions admissibles.

En supposant un réglage adéquat des matrices \mathbf{Q} et \mathbf{R} , la commande optimale non linéaire à horizon infini génère une commande qui amène le système à suivre une réponse optimale par définition. L'implémentation en temps réel est le problème majeur de cette commande [Nicolao *et al.*, 2000].

3.2.2 Commande prédictive non linéaire

Les difficultés liées à l'implémentation d'une commande optimale non linéaire à horizon infini ont conduit au développement d'une stratégie de commande à optimisation sur un horizon fini. Cette nouvelle commande porte différentes dénominations (commande optimale non linéaire à horizon fini, commande non linéaire par horizon glissant ou commande prédictive non linéaire). Nous retenons pour la suite comme dénomination la commande prédictive non linéaire.

3.2.2.1 Formulation de la Commande Prédictive Non Linéaire (CPNL)

Nous emploierons la formulation décrite par Allgöer *et al* [Allgöer *et al.*, 1999] basée sur une représentation d'état discrète du système. Le problème de la CPNL se pose sous la forme du problème d'optimisation sous contraintes suivant :

Résoudre :

$$\min_{\mathbf{u}_k^{N_p}} \mathcal{C}(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k^{N_p}) \quad (3.19)$$

soumis à :

$$\mathbf{x}_{i+1|k} = f(\mathbf{x}_{i|k}, \mathbf{u}_{i|k}), \quad \mathbf{x}_{0|k} = \mathbf{x}_k \quad (3.20)$$

$$\mathbf{x}_{i|k} \in \mathbb{X}, \quad i \in [1, N_p] \quad (3.21)$$

$$\mathbf{u}_{i|k} \in \mathbb{U}, \quad i \in [1, N_p], \quad \text{et } \forall i \geq N_c \quad \mathbf{u}_{i|k} = \mathbf{u}_{N_c|k} \quad (3.22)$$

où

$$\mathbb{U} := \{\mathbf{u}_k \in \mathbb{R}^m \mid \mathbf{u}_{min} < \mathbf{u}_k < \mathbf{u}_{max}\} \quad (3.23)$$

$$\mathbb{X} := \{\mathbf{x}_k \in \mathbb{R}^n \mid \mathbf{x}_{min} < \mathbf{x}_k < \mathbf{x}_{max}\} \quad (3.24)$$

et

$$\mathcal{C}(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k^{N_p}) = \sum_{i=0}^{N_p-1} \mathbf{F}(\mathbf{x}_{i|k}, \mathbf{u}_{i|k}) \quad (3.25)$$

Les variables représentées avec un double indice séparé par une ligne horizontale sont les variables internes de prédiction. Le second argument représente l'instant à partir duquel la prédiction est calculée. $\mathbf{x}_k = \mathbf{x}_{0|k}$ est l'état initial du système à contrôler à partir de l'instant k , $\mathbf{x}_{i|k}$ et $\mathbf{u}_{i|k}$ sont respectivement l'état et la commande prédits depuis k avec i indiquant l'instant de prédiction du contrôleur à partir de k . $\mathbf{u}_k^{N_p} = [\mathbf{u}_{0|k}, \mathbf{u}_{1|k}, \dots, \mathbf{u}_{N_p-1|k}]$ est le vecteur des entrées futures. \mathbf{F} est une fonction quadratique de l'état et de la commande.

La commande prédictive consiste à calculer le vecteur $\mathbf{u}_k^{N_p}$ sur l'horizon de prédiction N_p et à appliquer le premier élément $\mathbf{u}_{0|k}$ de cette séquence. Cette opération est ensuite effectuée à nouveau à l'instant suivant en faisant glisser l'horizon de prédiction de $[k; k+N_p]$ à $[k+1; k+N_p+1]$.

3.2.2.2 Stabilité

L'objectif est de garantir la stabilité de la boucle fermée et de bonnes performances même pour des valeurs de N_p faibles. En effet, le problème de la commande prédictive à horizon fini ne conduit pas de façon systématique à un système asymptotiquement stable en boucle fermée [Bitmead *et al.*, 1990]. Différentes approches ont été proposées pour garantir la stabilité. L'idée générale de ces approches est de compléter le problème de commande prédictive à horizon fini pour le faire tendre vers un problème de commande à horizon infini en ajoutant un terme de pénalité à la fonction de coût :

$$\mathcal{C}(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k^{N_p}) = \sum_{i=0}^{N_p-1} \mathbf{F}(\mathbf{x}_{i|k}, \mathbf{u}_{i|k}) + \mathcal{V}(\mathbf{x}_k) \quad (3.26)$$

et une contrainte terminale de la forme :

$$\mathbf{x}(k + N_p) \in \Omega_f \quad (3.27)$$

où Ω_f est une région terminale (ensemble d'états admissibles). Différentes stratégies ont été développées pour définir le terme de pénalité terminale et la région terminale. La preuve de stabilité repose alors sur la démonstration que la fonction de coût optimale \mathcal{C}^* est une fonction de Lyapunov [Nicolao *et al.*, 2000]. Pour cela, il faut démontrer la décroissance de cette fonction qui peut être obtenue par exemple par une méthode indirecte basée sur la monotonie de la fonction de coût en fonction de l'horizon de prédiction :

$$\mathcal{C}^*(\mathbf{x}_k, N_p) \leq \mathcal{C}^*(\mathbf{x}_k, N_p - 1) \quad (3.28)$$

Une description des solutions employées pour assurer la stabilité est donnée dans l'article de Nicolao *et al.* [Nicolao *et al.*, 2000]. Nous renvoyons le lecteur à cette référence pour avoir les lignes directrices de la démonstration de la stabilité pour chacune de ces approches.

Contrainte d'égalité terminale

L'idée est de fixer $\mathcal{V} \equiv 0$ et de considérer $\Omega_f = \{0\}$. Le problème d'optimisation se trouve alors augmenté de la contrainte d'égalité terminale :

$$\mathbf{x}_{N_p|k} = 0 \quad (3.29)$$

Cette contrainte force l'état du système à se trouver en N_p itérations sur le point d'équilibre. Historiquement, cette approche est la première solution proposée pour assurer la stabilité de la CPNL à horizon fini [Mayne et Michalska, 1990]. En terme de performances, un effort plus important est demandé à la commande pour de faibles valeurs de N_p . De plus, il faut s'assurer que le système est commandable en N_p itérations (c'est-à-dire que l'état du système peut se trouver à l'origine en N_p itérations). La longueur de l'horizon de prédiction doit être suffisamment grande pour que le système atteigne l'origine à la fin de la prédiction. L'augmentation de N_p pour assurer cette hypothèse peut poser des problèmes en terme de coût de calcul. Enfin, du point de vue de la résolution numérique, le respect d'une contrainte d'égalité terminale est en pratique difficilement réalisable.

Mode dual

Une autre solution est la stratégie de mode dual [Michalska et Mayne, 1993]. L'idée est de remplacer la contrainte d'égalité terminale par une contrainte d'inégalité, qui est alors plus facile à gérer. Le contrôleur par mode dual consiste à utiliser deux modes de commande appliqués selon la position du système dans l'espace d'état. En considérant le contrôleur LQ ($\mathbf{u}_k = \mathbf{K}^{LQ} \mathbf{x}_k$) et l'ensemble des solutions admissibles associé $\Omega(K^{LQ})$, on définit l'ensemble $\Omega_f(\alpha)$ tel que $\Omega_f(\alpha) \subset \Omega(K^{LQ})$ où α est un paramètre de réglage qui permet de définir la taille du bassin d'attraction tel que :

$$\Omega_f(\alpha_1) \supset \Omega_f(\alpha_2) \text{ si } \alpha_1 > \alpha_2 \text{ et } \lim_{\alpha \rightarrow 0} \Omega_f(\alpha) = \{0\} \quad (3.30)$$

Ainsi, l'espace d'état est divisé en deux parties (figure 3.3) : dans la première partie (en dehors de Ω_f) la commande prédictive est appliquée, puis dans la seconde partie (à l'intérieur de Ω_f) un retour d'état linéaire pré-défini est utilisé :

$$\mathbf{u}_k = \begin{cases} \mathbf{u}_{0|k}^* & \text{si } \mathbf{x}_k \notin \Omega_f(\alpha) \\ \mathbf{K}^{LQ} \mathbf{x}_k & \text{si } \mathbf{x}_k \in \Omega_f(\alpha) \end{cases} \quad (3.31)$$

La matrice de retour d'état \mathbf{K}^{LQ} est définie de telle sorte que la région $\Omega_f(\alpha)$ soit une région d'attraction invariante du système linéaire contrôlé par le retour d'état et que les contraintes sur l'état et la commande demeurent satisfaites par le contrôleur linéaire dans $\Omega_f(\alpha)$. L'inconvénient majeur de cette approche est de commuter d'une commande à l'autre. De plus les difficultés numériques se rapprochent de celle de l'approche par contrainte d'égalité terminale lorsque $\alpha \rightarrow 0$.

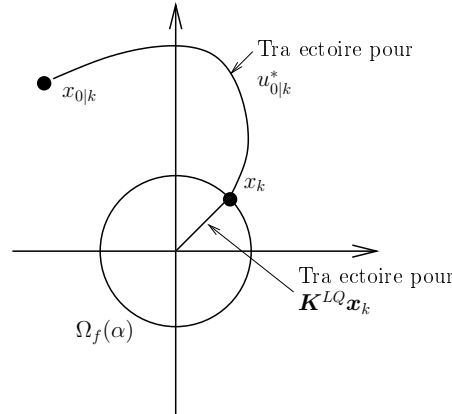


FIG. 3.3: Représentation schématique de l'approche par mode dual dans l'espace d'état.

Horizon quasi-infini

La stratégie à horizon quasi-infini est une autre solution pour assurer la stabilité du système commandé par CPNL. L'idée est basée sur la même approche que les solutions précédentes : l'état doit se trouver dans un domaine proche de l'origine en un temps fini. Cependant, au lieu de commuter sur une commande linéaire, un terme de pénalité terminale est utilisé. Il est défini par une forme quadratique :

$$\mathcal{V} = \mathbf{x}_{N_p|k}^T \mathbf{P} \mathbf{x}_{N_p|k} \quad (3.32)$$

où \mathbf{P} est une matrice de pénalité telle que $\mathbf{P} = \mathbf{P}^T > 0$. Sans détailler plus en profondeur, le choix de la matrice de pénalité est effectué de façon à ce que, pour Ω_f donné, le terme $\mathbf{x}_{N_p|k}^T \mathbf{P} \mathbf{x}_{N_p|k}$ soit une fonction de Lyapunov pour le système non linéaire (3.20) soumis au retour d'état linéaire $\mathbf{u}(k) = K^{LQ} \mathbf{x}(k)$ (voir les différentes procédures proposées dans [Garcia *et al.*, 1989, Parisini et Zoppoli, 1995, Nicolao *et al.*, 1997, Chen et Allgöer, 1998]). Du fait de l'utilisation d'un terme de pénalité terminale quadratique, cette approche est sans doute la plus simple à mettre en œuvre.

Contrainte contractive

Cette approche a été proposée pour les systèmes continus par [Yang et Polak, 1993] et a été adaptée en version discrète dans [Nicolao *et al.*, 2000]. La contrainte terminale est définie par une contrainte contractive de la forme :

$$\Omega_f = \{\mathbf{x}_{N_p|k} \mid \|\mathbf{x}_{N_p|k}\| \leq \alpha \|\mathbf{x}_k\|, \alpha \in [0, 1)\} \quad (3.33)$$

où α est un paramètre de conception. Une autre contrainte à satisfaire pour chaque pas de l'horizon de prédiction est aussi introduite :

$$\|\mathbf{x}_{i|k}\| \leq \alpha \|\mathbf{x}_k\|, \beta \in [0, 1), 1 \leq i \leq N_p, \beta \in [1, \infty[\quad (3.34)$$

avec β , un deuxième paramètre de conception. Enfin, un terme de pénalité quadratique de la forme $\mathcal{V} = \mathbf{x}_{N_p|k}^T \mathbf{P} \mathbf{x}_{N_p|k}$ avec $\mathbf{P} \geq 0$ est ajouté à la fonction de coût.

Dans cette formulation, la séquence de commande optimale est entièrement appliquée. Ainsi, à la différence de la formulation standard de la CPNL, l'horizon de prédiction est déplacé par intervalle, c'est-à-dire tous les N_p itérations. Cette solution repose sur l'hypothèse d'existence d'un triplet (N_p, α, β) tel que Ω_f ne soit pas vide. En particulier, Ω_f peut être vide lorsque β est trop petit pour des systèmes présentant des dépassements dans sa réponse. L'avantage majeur est que l'optimisation n'est réalisée que toutes les N_p itérations réduisant ainsi le coût en temps de calcul. De plus, bien que la seconde contrainte (3.34) apporte $N_p - 1$ contraintes supplémentaires, pour une valeur de β grande, celles-ci sont rarement actives.

3.2.2.3 Notion de faisabilité

La commande prédictive non linéaire pose des problèmes structurels liés à la faisabilité [Sckaert *et al.*, 1999]. La **faisabilité a priori** concerne l'existence ou non de solution au problème d'optimisation sous contraintes traduisant le problème de commande. La stabilité est la **faisabilité a posteriori** qui dépend des comportements futurs du système. Il s'agit de vérifier que la commande, solution de l'algorithme, permet d'assurer la stabilité du processus en boucle fermée [Dufour, 2000]. Cette notion de faisabilité est fondamentale au sens où dans le cadre d'une utilisation en temps réel, il est possible de se contenter d'une solution sous optimale à partir du moment où en arrêtant l'algorithme d'optimisation avant convergence la solution obtenue est garantie faisable.

3.2.2.4 Robustesse

Jusqu'à présent, la formulation de la CPNL et les discussions de stabilité n'ont porté que sur le cas nominal, c'est-à-dire que le modèle utilisé pour prédire le comportement du système est supposé parfait et qu'aucune perturbation n'affecte le processus considéré. Cela est bien entendu une supposition irréaliste et les développements concernant la robustesse de la CPNL sont d'une grande importance. Considérons le modèle incertain décrit par :

$$\mathbf{x}_k = f(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k, \mathbf{d}_k), \quad \mathbf{x}_{(k=0)} = \mathbf{x}_k \quad (3.35)$$

où \mathbf{d}_k regroupe les incertitudes sur le modèle et les perturbations que le système peut subir.

L'analyse de performances et de stabilité devient alors difficile du fait de la différence entre la prédiction et le comportement réel du système.

Les schémas de commande prédictive présentent une robustesse inhérente, pouvant ainsi gérer les incertitudes de modélisation et les perturbations [Magni et Sepulchre, 1997]. Cela vient du fait que la CPNL est proche de la commande optimale. Pour améliorer la robustesse de la CPNL, certaines formulations prennent aussi directement en considération les incertitudes de modélisation et les perturbations dans la conception du contrôleur. Citons deux formulations :

Formulation min-max en boucle ouverte [Chen *et al.*, 1997]. Dans cette approche, la formulation standard de la CPNL est conservée mais la fonction de coût optimale

est donnée pour le cas le plus perturbé, c'est-à-dire :

$$\mathcal{C}^* = \min_{\mathbf{u}_k^{N_p}} \max_{\mathbf{d}_k} \mathcal{C}(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k^{N_p}) \quad (3.36)$$

L'optimisation devient donc un problème min-max. Le problème majeur de cette solution est que l'utilisation de contraintes additionnelles assurant la stabilité comme dans le cas nominal peut conduire à un problème où il n'existe plus de solutions faisables.

CPNL H_∞ [Blaukamp et Basar, 1999]. Dans cette approche, il s'agit de considérer le problème H_∞ standard dans la conception de la CPNL. L'inconvénient est qu'il faut résoudre un problème min-max à horizon infini. Cette solution est proche de la précédente.

Malgré ces quelques pistes, le problème de l'analyse théorique de la robustesse de la commande prédictive reste ouvert, et la question de la stabilité du contrôleur en présence de perturbations ou d'incertitudes n'a pas encore de réponse dans le cas général.

3.2.2.5 d. Estimation d'état

Jusqu'à maintenant, nous avons considéré que l'état du système nécessaire à la prédiction était parfaitement accessible par mesure. En général, ce n'est pas le cas et un observateur d'état est donc nécessaire. Deux questions peuvent alors se poser :

1. Est ce que la boucle fermée incluant un observateur possède les mêmes propriétés de stabilité ?
2. Quel type d'observateur faut-il utiliser pour obtenir une bonne estimation d'état et de bonnes performances ?

La première question revient à évaluer le comportement de la CPNL en présence d'erreur sur l'estimation d'état. Pour prendre en considération l'erreur d'estimation dans la CPNL ou pour éviter les problèmes qui peuvent apparaître dus à cette observation, différentes solutions ont été proposées :

- **Prise en compte directe de l'erreur d'estimation dans la CPNL** : l'erreur d'observation est considérée comme une perturbation dans la conception du contrôleur et l'objectif est alors de rejeter cette perturbation. Cette approche se ramène donc à la conception d'une CPNL robuste.
- **Séparation de l'erreur d'observation du contrôleur** [Findeissen *et al.*, 2002] : l'erreur d'observation est séparée (découplée) du contrôleur de façon temporelle, en concevant un observateur à convergence beaucoup plus rapide que le reste du système.

En ce qui concerne la seconde question, nous pouvons citer différents types d'observateurs. Une solution classique est l'utilisation du filtre de Kalman (ou sa version étendue (Extended Kalman Filter EKF)). Dans [Kothare et Morari, 2000], un observateur EKF discret est employé pour estimer l'état d'un système non linéaire. Un observateur dual de la CPNL a aussi été proposé [Alamir, 1999]. Il est formulé comme une optimisation

en ligne et nommé observateur à horizon glissant. Cependant cet estimateur rend la commande très coûteuse en temps de calcul car il est alors nécessaire de réaliser deux optimisations en ligne. Enfin, l'utilisation d'observateur à grands gains a été explorée par [msland *et al.*, 2001]. L'observateur est rendu aussi rapide que nécessaire grâce à un coefficient qui apparaît comme un facteur d'échelle temporelle et qui intervient dans la matrice d'observation.

3.2.2.6 Mise en œuvre

Dans ce paragraphe, nous exposons quelques points qui apparaissent lors de la conception et de l'application de la CPNL. Ces notions ne sont pas des verrous scientifiques de la CPNL, mais ils doivent être considérés lorsque le choix du contrôleur s'oriente vers la CPNL. De plus, les paragraphes qui suivent ne sont qu'un aperçu des points discutés et nous invitons le lecteur à se référer aux publications citées pour plus de détails.

Modélisation et identification Lorsque l'on désire mettre en place une commande référencée modèle, il est avant tout nécessaire de choisir un modèle de représentation du processus et d'identifier ce modèle pour qu'il corresponde au mieux au système considéré. Contrairement au cas linéaire, la modélisation des processus non linéaires peut s'avérer délicate. Dans [Lee, 2000], l'auteur souligne entre autre que lorsque la modélisation des systèmes non linéaires est obtenue par un modèle de connaissance, l'ensemble des équations obtenues peut vite devenir d'une taille trop importante pour pouvoir être simulé pendant le calcul de la commande optimale. Dans le cas d'une approche par modèle "boîte noire", deux autres points sont importants : le choix de la forme du modèle et la procédure pour générer les données utilisées pour identifier ce modèle.

Optimisation Contrairement au cas linéaire où le problème est convexe, la CPNL nécessite la résolution d'un problème non linéaire non convexe. Biegler [Biegler, 2000] propose une discussion détaillée du problème d'optimisation et des algorithmes d'optimisation employés pour la CPNL. L'algorithme de programmation quadratique séquentielle (en anglais "Sequential Quadratic Programming" SQP) est un exemple d'algorithme de programmation non linéaire. Cette méthode permet de se rapprocher d'une méthode d'optimisation de type Newton en calculant à chaque itération une approximation de la matrice Hessienne de la fonction Lagrangienne obtenue par concaténation de la fonction à optimiser et des contraintes du problème (à l'aide des multiplicateurs de Lagrange). Cette matrice est ensuite utilisée pour générer un sous-problème de programmation quadratique (en anglais "Quadratic Program" QP). Pour une utilisation en temps réel, il est possible de se contenter d'une solution sous-optimale, à partir du moment où la solution obtenue en interrompant l'algorithme d'optimisation avant convergence (pour un nombre d'itérations fixé) est garantie faisable (solution respectant les contraintes associées au problème).

Performances Les performances de la commande prédictive sont étroitement liées à la longueur de l'horizon de prédiction. Dans le cas linéaire, il existe des méthodes systématiques pour fixer les horizons de prédiction et de commande. Dans le cas non linéaire, le problème reste ouvert puisque l'optimalité d'un horizon est fortement

liée à la complexité du problème. Comme nous l'avons déjà souligné, idéalement la meilleure solution serait d'utiliser un horizon de prédiction infini, puisque dans le cas nominal, les trajectoires de la boucle fermée doivent coïncider avec celles de la prédiction en boucle ouverte. D'un côté, la CPNL à horizon infini ne peut pas être appliquée en pratique. D'un autre côté, l'utilisation d'un horizon fini ne garantit pas que la répétition de l'optimisation en glissant l'horizon conduit à la solution optimale du problème à horizon infini. En général, les deux solutions diffèrent significativement si un horizon court est sélectionné [Findeisen et Allgöer, 2002]. Ainsi, il est clair que l'utilisation d'un horizon de prédiction court permet de réduire les coûts en temps de calcul, mais un horizon de prédiction plus long est recommandé pour assurer la stabilité en boucle fermée et pour obtenir les performances désirées. L'approche quasi-infinie décrite précédemment permet en principe de retrouver les performances de la CPNL à horizon infini sans remettre en cause l'application en ligne de cette commande.

3.2.3 Conclusion

La commande prédictive non linéaire est une commande avancée qui permet de contrôler des processus non linéaires en intégrant un ensemble de contraintes sur l'état et sur la commande. Elle a atteint aujourd'hui une certaine maturité mais ses applications restent encore limitées dans le domaine des systèmes à dynamiques rapides. Cela est dû au temps de calcul important nécessaire pour réaliser l'optimisation en ligne. Néanmoins, l'augmentation des puissances des ordinateurs offre aujourd'hui la possibilité d'envisager cette technique de commande pour les systèmes à dynamiques rapides (voir [NMPC-FS, 2006]).

Nous considérons que la capacité de la CPNL à prendre en compte les non-linéarités des systèmes, et surtout les contraintes appliquées à ceux-ci, en fait une architecture de commande adaptée pour l'asservissement visuel dans l'image. La partie suivante expose comment nous avons appliqué la commande prédictive non linéaire à l'asservissement visuel dans l'image.

3.3 CPNL pour l'asservissement visuel dans l'image

La CPNL est envisagée pour l'asservissement visuel dans l'image offrant ainsi la possibilité de gérer naturellement les contraintes que nous avons mentionnées au chapitre 2. Le système considéré est un manipulateur à six ddl dont la position cartésienne de l'organe terminal doit être asservie suivant une consigne définie dans l'image. Nous développons tout d'abord dans cette partie le modèle utilisé pour la prédiction du comportement du système ainsi que la mise en œuvre de la CPNL. Nous exposons ensuite les résultats de simulation avant de présenter les validations expérimentales.

3.3.1 Modélisation

3.3.1.1 Modèle dynamique du robot

Pour un robot, le modèle dynamique inverse permet d'exprimer la relation entre les couples et/ou forces électro-mécaniques $\mathbf{\Gamma}$ appliqués aux actionneurs et les positions, vitesses et accélérations articulaires du robot $\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$. Selon le formalisme de Lagrange, on a :

$$\mathbf{A}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \mathbf{\Gamma} \quad (3.37)$$

où \mathbf{A} est la matrice d'inertie du système, \mathbf{h} est un vecteur regroupant les forces de Coriolis, les forces centrifuges, les forces de gravité et les éventuelles forces de frottement, les termes de \mathbf{A} et \mathbf{h} dépendant des positions et vitesses articulaires.

Pour prédire le comportement du système à une entrée donnée (couples et/ou forces), il faut utiliser le modèle dynamique direct.

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{A}(\mathbf{q})^{-1}(\mathbf{\Gamma} - \mathbf{h}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})) \quad (3.38)$$

D'un point de vue général, un système robotique est donc un système dynamique de dimension n (le nombre d'articulations du robot) du second ordre, non linéaire et couplé. L'entrée du système de dimension n est le vecteur des couples et/ou forces appliqués aux actionneurs.

Cependant, la présence de réducteurs de vitesse au niveau des actionneurs et l'utilisation d'asservissements bas niveau en vitesse ou en couple, qui présentent une très large bande passante (cartes d'axe qui assurent une régulation analogique) par rapport aux applications d'asservissement visuel classique, ont conduit la plupart des développements en asservissement visuel à ne considérer qu'un modèle cinématique du robot [Hutchinson *et al.*, 1996]. Cette simplification est d'ailleurs largement répandue dans l'industrie où la majorité des systèmes robotiques sont pilotés par des asservissements P D décentralisés sur chaque articulation.

Ainsi, nous considérons dans une première évaluation un modèle simplifié du système mécanique que nous voulons asservir. Le modèle de prédiction est alors un modèle du premier ordre linéaire et découplé. Cette simplification va aussi dans le sens d'une amélioration de la capacité de notre approche à être implémentée sur site expérimental. En effet, le modèle dynamique du système doit être calculé sur un horizon de prédiction à chaque itération. Plus le modèle est complexe, plus le coût en temps de calcul devient important.

Le robot est donc modélisé par un ensemble de n intégrateurs simples, un par articulation. En utilisant une représentation d'état sous forme discrète, le robot est modélisé par :

$$x_{k+1}^j = x_k^j + T_e u_k^j, \quad \forall j = 1, \dots, 6 \quad (3.39)$$

où x_k^j sont l'état du système égal à la position articulaire de l'articulation j , u_k^j représente l'entrée en commande de l'articulation j équivalente à une référence en vitesse, et T_e est la période d'échantillonnage.

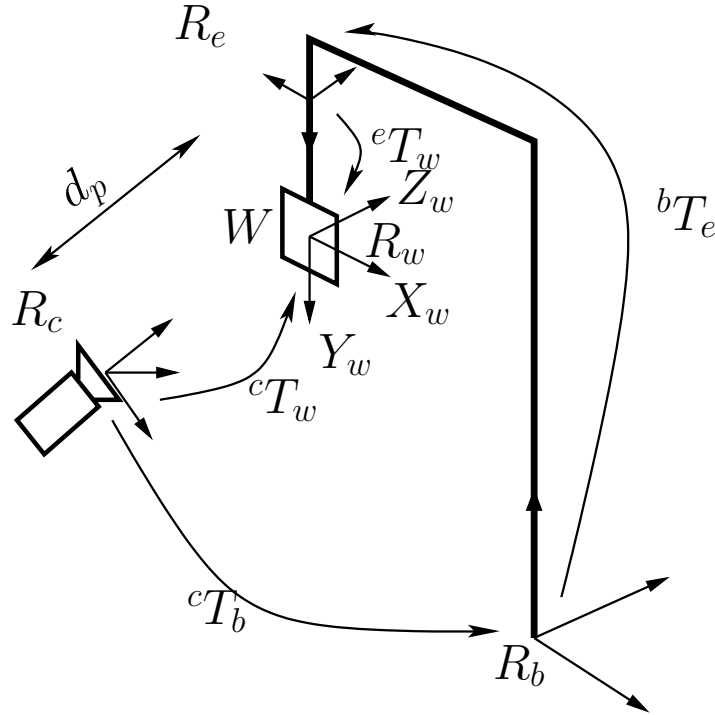


FIG. 3.4: Description géométrique de la scène.

3.3.1.2 Équation de mesure

L'équation dynamique fournit les positions articulaires du robot. L'équation de mesure doit fournir, à partir des positions articulaires, la position de l'objet considéré W dans l'image (figure 3.4). Pour cela, nous devons dans un premier temps déterminer les coordonnées cartésiennes de cet objet par rapport au repère caméra R_c . Cette détermination nécessite la connaissance du modèle géométrique du robot et le modèle de projection de la caméra. Nous utiliserons la représentation sous forme de matrice de transformation rigide pour définir la situation de l'objet par rapport au repère caméra cT_w .

Modèle géométrique

Une représentation schématique de la configuration du système est donnée sur la figure 3.4. Nous considérons que l'objet W est rigidement attaché à l'organe terminal du robot. Le modèle géométrique direct (MGD) permet d'exprimer la situation cartésienne de l'effecteur dans le repère de base R_b en fonction des positions articulaires :

$${}^bT_e = MGD(\mathbf{q}) \quad (3.40)$$

où bT_e est la matrice de transformation rigide entre le repère de base du robot R_b et le repère fixé à l'organe terminal R_e .

Le repère objet R_w associé à l'objet W est rigidement attaché à l'organe terminal du robot. La transformation rigide entre le repère R_e et le repère R_w est donnée par la matrice eT_w .

La transformation entre le repère de base et le repère caméra est supposée connue (${}^c\mathbf{T}_b$), d'où l'expression de la matrice de transformation rigide ${}^c\mathbf{T}_w$:

$${}^c\mathbf{T}_w = {}^c\mathbf{T}_b {}^b\mathbf{T}_e {}^e\mathbf{T}_w \quad (3.41)$$

Modèle de la caméra

L'objet est défini dans l'image par un ensemble de points. Pour exprimer les coordonnées des points de l'objet dans l'image, le modèle de projection perspective (voir paragraphe 2.2) est utilisé. Pour un point M_i de l'objet défini par ses coordonnées homogènes $({}^wM_x, {}^wM_y, {}^wM_z, 1)^T$ dans le repère R_w , son image m_i a pour coordonnées dans le plan image :

$$s \begin{pmatrix} p_{u_i} \\ p_{v_i} \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{K}\mathbf{P} {}^c\mathbf{T}_w \begin{pmatrix} {}^wM_{x_i} \\ {}^wM_{y_i} \\ {}^wM_{z_i} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.42)$$

Soit :

$$\mathbf{p}_k = (p_{u_1}, p_{v_1}, p_{u_2}, p_{v_2}, \dots, p_{u_m}, p_{v_m})^T \quad (3.43)$$

le vecteur qui regroupe les coordonnées de l'ensemble des points utilisés pour définir la position courante dans l'image de l'objet considéré où m est le nombre de points utilisés pour définir l'objet. La sortie du système est donc donnée par le vecteur \mathbf{p}_k .

3.3.2 Synthèse du contrôleur prédictif

3.3.2.1 Définition des contraintes

Trois types de contraintes sont appliquées. Deux contraintes sont liées à la mécanique du système piloté et la dernière contrainte est liée à l'utilisation du capteur visuel.

1. Les actionneurs mécaniques sont caractérisés par une plage de fonctionnement (valeurs minimale et maximale). Lors de la conception d'un contrôleur linéaire, le réglage des paramètres est effectué de façon à éviter la saturation des actionneurs. En effet, saturer l'actionneur revient à introduire une non-linéarité dans le processus, qui ne peut pas être gérée par le contrôleur linéaire. La première contrainte est donc une contrainte de saturation des actionneurs définie par :

$$\mathbf{u}_k \in \{\dot{\mathbf{q}}^{min}; \dot{\mathbf{q}}^{max}\}, \forall k \geq 0 \quad (3.44)$$

2. Les butées articulaires sont issues de la conception mécanique du robot. Le contrôle d'un système mécanique peut pourtant générer des séquences de commande qui amènent certaines articulations à atteindre leur limite, en particulier lors d'un asservissement perceptif ou d'un asservissement cartésien de l'organe terminal. Cela peut conduire à l'impossibilité de réaliser le mouvement désiré, voire détériorer la structure mécanique du robot. Pour éviter ces situations, les constructeurs de robots ont introduit des butées logicielles. Il peut aussi être utile dans une application de robotique de restreindre encore le déplacement d'une articulation (par exemple

pour prendre en compte des contraintes de déplacement liées à l'environnement). La prise en compte des butées articulaires logicielles est directement introduite dans l'approche que nous proposons par la deuxième contrainte :

$$\mathbf{q}_k \in \{\mathbf{q}^{min}; \mathbf{q}^{max}\}, \forall k \geq 0 \quad (3.45)$$

3. Enfin, pour assurer la stabilité de l'asservissement, il faut pouvoir garantir que l'ensemble des informations visuelles utilisées restent dans l'image tout au long du mouvement. L'asservissement visuel 2D classique ne contraint pas ces informations à rester dans le champ de vision de la caméra. La contrainte de visibilité est introduite dans notre schéma de commande en imposant que les coordonnées des points projetés restent à l'intérieur de l'image :

$$\mathbf{p}_k \in \{\mathbf{p}^{min}; \mathbf{p}^{max}\}, \forall k \geq 0 \quad (3.46)$$

avec

$$\begin{aligned} \mathbf{p}^{min} &= 0 \\ \mathbf{p}_u^{max} &= [p_{u_1}^{max}, p_{u_2}^{max}, \dots, p_{u_m}^{max}]^T = l \\ \mathbf{p}_v^{max} &= [p_{v_1}^{max}, p_{v_2}^{max}, \dots, p_{v_m}^{max}]^T = h \end{aligned}$$

où l, h sont la largeur et la hauteur de l'image.

3.3.2.2 Fonction de coût

Comme nous l'avons précisé dans le paragraphe 3.1, la fonction de coût est inspirée de la commande linéaire quadratique. Nous avons donc utilisé une forme quadratique en la mesure et la commande :

$$\mathcal{C}(\boldsymbol{\varepsilon}_k, \mathbf{u}_k) = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^{N_p-1} \boldsymbol{\varepsilon}_{i|k}^T \mathbf{Q} \boldsymbol{\varepsilon}_{i|k} + \mathbf{u}_{i|k}^T \mathbf{R} \mathbf{u}_{i|k} \quad (3.47)$$

où \mathbf{Q} et \mathbf{R} sont des matrices diagonales définies positives et $\boldsymbol{\varepsilon}_{i|k} = \mathbf{p}^d - \mathbf{p}_{i|k}$. Le premier terme est fonction de l'erreur quadratique entre la position désirée et la position courante dans l'image, qui est liée à la convergence du système. Le second terme correspond à une évaluation de l'énergie fournie par la commande. Les pondérations fournies par les matrices \mathbf{Q} et \mathbf{R} permettent de régler le comportement du contrôleur.

3.3.2.3 Réglage des horizons de prédiction et de commande

Le choix des horizons de commande et de prédiction est fixé en fonction du temps de calcul. Pour diminuer le coût en temps de calcul, l'horizon de commande N_c est choisi égale à 1. Le gain en temps de calcul repose sur le fait que l'optimisation est réalisée sur un vecteur dont la dimension est égale à l'entrée en commande du robot, c'est-à-dire $n \times N_c$. Ce choix implique en contrepartie des performances réduites du système puisque la séquence de commande doit rester égale à la première commande durant tout l'horizon

de prédiction. En particulier, ce choix est pénalisant pour une utilisation du contrôleur prédictif en suivi de trajectoire.

Pour répondre à la contrainte d'exploitation de la commande en temps réel, l'horizon de prédiction doit être choisi relativement faible puisque la prédiction du comportement du système est réalisée sur N_p itérations. La valeur de cet horizon n'est pas fixé *a priori* et quelques simulations permettront d'évaluer les performances et la stabilité du système en fonction de la longueur de l'horizon de prédiction.

3.3.2.4 Résumé

Le problème d'asservissement visuel prédictif dans l'image peut être résumé par :

Résoudre :

$$\min_{\mathbf{u}_k^{N_p}} \mathcal{C}(\boldsymbol{\varepsilon}_k, \mathbf{u}_k) \quad (3.48)$$

soumis à :

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_{i|k+1} &= \mathbf{x}_{i|k} + T_c \mathbf{u}_{i|k}, \quad \mathbf{x}_{0|k} = \mathbf{x}_x \\ \boldsymbol{\varepsilon}_{i|k} &= \mathbf{p}^d - \mathbf{p}_{i|k} = \mathbf{p}^d - g(\mathbf{x}_{i|k}) \\ \mathbf{u}_{i|k} &\in \mathbb{U}, \quad i \in [1, N_p] \\ \mathbf{x}_{i|k} &\in \mathbb{X}, \quad i \in [1, N_p], \quad \text{et } \forall i \geq N_c \quad \mathbf{u}_{i|k} = \mathbf{u}_{N_c|k} \\ \mathbf{p}_{i|k} &\in \mathbb{Y}, \quad i \in [1, N_p] \end{aligned} \quad (3.49)$$

où

$$\begin{aligned} \mathbb{U} &:= \{\mathbf{u}_k \in \mathbb{R}^m \mid \dot{\mathbf{q}}^{min} < \mathbf{u}_k < \dot{\mathbf{q}}^{max}\} \\ \mathbb{X} &:= \{\mathbf{x}_k \in \mathbb{R}^n \mid \mathbf{q}^{min} < \mathbf{x}_k < \mathbf{q}^{max}\} \\ \mathbb{Y} &:= \{\mathbf{p}_k \in \mathbb{R}^s \mid \mathbf{p}^{min} < \mathbf{p}_k < \mathbf{p}^{max}\} \end{aligned} \quad (3.50)$$

et

$$\mathcal{C}(\boldsymbol{\varepsilon}_k, \mathbf{u}_k) = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^{N_p-1} \boldsymbol{\varepsilon}_{i|k}^T \mathbf{Q} \boldsymbol{\varepsilon}_{i|k} + \mathbf{u}_{i|k}^T \mathbf{R} \mathbf{u}_{i|k} \quad (3.51)$$

où g est une fonction non linéaire qui représente le modèle géométrique du robot et le modèle de projection dans l'image.

3.3.3 Simulations

3.3.3.1 Environnement de simulation

Les simulations ont été effectuées sous Matlab sur un PC de type Pentium V 1.8 GHz. Le modèle géométrique utilisé est celui du robot PA10 de Mitsubishi (annexe A). Ce robot est un robot redondant à sept articulations mais nous imposons la première articulation fixe pour éviter d'avoir à gérer la redondance. L'objet considéré pour réaliser l'asservissement visuel est une mire plane, composée de 4 points, dont les dimensions géométriques sont parfaitement connues. Le repère R_w est fixé à cette mire tel que l'axe Z_w soit perpendiculaire à son plan. Le schéma (figure 3.4) donne une représentation de la configuration géométrique du problème. Le plan de l'objet est défini par le plan $X_w Y_w$.

Les paramètres intrinsèques utilisés pour modéliser la caméra sont donnés dans le tableau 3.1. La taille de l'image est fixée à $(l^*h)=(512*512)$ pixels. La caméra est placée de façon à ce que le plan image soit parallèle à la position désirée de la mire, à une distance $d_p = 1,2\text{m}$ pour avoir, avec les paramètres intrinsèques utilisés, un champ de vision qui nous permette d'observer les déplacements de la mire.

Les vitesses maximales admissibles des actionneurs et les butées de chaque articulation sont données dans le tableau 3.2.

L'optimisation sous contraintes est réalisée avec la fonction *fmincon* (Matlab Optimization Toolbox) qui repose sur un algorithme d'optimisation de type SQP (Sequential Quadratic Program). Seules des contraintes "molles" peuvent être imposées avec une tolérance sur la violation de ces contraintes. La période d'échantillonnage du simulateur est fixée à 40ms. Cette période est imposée par la cadence d'acquisition d'une caméra standard.

Le simulateur est résumé sur le schéma de la figure 3.5. Il est composé d'un intégrateur qui représente la dynamique du robot, du modèle de mesure (modèle géométrique direct et modèle de projection de la caméra) et de saturations pour modéliser les contraintes du système.

Les simulations mettent en évidence les performances de la CPNL avec tout d'abord une analyse de l'influence de l'horizon de prédiction et des matrices de gains \mathbf{Q} et \mathbf{R} . Ensuite, une évaluation de la réponse obtenue pour différents déplacements de l'objet W par rapport à la caméra est exposée. Enfin, nous montrons la capacité de l'architecture de commande pour satisfaire les trois contraintes définies. Nous terminons cette étude par l'évaluation de la robustesse de la commande proposée.

3.3.3.2 Performances

Comportement en fonction de l'horizon de prédiction

L'algorithme de commande proposé est d'abord évalué selon la longueur de l'horizon de prédiction. Pour un échelon de position suivant la direction X_w , la CPNL a été simulée avec un horizon de prédiction égal à 1, 5, 10 et 15. La réponse du système pour chaque valeur de N_p est exposée sur la figure 3.6. Pour N_p faible, la réponse du système est très dynamique avec un léger dépassement, alors que pour des valeurs croissantes de N_p la réponse s'adoucit. Cela est à mettre en relation avec le fait que nous avons choisi un horizon de commande $N_c = 1$. En effet, lorsque $N_p = 1$, l'algorithme d'optimisation tente de rejoindre la position désirée en une seule itération alors qu'avec $N_p = 15$, la convergence est assurée en 15 itérations; l'effort de commande est alors réparti sur tout l'horizon de prédiction.

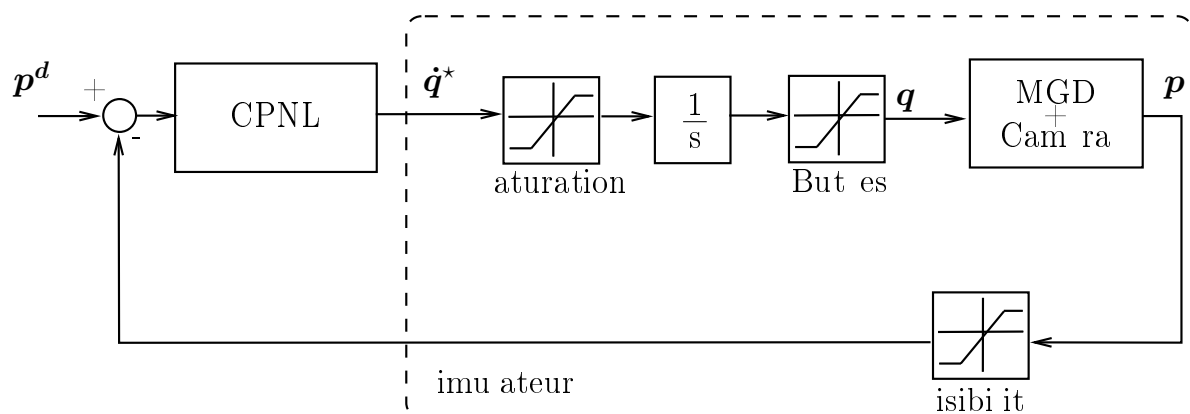
Sur la figure 3.7, les trajectoires des points dans l'image sont tracées pour $N_p = 1$

f_u	f_v	u_0	v_0
2500	2500	256	256

TAB. 3.1: Paramètres intrinsèques utilisés dans le modèle de projection de la caméra (en pixels)

Articulation	1	2	3	4	5	6
Butées	$\pm\pi/2$	$\pm\pi$	± 2.5	$\pm 3\pi/2$	$\pm\pi$	$\pm 2\pi$
Vitesses maximales	0.05	0.05	0.10	0.10	0.314	0.314

TAB. 3.2: Butées articulaires (rad) et saturation des actionneurs (rad.s⁻¹)



CPNL

$$\min_{u_k} \mathcal{C}$$

soumis à :

- Modèle dynamique + MGD + Modèle de projection
- aturation actionneurs
- Butées articulaires
- isibit

FIG. 3.5: Simulateur utilisé pour tester la CPNL

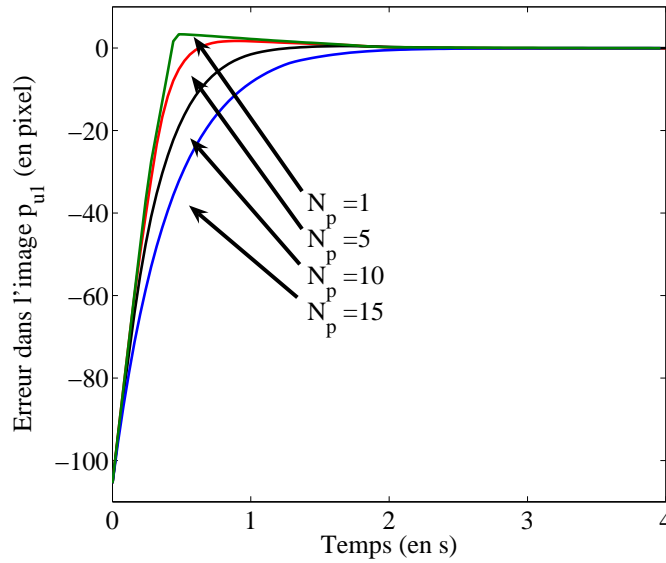


FIG. 3.6: Réponse sur la coordonnée p_{u_1} dans l'image du point 1 suivant u pour un échelon en position de 5cm suivant la direction X_w (~ 100 pixels dans l'image suivant la direction u) pour différentes valeurs de l'horizon de prédiction ($N_p = 1, 5, 10, 15$).

et $N_p = 15$. On peut noter que la réponse du système pour l'horizon court entraîne une dérive importante pendant le mouvement suivant la direction v de l'image (de l'ordre de 20 pixels). En tenant compte de cette constatation et du problème du temps de calcul, nous avons choisi un horizon de prédiction $N_p = 5$ qui est un bon compromis entre temps de calcul et l'optimum de la solution obtenue. A noter qu'un horizon de prédiction trop court entraîne une mauvaise gestion des contraintes puisque celles-ci apparaissent pour le contrôleur seulement à une itération dans le futur.

Influence des matrices Q et R

Les matrices Q et R sont définies par des matrices diagonales telles que $Q = \mu I_{6 \times 6}$ et $R = \nu I_{8 \times 8}$. La matrice de gain Q pondère l'erreur entre les positions désirées et courantes dans l'image. La matrice de gain R pondère l'énergie de la commande mise en jeu pour réaliser le mouvement désiré. La dynamique de la réponse du système est gouvernée par le rapport μ/ν . Une augmentation de ce rapport permet d'accélérer la réponse du système comme le montre la figure 3.8. Lorsque le mouvement de l'objet n'est constitué que de translation parallèle au plan image (suivant X_w ou Y_w), l'erreur dans l'image est importante et le critère de performance est gouverné majoritairement par le coût sur l'erreur dans l'image. Pour observer une modification de la dynamique de la réponse du système dans ce cas, il faut diminuer fortement le rapport μ/ν pour que la réponse du système soit plus lente.

Pour une valeur faible de R , la commande optimale est exigeante pour les actionneurs. On voit par exemple sur la figure 3.9-a que la saturation de l'actionneur 1 est maintenue

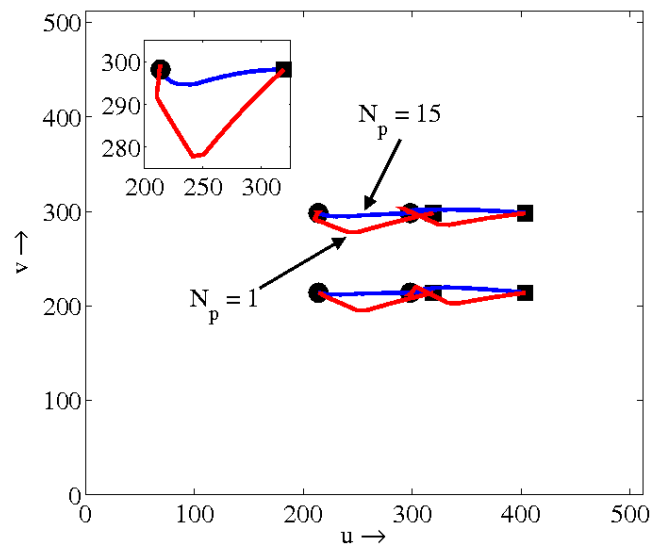


FIG. 3.7: Trajectoire dans l'image pour un échelon en position de 5 cm suivant la direction X_w (~ 100 pixels dans l'image suivant la direction u) pour $N_p = 1$ et 15.

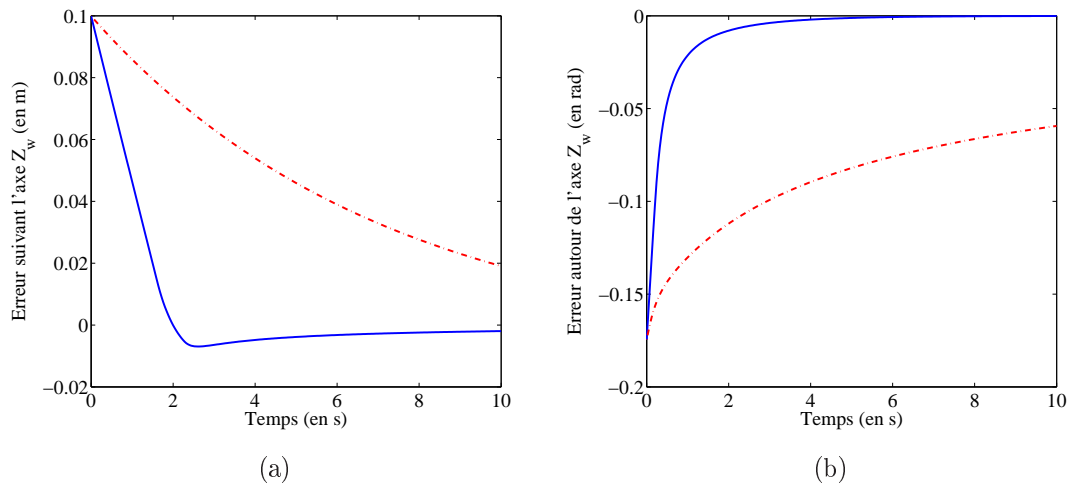


FIG. 3.8: Influence du rapport entre \mathbf{Q} et \mathbf{R} : (a). mouvement de translation suivant Z_w , (b). mouvement de rotation autour de la direction Z_w ($\mu/\nu = 10^{-3}$ (-.-) et $\mu/\nu = 10^{-1}$ (-)).

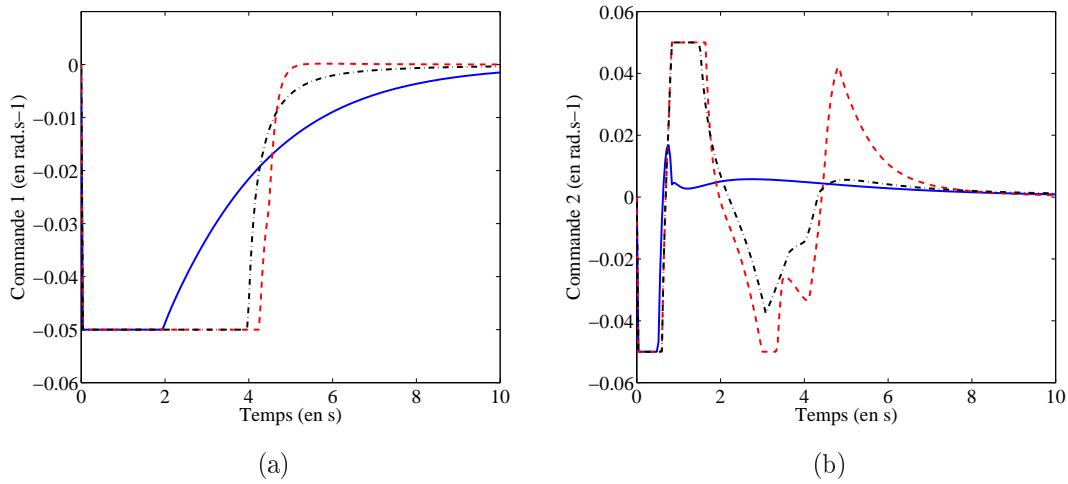


FIG. 3.9: Influence de la valeur de la matrice de gain \mathbf{R} pour un mouvement de translation suivant la direction X_w ($\mathbf{R} = 10^0$ (- - -), 10^3 (-.-), 10^5 (—) : (a). commande de l'axe q_1 (impliqué dans le mouvement désiré), (b). commande de l'axe q_2 (non impliqué dans le mouvement désiré).

plus longtemps pour une valeur faible de \mathbf{R} que pour une valeur plus élevée. De plus, on peut constater une réaction suivant les axes non impliqués dans la réalisation du mouvement désiré dont l'amplitude augmente lorsque \mathbf{R} diminue (figure 3.9-b).

Lorsque l'erreur dans l'image devient faible, la vitesse de convergence diminue quel que soit le type de mouvement désiré. Il est alors intéressant d'utiliser une matrice \mathbf{Q} dont la valeur croît sur l'horizon de prédiction. Cet intérêt est exposé sur la figure 3.10 où est tracée la réponse à un mouvement désiré de rotation autour de l'axe Z_w pour \mathbf{Q} fixe et variable. Dans cet exemple, nous avons considéré une matrice de gain \mathbf{Q} telle que $\mu = 10^3 \times i^3$ où i représente le compteur d'itération de la prédiction. A $t = 3s$, l'erreur maximale sur les coordonnées dans l'image vaut 0.53 pixel pour \mathbf{Q} fixe et 0.03 pixel pour \mathbf{Q} croissant.

Dans la suite de ce document, les simulations sont réalisées avec la matrice de commande définie avec $\mu = i^3$ (avec i le numéro d'itération de prédiction) et $\nu = 10$.

Réponse à un échelon

La réponse à un échelon a été testée pour chacune des six directions cartésiennes. Les résultats de convergence sont présentés sur les figures 3.11 (translations) et 3.12 (rotations) au travers de la convergence dans l'espace cartésien et dans l'image (coordonnées des quatre points de la mire). La convergence de l'architecture de commande proposée est exposée en traçant l'évolution de l'erreur sur les huit coordonnées dans l'image (erreur dans l'image) et l'évolution de l'erreur sur la position cartésienne de l'objet. Pour chaque simulation, la fonction de coût est aussi tracée (figures 3.13, ce qui permet d'apprécier la vitesse de convergence du système.

Pour certains mouvements, des déplacements non désirés suivant les autres axes que celui où est appliqué l'échelon peuvent être observés. Dans le tableau (3.3), nous avons

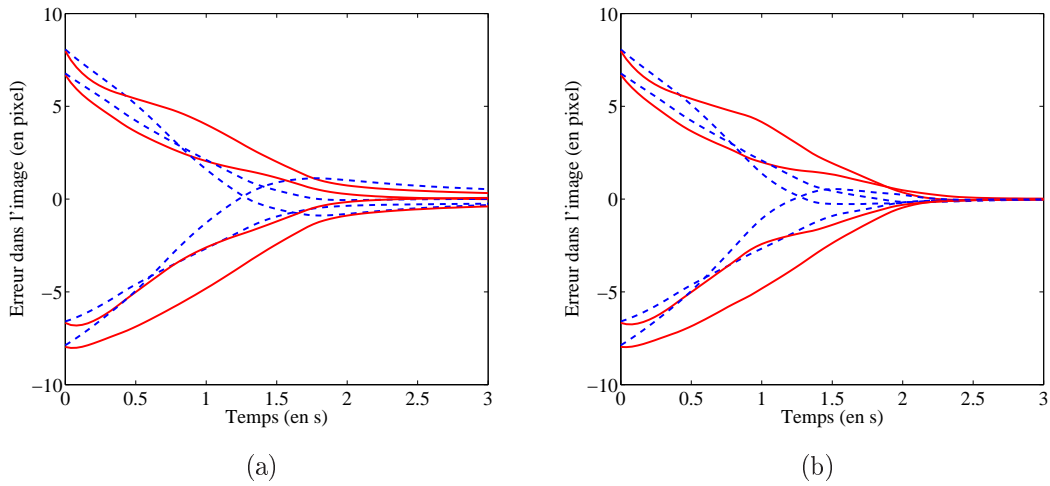


FIG. 3.10: Influence de la valeur de la matrice d'erreur Q pour un mouvement de rotation autour de Z_w : (a). Q fixe et (b). Q variable.

	δ_X	δ_Y	δ_Z	δ_{Rx}	δ_{Ry}	δ_{Rz}
Déplacement suivant X_w		0,013	0,052	0,240	0,460	0,240
Déplacement suivant Y_w	0,002		0,060	0,130	0,220	0,060
Déplacement suivant Z_w	0,000	0,000		0,180	0,010	0,000
Rotation autour de X_w	0,000	0,001	0,022		0,010	0,000
Rotation autour de Y_w	0,000	0,000	0,011	0,030		0,000
Rotation autour de Z_w	0,000	0,001	0,064	0,280	0,480	

TAB. 3.3: Amplitudes maximales des mouvements non désirés (en m et en rad).

répertorié les amplitudes maximales des mouvements parasites observés pour chaque mouvement simulé. Les déplacements dans le plan parallèle au plan image entraînent des mouvements de grande amplitude en rotation, en particulier suivant l'axe X_w . Ce phénomène est moins important en amplitude pour des mouvements désirés de rotation. Seul le déplacement autour de l'axe Z_w entraîne un déplacement important suivant ce même axe. Il s'agit dans ce cas d'un retrait par rapport au plan image (phénomène déjà présent avec une loi de commande par matrice jacobienne inverse).

Mouvement complexe

Un mouvement complexe a été simulé. L'objet est éloigné de sa position désirée selon : $dX=0,01m$, $dY=-0,01m$, $dZ=0,3m$, $dR=60^\circ$, $dT=60^\circ$ et $dL=-45^\circ$. La réponse du système est montrée sur la figure 3.14 qui montre les trajectoires des quatre points de l'objet dans l'image. La convergence du centre de gravité de l'objet est d'abord observée dans l'image diminuant ainsi rapidement les erreurs parallèles au plan image, puis les erreurs en rotation et sur la profondeur sont annulées. Cela s'explique par le fait que les erreurs dans le plan parallèle au plan image engendrent un coût plus important dans le critère de performance que les erreurs dues aux rotations ou aux déplacements suivant la profondeur

3.3. CPNL pour l'asservissement visuel dans l'image

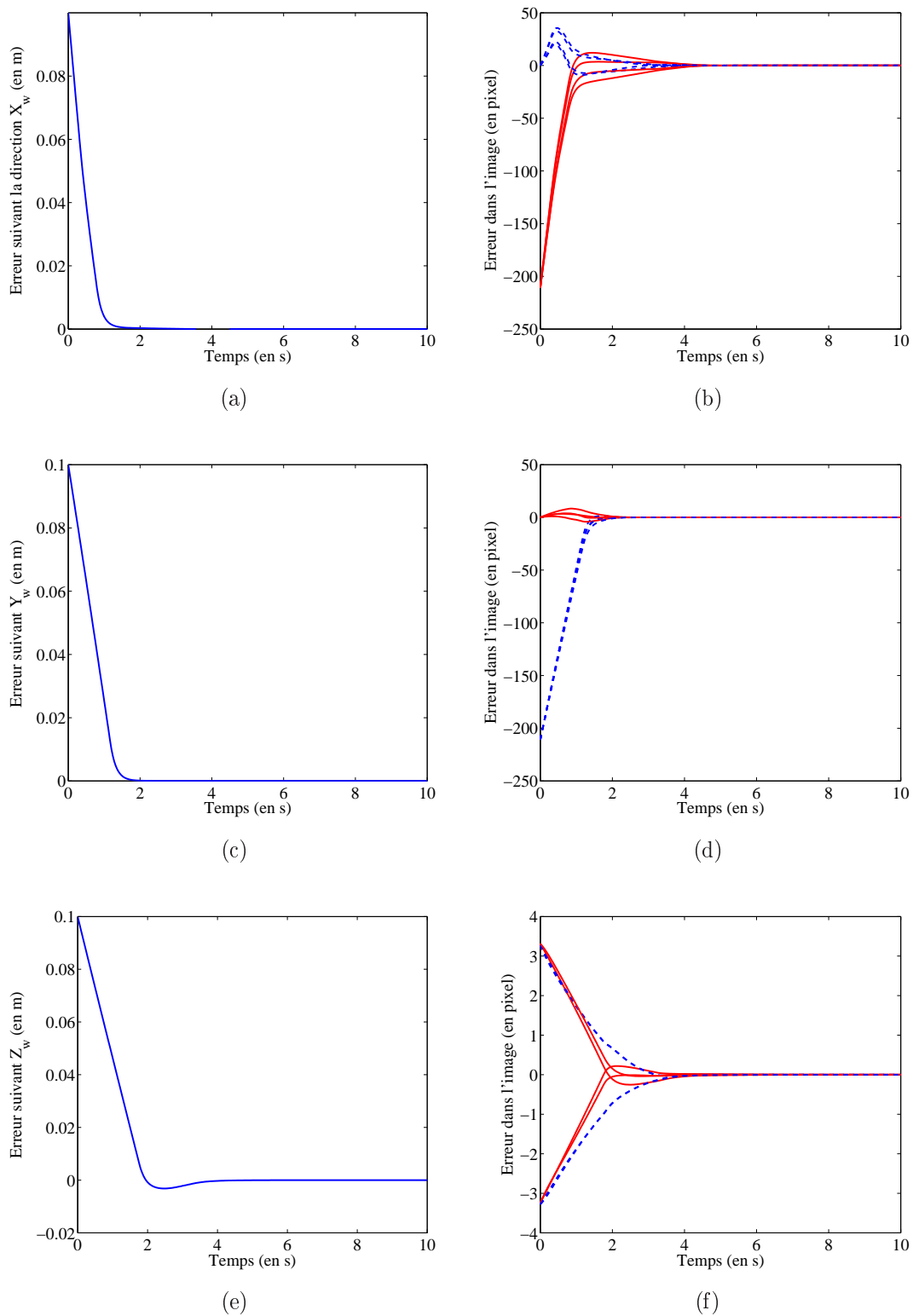


FIG. 3.11: Réponse à échelon en translation de 10 cm suivant (de haut en bas) X_w , Y_w , Z_w (colonne de gauche erreur dans l'espace cartésien, colonne de droite erreur sur les coordonnées des points de la mire dans l'image).

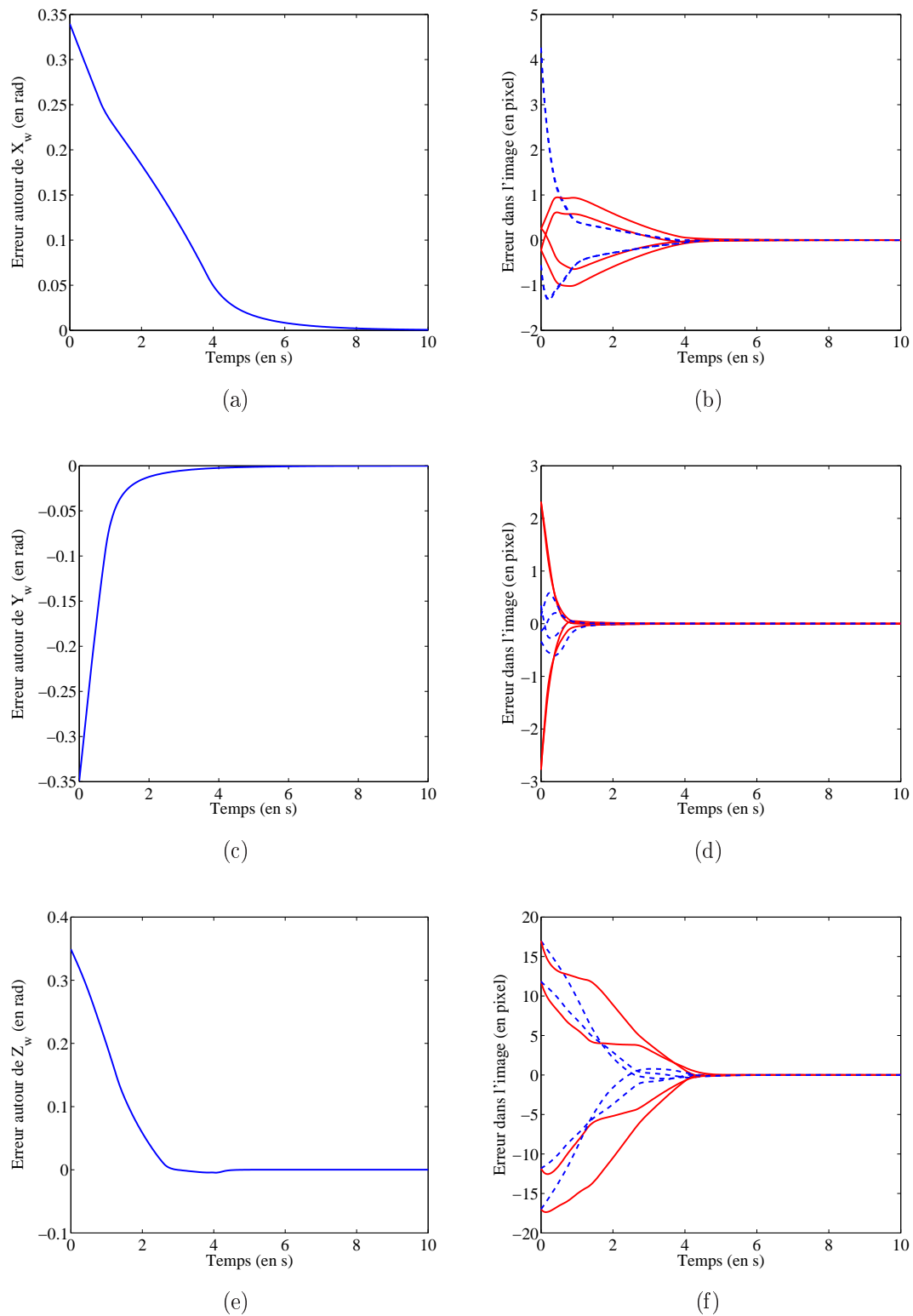


FIG. 3.12: Réponse à un échelon en rotation de 20° (de haut en bas) autour de X_w , Y_w et Z_w (colonne de gauche erreur dans l'espace cartésien, colonne de droite erreur sur les coordonnées des points de la mire dans l'image).

3.3. CPNL pour l'asservissement visuel dans l'image

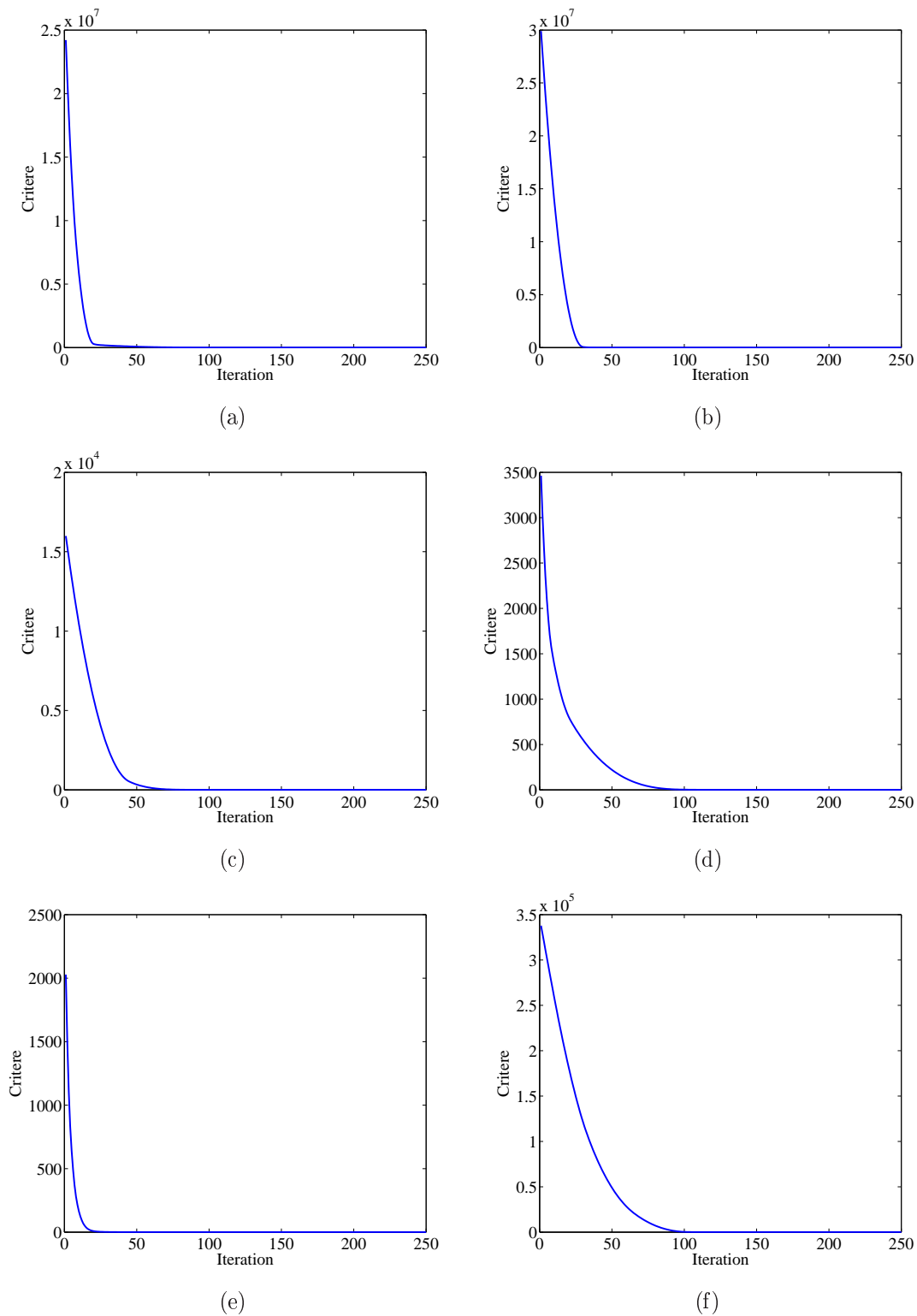


FIG. 3.13: Évolution de la fonction de coût pour les réponse à un échelon ((a), (b) et (c) pour les translations suivant X_w , Y_w , Z_w , (d), (e) et (f) pour les rotations autour de X_w , Y_w , Z_w).

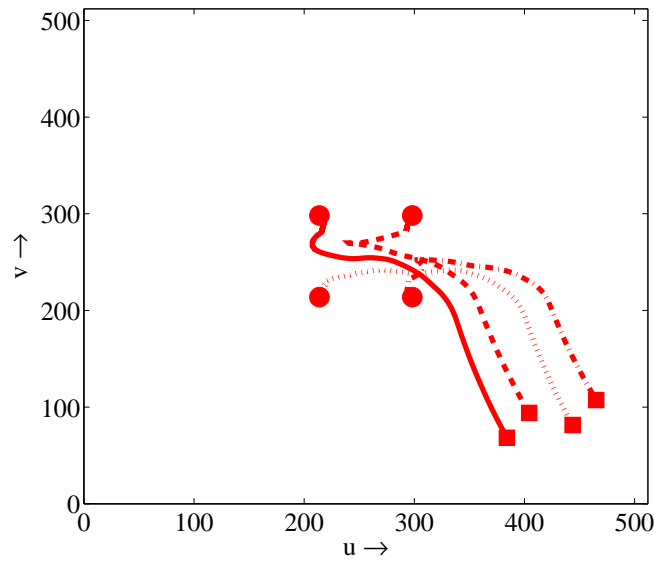


FIG. 3.14: Trajectoire dans l'image pour un mouvement complexe de l'objet. Les carrés correspondent à la position initiale, les disques à la position désirée.

de champ de la caméra.

3.3.3.3 Contraintes

Saturation des actionneurs

La saturation des actionneurs est naturellement prise en compte dans le contrôleur que nous proposons. En effet, la saturation est directement intégrée dans l'algorithme d'optimisation sous la forme d'une contrainte. Les actionneurs du robot sont alors exploités au maximum de leur possibilité. Le contrôleur sature la commande afin de faire converger au plus vite le système. Par exemple, pour le mouvement de translation suivant Y_w , les articulations impliquées sont q_1 , q_3 et q_5 . La commande optimale calculée sature les actionneurs correspondants sans dépasser les limites, comme on peut le voir sur la figure 3.15. Cette stratégie permet de tirer au maximum avantage des actionneurs du robot.

Butées articulaires

L'évitement des butées articulaires est pris en compte par le contrôleur CPNL selon l'équation (3.45). La contrainte sur les butées articulaires est exposée ici sur un exemple tout à fait académique, qui peut se ramener à un problème de spécification de butées logicielles imposées par l'intégration d'un robot dans un environnement de travail. Nous avons observé que certaines articulations pouvaient s'éloigner de leur position désirée alors même qu'elles ne devraient pas s'en éloigner (phénomène de couplage). Nous avons donc utilisé la contrainte sur les butées articulaires pour empêcher les déplacements indésirés sur ces articulations en leur imposant un intervalle de déplacement restreint autour de leurs positions initiale et désirée qui sont identiques. Nous utilisons la réponse à une translation

3.3. CPNL pour l'asservissement visuel dans l'image

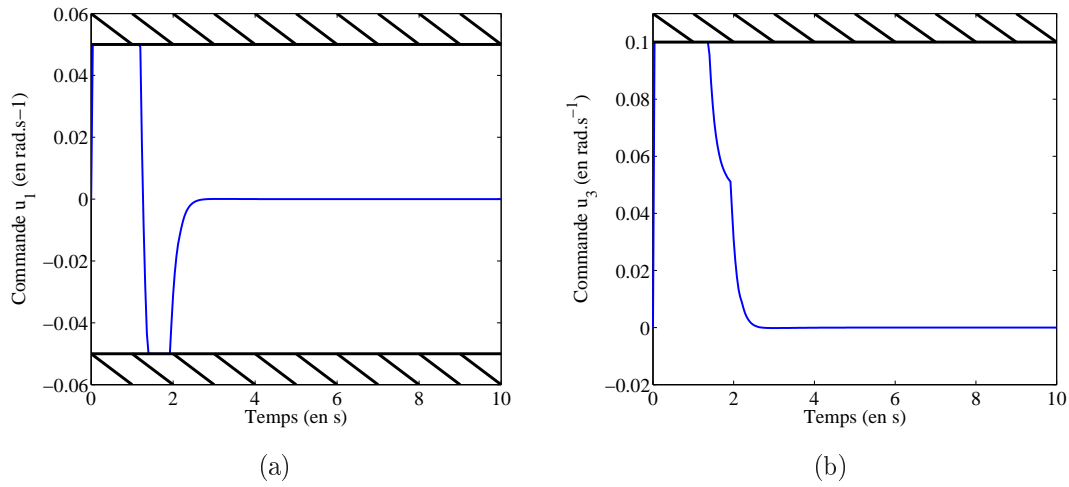


FIG. 3.15: Respect de la contrainte sur la saturation des actionneurs impliqués pour une translation suivant Y_w : commande envoyée aux actionneurs de q_1 (a) et q_3 (b).

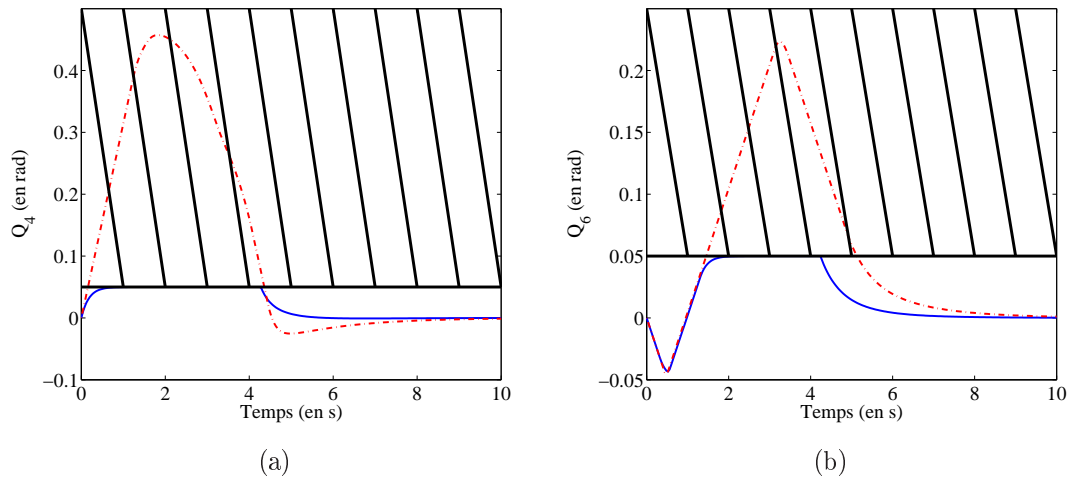


FIG. 3.16: Respect de la contrainte sur les butées articulaires : restriction du mouvement des articulations non impliquées dans le mouvement désiré suivant X_w (évolution avec contrainte sur les butées articulaires définies par les valeurs du tableau 3.2 (-.-) et avec des valeurs réduites à ± 0.05 rad sur q_4 et q_6 (—) .

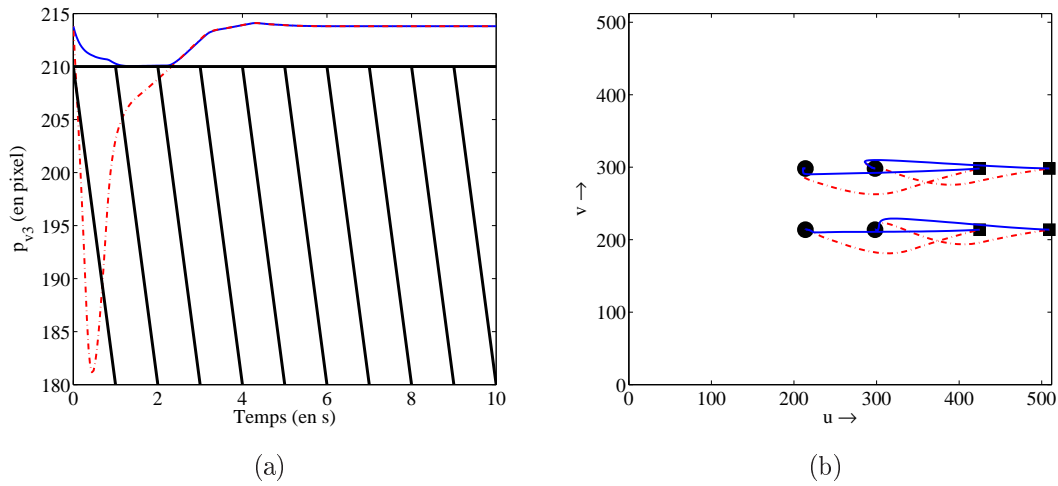


FIG. 3.17: Respect de la contrainte de visibilité obligeant les points à ne pas dépasser la limite inférieure $p_v = 210$ pixels : (a) évolution de la coordonnées p_v du point 3 et (b) trajectoire dans l'image avec la contrainte sur p_{v3} (—) et sans contrainte (-.-).

suitant X_w pour illustrer notre propos. Lors de la réponse à une translation suivant X_w , les articulations q_4 et q_6 ne participent pas au mouvement et les écarts observés par rapport à leur position d'équilibre peuvent être réduits par rapport aux écarts observés quand la contrainte est appliquée avec des valeurs de butées articulaires plus larges (figure 3.16).

Contrainte de visibilité

La contrainte de visibilité est introduite pour éviter que l'une des informations visuelles utilisées ne sorte de l'image au cours du mouvement.

Elle peut aussi être employée pour contraindre le déplacement dans l'image. Cette approche est utilisée ici pour améliorer la réponse à une translation suivant la direction u de l'image. La réponse du système pour ce mouvement exhibe une déviation maximum de 35 pixels suivant la direction v de l'image. En restreignant les limites des déplacements suivant la direction v pour ce mouvement, on peut forcer le système à se déplacer en ligne droite pour atteindre la position désirée. La figure 3.17 montre le comportement du système lorsque les points de l'image ne doivent pas descendre au delà de la limite $p_v = 210$ pixels. On peut constater que p_{v3} reste sur la contrainte pendant toute la durée où cette coordonnée était inférieure à 210 pixels sans la contrainte.

3.3.3.4 Robustesse

Les simulations décrites jusqu'à présent considèrent un modèle nominal du processus contrôlé. Dans le cas réel, il est impossible d'obtenir un modèle qui représente exactement le système. Différentes sources d'incertitude font que le modèle utilisé diffère légèrement du processus. De plus, tous les processus subissent des perturbations qui peuvent modifier leur comportement par rapport à la phase d'identification des paramètres qui servent

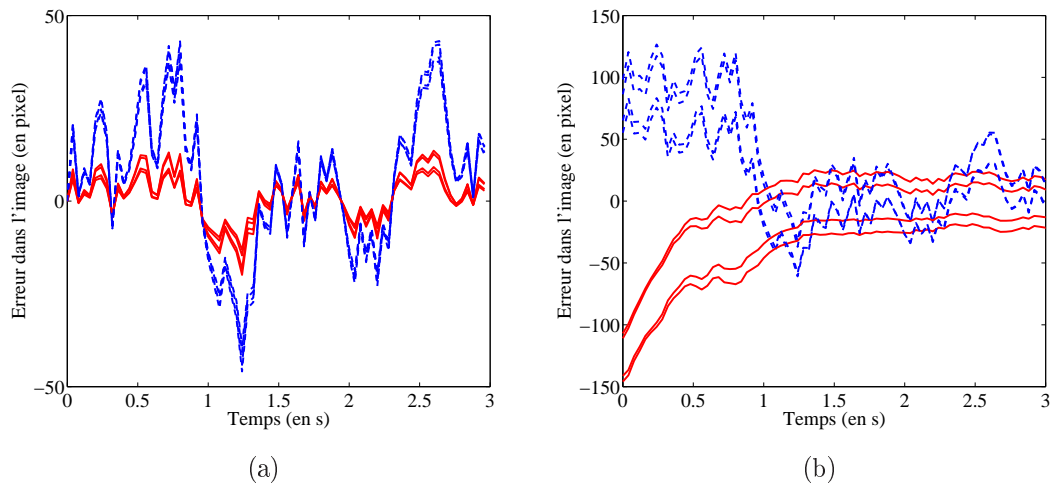


FIG. 3.18: Robustesse du contrôleur prédictif en présence de perturbations sur l'état du système : (a) régulation autour d'une position fixe, (b) réponse à un mouvement complexe.

dans le modèle de prédiction. Enfin, les mesures fournies par les capteurs sont toujours entachées de bruit qu'il faut prendre en considération pour assurer la stabilité du système.

Équation dynamique erronée

Pour évaluer le comportement de la CPNL en fonction d'un modèle dynamique erroné, une perturbation d_k est additionnée à l'équation de la dynamique du simulateur (équation (3.39) (sous forme d'un bruit uniforme d'amplitude 0,01 rad). Cette perturbation permet de considérer à la fois des incertitudes sur la partie dynamique du système et des perturbations sur l'état. Deux simulations ont été réalisées. La première montre le comportement du contrôleur pour réguler le système autour de la position désirée (figure 3.18-(a)). La seconde évalue la capacité du contrôleur à gérer ces perturbations pendant l'exécution d'un mouvement désiré (figure 3.18-(b)). Dans les deux cas, le contrôleur assure la stabilité du système.

Équation de mesure erronée

Différentes sources peuvent engendrer une erreur sur la sortie prédite :

- calibration de la caméra (erreur sur les paramètres intrinsèques),
- transformation rigide caméra-base (erreur sur l'estimation de ${}^c\mathbf{T}_b$),
- modèle géométrique du robot (erreur sur l'estimation de ${}^b\mathbf{T}_e$),
- transformation rigide effecteur-objet (erreur sur l'estimation de ${}^e\mathbf{T}_w$),
- modèle de l'objet (erreur sur les caractéristiques géométriques de la mire).

Si ces erreurs de modélisation ne sont pas compensées, deux cas se présentent : soit l'erreur totale est faible et le modèle respecte les contraintes imposées au système ; dans ce cas, la convergence est observée mais une erreur statique apparaît entre la position finale et la position désirée dans l'image ; soit l'erreur est importante et les contraintes ne sont pas respectées à l'instant initial (en particulier les coordonnées des points dans l'image

modélisée ne respectent pas la contrainte de visibilité) ; dans ce cas, le problème CPNL est infaisable et aucune solution n'est obtenue par l'algorithme d'optimisation.

Pour corriger l'équation de mesure (3.43), il est possible de réajuster en ligne le modèle. L'ajustement du modèle de prédiction basé sur l'erreur entre la mesure et la sortie prédite est une méthode classique en commande prédictive. Richalet [Richalet, 1993] décrit une méthode appelé procédure d'auto-compensation. Elle consiste à extrapoler l'écart entre la sortie du processus et la sortie du modèle à partir des mesures passées. L'extrapolation (polynomiale ou fréquentielle) à partir de l'erreur passée permet de déterminer l'erreur au nouvel instant de calcul de la commande.

Dans notre application, deux méthodes sont envisagées et évaluées en simulation. Pour chacune d'elle, la correction appliquée à l'instant k est basée sur l'écart entre le processus et le modèle de l'instant $k-1$. La première méthode est basée sur la matrice d'homographie qui définit la transformation entre l'image réelle (définie par les coordonnées images mesurées \mathbf{p}) et l'image modélisée (définie par les coordonnées images obtenues par le modèle $\tilde{\mathbf{p}}$).

$$s_i \begin{pmatrix} p_{u_i} \\ p_{v_i} \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{H}_c \begin{pmatrix} \tilde{p}_{u_i} \\ \tilde{p}_{v_i} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.52)$$

Cette matrice d'homographie corrective \mathbf{H}_c est déterminée en résolvant le système linéaire $\mathbf{L}\mathbf{h} = \mathbf{g}$ où \mathbf{h} est le vecteur des coefficients de \mathbf{H}_c . La matrice \mathbf{L} est obtenue par concaténation pour les quatre points considérés des matrices élémentaires \mathbf{L}_i :

$$\mathbf{L}_i = \begin{bmatrix} \tilde{p}_{u_i} & \tilde{p}_{v_i} & 1 & 0 & 0 & 0 & -\tilde{p}_{u_i}p_{u_i} & -\tilde{p}_{v_i}p_{u_i} \\ 0 & 0 & 0 & \tilde{p}_{u_i} & \tilde{p}_{v_i} & 1 & -\tilde{p}_{u_i}p_{v_i} & -\tilde{p}_{v_i}p_{v_i} \end{bmatrix} \quad (3.53)$$

et le vecteur \mathbf{g} est construit à partir des vecteurs \mathbf{g}_i définis par :

$$\mathbf{g}_i = \begin{bmatrix} p_{u_i} \\ p_{v_i} \end{bmatrix} \quad (3.54)$$

Seulement huit équations sont disponibles (deux pour chaque point) donc, pour résoudre ce problème, une contrainte supplémentaire doit être ajoutée sur la matrice \mathbf{H}_c . Cette matrice appartient au groupe projectif et est donc définie à un facteur près ; nous imposons donc que $\mathbf{H}_c(3,3) = 1$. Les coefficients sont obtenus par :

$$\mathbf{h} = \mathbf{L}^+ \mathbf{g} \quad (3.55)$$

La seconde méthode consiste à introduire un biais dans le modèle de prédiction. Ce biais est obtenu en calculant l'erreur entre les coordonnées mesurées et modélisées :

$$\delta_p = \mathbf{p} - \tilde{\mathbf{p}} \quad (3.56)$$

Quelle que soit la méthode de correction employée, elles sont mises en place pendant la phase d'initialisation du système (définition des positions désirées et initiales dans l'image) entre les positions initiales mesurée et modélisée. L'écart obtenu à l'itération $k-1$ est utilisé lors de la phase de prédiction à l'instant k . Une mise à jour est ensuite réalisée à chaque itération au cours de l'asservissement.

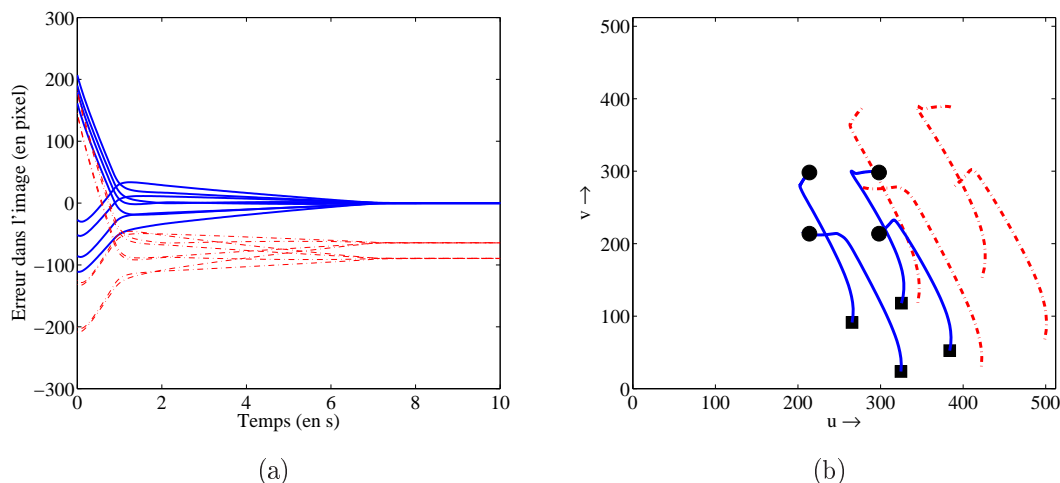


FIG. 3.19: Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'erreur de calibration des paramètres intrinsèques : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiales (carrés) et désirées (disques) (processus (—), modèle de prédiction (-.-)).

Ces deux méthodes de correction ont été comparées en présence d'erreurs sur les paramètres intrinsèques. Les deux méthodes montrent un comportement similaire et assurent la convergence du système vers la position désirée. Sur la figure 3.19, une erreur sur les paramètres intrinsèques de 30% est appliquée sur le modèle. La correction du modèle, ici par matrice d'homographie, assure la convergence du système alors que le modèle non corrigé montre une erreur statique à convergence.

Sur la figure 3.20, une erreur de 10° sur les orientations et une erreur de 10% sur les positions sont introduites dans la transformation rigide cT_b . Ces erreurs donnent une position dans l'image modélisée extérieure au champ de vision de la caméra (violation de la contrainte de visibilité) mais la correction, ici par matrice d'homographie, permet à l'algorithme d'optimisation de trouver une solution faisable pour faire converger le système vers la situation désirée. Pour ce type d'erreur, les deux méthodes exhibent encore un comportement similaire.

Enfin, nous avons testé les méthodes de correction avec une erreur sur le modèle de l'objet. Les dimensions géométriques de l'objet ont été entachées d'une erreur. En particulier, un défaut de planéité de la mire a été introduit : les points sont définis avec $\pm 0,03$ m par rapport au plan $X_w Y_w$. Dans ce cas, la correction par matrice d'homographie n'assure plus la convergence du système (divergence de la réponse du système) alors que la méthode basée sur le biais de modélisation fonctionne toujours (figure 3.21).

Bruit de mesure et mesures aberrantes

Quel que soit le traitement de l'image utilisé pour extraire les coordonnées des points, aucun ne peut assurer de façon certaine de fournir des mesures exactes à chaque itération. L'intrusion d'éléments parasites dans l'image ou l'occultation partielle d'un des points de l'objet peut conduire l'algorithme de traitement d'images à fournir des mesures aberrantes.

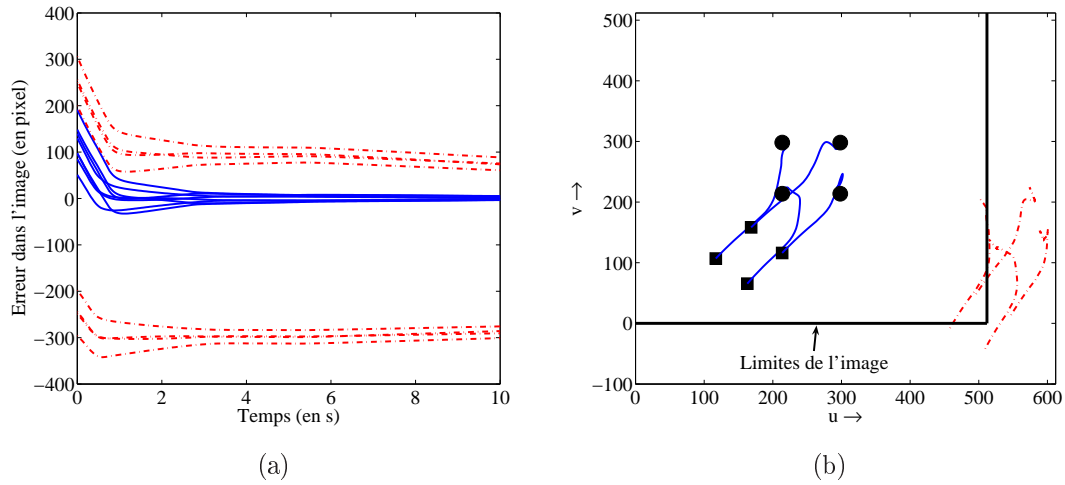


FIG. 3.20: Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'erreur sur l'estimation de la transformation rigide cT_b : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) (processus (—), modèle de prédiction (-.-)).

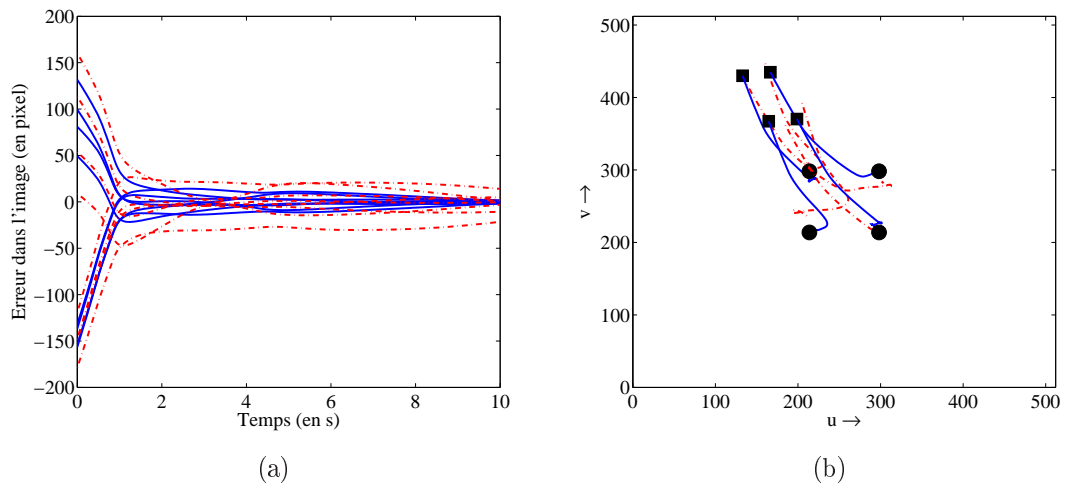


FIG. 3.21: Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'erreur sur la modélisation de la géométrie de l'objet (défaut de planéité) : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) (processus (—), modèle de prédiction (-.-)).

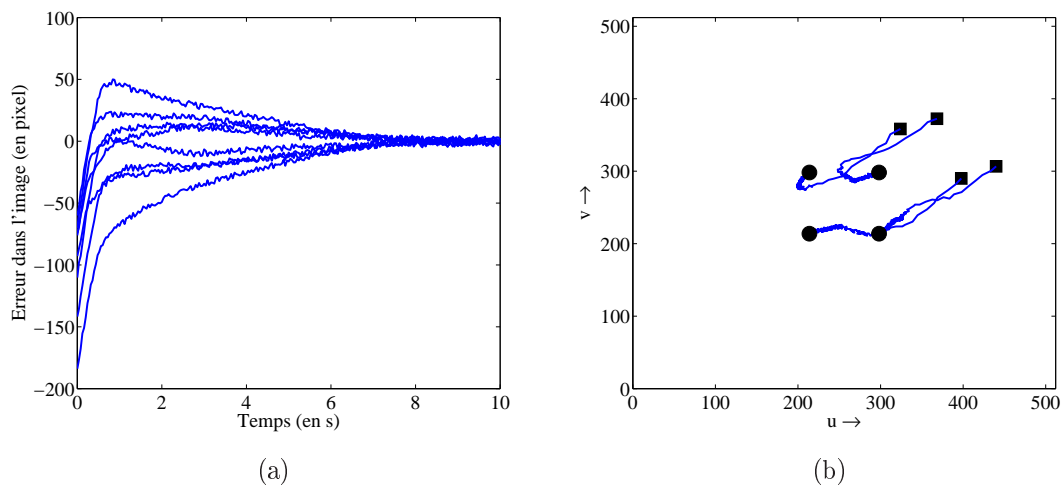


FIG. 3.22: *Robustesse du contrôleur prédictif en présence d'un bruit sur la mesure : (a) évolution de l'erreur dans l'image et (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques).*

Si aucun mécanisme de sécurité n'est prévu dans la loi de commande, ces mesures sont utilisées par le contrôleur et il faut alors assurer que le système en boucle fermée ne devient pas instable. De plus, comme toutes mesures issues d'un capteur, les informations visuelles sont entachées de bruit de mesure et le contrôleur doit assurer la convergence de la boucle de contrôle même en présence de ce bruit.

L'algorithme de commande proposé a été évalué en présence de bruit de mesure et de mesures aberrantes sur les coordonnées des points dans l'image pour un mouvement désiré complexe de l'objet. La figure 3.22 montre la convergence du système en présence d'un bruit de mesure uniforme centré d'amplitude maximale 5 pixels. Sur la figure 3.23, la réponse du système en présence de mesures aberrantes est tracée. Dans les deux cas, l'architecture de contrôle assure la convergence du système vers la position désirée. Les deux méthodes de correction exposées précédemment offrent le même comportement face aux erreurs de mesure.

3.3.3.5 Discussion

Les simulations montrent que le contrôleur prédictif proposé permet d'assurer la convergence du système vers la position désirée en assurant le respect des contraintes liées à la mécanique du robot et celles induites par l'utilisation d'un capteur visuel. L'évaluation de la robustesse montre que ce contrôleur est stable même en présence de perturbations sur l'état et la sortie. Les incertitudes de modélisation sont corrigées grâce à un ajustement du modèle. Ces résultats ont motivé l'étude expérimentale détaillée dans le prochain paragraphe. Le temps de calcul de l'optimisation est un point clé de l'implémentation sur plate-forme robotique.

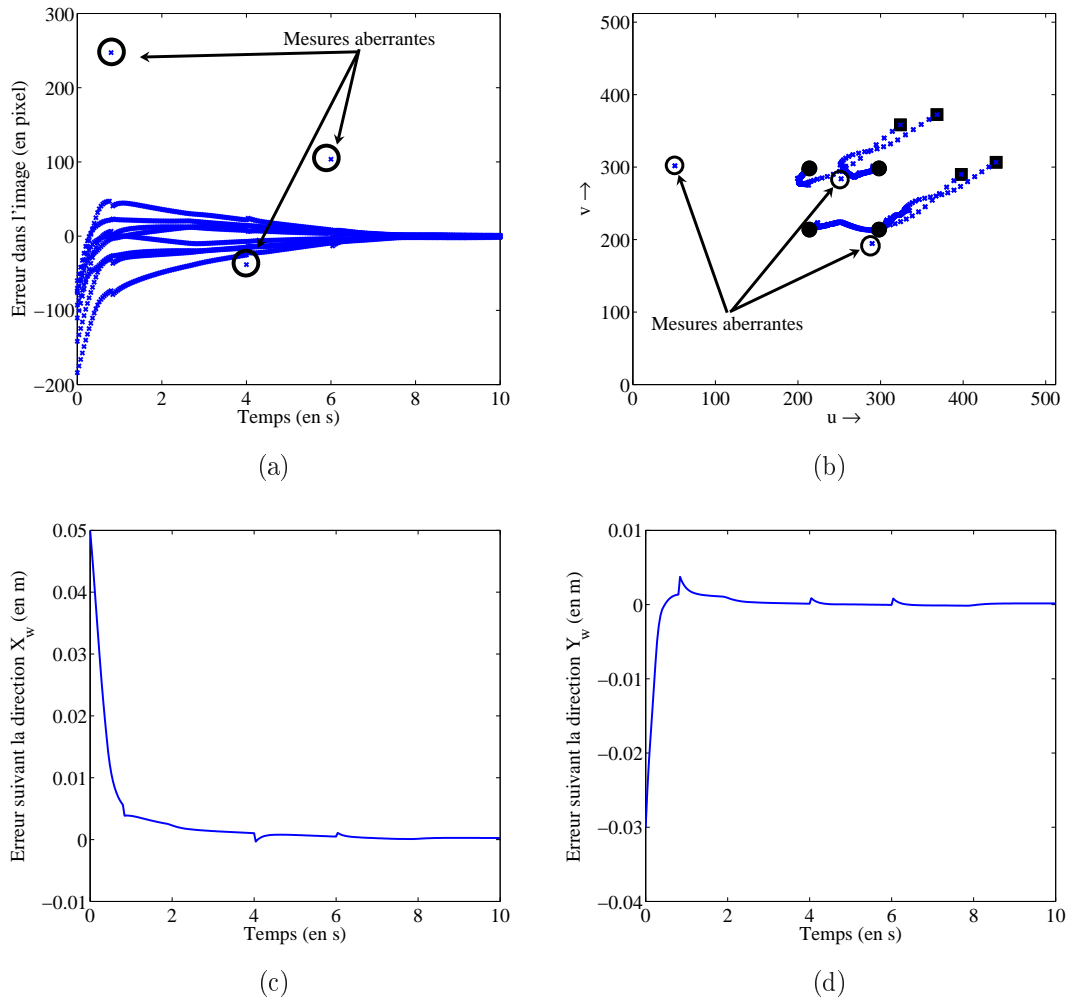


FIG. 3.23: Robustesse du contrôleur prédictif en présence de mesures aberrantes : (a) évolution de l'erreur dans l'image, (b) trajectoire dans l'image entre les positions initiale (carrés) et désirée (disques) et évolution de l'erreur cartésienne sur la position de la mire suivant X_w (c) et Y_w (d).

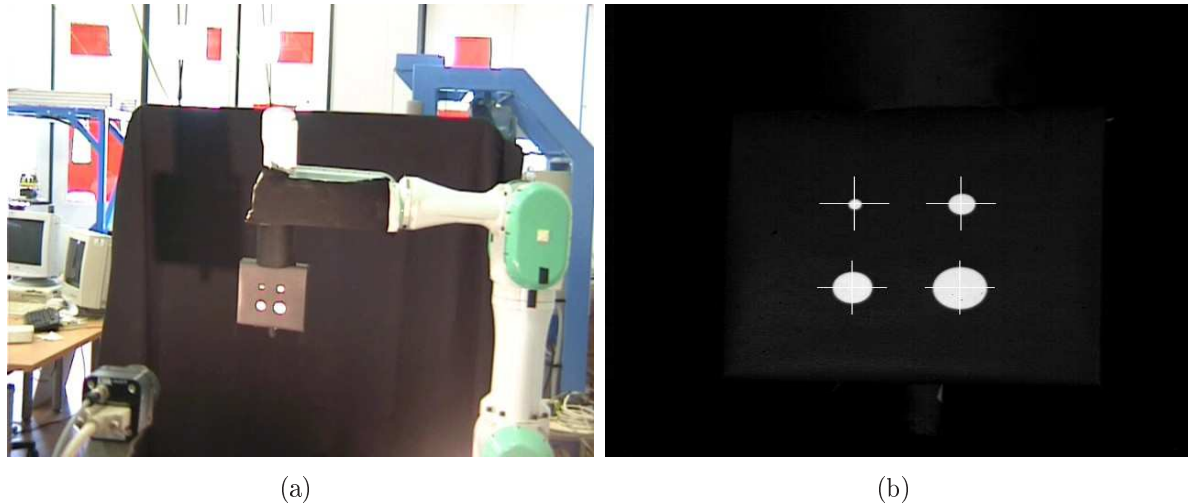


FIG. 3.24: Plate-forme expérimentale.

3.3.4 Expérimentations

3.3.4.1 Plate-forme expérimentale

Les expérimentations ont été menées sur un robot PA10 de Mitsubishi (annexe A). Il s'agit d'un robot redondant composé de sept articulations. Pour simplifier la mise en œuvre, nous avons imposé que la première articulation reste fixe. Le contrôle de ce manipulateur est assuré via une armoire de commande contenant les cartes d'axe de chaque articulation. L'asservissement bas niveau est une commande en vitesse. Pour piloter ce système, un ordinateur sous QNX 4.25 (système d'exploitation temps réel) communique avec l'armoire de commande en utilisant le protocole Arcnet. Les informations envoyées sont les références en vitesse pour les cartes d'axe et les informations reçues sont les positions articulaires courantes. La communication est assurée avec une période d'échantillonnage imposée de 10 ms. Cet ordinateur sert d'interface entre l'ordinateur dédié à la boucle de vision et l'armoire de commande. Pour les expérimentations, les sollicitations des actionneurs sont limitées à 5% des valeurs admissibles (tableau 3.2). Les butées mécaniques sont données dans le tableau 3.2.

Un second ordinateur est dédié à la boucle de vision. Il s'agit d'un bi-processeur 2.8GHz. Il assure la mise à jour des informations visuelles et la résolution du problème d'optimisation. Le système de vision est composé d'une caméra rapide Dalsa 1M75 et d'une carte d'acquisition Matrox Meteor Camera Link. Ce matériel permet d'assurer une mise à jour des informations visuelles (coordonnées des quatre points dans l'image) en 10 ms en exploitant les capacités de traitement d'image bas niveau disponibles sur la carte d'acquisition et en utilisant une fréquence d'acquisition de 10 ms. La communication entre les deux ordinateurs est assurée par une liaison Ethernet avec le protocole TCP/ P.

L'objet utilisée pour réaliser l'asservissement est une mire plane constituée de quatre points blancs sur un fond noir. Cela permet de faciliter le traitement d'image. Cet objet est attaché à l'organe terminal du robot. La caméra est déportée et fixe par rapport à la base du robot. La position de la caméra par rapport au repère de base du robot est fixe

et grossièrement estimée.

Une vue de la plate-forme expérimentale est donnée sur la figure 3.24-a. Une image donnée par la caméra est exposée sur la figure 3.24-b. La disposition du repère R_w est identique à celle utilisée en simulation (figure 3.4).

La boucle de vision est plus lente que la boucle locale de commande du PA10. Un bloqueur d'ordre zéro a donc été implémenté sur l'ordinateur du robot pour maintenir constante la dernière commande envoyée jusqu'à la réception d'un nouvel ordre. Compte tenu de l'application et des objectifs que nous voulons évaluer, cette solution reste acceptable.

Pour chaque essai, le robot est d'abord placé en situation désirée pour permettre à la caméra d'acquérir l'image désirée. Puis le robot est éloigné de cette position par un contrôle dans l'espace cartésien suivant les différents mouvements que nous avons testés.

3.3.4.2 Architecture logicielle

Une structure multi-tâche a été implémentée pour profiter au mieux des caractéristiques matérielles de l'ordinateur dédié au calcul de la commande et ainsi diminuer le temps de calcul de la commande prédictive. Trois tâches ont été spécifiées. La première tâche est réservée à l'acquisition d'image et à l'extraction des informations visuelles. Plus précisément, ce processus est chargé de communiquer avec la carte d'acquisition pour lancer l'acquisition de l'image et récupérer les coordonnées des points par la carte d'acquisition. La détection des points repose sur l'identification d'objet dans l'image selon leur caractéristique géométrique (analyse de "Blob"). L'image est d'abord binarisée selon un seuil fixé *a priori*, puis deux opérations morphologiques sont appliquées à l'image binaire. Une érosion permet de supprimer des objets de petite taille qui peuvent apparaître dans l'image et qui ne correspondent pas à l'information sur l'objet. Il s'agit en particulier de reflets engendrés par le fort éclairage nécessaire pour la cadence d'acquisition imposée à la caméra (fixée à 10 ms). Une dilatation est ensuite appliquée pour relier entre elles des composantes proches et boucher les trous qui peuvent exister. L'analyse par blob consiste ensuite à détecter les régions de pixels connectés qui répondent à certains critères. Dans notre cas, il s'agit de la surface de la zone détectée. Ainsi chaque point de l'objet est détecté selon sa surface dans l'image. Le calcul du centre de gravité fournit ensuite la position du point dans l'image. Cette opération est très rapide et est assurée en moins de 10 ms sur la carte d'acquisition.

La seconde tâche réalise l'optimisation du problème non linéaire contraint. La bibliothèque CFSQP¹ [Larrence *et al.*, 1997] est utilisée pour calculer la commande optimale. Cette routine codée en langage C repose sur un algorithme de programmation quadratique séquentielle qui assure à chaque itération une solution faisable au problème, c'est-à-dire satisfaisant les contraintes, même si l'optimum n'est pas atteint. Il est donc possible d'imposer un nombre d'itérations maximum relativement faible pour diminuer le temps de calcul sans rencontrer les problèmes de non convergence du système. Il faut alors se contenter d'une solution sous optimale.

La dernière tâche s'occupe de la communication avec l'ordinateur du robot. L'envoi

¹C Feasible Sequential Quadratic Programming

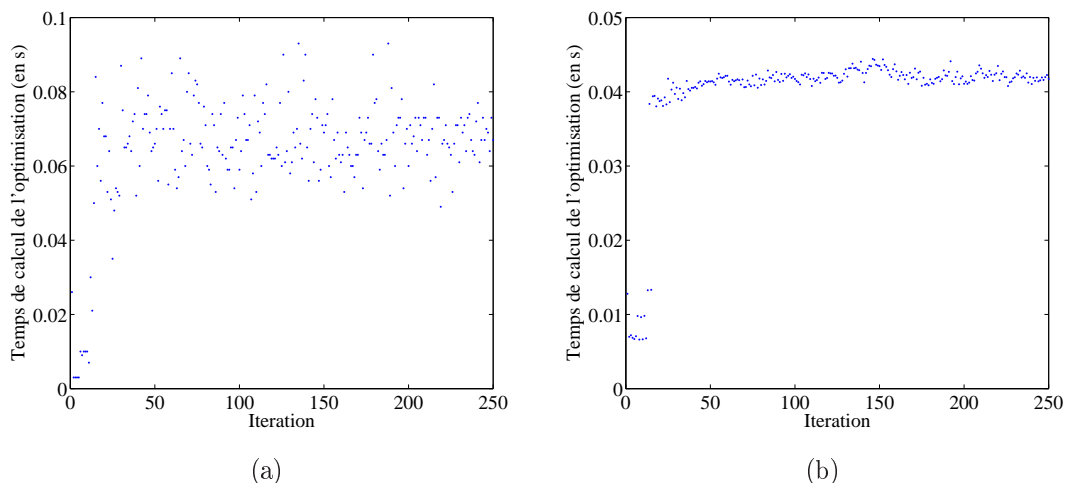


FIG. 3.25: Temps de calcul de la tâche d'optimisation pour un échelon suivant X_w : nombre d'itérations de l'algorithme d'optimisation égal à 100 (a) et 20 (b).

des commandes optimales et la réception des positions articulaires du robot sont assurées par une liaison Ethernet.

3.3.4.3 Modèle de prédiction

Le modèle utilisé pour prédire l'état du système et la mesure de l'erreur dans l'image est celui exposé au § 3.3.1. La période d'échantillonnage est définie selon les premières estimations de temps de calcul (voir § 3.3.4.4). L'ajustement du modèle repose sur la méthode par matrice d'homographie.

3.3.4.4 Résultats expérimentaux

Temps de calcul

Le temps de calcul de la boucle de vision a d'abord été évalué, sans considérer le système robotique (la partie communication a été remplacée par un simulateur du système). La tâche d'optimisation est clairement la plus exigeante en temps de calcul. Sur la figure 3.25-a, nous avons tracé le temps de calcul nécessaire à chaque pas d'échantillonnage pour obtenir la séquence de commande optimale. Le temps de calcul moyen est de 64 ms. Pour certaines itérations, ce temps de calcul peut être supérieur. En diminuant le nombre d'itérations maximum de l'algorithme d'optimisation à 20, le temps de calcul est réduit à 42 ms en moyenne et surtout aucune itération n'excède 45 ms. Nous avons donc fixé la période d'échantillonnage du modèle de prédiction à 50 ms. Les deux autres tâches sont effectuées en 8 ms.

Performances

L'évaluation des performances de notre approche est effectuée en imposant un à un des déplacements désirés de 5 cm en translation (figures 3.26) et de 20° en rotation (figures

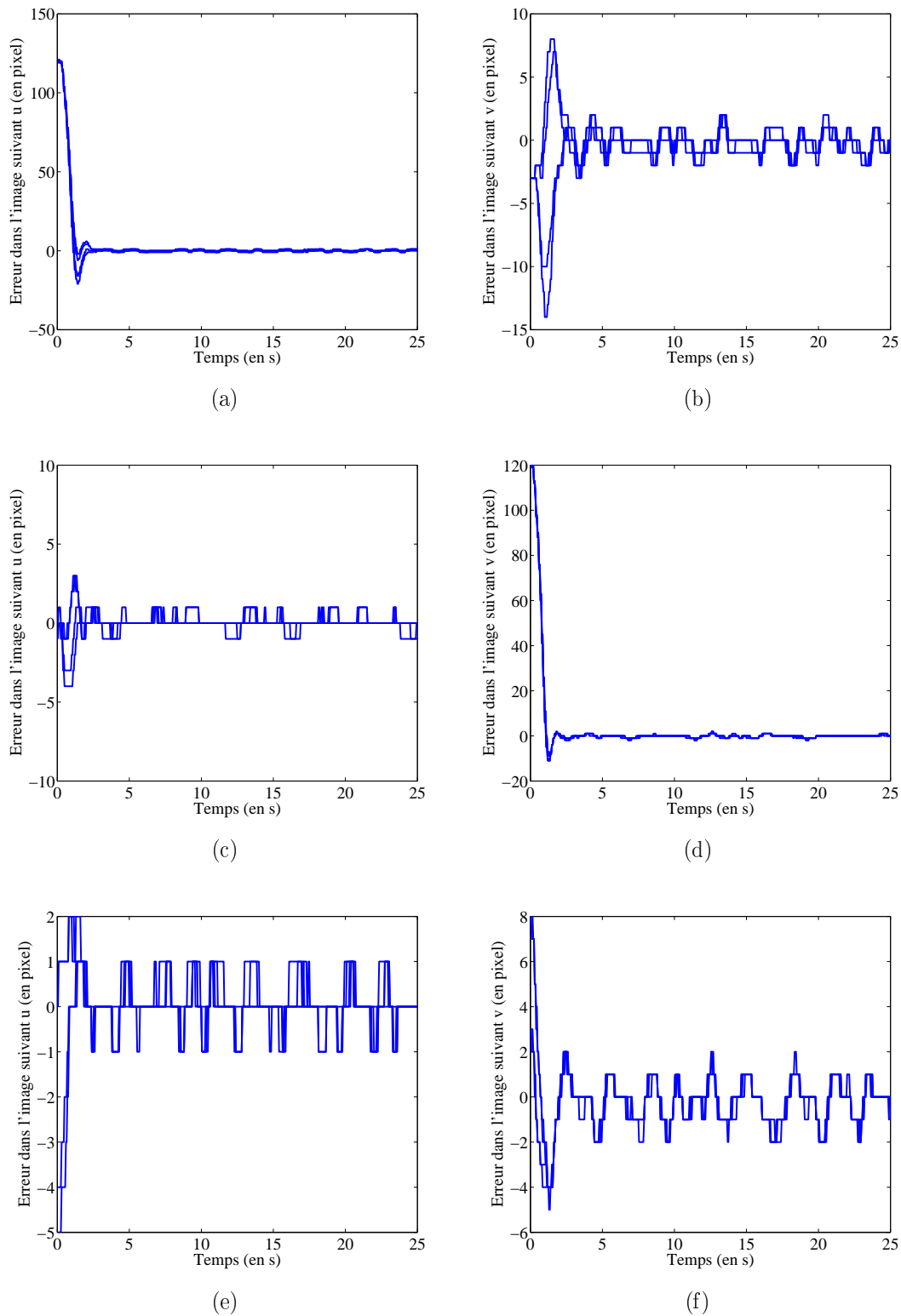


FIG. 3.26: Réponses dans l'image à un échelon en translation de 5 cm suivant (de haut en bas) X_w , Y_w , Z_w .

3.3. CPNL pour l'asservissement visuel dans l'image

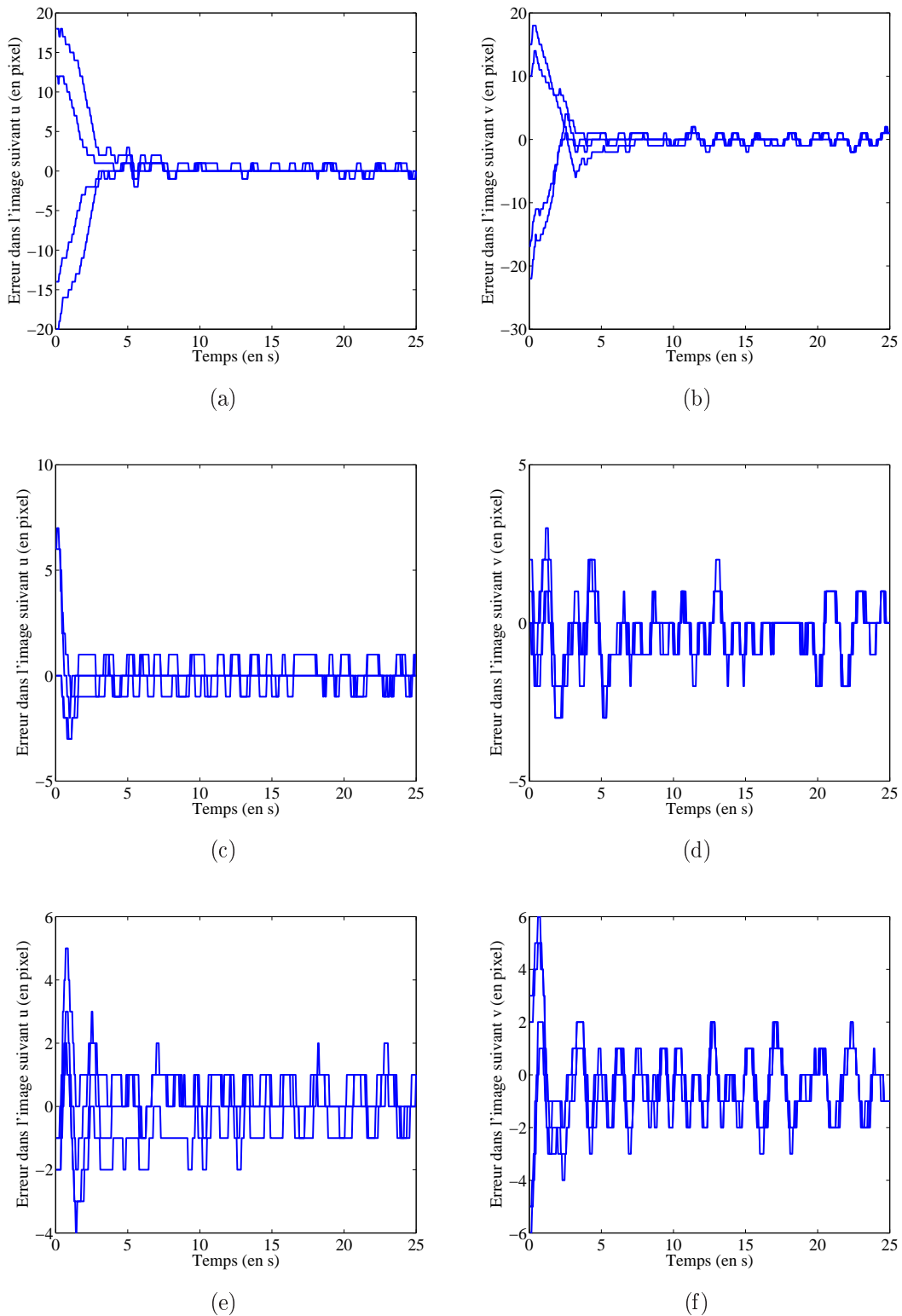


FIG. 3.27: Réponses dans l'image à un échelon de rotation de 20° (de haut en bas) en roulis, tangage et lacet.

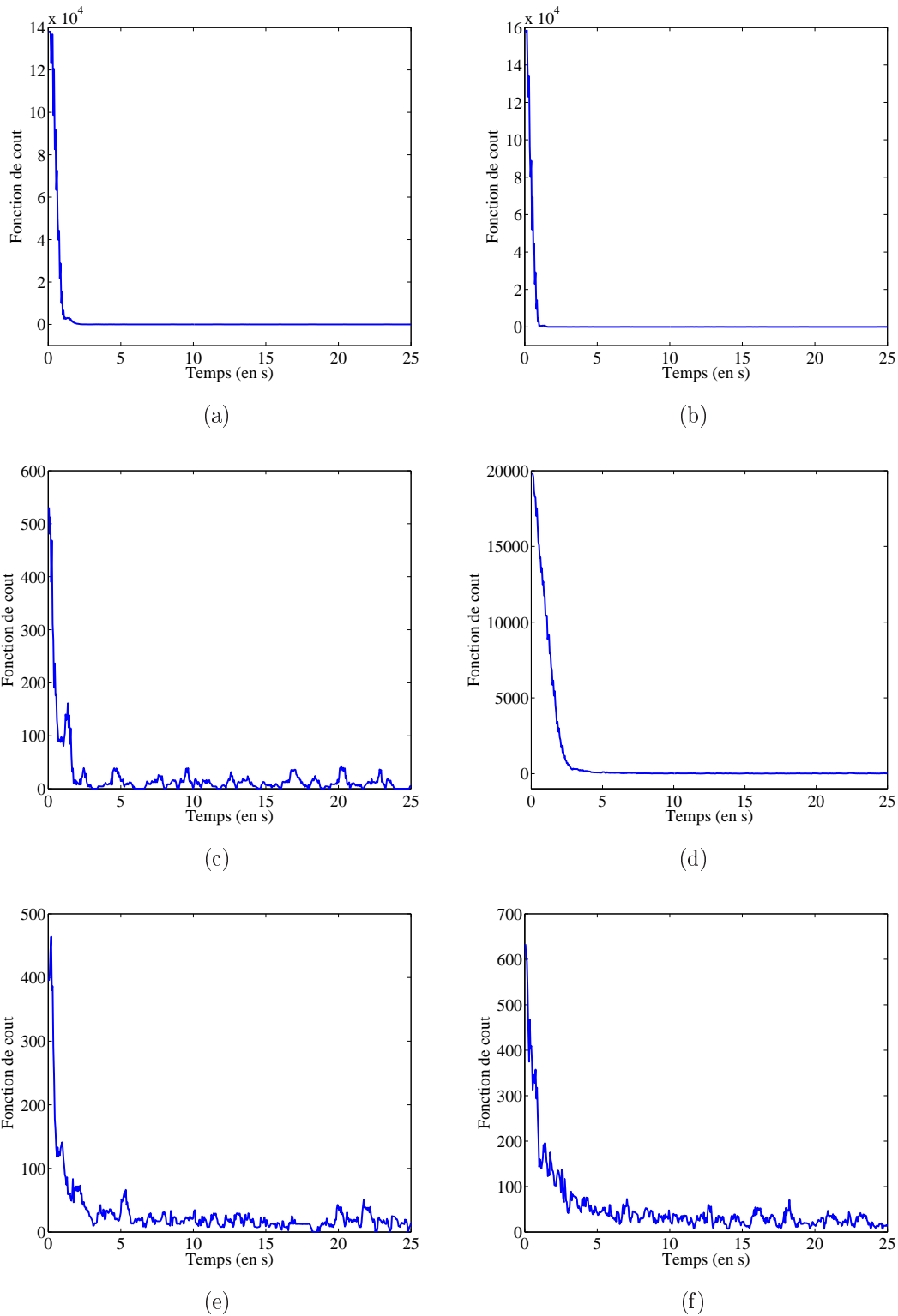


FIG. 3.28: Évolution de la fonction de coût pour les échelons en déplacement suivant X_w (a), Y_w (b), Z_w (c) et pour les rotations de Roulis (d), Tangage (e) et Lacet (f).

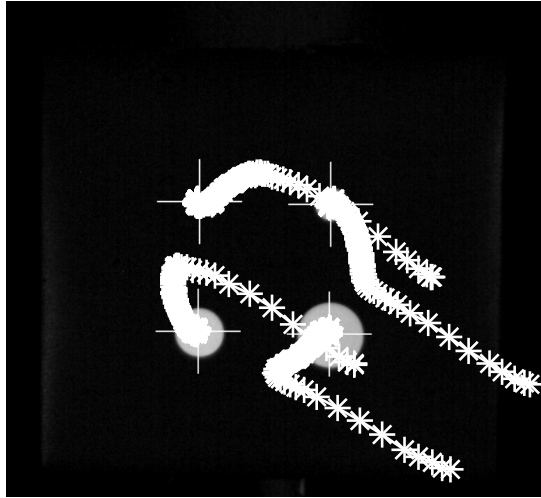


FIG. 3.29: Trajectoires des points dans l'images pour un mouvement complexe de la cible.

3.27). La convergence est observée pour tous les mouvements au travers de l'évolution des coordonnées des quatre points dans l'image et de l'évolution des fonctions de coût (figure 3.28). Les déplacements suivant la direction Z_w et les rotations de tangage et de lacet produisent une erreur faible dans l'image. Le réponse du système est alors noyée dans le bruit de mesure dû à l'algorithme de détection des points (coordonnées dans l'image exprimées à un pixel près).

La performance du contrôleur a aussi été évaluée pour un mouvement complexe. Un déplacement composé de trois translations ($dX=0,08$ m, $dY=-0,03$ m, $dZ=0,10$ m) et de trois rotations ($dR=45^\circ$, $dT=20^\circ$, $dL=-30^\circ$) a été imposé entre la position initiale et la position désirée. Les trajectoires des points ont été tracées dans l'image (figure 3.29).

Remarque :

en observant l'erreur initiale dans l'image pour le déplacement suivant la direction Z_w (figures 3.26-e et f), on peut s'apercevoir qu'elle ne correspond pas exactement à l'erreur attendue (symétrie par rapport à zéro sur p_u et p_v pour les quatre points). Cela est simplement dû à un problème dans la mise en position cartésienne désirée du robot. En effet, un léger déplacement suivant les directions X_w et Y_w peut être observé ce qui entraîne une dissymétrie sur l'erreur dans l'image.

Contraintes

1. Les contraintes sur la saturation des actionneurs peuvent être illustrées sur tous les mouvements testés. Nous présentons uniquement le respect de cette contrainte pour le déplacement suivant la direction X_w . La contrainte est respectée comme le montre la figure 3.30.

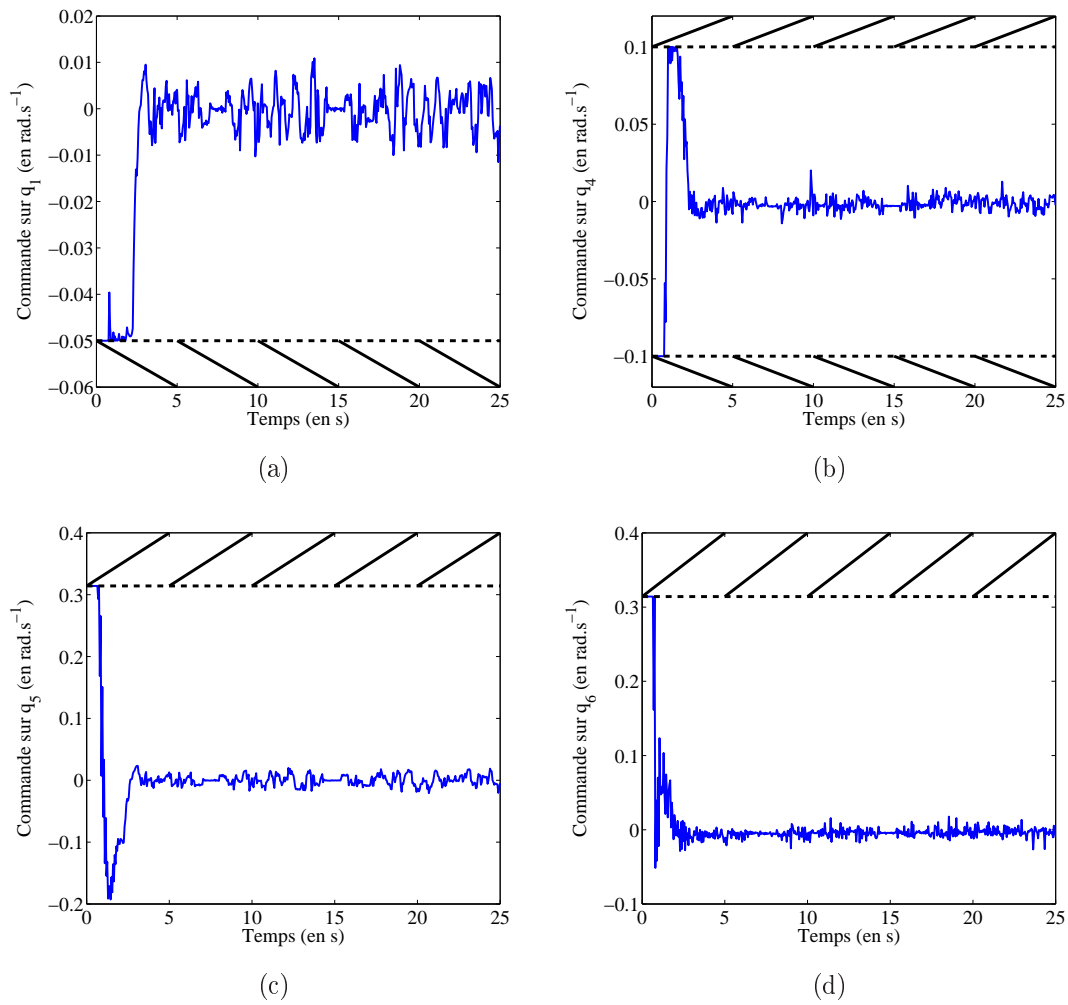


FIG. 3.30: Respect de la contrainte de saturation sur les actionneurs 1 (a), 4 (b), 5 (c) et 6 (d) pour un mouvement de translation suivant X_w .

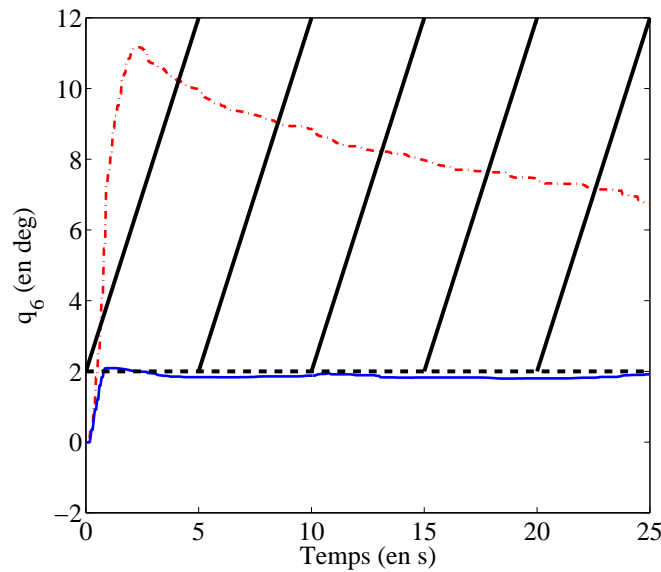


FIG. 3.31: *Respect de la contrainte sur les butées articulaires : respect d'une butée logicielle sur q_6 (limite du déplacement fixée à 2°) (trait discontinu sans la contrainte, trait continu avec la contrainte).*

2. Les déplacements articulaires autorisés par le robot sont importants (voir tableau 3.2). Il est ainsi difficile de provoquer artificiellement pour valider l'algorithme de commande un mouvement de l'objet qui reste dans l'image et qui sollicite la contrainte sur les butées articulaires. Nous avons donc employé une autre solution en constatant que pour le mouvement de translation suivant X_w , un mouvement de rotation parasite en tangage est observé. Ce mouvement est réalisé essentiellement par l'articulation q_6 qui dévie au maximum de $11,2^\circ$. Une butée logicielle est alors imposée sur cette articulation fixée à $\pm 2^\circ$. La figure 3.31 montre le respect de cette butée qui illustre le respect d'une contrainte.
3. Pour mettre en évidence le respect de la contrainte de visibilité, une approche similaire est utilisée. Lors du déplacement suivant l'axe X_w , une déviation suivant la direction Y_w (axe v de l'image) de 10 pixels est observée au cours du mouvement. Pour réduire cette déviation, une limite inférieure ($v_{min} = 220$ pixel) est imposée sur le déplacement suivant v dans l'image. Cette contrainte permet de diminuer la déviation observée en forçant le déplacement suivant l'axe v dans l'image à rester au dessus de 220 pixels comme le montre la figure 3.32.

En observant les résultats présentés sur le respect des contraintes sur les butées articulaires et sur la visibilité, un faible dépassement de la limite peut être observée au début du mouvement. Deux explications peuvent être envisagées. D'une part, ces contraintes sont définies par des contraintes "molles" dans l'algorithme d'optimisation, ce qui veut dire qu'une tolérance est autorisée sur la violation de la limite. D'autre part, nous pouvons penser à un problème mécanique, en particulier les frottements secs des articulations du manipulateur peuvent provoquer ce type de comportement.

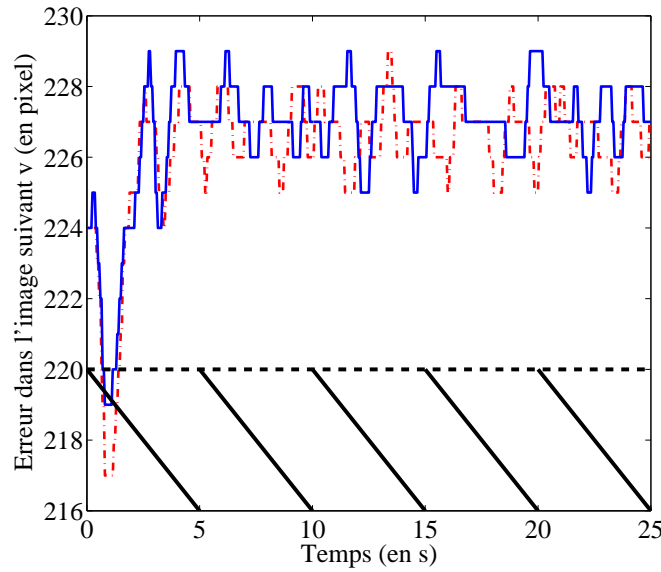


FIG. 3.32: Satisfaction de la contrainte de visibilité imposée par $v_{min} = 220$ pixels pour un déplacement suivant X_w (trait discontinu sans la contrainte, trait continu avec la contrainte).

3.4 Conclusion et perspectives

La commande prédictive non linéaire permet de définir une commande qui prend en compte les non-linéarités du processus contrôlé mais aussi qui permet d'appliquer un ensemble de contraintes sur l'état et la commande. Cette stratégie proposée pour l'asservissement visuel est bien adaptée. Le modèle du système présente des non-linéarités à travers le modèle géométrique direct du robot et le modèle de projection dans l'image. De plus, cette commande permet d'assurer facilement le respect de contraintes liées aux système mécanique et à l'utilisation du capteur visuel. Les simulations et les expérimentations exposées montrent l'efficacité de l'architecture de commande proposée pour assurer la convergence du système vers une position désirée dans l'image et pour respecter les contraintes définies : saturation des actionneurs, butées articulaires et visibilité.

Le temps de calcul pour chaque itération reste un point limitant de l'approche. Le calcul de la commande à chaque itération est le verrou qui limite la diminution de la fréquence d'échantillonnage de la boucle de vision. Il est possible d'envisager une approche multi-fréquence où le calcul de la commande serait effectué à une fréquence inférieure à la fréquence d'échantillonnage. Cela serait possible par exemple en utilisant une partie du vecteur de commande optimale au delà de la première valeur. Cette possibilité constitue une perspective à ce travail.

D'autres contraintes peuvent être envisagées avec la solution de commande proposée. Une définition plus complexe de la visibilité pourrait être employée. Par exemple, le respect d'une orientation maximale autour des axes X_w et Y_w du plan de la mire par rapport au plan image peut être pris en considération puisque la visibilité des quatre points n'est plus

assurée pour une orientation autour de ces axes qui tend vers 90° .

Un autre intérêt de la commande prédictive est sa capacité à gérer les modifications de l'environnement qui peuvent survenir pendant l'exécution de la tâche. La stratégie d'optimisation sur un horizon permet d'intégrer de nouvelles informations sur le champ de vision de la caméra. Ainsi, l'intrusion d'un obstacle au cours du mouvement peut être prise en compte par le contrôleur qui modifiera la commande pour éviter l'obstacle.

Enfin, la prochaine étape de ce travail devra s'orienter vers l'utilisation d'un modèle non linéaire du robot en considérant une commande en couple des actionneurs. Cela permettra d'intégrer les effets de la dynamique et les forces qui peuvent agir sur le manipulateur au cours du mouvement. L'intérêt de cette évolution est la réalisation du suivi de trajectoires à forte dynamique.

Ce chapitre présente les développements réalisés dans le cadre de l'assistance au geste endovasculaire mini-invasif guidé par l'imagerie échographique. En particulier, nous nous sommes intéressés à une intervention difficile qui est la réparation de cordage de la valve mitrale. La chirurgie valvulaire représente une part importante des interventions de chirurgie cardiaque qui consiste à réparer ou à remplacer une valve du cœur. Ces interventions à l'intérieur du cœur étaient à l'origine réalisées à cœur battant en aveugle [Allen et Graham, 1922, Wilson, 1930]. L'absence de retour visuel entraînait des résultats peu performants et fortement dépendants de l'habileté du chirurgien. L'introduction de la CEC a permis d'intervenir sur cœur arrêté et d'offrir un accès visuel direct. Mais comme nous l'avons détaillé au § 1.1.3.2, la CEC et l'arrêt du cœur ne sont pas sans conséquence pour le patient.

Entre les interventions en aveugle et celles très invasives pratiquées aujourd'hui, il est possible de penser à d'autres procédures basées sur l'utilisation d'imagerie non invasive. Ainsi, Do ning *et al.* [Do ning *et al.*, 2002] ont évalué la possibilité de réaliser une suture sur les feuillets de la valve mitrale en utilisant l'imagerie échographique. Les résultats exposés sont encourageants mais la difficulté de synchronisation main/œil reste un problème majeur de ce type d'intervention. L'assistance robotique pour une telle intervention soulève des verrous scientifiques importants qui sont l'extraction d'informations visuelles et l'asservissement de l'instrument basé sur les images échographiques.

4.1 Introduction

4.1.1 Contexte : projet Robea GABIE

Le projet GAB E (Guidage Actif Basé sur l' magerie Échographique) s'est inscrit dans le Programme nterdisciplinaire de Recherche (P R) du CNRS "Robotique et Entités Artificielles" (Robea). l a regroupé des laboratoires (CEA, L RMM, LRP et T MC) et des établissements hospitaliers (CHUG et GHPS). Dans le cadre de ce projet, on s'est intéressé à l'assistance robotique au geste chirurgical dans des procédures où le but est d'atteindre

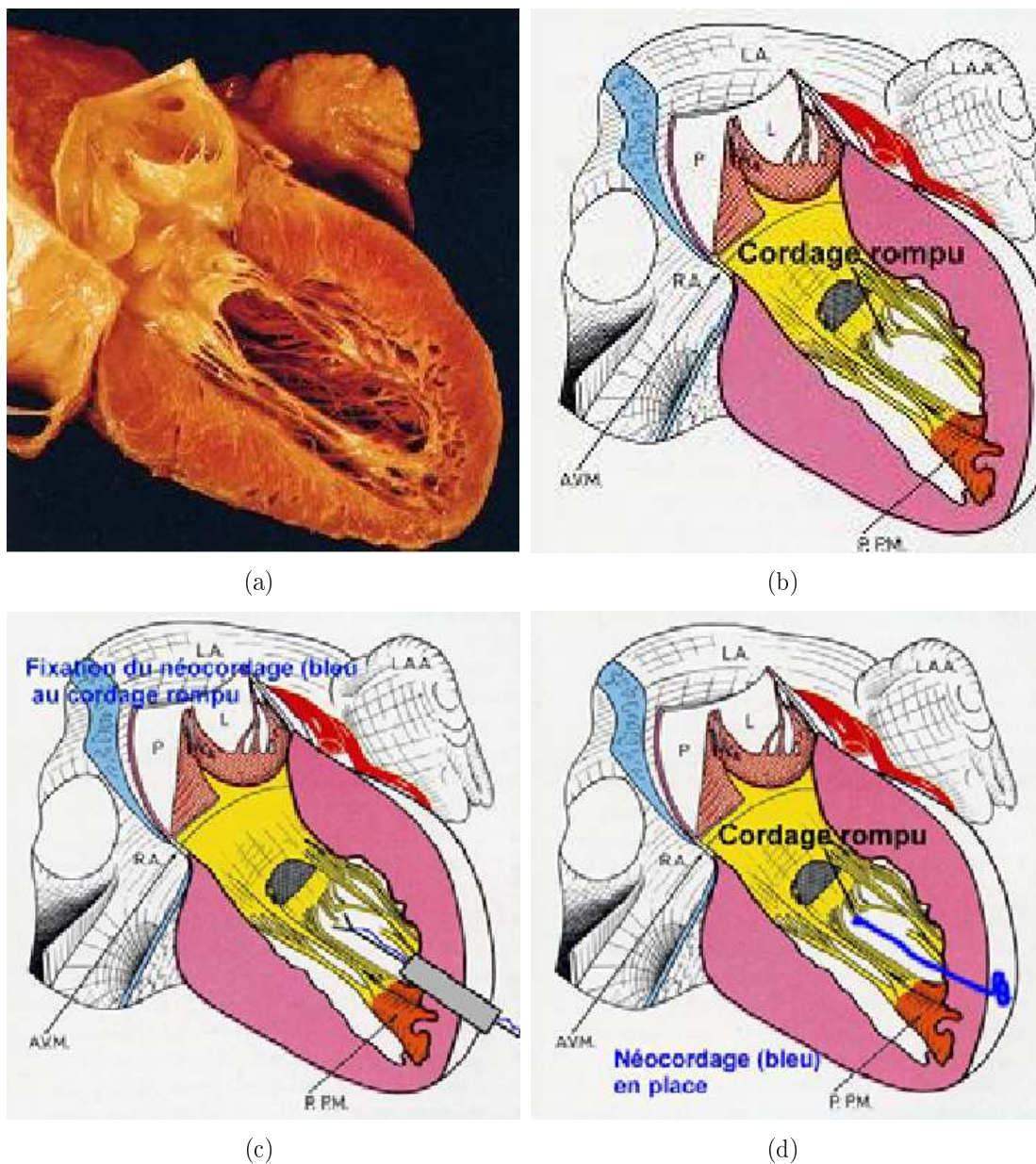


FIG. 4.1: Fixation d'un néo-cordage par la pointe du cœur : (a) coupe du ventricule gauche, (b) détection du feuillet mitrale dont le cordage est rompu, (c) introduction par la pointe du cœur d'un instrument qui doit attraper le cordage rompu ou l'extrémité de la valve mitrale pour y fixer le néo-cordage, (d) fixation de l'autre extrémité du néo-cordage sur la paroi ventriculaire (source : [Dombre et al., 2005]).

une cible mobile avec un instrument localisé par échographie. Plus précisément, l'objectif de cette étude était de proposer une solution robotique pour réaliser des interventions endovasculaires minimalement invasives. Actuellement, la chirurgie endovasculaire et plus précisément la chirurgie valvulaire est une chirurgie très invasive qui offre un accès visuel direct du site opératoire mais au prix de l'ouverture du thorax, de l'arrêt du cœur et de l'ouverture d'une de ses cavités. Comme nous l'avons expliqué au § 1, l'imagerie échographique peut être une alternative intéressante puisqu'elle est non invasive et non irradiante. Ensuite, la cadence d'acquisition des échographes permet d'envisager une utilisation dans une boucle de commande.

L'intervention visée est la réparation de cordage de la valve mitrale. En toute rigueur, il s'agit en fait d'un des feuillets de la valve, mais dans un souci de concision, nous employons directement le terme valve mitrale dans la suite de ce chapitre. Réaliser cette intervention sous échographie pose cependant un certain nombre de problèmes :

1. le traitement d'images échographiques en ligne pour détecter la valve mitrale,
2. la conception d'un outil spécifique pour la tâche à réaliser, visible en échographie,
3. la localisation du plan échographique par rapport à la base du robot, et l'asservissement visuel basé sur les images échographiques pour guider l'outil à l'intérieur du cœur et attraper la valve.

Une description complète du projet est donnée dans [Dombre *et al.*, 2005]. Le scénario envisagé est représenté sur le figure 4.1. Une phase de détection doit permettre de localiser et suivre en temps réel la valve mitrale dont le cordage est rompu. Ensuite, un outil spécifiquement conçu pour cette intervention est introduit par la pointe du cœur (région qui présente une certaine immobilité). L'extrémité de l'instrument est ensuite asservie dans l'image échographique pour attraper le feuillet considéré et fixer un néo-cordage. L'instrument est ensuite retiré pour fixer l'autre extrémité du néo-cordage sur la paroi du ventricule. Nos travaux ont porté sur deux parties du projet :

1. la détection de la valve mitrale dans les images échographiques,
2. l'asservissement visuel dans les images échographiques.

Dans le paragraphe suivant, une description générale de l'imagerie échographique est donnée, suivie d'un état de l'art des travaux sur l'extraction d'information des images échographiques et sur les développements d'asservissements visuels appliqués à ce type d'image.

4.1.2 L'échographie

Dans cette partie, nous exposons brièvement la technologie sur laquelle repose l'échographie, puis nous discutons des spécificités de l'échocardiographie. Ce descriptif est construit à partir de [Rocchisani, 2005].

4.1.2.1 Imagerie ultrasonore

Les ondes ultrasonores (US) sont caractérisées par une fréquence comprise entre 20 kHz et 1,6 GHz. Le comportement du milieu traversé est défini par son impédance acoustique

qui mesure sa résistance à la propagation de l'onde. Les interactions des ondes US avec la matière sont de deux types :

1. **L'absorption** dans les milieux homogènes, qui conduit à une atténuation de l'intensité acoustique en fonction du milieu (coefficient d'atténuation) et de la distance. L'atténuation du signal (en dB/cm) permet de définir la profondeur de pénétration. La profondeur maximale observable diminue avec l'augmentation de la fréquence des ultrasons.
2. **La réflexion, la réfraction et la diffusion** qui se produisent aux changements de milieu. L'interface entre deux matériaux est caractérisée par son coefficient de transmission (lié à la différence d'impédance entre les deux milieux), sa forme (plane ou incurvée), son orientation par rapport à l'onde incidente, sa régularité (lisse ou rugueuse) et sa taille par rapport à la longueur d'onde. La réflexion est l'interaction utilisée dans le principe de l'échographie. Elle est fonction du coefficient de transmission de l'interface (les os sont les tissus les plus réfléchissants puisqu'ils présentent une impédance acoustique largement supérieure aux tissus mous). La réfraction entraîne une modification de l'axe de propagation de l'onde et les réflexions futures de ces ondes réfractées peuvent ne plus être captées par la sonde. La diffusion intervient quand la taille de l'interface est petite par rapport à la longueur d'onde (réflexion dans des directions multiples). Ce phénomène se produit en particulier avec les globules rouges du sang ce qui génère un bruit bien connu dans les images échographiques : le scintillement ("speckle" en anglais).

L'onde US est obtenue par excitation électrique d'une céramique piézo-électrique qui vibre (déformation de la maille cristalline) et émet des ultrasons. Ces émetteurs sont aussi utilisés pour recevoir les ondes réfléchies. La sonde est composée d'un ensemble d'émetteurs/récepteurs qui forment souvent une zone d'émission trapézoïdale. Par nature, les ondes US sont divergentes (sphériques). La forme des céramiques (barrettes linéaires) associée à des dispositifs électroniques (déphasages de l'émission) permettent de générer un front d'onde plan convergent. L'émission acoustique peut être modifiée pour créer une zone de focalisation (concentration de l'énergie) comme le montre la figure 4.2. Le réglage de la profondeur sur un échographe est obtenu en déplaçant cette zone de focalisation. Plus l'épaisseur de la zone de focalisation est faible, meilleure est la résolution spatiale de l'examen. En réalité, le front d'onde se rapproche d'une forme biconcave. Les expériences décrites par Daanen *et al.* [Daanen et Chavanon, 2005] ont confirmé la forme biconcave du plan échographique présentée dans la littérature.

Pour chaque onde US, l'écho mesuré est caractérisé par son amplitude et son temps de parcours (temps entre l'émission et la réception). Le secteur angulaire défini par l'ensemble des ondes US émises est reporté dans une matrice de pixel (voir schéma de la figure 4.3). Le niveau de gris d'un pixel est défini par rapport à l'amplitude de l'écho reçu et le temps de parcours permet de sélectionner le pixel sur la matrice associée à l'onde US. Les niveaux de gris des pixels qui ne sont pas définis par ce remplissage sont déduits par interpolation à partir des pixels voisins. La cadence d'émission/réception permet d'obtenir un rafraîchissement de 40 images par seconde.

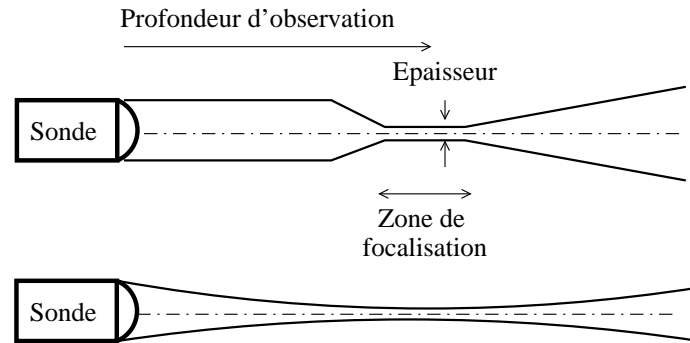


FIG. 4.2: Représentation schématique de la zone de focalisation (vue en coupe de l'onde plane)(haut : représentation idéale, bas : forme réelle).

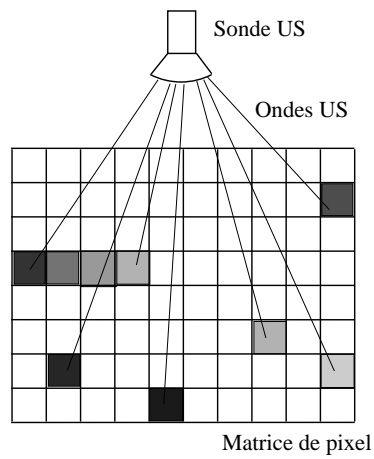


FIG. 4.3: Représentation schématique du remplissage de la matrice de pixel à partir des échos reçus.

4.1.2.2 Échocardiographie

L'échographie appliquée à la cardiologie est l'échocardiographie. Les particularités de cet examen sont :

- la situation de l'organe entouré d'os (la cage thoracique) et d'air (les poumons) réduit les "fenêtres" anatomiques disponibles pour l'observation. Trois voies standard sont définies : parasternale (entre les côtes (3^e et 4^e, voire 4^e et 5^e) juste à gauche du sternum), apicale (partie inférieure gauche du sternum) ou sous costale dite xyphoïdienne (dans le creux en dessous de la xyphoïde du sternum).
- la déformation tridimensionnelle du muscle cardiaque et son évolution temporelle (mobile et déformable).

Les avantages de l'échographie sont l'inocuité de l'examen, son faible coût et sa souplesse d'utilisation. De plus, la miniaturisation permet aujourd'hui d'utiliser d'autres voies d'explorations (trans-œsophagienne, voire endovasculaire). Néanmoins, l'échographie est marquée par son manque de netteté et la présence importante de bruit, qui peut rendre l'exploitation impossible chez certains patients. Mais surtout, c'est une technique d'imagerie opérateur dépendant puisque l'observation dépend du plan de coupe sélectionné et de la position de la sonde ce qui empêche le recalage entre différents examens.

4.1.3 Traitement des images échographiques

L'amélioration de la qualité des images échographiques est basée sur le principe de la diffusion anisotrope. La méthode consiste à diffuser l'intensité d'un pixel sur ses voisins dans la direction orthogonale au gradient de l'image en ce pixel. Cette solution permet de renforcer les contours au lieu du lissage obtenu par les approches classiques qui emploient un filtrage isotrope. Une description détaillée du filtrage anisotrope a été proposée par Perona et Malik [Perona et Malik, 1990]. L'algorithme itératif développé utilise une équation de diffusion de la forme :

$$\frac{\partial \mathbf{I}(u, v, t)}{\partial t} = \text{div}[g(\|\nabla \mathbf{I}\|)\nabla \mathbf{I}] \quad (4.1)$$

avec $\mathbf{I}(u, v, t)$ l'intensité du pixel de coordonnées (u, v) de l'image \mathbf{I} à l'instant t , $g(\alpha)$ une fonction de diffusion (décroissante) qui sert à limiter la diffusion dans la direction de fort gradient. Ces travaux ont été repris ensuite avec des modifications de la fonction de diffusion g [Wei, 1999, Tauber *et al.*, 2004]. L'inconvénient de ces algorithmes est leur temps de calcul (résultats optimaux pour un nombre d'itérations proche de 30). Une estimation réalisée sur une image de 768×288 pixels donne un temps de calcul de 8,60 s (Pentium V à 2,8GHz). Inversement, en partant de la contrainte temps réel, l'estimation de la taille maximale de la fenêtre traitée donne un carré de 26 pixels de côté (il faut effectuer le filtrage de l'image et l'extraction de la position de la valve en moins de 0,04 s. Nous avons donc supposé que le temps maximal accordé pour le traitement de l'image est de 0,02 s). Cette région est trop restreinte pour pouvoir contenir le déplacement de la valve. Cette méthode n'est donc pas exploitable pour notre application et une approche moins coûteuse en temps de calcul doit être proposée.

De nombreuses références dans la littérature traitent de la localisation de structures anatomiques dans les images échographiques, mais la plupart ne tiennent pas compte de la contrainte temps réel dans le temps de calcul. La majorité des travaux concernent l'analyse pour l'aide au diagnostic ou pour le recalage de modèle anatomique (image US 2D [Dong *et al.*, 1991, Muzzolini *et al.*, 1993, Quistgaard, 1997, Gustavsson *et al.*, 1997] ou 3D [Maehle *et al.*, 1994, Papademetris *et al.*, 1999]) qui ne sont pas concernés par les contraintes de temps de calcul. La difficulté réside alors dans la précision des informations extraites.

Deux méthodes sont généralement utilisées pour détecter les structures observées par échographie. L'objectif commun est de déterminer les limites entre les différentes zones de l'image pour différencier les tissus observés. La première approche repose sur la détection de bord classique en traitement d'image. Il s'agit alors de déterminer les variations de niveau de gris dans l'image par application d'un filtre basé sur un calcul de gradient. En particulier en échocardiographie, cette technique permet de différencier les cavités remplies de sang et les tissus musculaires plus opaques aux ultrasons. Différentes méthodes de détection de bord sont évaluées dans [Gustavsson *et al.*, 1997]. Cette technique est néanmoins très sensible au bruit présent dans les images échographiques. La seconde approche applique la méthode de contour actif ("snake" en anglais). Un contour actif c est défini par une courbe déformable continue :

$$c := \{u(s), v(s)\}$$

où s symbolise la longueur normalisée de la courbe. L'idée est de faire tendre cette courbe vers la structure à détecter en minimisant une énergie de déformation fonction de la forme de la courbe et de la position de la courbe par rapport à la structure à détecter. Par exemple dans [Mikic *et al.*, 1998], le contour de la valve mitrale est déterminé sur une séquence d'images échographiques en utilisant un algorithme de contour actif. Pour lever l'ambiguïté qui peut exister sur la localisation de l'extrémité de la valve en position fermée, un modèle de connaissance *a priori* du mouvement de la valve est introduit. Il repose sur l'approximation par un mouvement de rotation autour du point d'attache sur l'anneau valvulaire. L'approche par contour actif donne de bons résultats de détection malgré sa sensibilité aux conditions initiales mais les temps de calcul ne permettent pas de l'envisager en temps réel.

Pour assurer une réalisation en temps réel, des algorithmes plus efficaces doivent être employés. Dans [Abolmaesumi *et al.*, 2001], un robot manipule une sonde échographique pour réaliser des examens de la carotide. L'objectif de l'asservissement visuel est de positionner automatiquement le centre estimé de l'artère au centre de l'image pendant que le robot se déplace suivant la direction du cou du patient (trajectoire 1D). Différentes méthodes sont évaluées pour détecter le centre de la carotide. L'algorithme appelé "Star" (proposé initialement pour la détermination des contours de l'endocarde ventriculaire [Friedland et Adam, 1989]) repose sur la détection des contours représentés par une forme circulaire dans l'image, déformée en utilisant les distances obtenues suivant des tirs des rayons depuis un point central (voir schéma sur la figure 4.4). Les meilleurs résultats de détection sont obtenus avec cet algorithme qui, de plus, répond à la contrainte du temps de calcul. Un filtre de Kalman basé sur un modèle de déplacement du centre de

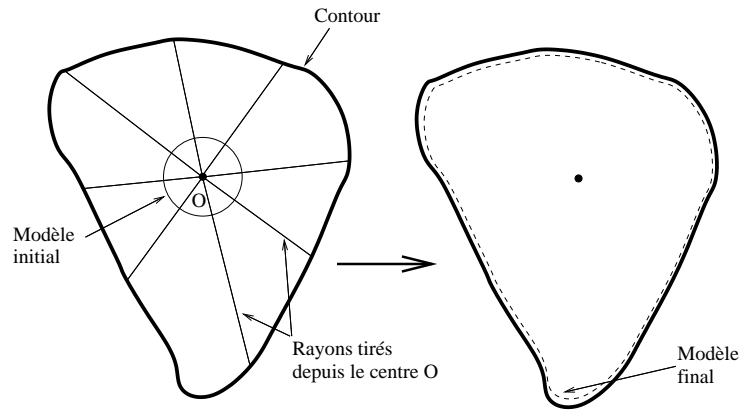


FIG. 4.4: Représentation schématique de l'algorithme star : (gauche) initialisation du modèle et tirs de rayons pour détecter le contour, (droite) modèle déformé proche du contour.

la carotide à vitesse constante permet d'améliorer la robustesse du suivi du centre de la carotide. Cependant, les vitesses de déplacement du centre de l'artère carotide dans les images échographiques issues de cet examen sont faibles en regard de celles de la valve mitrale.

4.1.4 Asservissement basé sur les images échographiques

Dans la littérature, les recherches menées sur les asservissements basés sur les informations extraites d'images échographiques s'orientent suivant deux directions. Les premiers travaux concernent les robots porteurs de sonde où l'information visuelle est utilisée pour positionner la sonde par rapport à l'objet d'intérêt. Dans [Abolmaesumi *et al.*, 2001], le contrôleur repose sur la détermination de la matrice jacobienne qui met en relation les vitesses des informations visuelles avec la vitesse cartésienne de la sonde. Les développements proposés montrent que seuls trois ddl de la sonde sont contrôlés par asservissement visuel (deux translations et une rotation). Krupa [Krupa et Chaumette, 2005] a proposé un asservissement visuel dans l'image échographique qui utilise une matrice jacobienne image. Une estimation en ligne de cette matrice repose sur une méthode de moindres carrés. Le formalisme de la fonction de tâche est adopté pour décrire une tâche secondaire qui vise à minimiser l'erreur d'orientation de la sonde. La loi de commande proposée montre un bon comportement sur des résultats de simulation pour contrôler la position et l'orientation de la sonde échographique. L'application visée est l'imagerie ultrasonore 3D définie par la reconstruction du volume engendré par une séquence de plans échographiques fournie par une sonde 2D localisée à chaque prise de vue. Dans [Batcha et Krupa, 2006], l'asservissement visuel dans l'image échographique sert à positionner la sonde par rapport à une image désirée mais avec un objet décrit par une courbe algébrique (dans ce cas il s'agit d'un œuf). La matrice d'interaction définie pour cette tâche dépend de la forme de l'objet observé et est également estimée en ligne.

Le second groupe travaille sur le contrôle par asservissement visuel d'instruments chirurgicaux dans les images échographiques. De nombreux travaux ont porté sur le domaine

de l'insertion d'aiguille qui représente la majorité des interventions guidées par échographie. Megali *et al.* [Megali *et al.*, 2001] ont évalué l'apport de l'assistance robotique pour une procédure de biopsie. Les résultats montrent que la précision est améliorée et que l'utilisation d'un robot permet de diminuer le temps nécessaire pour effectuer la tâche par rapport à une réalisation manuelle. Dans [Hong *et al.*, 2004], les auteurs présentent un robot à deux ddl maintenu par un système à cinq articulations passives et conçu pour réaliser l'insertion de l'aiguille en cholécystectomie percutanée (en vue d'un drainage de la vésicule biliaire). La sonde échographique est rigidement attachée à la base du robot et positionnée de façon à toujours avoir l'aiguille dans l'image. L'aiguille est guidée pour atteindre la vésicule biliaire en utilisant les informations extraites d'images échographiques. Les deux ddl du robot sont utilisés pour orienter l'aiguille avant l'insertion dans le corps du patient. Pour la biopsie de la prostate par voie transpérinéale, les auteurs de [Phee *et al.*, 2005] ont aussi proposé la conception d'un robot guidé par échographie. On remarque que dans les interventions d'insertion d'aiguille, le contrôle du mouvement dans l'image est réduit à un ou deux ddl, mais des tâches plus complexes peuvent aussi être envisagées telles que attraper ou couper des tissus ce qui nécessite un minimum de trois ddl (deux translations dans l'image et une rotation autour de l'axe perpendiculaire au plan image). L'asservissement visuel est alors plus complexe. Les travaux de Vitrani *et al.* [Vitrani *et al.*, 2005], dans le cadre du projet Gabie, rentrent dans cette catégorie. Ils ont appliqué une technique classique d'asservissement visuel dans l'image en déterminant une matrice jacobienne spécifique à l'échographie qui tient compte de la contrainte de passage par le trocart. Les résultats expérimentaux obtenus dans un bac rempli d'eau montrent un bon comportement de l'algorithme proposé et une robustesse par rapport aux erreurs de calibration des paramètres intrinsèques de la sonde échographique. Une expérimentation *in vivo* sur animal valide cette approche [Vitrani *et al.*, 2006]. Comme nous l'avons déjà mentionné au § 1.3.3, l'ablation d'une zone de l'endocarde sous imagerie échographique pour soigner une fibrillation auriculaire a été proposée dans [Hastenteufel *et al.*, 2006]. L'outil (spécifiquement fabriqué pour ce type d'intervention) est contrôlé suivant trois ddl en se référant à un modèle surfacique de l'endocarde construit à partir des images échographiques. Dans [Stoll *et al.*, 2006], le contrôle de l'instrument est basé sur l'imagerie échographique 3D. Dans ce cas, l'asservissement se rapproche d'un asservissement en position puisque les données fournies par l'imageur sont exprimées dans l'espace cartésien.

4.1.5 Discussion

L'imagerie échographique permet d'explorer l'intérieur du corps humain de façon non invasive. En contrepartie, l'information sur les tissus ou la position d'un instrument doit être extraite de l'image qui présente un rapport signal sur bruit très faible. En regard de l'état de l'art sur le traitement d'image échographique, ainsi que sur l'asservissement dans les images échographiques, il apparaît clairement que peu de méthodes sont exploitables dans le contexte difficile de la réparation de cordages de la valve mitrale. En effet :

1. La valve mitrale présente une forte dynamique qui impose une détection globale sur la zone de déplacement de la valve. Une méthode a donc été étudiée pour fournir la position de la valve à chaque nouvelle acquisition. Elle fait l'objet du paragraphe

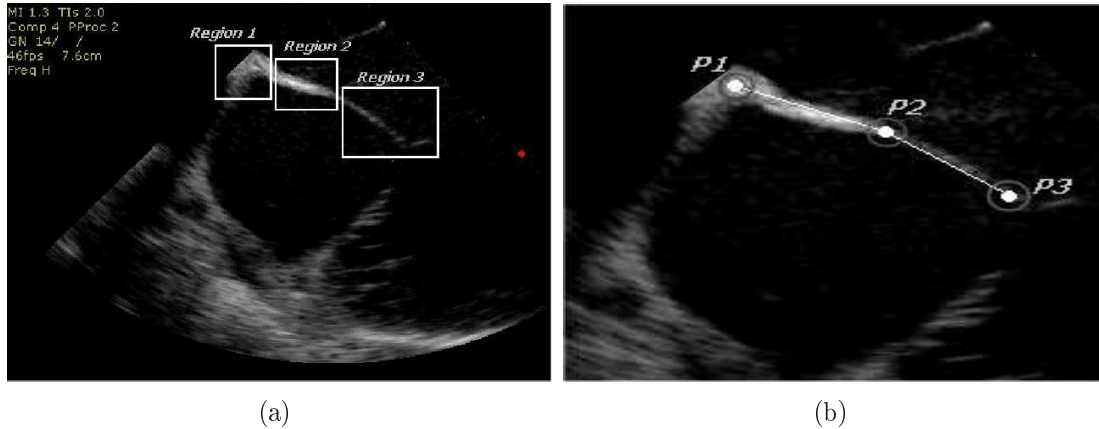


FIG. 4.5: Modélisation de la valve mitrale : (a) définition des trois régions de la valve, (b) modèle bi-articulé.

suivant.

2. Les techniques d'asservissement visuel dans l'image échographique ne tiennent également pas compte d'une contrainte forte inhérente à ce principe d'imagerie : l'outil contrôlé doit couper le plan image de la sonde pour être visible. Nous avons donc adapté l'algorithme de commande développé au chapitre précédent en intégrant cette nouvelle contrainte, comme nous le verrons au § 4.3.

4.2 Suivi de la valve mitrale

Une première étape dans le projet GAB E est de pouvoir fournir la position de la valve mitrale. La solution retenue est un suivi de cette structure dans des images échographiques. Une méthode spécifique a été proposée, qui répond à la contrainte de temps de calcul imposée par la cadence d'acquisition de l'échographe, c'est-à-dire 40 ms. Elle repose sur une modélisation simple du mouvement de la valve.

4.2.1 Modélisation

L'observation du mouvement de la valve mitrale sur une séquence d'images échographiques permet de définir trois zones d'intérêt (figure 4.5-a). La première zone se situe au niveau de la jonction de la valve avec l'endocarde (région 1 sur la figure 4.5-a). Cette région peut être vue comme le centre de rotation du mouvement et permet la définition d'un référentiel mobile pour suivre les déplacements en translation de la valve. La deuxième région correspond à la première partie, semi-rigide, de la valve dont le mouvement est une rotation par rapport au centre de rotation défini précédemment. Enfin la troisième région qui présente la dynamique de mouvement la plus riche correspond à l'extrémité de la valve qui est relativement souple.

Cette observation nous a amené à considérer un modèle bi-articulé constitué de deux segments et de deux articulations aux points P_1 et P_2 (figure 4.5-b). L'extrémité du

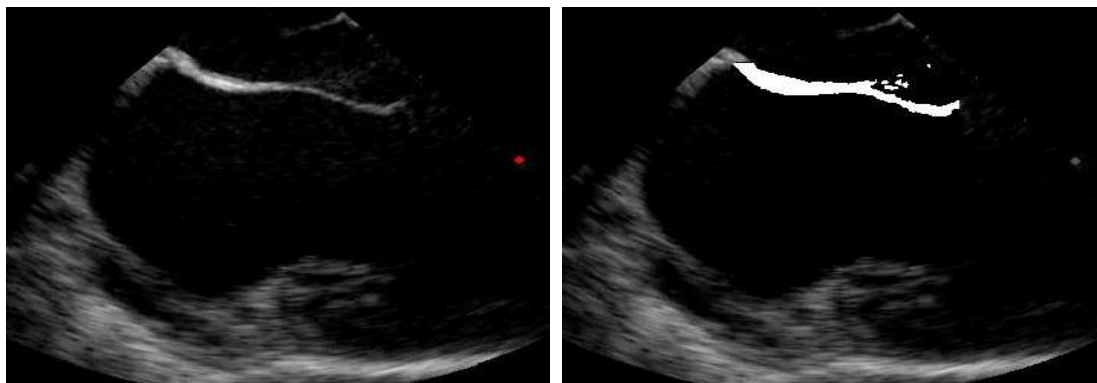


FIG. 4.6: Traitement de l'image échographique : effet du seuillage appliqué sur la région d'intérêt.

second segment est donnée par le point P_3 . Le point P_1 renseigne sur le déplacement en translation de la valve d à la respiration et aux déformations du myocarde. Les points P_2 et P_3 fournissent respectivement la position du milieu et de l'extrémité de la valve par un mouvement de rotation par rapport à P_1 .

4.2.2 Prétraitement

Le manque de netteté et la présence d'un bruit important caractérisent les images échographiques. Il est donc nécessaire de réaliser un prétraitement de l'image avant de chercher à détecter les points décrits précédemment. Comme nous l'avons déjà précisé, les filtres classiques utilisés pour traiter les images échographiques ne peuvent pas être envisagés à cause de leur temps de calcul important. Une approche plus directe de type seuillage binaire est employée. Cette méthode n'est certes pas la meilleure solution car son efficacité dépend fortement du seuil sélectionné mais son intérêt majeur est sa rapidité en temps d'exécution. L'hypothèse retenue est que le niveau de gris moyen de la valve est constant pendant toute la séquence. Le seuil est défini à l'initialisation à partir de l'histogramme H de la région qui contient le déplacement de la valve mitrale. Après avoir défini la région d'intérêt qui contient le mouvement de la valve (observation des déplacements sur un cycle), l'histogramme de cette région est calculé. Un accumulateur est ensuite rempli avec les valeurs de l'histogramme. Le seuil optimal M est déterminé selon l'équation :

$$M < \sum_{k=0}^t H(k)$$

où t est une valeur définie de façon empirique.

La figure 4.6 montre le résultat du seuillage appliqué à une image extraite d'une séquence enregistrée.

4.2.3 Description de l'algorithme

4.2.3.1 Détection du centre de rotation

La détection du centre de rotation est inspiré de l'algorithme "Star" décrit dans [Friedland et Adam, 1989]. L'idée est de suivre un point situé en dessous de la valve et proche de la paroi. Le centre de rotation est défini ensuite par rapport à ce point en ajoutant un offset constant sur les coordonnées. Le principe de détection du point localisé à proximité de la paroi peut être décrit de la façon suivante (voir schéma présenté à la figure 4.7-a) :

– initialisation :

1. Choisir un point P situé à la jonction valve/paroi et choisir un point C situé au voisinage de la paroi. Les offsets du et dv décrivent la position du point P relativement à C .
2. Tirer n rayons dans des directions fixées arbitrairement et déterminer suivant ces rayons le changement de niveau de gris qui indique la détection des tissus cardiaques. On obtient ainsi n segments de longueur $\mu^j(0)$, $j = 1, \dots, n$.
3. Calculer la somme des distances obtenues :

$$\sigma_u(0) = \sum_{j=1}^n \mu_u^j(0) \quad (4.2)$$

$$\sigma_v(0) = \sum_{j=1}^n \mu_v^j(0) \quad (4.3)$$

– Boucle temps réel (pour chaque nouvelle image k) :

1. Tirer les rayons suivant les mêmes directions depuis la position de l'itération $k - 1$ du point C et déterminer suivant ces rayons le changement de niveau de gris. On obtient ainsi n segments de longueur $\mu^j(k)$, $j = 1, \dots, n$.
2. Calculer les accumulateurs $\sigma_u(k)$ et $\sigma_v(k)$.
3. Ajuster la position du point C en utilisant :

$$C_u(k) = C_u(k - 1) + \alpha_u(\sigma_u(k) - \sigma_u(0)) \quad (4.4)$$

$$C_v(k) = C_v(k - 1) + \alpha_v(\sigma_v(k) - \sigma_v(0)) \quad (4.5)$$

4. Ajuster la position du point P à l'instant k en utilisant du et dv définis à l'initialisation à partir de la position de C à l'instant k . où α_u et α_v sont deux paramètres de réglage.

4.2.3.2 Détection de l'articulation et de l'extrémité

Pour déterminer la position de l'articulation P_2 , une méthode simple est employée. Sous l'hypothèse d'une distance entre les points P_1 et P_2 constante, une recherche suivant un arc de cercle de centre P_1 et de rayon $R1$ est effectuée (figure 4.7-b). En effet, les

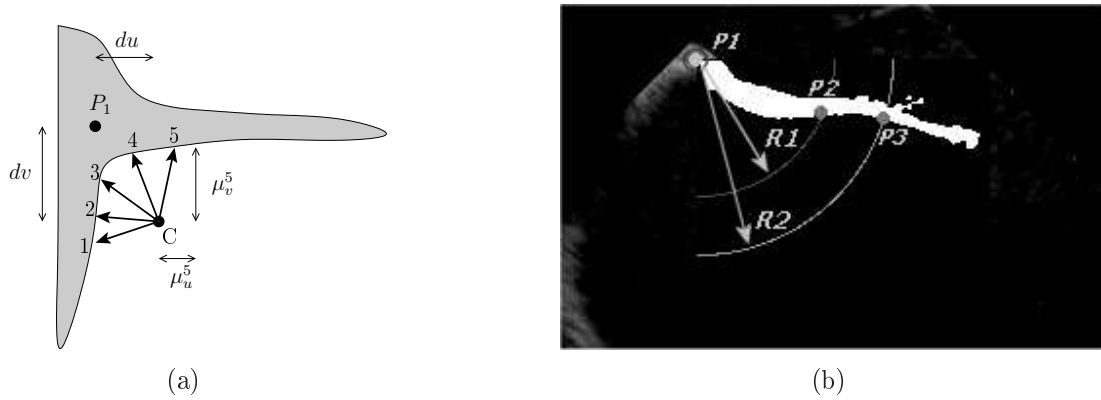


FIG. 4.7: *Algorithme de détection des points du modèle : (a) représentation schématique de la méthode de détection du centre de rotation avec cinq rayons de tir, (b) détection des points P_2 et P_3 par une recherche radiale à partir de P_1 .*

méthodes automatiques évaluées n'ont pas fourni de résultats exploitables (manque de robustesse au bruit de mesure pour les méthodes les plus simples ou temps de calcul trop long pour celles plus évoluées). Le rayon $R1$ est fixé de façon empirique pour faire coïncider au mieux les points P_2 avec l'articulation décrite précédemment (§ 4.2.1). Dès qu'un changement de valeur de niveaux de gris des pixels appartenant à l'arc de cercle défini est détecté, le point P_2 est localisé. La même méthode est appliquée pour situer le point P_3 . Cependant, l'extrémité de la valve est très fine et peut disparaître sur certaines images. Pour assurer l'intersection de l'arc de cercle de centre P_1 et de rayon $R2$ avec la valve, la valeur de $R2$ est volontairement fixée inférieure à celle qui permettrait de situer P_3 exactement sur l'extrémité de la valve.

4.2.4 Résultats expérimentaux

L'approche proposée a été évaluée sur une séquence d'images échographiques issue d'un examen pratiqué sur un patient. Cette séquence est volontairement différente de la séquence utilisée pour concevoir l'algorithme. Les données ont été collectées avec un échographe Acuson Cypress® (Siemens) et une sonde transthoracique manipulée par un échographe expérimenté. Le plan de coupe est obtenu par une voie parasternale. Une vue avec trois cavités est exploitée permettant d'observer en même temps le ventricule et l'oreillette gauche et le début de l'aorte. Sur cette vue, la valve mitrale est très facilement localisée (figure 4.9).

La contrainte temps réel impose que le calcul pour déterminer la position des trois points soit effectué en moins de 40 ms. Une estimation donne un temps de 26 ms pour le seuillage et la détection des trois points sur un Pentium 2,83GHz. Le temps d'acquisition n'est pas pris en compte dans cette durée puisque nous travaillons avec un décalage d'une période d'échantillonnage (traitement de l'image k pendant l'acquisition de l'image $k+1$).

Pour simplifier la représentation du modèle bi-articulé, deux angles θ_{12} et θ_{23} sont utilisés pour représenter la position des points P_2 et P_3 par rapport à l'axe horizontal



FIG. 4.8: Références des angles θ_{12} et θ_{23} .

passant par P_1 (figure 4.8).

Des images extraites de la séquence traitée sont présentées à la figure 4.9. L'évolution de la position du centre de rotation est donnée sur les figures 4.10-a et b. Le mouvement est quasi-périodique avec des amplitudes importantes (environ 40 pixels suivant chacune des directions). Ce point présente une forte dynamique : la vitesse maximale de déplacement par image est d'environ 10 pixels. Sur ces courbes, les déplacements observés sont dus seulement à l'activité cardiaque puisque l'examen a été pratiqué en demandant au patient de rester en apnée.

Les évolutions des angles θ_{12} et θ_{23} sont tracées sur les figures 4.10-c et d. Les mouvements des points P_2 et P_3 sont aussi quasi-périodiques. L'évolution de θ_{12} est très répétitive. Le mouvement peut être décomposé en trois phases (figure 4.10-c). La première partie du mouvement est marquée par une ouverture rapide de la valve qui correspond à la diastole auriculaire (le sang est expulsé de l'oreillette). Comme nous pouvons l'observer sur les figures 4.9-a et b, la valve s'ouvre complètement, touche la paroi du ventricule et reste quelques instants dans cette position avant de revenir dans une position médiane (figure 4.9-c et d). Dans une seconde période, la valve reste dans cette position : la pression sanguine étant équilibrée entre l'oreillette et le ventricule, la valve n'est plus sous contrainte. La dernière phase repérée par une valeur négative de l'angle θ_{12} correspond à la fermeture de la valve (figure 4.9-f). C'est la diastole ventriculaire.

Une analyse spectrale par transformation de Fourier montre une fréquence principale de 0,975Hz, soit 58 battements par minute ce qui peut correspondre à la fréquence cardiaque d'un adulte en bonne santé.

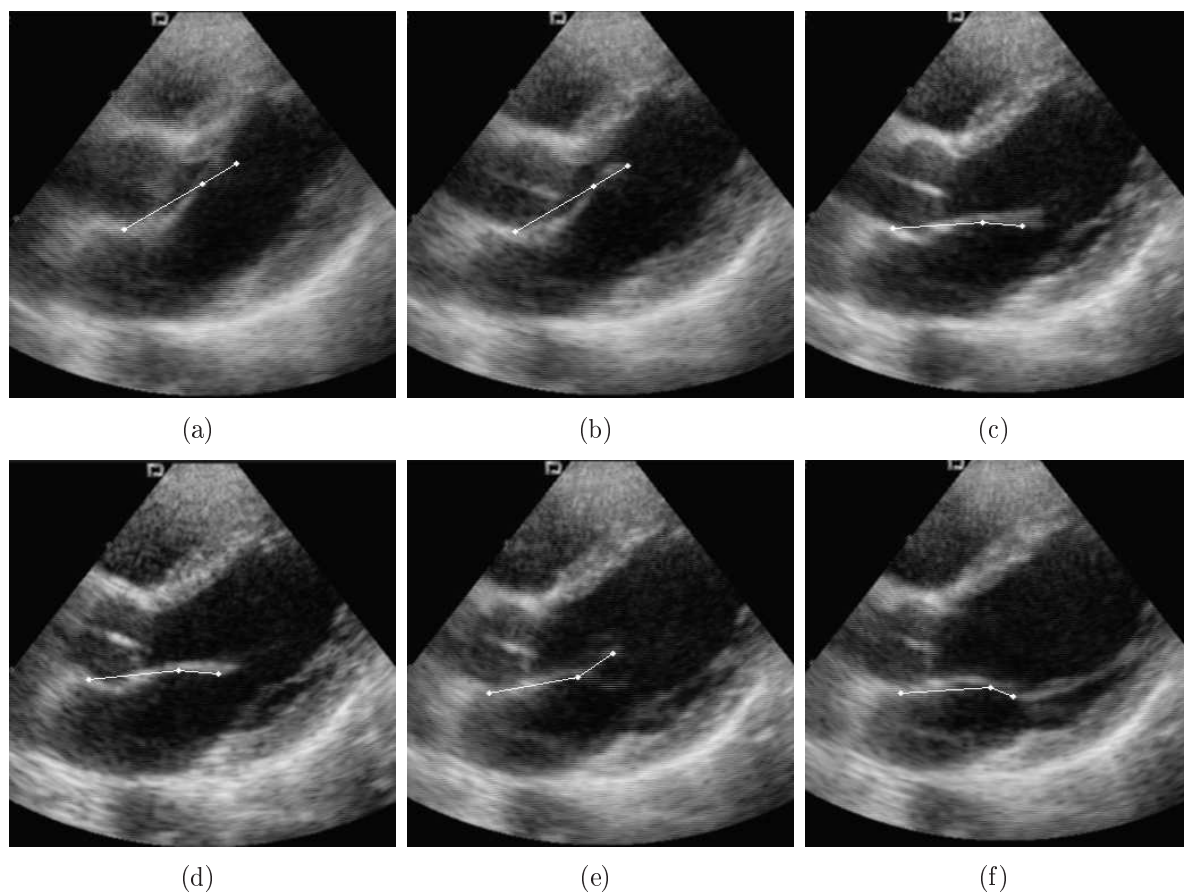


FIG. 4.9: *Modèle bi-articulé superposé sur un échantillon d'images de la séquence traitée.*

4.2.5 Conclusion

Nous avons proposé une nouvelle approche pour suivre le mouvement de la valve mitrale sur des images échographiques. Un prétraitement basé sur un seuillage adaptatif de l'image permet d'augmenter le rapport signal sur bruit. La méthode proposée pour détecter le centre de rotation et les points sur la valve assurent un suivi en ligne. Malgré les bons résultats obtenus, la méthode reste encore à améliorer. Les différents paramètres de réglage nécessitent une analyse quantitative pendant la phase initiale qui pourrait être remplacée par une méthode automatique. Le choix du point C associé à la détection du centre de rotation peut s'avérer délicat sur certaines séquences d'images. L'augmentation de la robustesse de la détection est nécessaire. Des premiers essais utilisant une modélisation par série de Fourier ont montré des résultats encourageants mais pas suffisamment aboutis pour être présentés ici.

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

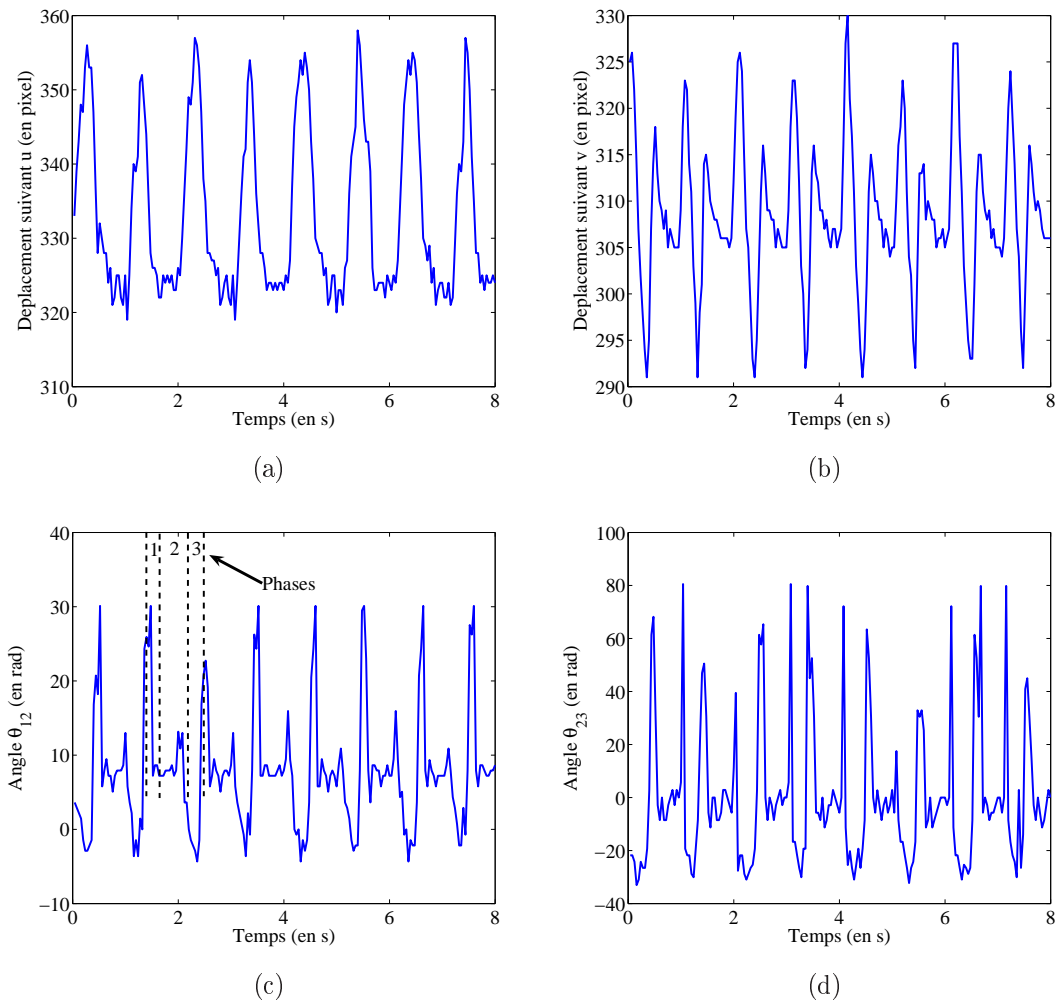


FIG. 4.10: Résultats de la méthode de suivi proposée : évolution du déplacement du centre de rotation suivant les directions u (a) et v (b), évolution des angles de rotation θ_{12} (c) et θ_{23} (d).

4.3 Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

Dans cette partie, nous décrivons la mise en œuvre de l'architecture de commande proposée au chapitre 3 en utilisant cette fois une sonde échographique. La modification des modèles utilisés pour prédire l'état futur du système est d'abord décrite, puis les simulations qui montrent l'efficacité de cette approche pour respecter la nouvelle contrainte de visibilité sont discutées. Enfin, des expérimentations valident la commande que nous proposons.

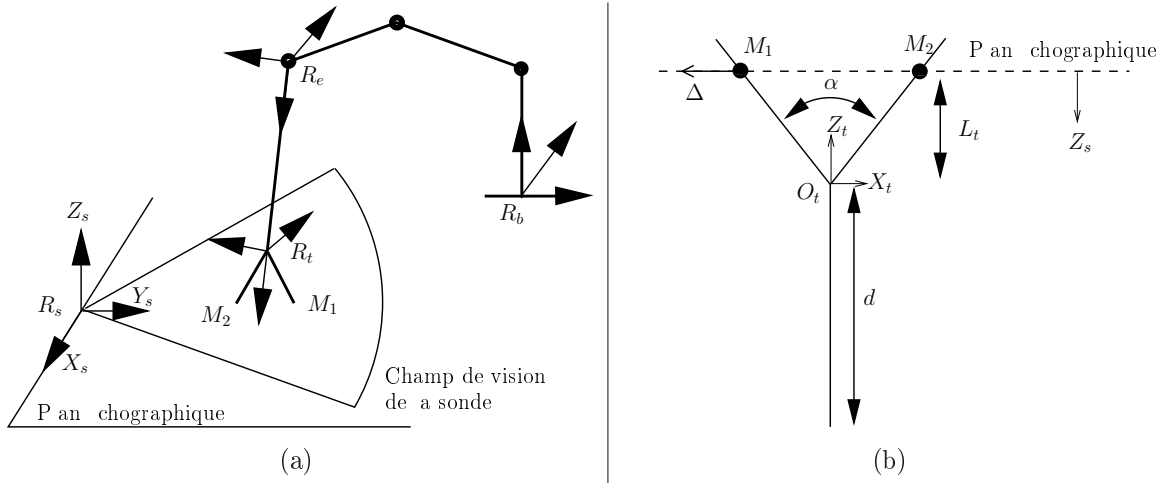


FIG. 4.11: Description géométrique : (a) repères utilisés pour l'asservissement visuel dans les images échographiques, (b) outil.

4.3.1 Adaptation du contrôleur

4.3.1.1 Modélisation

Les modifications du contrôleur concernent l'équation de mesure qui est adaptée selon la nouvelle configuration géométrique et la nouvelle modalité d'image. Le schéma 4.11-a représente cette configuration géométrique. L'équation dynamique du robot est conservée.

L'outil considéré est un outil conventionnel de chirurgie mini-invasive. Une représentation schématique en est donnée sur le figure 4.11-b. L'outil est repéré dans l'image par deux points qui correspondent aux intersections des mors avec le plan échographique. Il est directement attaché à l'effecteur du robot et le repère R_t (de centre O_t), dont l'axe X_t est parallèle au plan échographique, est défini par la transformation rigide eT_t par rapport au repère effecteur. L'instrument coupe le plan échographique en deux points notés M_1 et M_2 . Dans une première évaluation, nous avons fixé la distance entre le plan échographique et le centre du repère R_t égale à L_t . Nous avons donc contraint l'outil à couper le plan échographique en deux points situés à la même distance du centre O_t du repère R_t le long des mors de la pince. Le système de commande peut donc contrôler 3 ddl de l'outil. Cette modélisation n'empêche pas la rotation de l'instrument autour de l'axe Δ appartenant au plan échographique et passant par les points M_1 et M_2 . Ainsi les coordonnées des points d'intersection dans le repère R_t sont données par :

$${}^tM_1 = \begin{pmatrix} -L_t \sin(\frac{\alpha}{2}) \\ 0 \\ L_t \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

$${}^tM_2 = \begin{pmatrix} L_t \sin(\frac{\alpha}{2}) \\ 0 \\ L_t \end{pmatrix} \quad (4.7)$$

Pour exprimer les coordonnées de ces deux points dans le repère de la sonde R_s ,

nous utilisons la transformation rigide entre le repère de la sonde et le repère de base du robot. Nous considérons que le repère de la sonde est fixe et que la transformation ${}^s\mathbf{T}_b$ est parfaitement connue pour les simulations.

$${}^s\mathbf{M}_i = {}^s\mathbf{T}_b {}^b\mathbf{T}_e {}^e\mathbf{T}_t {}^t\mathbf{M}_i, \forall i = 1, 2 \quad (4.8)$$

L'image échographique est modélisée en utilisant l'équation 4.9 qui décrit la relation entre les coordonnées cartésiennes des points de l'outil et les coordonnées dans l'image de leur projection. La sonde est définie par les paramètres intrinsèques f_{s_x} et f_{s_y} qui sont les facteurs d'échelle suivant les directions X_s et Y_s du repère de la sonde en pixel par mètre, et (u_s, v_s) qui représente le centre du repère R_s par rapport au coin supérieur gauche de l'image.

$${}^{im}\mathbf{M}_i = \begin{pmatrix} u_i \\ v_i \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} f_{s_x} & 0 & 0 & u_s \\ 0 & f_{s_y} & 0 & v_s \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} {}^s\mathbf{M}_i \quad (4.9)$$

4.3.1.2 Conception du contrôleur

Définition des contraintes

Les contraintes du problème d'optimisation sont identiques à celles définies au § 3.3.2.1. Deux contraintes concernent la partie électro-mécanique du système robotique, c'est-à-dire la saturation des actionneurs (équation 3.44) et les butées articulaires (équation 3.45). La contrainte de visibilité est adaptée à l'imagerie échographique. Elle est assurée par deux contraintes. La première consiste encore à imposer des limites de déplacement dans le plan image comme en vision classique, mais en définissant un champ de vision adapté à l'imagerie échographique, c'est-à-dire un secteur angulaire (figure 4.12). La description de ce secteur angulaire se fait facilement en coordonnées polaires :

$$\begin{aligned} u &= u_s + \rho \sin(\theta) \\ v &= v_s + \rho \cos(\theta) \end{aligned}$$

Inversement, quel que soit le point m_i de coordonnées (u_i, v_i) appartenant à l'image échographique, ses coordonnées polaires sont :

$$\begin{aligned} \rho_i &= \sqrt{u_i^2 + v_i^2} \\ \theta_i &= \tan^{-1} \left(\frac{u_i - u_s}{v_i - v_s} \right) \end{aligned}$$

La contrainte de visibilité s'exprime alors facilement dans ce nouveau référentiel par :

$$\rho \in [\rho^{min}; \rho^{max}] \quad (4.10)$$

et

$$\theta \in \left[-\frac{\theta^{max}}{2}; \frac{\theta^{max}}{2} \right] \quad (4.11)$$

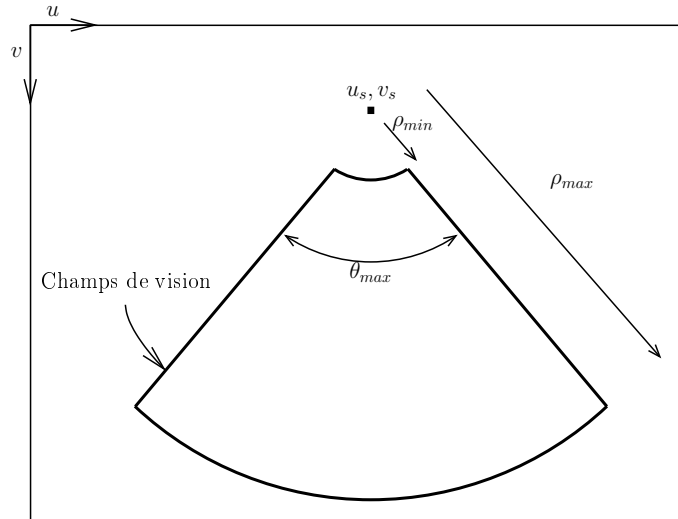


FIG. 4.12: Représentation schématique d'une image échographique

Pour éviter de perdre la visibilité des points pendant l'exécution du mouvement, il faut aussi assurer que l'outil coupe le plan échographique. Cette nouvelle contrainte est imposée sur les coordonnées suivant l'axe Z_s du repère R_s des points M_1 et M_2 . Comme le plan échographique possède une certaine épaisseur, nous définissons également une contrainte :

$${}^sM_{z_i} \in [h^{min}, h^{max}], \forall i = 1, 2 \quad (4.12)$$

où h^{min} et h^{max} représentent les hauteurs minimale et maximale du plan échographique par rapport au plan X_sY_s et ${}^sM_{z_i}$ représente la coordonnée suivant Z_s du point M_i dans le repère R_s .

Réglage des horizons de prédiction et de commande

L'horizon de commande est encore fixé à 1 pour réduire les temps de calcul. L'horizon de prédiction n'est pas choisi *a priori* et une évaluation en simulation permettra de fixer ce paramètre.

Fonction de coût

La fonction de coût est définie par un critère quadratique sur la mesure et sur la commande comme en vision classique (équation 3.47). Le choix de matrices de gains \mathbf{Q} et \mathbf{R} est effectué à partir de simulations.

4.3.2 Simulations

Le problème d'optimisation sous contraintes peut être résumé de la façon suivante :

$$\min_{\mathbf{u}_k^{N_p}} \mathcal{C}(\mathbf{x}_k, \mathbf{u}_k^{N_p})$$

soumis à :

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

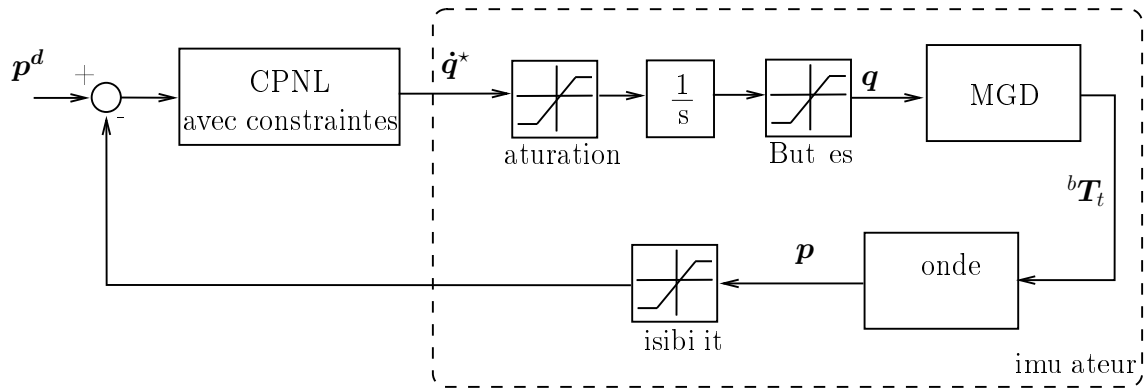


FIG. 4.13: Description du simulateur avec prise en compte des contraintes

1. Modèle dynamique, le MGD et le modèle de projection US
2. $\dot{\mathbf{q}} \in \{\dot{\mathbf{q}}^{min}; \dot{\mathbf{q}}^{max}\}$
3. $\mathbf{q} \in \{\mathbf{q}^{min}; \mathbf{q}^{max}\}$
4. $\rho \in [\rho^{min}; \rho^{max}]$ et $\theta \in [-\frac{\theta^{max}}{2}; \frac{\theta^{max}}{2}]$
5. ${}^s M_{z_i} \in \{h^{min}; h^{max}\}$, $i = 1, 2$

Nous avons utilisé le modèle simplifié du robot et les modèles géométriques et de projection pour simuler le système (figure 4.13). Sur le schéma, \mathbf{p}^d représente la position désirée dans l'image, $\dot{\mathbf{q}}^*$ est le vecteur de commande optimale calculé par la CPNL et \mathbf{p} est la position courante dans l'image. Les simulations sont réalisées sous Matlab en utilisant un algorithme d'optimisation sous contrainte du type SQP (fonction *fmincon*) pour calculer la séquence de commande optimale. La période d'échantillonnage est fixée à 40 ms ce qui correspond à la période d'acquisition de l'échographe. La taille de l'image est fixée à 768*576 pixels et les coordonnées du centre de l'image (u_s, v_s) sont (340,40) pixels. Les facteurs d'échelle (f_{s_x}, f_{s_y}) sont fixés à (2500,3000) pixels. m^{-1} . Les paramètres de la contrainte de visibilité sont $\rho^{min} = 10$ pixels, $\rho^{max} = 420$ pixels, $\theta^{max} = 80^\circ$. Les hauteurs minimale et maximale du plan échographique sont égales à ± 1 mm. Le modèle géométrique est le modèle du robot PA10 de Mitsubishi (annexe A). La saturation des actionneurs est fixée à 10% des valeurs maximales admises par le contrôleur du robot PA10. Ces conditions sont très proches des conditions expérimentales. Les points suivants ont été évalués :

1. Performances du contrôleur pour asservir le système,
2. Comportement en regard des contraintes,
3. Robustesse par rapport aux incertitudes de modélisation et aux erreurs sur la mesure.

Comme cela a été effectué au § 3.3.3, une série de simulations préliminaires nous a permis de déterminer l'horizon de prédiction qui sera par la suite fixé à $N_p = 3$. Ce choix résulte d'un compromis entre temps de calcul de la commande et sollicitation des actionneurs. Des simulations ont aussi été réalisées afin de fixer les matrices de gains : le poids sur l'erreur est défini comme dans le cas de l'asservissement dans les images standard

($\mathbf{Q} = i^3 \times \mathbf{I}_{(4*4)}$, i étant le numéro d'itération de la phase de prédiction), par contre le poids sur la commande a été légèrement augmenté ($\mathbf{R} = 20 \times \mathbf{I}_{(6*6)}$).

4.3.2.1 Performances

L'architecture de contrôle proposée a été évaluée pour des échelons suivant chacune des trois directions de l'image (translations suivant u et v , rotation autour de l'axe perpendiculaire à l'image). Les résultats sont présentés sur la figure 4.14 où sont tracés les évolutions de la position cartésienne de l'outil et des coordonnées dans l'image des points M_1 et M_2 . La convergence est observée pour tous les mouvements. On peut noter une erreur statique sur les convergences dans l'espace cartésien pour les mouvements de translation (erreurs statiques de 5.10^{-4} m pour la translation suivant X_s et Y_s). Cela est à mettre en relation avec l'erreur tolérée sur les hauteurs des points d'intersection (± 1 mm par rapport au plan échographique défini par $X_s Y_s$). Les coordonnées des points dans l'image convergent vers la position désirée pour chacun des trois tests effectués (figure 4.14). Sur la figure 4.14-b, les courbes montrant l'évolution des coordonnées suivant u des deux points sont confondues et sur la figure 4.14-d, les courbes montrant l'évolution des coordonnées des deux points sont confondues. Les fonctions de coût associées pour chaque mouvement sont données à la figure 4.15. On peut noter que la réponse à un échelon de rotation autour de l'axe perpendiculaire au plan échographique est plus lente que les réponses obtenues pour les échelons suivant X_s et Y_s .

Nous avons simulé notre approche dans le cas d'un mouvement complexe. La convergence est encore observée comme le montre la figure 4.16 qui présente les trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image pour un mouvement composé de translations suivant X_s (0,05m) et Y_s (-0,03m) et d'une rotation (30°). On peut observer le dépassement par rapport à la position désirée du point M_1 qui est dû au fait que l'algorithme de commande annule d'abord l'erreur en translation puis corrige l'orientation de l'outil.

4.3.2.2 Contraintes

Nous ne montrons pas ici la capacité de l'algorithme à respecter les contraintes électromécaniques (saturation des actionneurs et butées articulaires) qui sont néanmoins toujours respectées pendant les simulations. Cet aspect a été validé dans le chapitre précédent. Nous concentrons ce paragraphe sur les contraintes qui assurent la visibilité.

Secteur angulaire

Pour mettre en évidence le respect de la première contrainte de visibilité, nous comparons les trajectoires obtenues pour les mêmes positions initiale et désirée mais avec un secteur angulaire différent. La figure 4.17 montre les trajectoires obtenues pour le mouvement désiré avec les deux secteurs angulaires définis. Dans le cas où le secteur angulaire est réduit (traits continus), la position désirée se trouve à proximité du bord de l'image et le contrôleur modifie les trajectoires des points (en traits discontinus) pour éviter la perte de visibilité d'un des deux points au cours du mouvement. Dans les deux cas, le système converge vers la position désirée avec une erreur statique due à l'erreur acceptée suivant l'épaisseur du plan échographique.

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

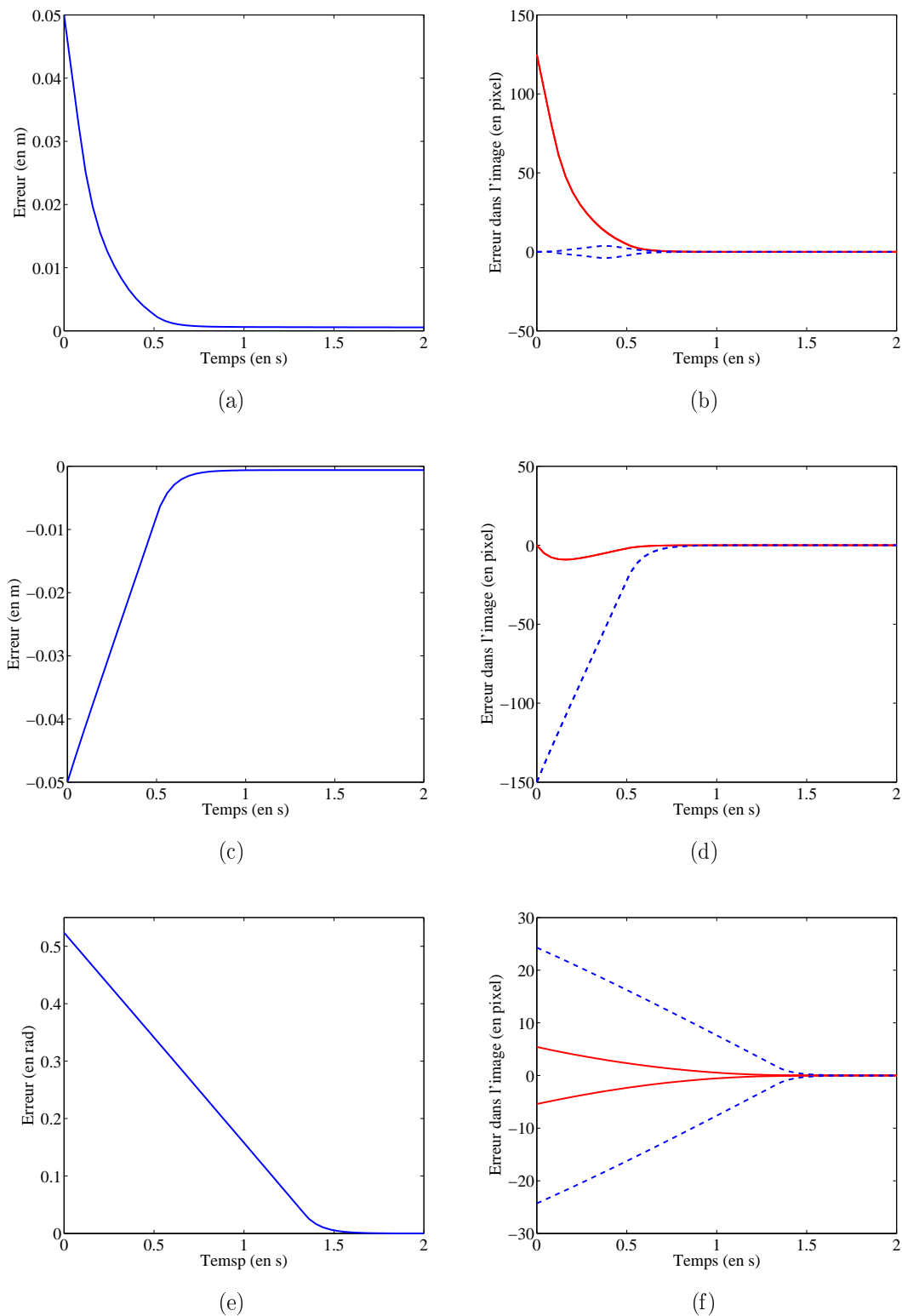


FIG. 4.14: Réponse du système pour des échelons de déplacement : (a) et (b) suivant X_s , (c) et (d) suivant Y_s , (e) et (f) autour de l'axe perpendiculaire à l'image (à gauche erreur cartésienne, à droite erreur sur les coordonnées dans l'image des points M_1 et M_2).

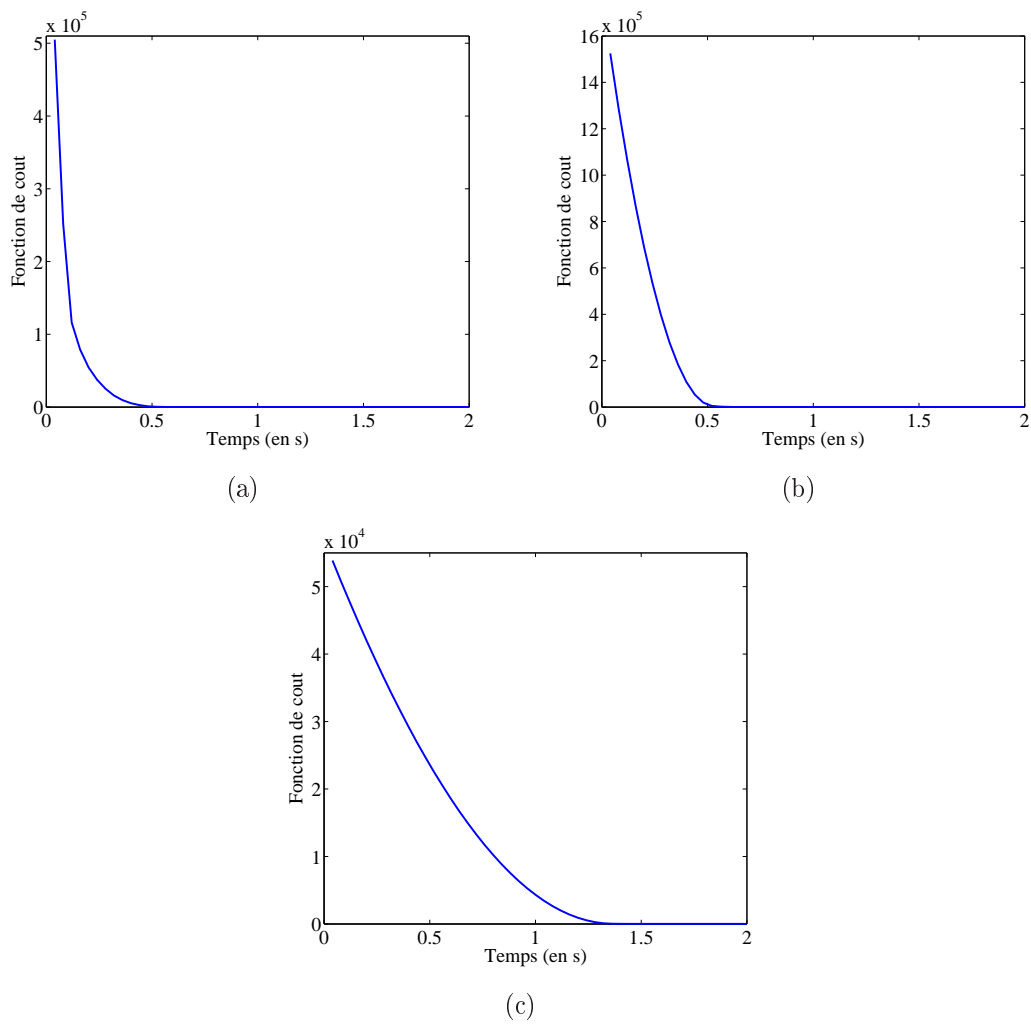


FIG. 4.15: Fonction de coût pour des échelons de déplacement : (a) suivant X_s , (b) suivant Y_s , (c) autour de l'axe perpendiculaire à l'image.

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

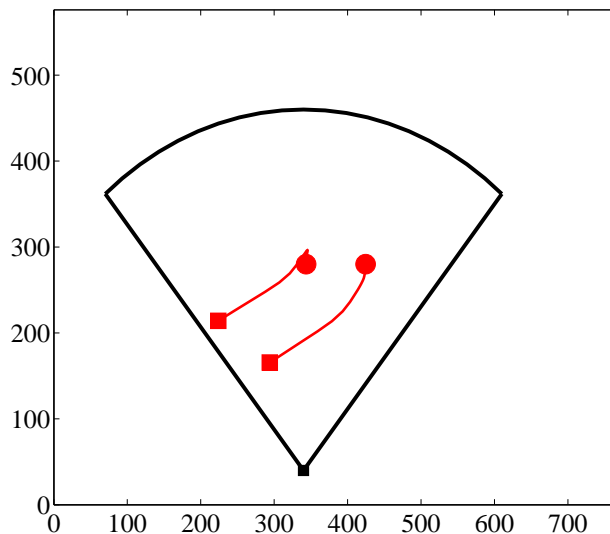


FIG. 4.16: Trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image obtenue pour un mouvement complexe (positions initiales repérée par les carrés, positions désirées par les disques).

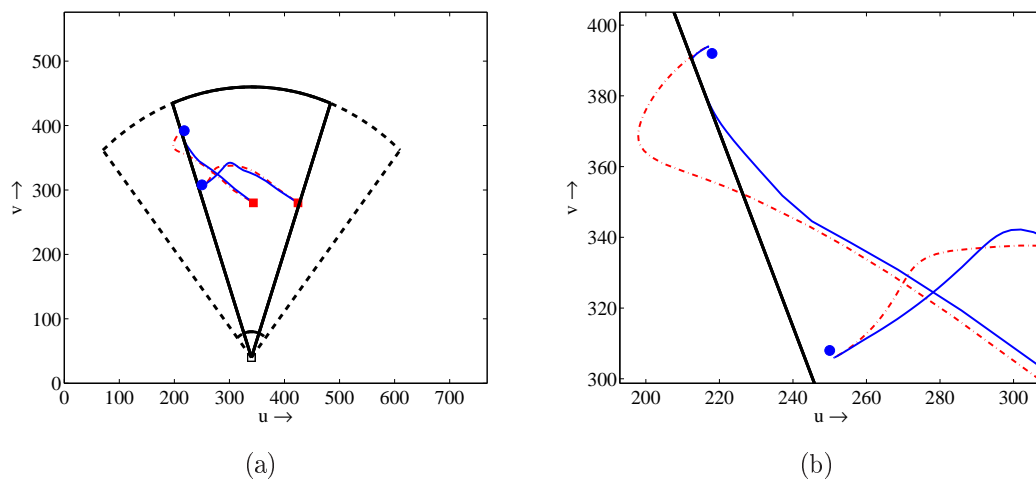


FIG. 4.17: Contrainte de visibilité dans l'image : trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image pour deux secteurs angulaires différents (secteur normal en trait discontinu, secteur réduit en trait plein) entre les positions initiales (carrés) et désirées (disques) : les trajectoires obtenues pour le secteur normal (-.-) sont modifiées pour respecter le bord du secteur réduit (—) ((b) zoom sur la zone où la trajectoire est modifiée).

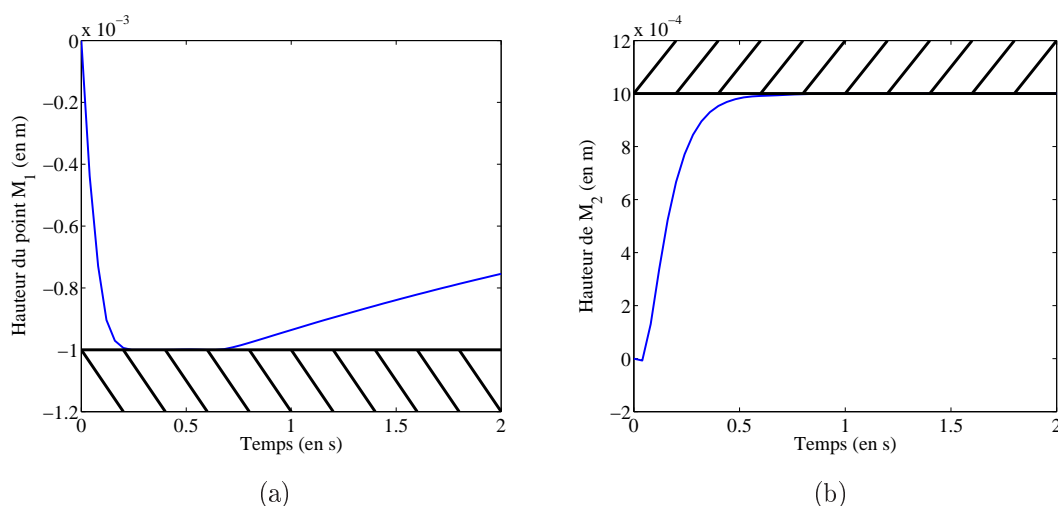


FIG. 4.18: *Contrainte de visibilité par rapport au plan échographique : évolution des coordonnées des points M_1 (a) et M_2 (b) suivant Z_s pendant un mouvement de translation suivant X_s .*

Intersection du plan échographique

La contrainte sur les coordonnées des points M_1 et M_2 suivant l'axe Z_s est appliquée quel que soit le mouvement désiré. Par exemple, pour un déplacement suivant X_s , les déplacements maximaux de ces deux points par rapport au plan échographique respectent les limites inférieure et supérieure imposées (figure 4.18).

4.3.2.3 Robustesse

Erreur de calibration de la sonde

Nous avons appliqué la méthode d'ajustement du modèle basée sur le calcul du biais entre la sortie du modèle et la sortie mesurée (§ 3.3.3.4). Une erreur sur l'estimation des paramètres intrinsèques de la sonde de 30% par rapport aux valeurs nominales est introduite dans le modèle de prédiction. Le résultat obtenu est tracé sur la figure 4.19 pour un déplacement composé de deux translations ($dX = 0,03$ m et $dY = -0,02$ m) et d'une rotation ($d\theta = 45^\circ$). La convergence est assurée.

Erreur de mesure

Le comportement de l'architecture de commande proposée a ensuite été évalué en fonction des erreurs de mesure. Des mesures aberrantes et du bruit sont ajoutés sur la mesure de la position de l'instrument dans l'image. Le système assure une convergence vers la position désirée même en présence de perturbations sur la mesure (figure 4.20).

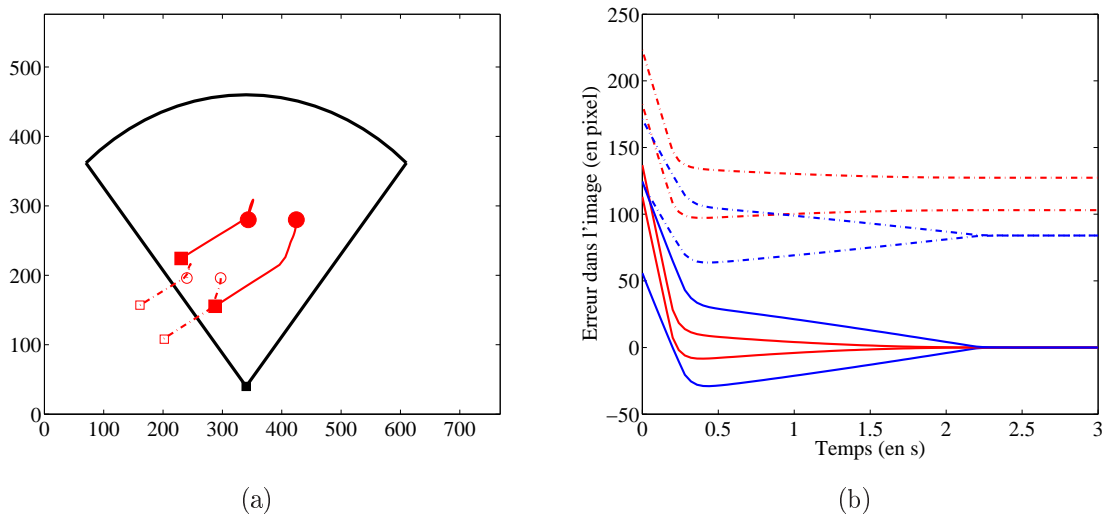


FIG. 4.19: Robustesse en présence d'erreurs sur la calibration des paramètres intrinsèques de la sonde : (a) trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image, (b) évolution de l'erreur sur les coordonnées des points ((—) système, (-.-) modèle).

1	2	3	4	5	6
$\pm\pi/2$	$\pm\pi$	± 2.5	$\pm 3\pi/2$	$\pm\pi$	$\pm 2\pi$
0.01	0.01	0.02	0.02	0.0314	0.0314

TAB. 4.1: Butées articulaires (rad) et saturation des actionneurs ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$)

4.3.3 Expérimentations

4.3.3.1 Plate-forme expérimentale

La commande proposée a été implémentée sur la plate-forme expérimentale décrite au § 3.3.4. L'outil utilisé est un outil de chirurgie mini-invasive long et fin constitué de deux mors (figure 4.21-a). Cet outil est fixé sur l'effecteur du robot (figure 4.21-b). Pour obtenir une image échographique de l'instrument, son extrémité est plongée dans un bac rempli d'eau et la sonde est plaquée contre le bord (du gel échographique est utilisé entre la sonde et la paroi du bac pour assurer la propagation des ondes US (figure 4.21-c). La vitesse des actionneurs a été limitée à 1% de leur capacité maximale et les butées articulaires restent inchangées (tableau 4.1). L'horizon de prédiction est fixé à $N_p = 3$ pour limiter le temps de calcul. La période d'échantillonnage du modèle de prédiction est fixée à $T_s = 0,05$ s. L'influence d'une matrice de gain croissante sur l'erreur n'a pas été observée en simulation, nous avons donc fixé $\mathbf{Q} = \mathbf{I}_{(4 \times 4)}$. Compte tenu de la différence entre le modèle du robot utilisé en simulations et le système réel, une autre valeur est assignée à la matrice de gain sur la commande : $\mathbf{R} = 2 \cdot 10^4 \mathbf{I}_{(6 \times 6)}$. L'ensemble des contraintes définies (limites mécaniques et contraintes de visibilité) sont appliquées.

On utilise un échographe Acuson Cypress® de Siemens équipé d'une sonde transtho-

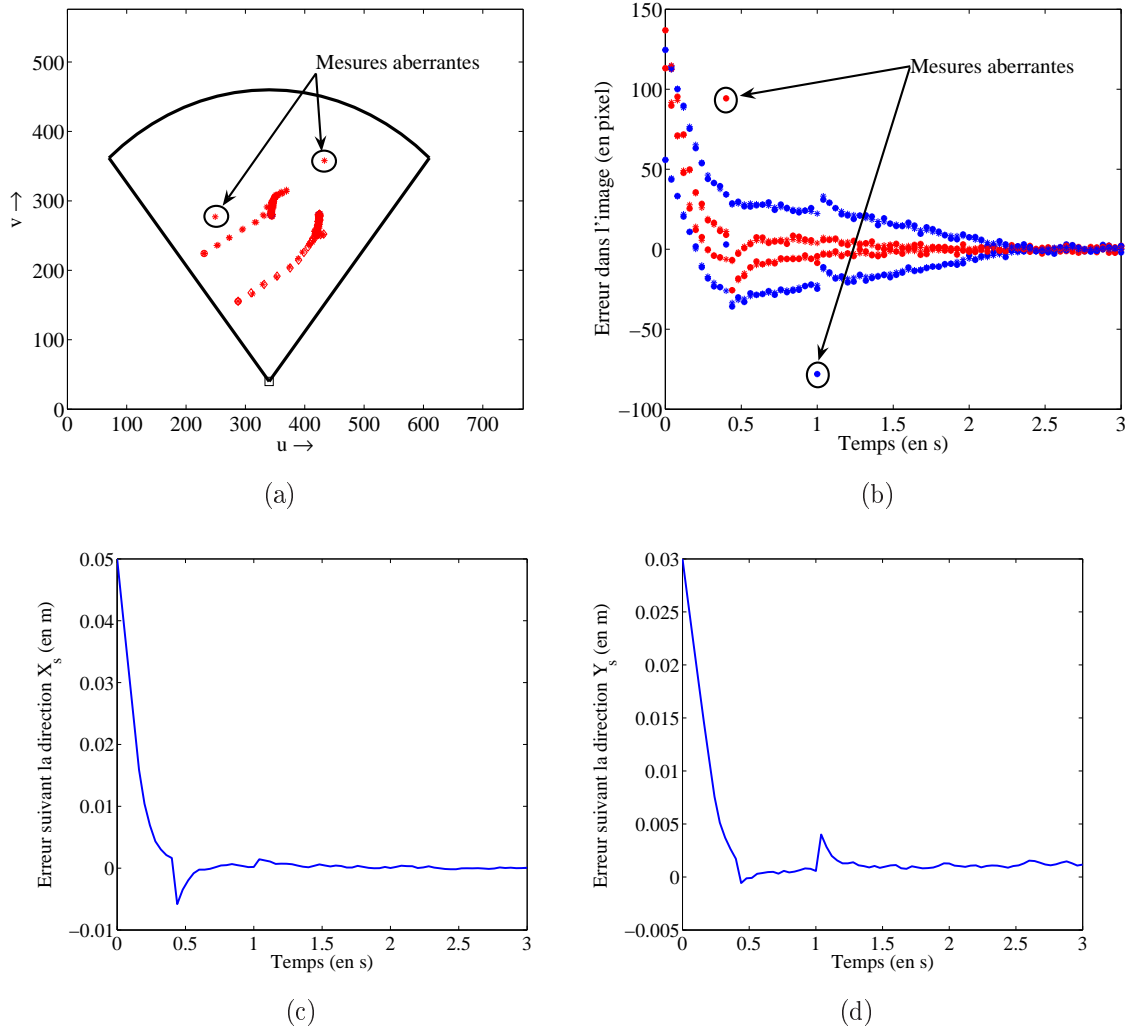
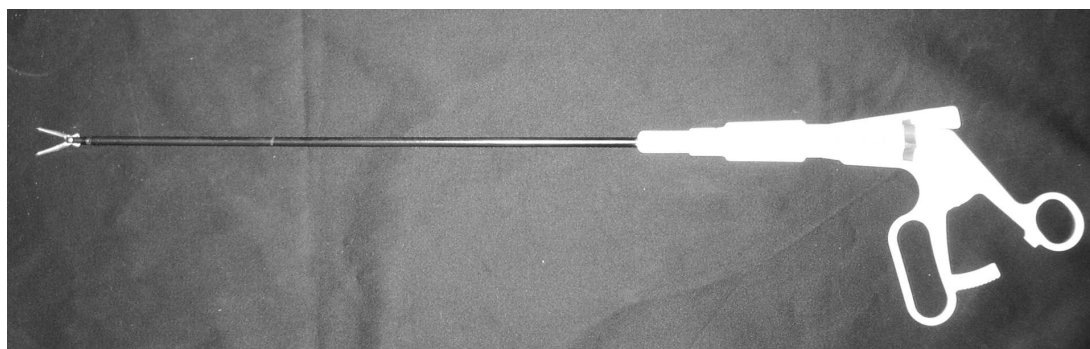


FIG. 4.20: Robustesse en présence d'erreurs de mesure du système (mesures aberrantes et bruit uniforme) : (a) trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image, (b) évolution de l'erreur sur les coordonnées des points dans l'image et évolutions de la position de l'outil suivant les directions X_s (c) et Y_s (d).

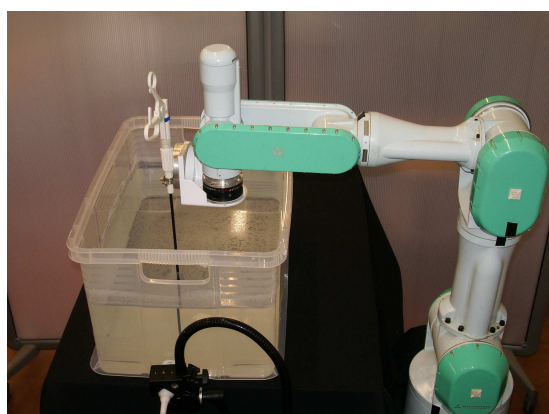
f_{s_x} (en $pixel.m^{-1}$)	2450
f_{s_y} (en $pixel.m^{-1}$)	2900
u_0 (en pixel)	340
v_0 (en pixel)	150

TAB. 4.2: Paramètres intrinsèques estimés de la sonde.

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique



(a)



(b)



(c)

FIG. 4.21: Description de la plate-forme expérimentale : (a) outil de chirurgie mini-invasive utilisé, (b) vue d'ensemble du système, (c) vue détaillée.

racique. Pour cette application, le gain est réglé au minimum pour ne garder dans l'image que les réflexions des mors de l'outil. La profondeur de champ et l'angle d'ouverture sont choisis au maximum de leur valeur pour obtenir l'image la plus grande possible. Le champ de vision obtenu correspond aux paramètres ρ^{min} , ρ^{max} et θ^{max} . La sortie vidéo standard est utilisée pour acquérir les images au format PAL à la cadence de 40 images par seconde grâce à la carte d'acquisition Matrox Meteor . Les dimensions de l'image sont 768*576 pixels. Les paramètres intrinsèques sont estimés de façon expérimentale et sont donnés dans le tableau 4.2.

L'architecture logicielle utilisée est celle décrite au § 3.3.4. La détection des points dans l'image repose sur un algorithme de détection de blob.

4.3.3.2 Résultats expérimentaux

Performances

Les performances du système ont été évaluées pour des échelons de position suivant chacun des trois ddl de l'image. Pour simplifier la présentation, nous n'exposons que les résultats obtenus pour un mouvement complexe composé de deux translations ($dX = 0,02m$ et $dY = -0,03m$) et d'une rotation ($d\theta = 45^\circ$). Les trajectoires des points M_1 et M_2 ont été reportées sur l'image échographique (figure 4.22). Le système se comporte comme en simulation puisque l'on peut observer un dépassement suivant la direction v de l'image pour le point M_1 qui est dû à l'annulation de l'erreur en translation puis de celle en rotation. La convergence du système est observée sur l'évolution de la fonction de coût (figure 4.23).

La figure 4.24 présente les évolutions des quatre coordonnées des points de l'outil dans l'image ainsi que celles obtenues par modèle de prédiction. Une erreur statique apparaît sur les coordonnées finales suivant la direction u de 2 pixels. Deux explications peuvent être avancées. D'une part, l'erreur autorisée sur les coordonnées des points M_1 et M_2 suivant l'axe Z_s peut entraîner cette erreur statique. D'autre part, les bruits de mesure et la difficulté pour détecter la position exacte des points dans l'image peuvent engendrer cette erreur.

Contraintes

Dans les expérimentations, quatre contraintes sont prises en compte : saturation des actionneurs, butées articulaires, visibilité et position des points d'intersection par rapport au plan échographique. Le comportement du système par rapport aux trois premières a déjà été présenté au § 3.3.4. Nous ne détaillons donc pas ici le respect de ces contraintes. Seul le respect de la contrainte sur la position cartésienne des points par rapport au plan échographique est détaillé. Cette contrainte est définie sur les coordonnées des points d'intersection dans l'espace cartésien. Or, à la différence des contraintes sur les actionneurs ou sur la visibilité dans l'image, ces données ne sont pas mesurées. Les valeurs des coordonnées suivant Z_s des points d'intersection de l'outil avec le plan échographique sont obtenues grâce au modèle du processus (équations (4.8) et (4.9)). Les incertitudes de modélisation conduisent à des valeurs erronées. En particulier dans nos expérimentations, la sonde échographique est positionnée manuellement. Ainsi, même si la localisation du plan échographique peut être supposée juste, des erreurs d'orientation de la sonde sont

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

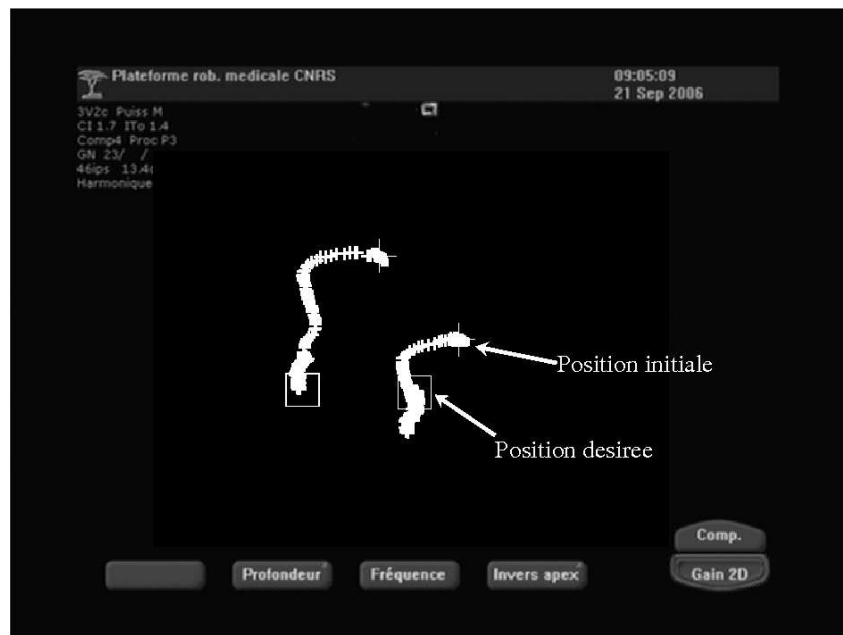


FIG. 4.22: Trajectoires des points M_1 et M_2 dans l'image.

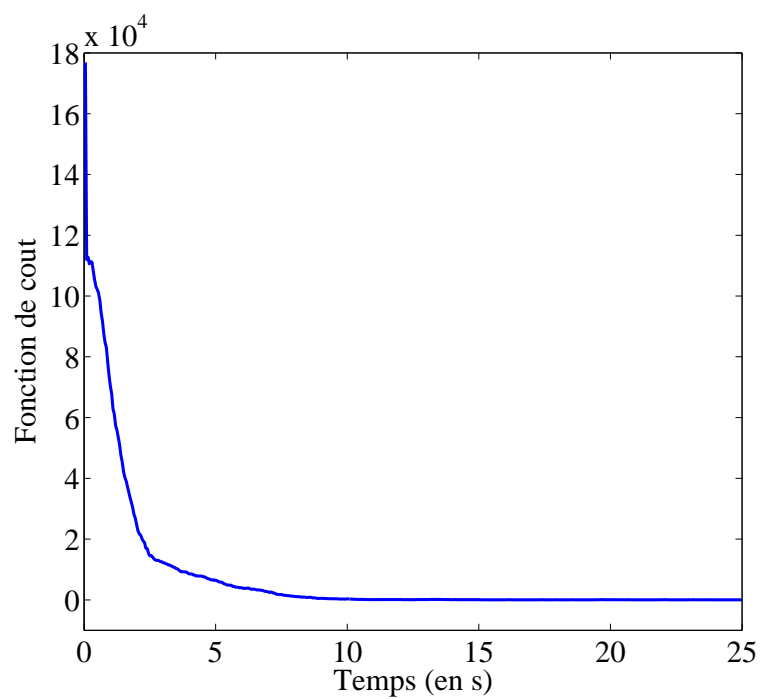


FIG. 4.23: Évolution de la fonction de coût.

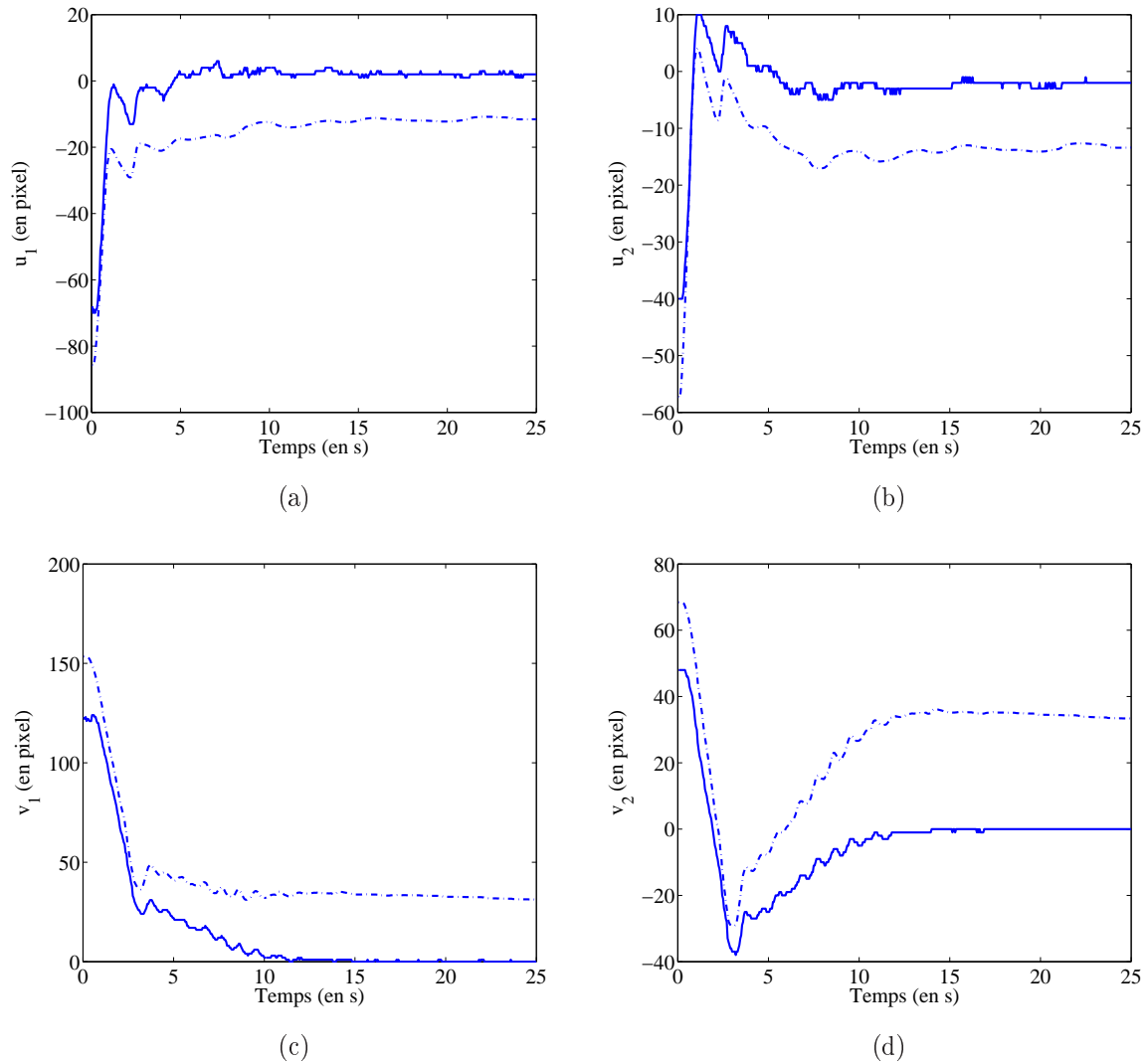


FIG. 4.24: Évolution des coordonnées des points dans l'image : point M_1 suivant u (a) et v (c), point M_2 suivant u (b) et v (d) (mesure (—), modèle de prédiction (-.-)).

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique

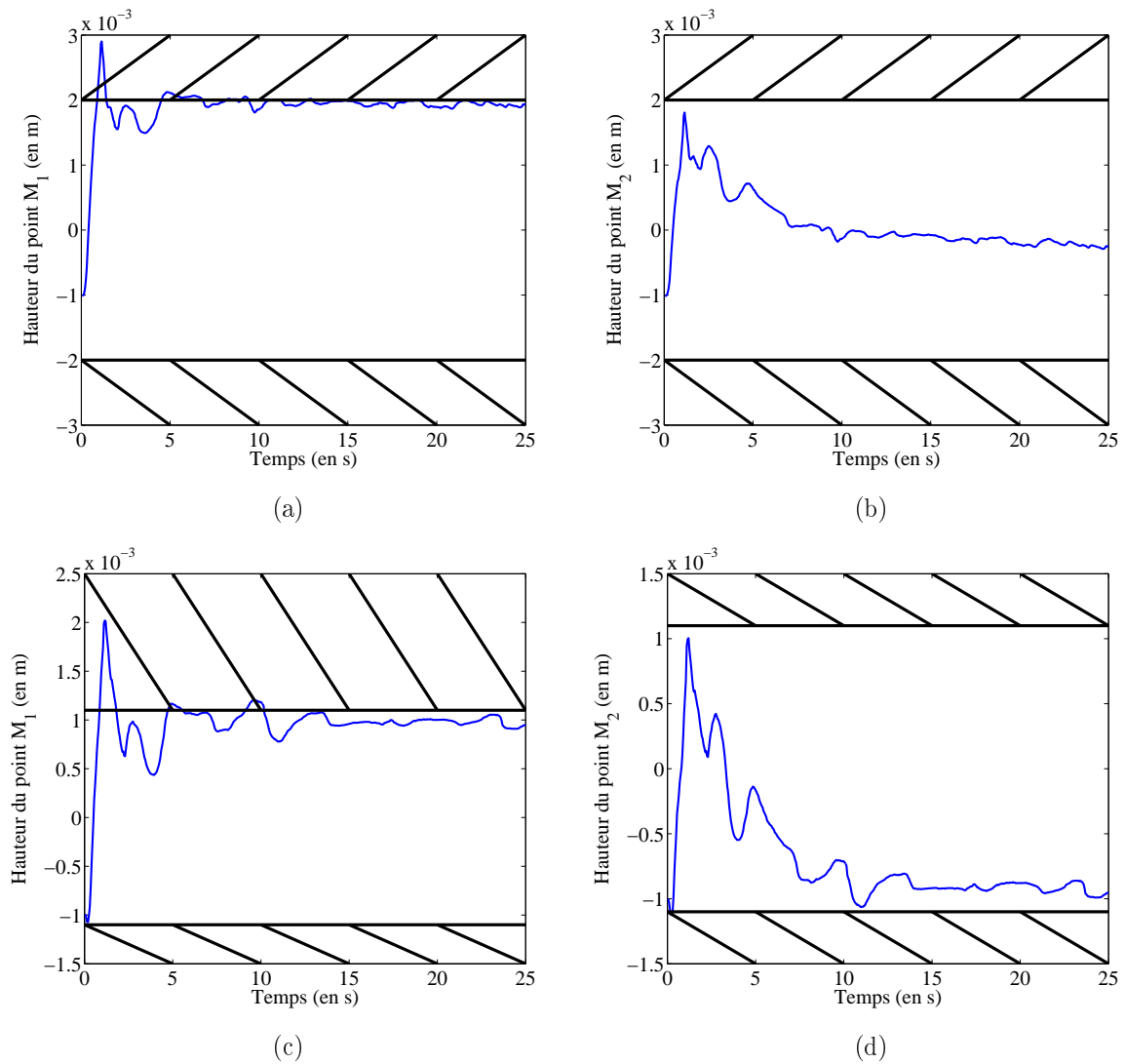


FIG. 4.25: Contrainte sur la coordonnée suivant Z_s des points de l'outil par rapport au plan échographique : (en haut) essai avec une épaisseur de 4 mm, (en bas) essai avec une épaisseur de 2,2 mm.

inévitables. Dans l'expérimentation, nous avons donc ajusté le modèle en adaptant la matrice de transformation rigide sT_b pour obtenir les valeurs de ${}^sM_{z_1}$ et ${}^sM_{z_2}$ qui respectent la contrainte sur les coordonnées suivant Z_s des points en position initiale. Ensuite pour démontrer que notre approche permet de contraindre les déplacements des deux points d'intersection par rapport au plan échographique, nous avons imposé le même déplacement au robot pour deux essais différents. Pendant le premier essai, l'épaisseur du plan échographique est fixé à 4 mm, et lors du second essai, l'épaisseur est réduite à 2,2 mm. Le contrôleur respecte la contrainte en imposant un déplacement restreint à l'intérieur de l'intervalle considéré et la réduction de l'intervalle induit une diminution de l'amplitude du déplacement. La figure 4.25 montre le respect de la contrainte sur les coordonnées suivant Z_s des points M_1 et M_2 pour deux épaisseurs de plan échographique.

On peut observer cependant que sur l'évolution de la coordonnée suivant Z_s du point M_1 la contrainte n'est pas respectée à trois moments différents. La première violation se produit au démarrage entre 0,9 et 1,8 s avec un dépassement et peut être expliqué par un problème de frottements secs. En effet, la commande envoyée aux actionneurs doit permettre de dépasser les couples résistants induits par les frottements secs ce qui peut entraîner ce dépassement. Les deux autres violations (de 4,75 à 5,55 s et de 9,15 à 10,15 s) de la contrainte sont plus faibles en amplitude (inférieure à 10%) et sont dues à la définition des contraintes comme contraintes "molles" dans l'algorithme d'optimisation.

Robustesse

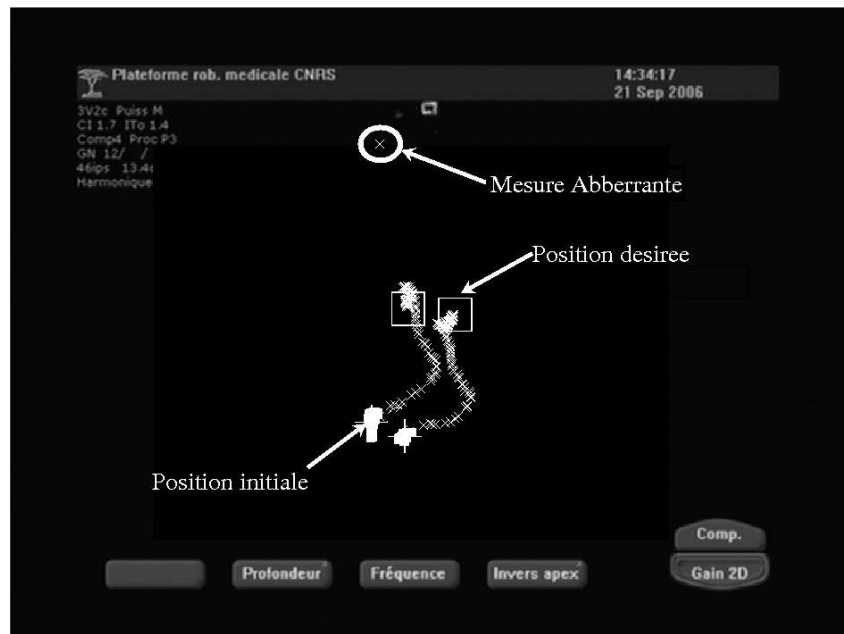
Le suivi d'indice visuel dans les images échographiques peut être perturbé par des modifications de la forme des échos dans l'image et par le fait qu'il peut apparaître des artefacts (ombres importantes derrière les mors métalliques de la pince). Le suivi peut donc être facilement perturbé et générer des mesures aberrantes. Pendant les évaluations expérimentales, la robustesse de l'algorithme de commande par rapport aux mesures aberrantes a pu être mis en évidence. Sur le résultat tracé sur les figures 4.26, on peut voir qu'un point a été mal localisé au cours du mouvement sans que le système ne devienne instable.

4.3.4 Discussion

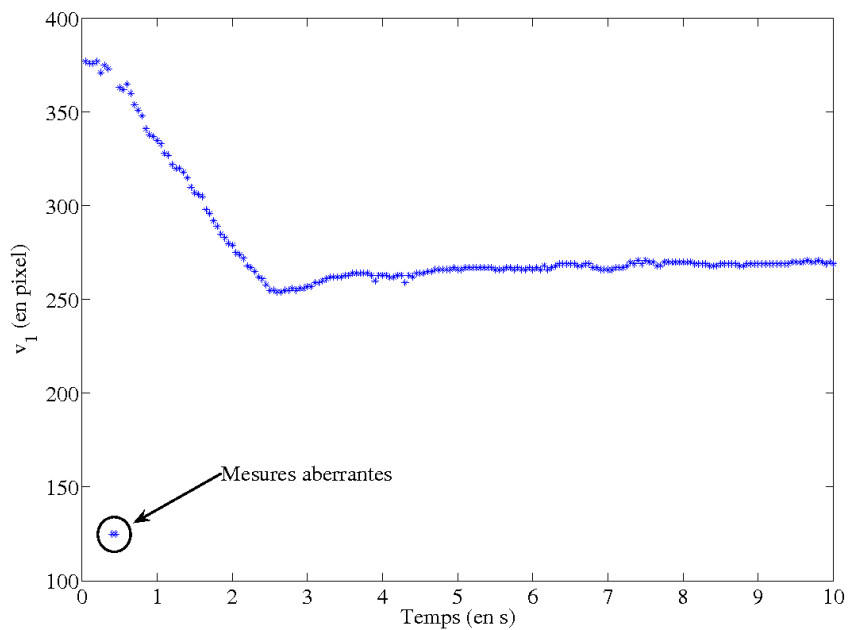
L'architecture d'asservissement visuel par commande prédictive non linéaire a été adaptée pour le contrôle de la position d'un instrument dans des images échographiques. La définition de la contrainte de visibilité spécifique à ce type d'images permet d'assurer l'extraction de la position l'outil à chaque itération. Les simulations et les expérimentations montrent que l'approche que nous avons proposée est adaptée et permet d'obtenir une commande stable qui respecte les contraintes définies.

Néanmoins, la contrainte de visibilité portant sur la coordonnée suivant Z_s des points d'intersection de l'outil dans l'épaisseur du plan échographique souffre d'un problème d'observation. En effet, les coordonnées cartésiennes de ces deux points sont calculées à partir du modèle du robot et de l'outil, en supposant connue la localisation du plan échographique relativement au robot. Les erreurs de modélisation rendent difficile d'imposer la position de ces deux points dans le plan échographique. Une modification de la

4.3. Commande prédictive non linéaire pour l'asservissement visuel dans l'image échographique



(a)



(b)

FIG. 4.26: Robustesse de l'architecture de commande en présence de mesures aberrantes : (a). trajectoire dans l'image, (b). évolution de la coordonnée du point M_1 suivant v .

procédure expérimentale peut être proposée pour parer à ce problème. Elle consiste à effectuer une détection automatique du plan échographique en approchant l'outil jusqu'à le faire couper ce plan en différents points pour identifier la position et l'orientation du plan échographique. Une autre solution consisterait à utiliser un localisateur ou un système mécanique qui permettrait de localiser la sonde par rapport au repère de base du robot.

La tâche évaluée ne contraint pas l'ensemble des ddl du robot : elle demande seulement cinq ddl (un mouvement à 3 ddl dans l'image et 2 ddl pour respecter l'intersection avec le plan échographique) et il reste donc un ddl libre. Il s'agit de la rotation autour de l'axe Δ (figure 4.11). Durant certains tests, un mouvement de rotation autour de cet axe a été observé n'empêchant pas la convergence de l'algorithme mais engendrant une différence d'orientation de la pince par rapport à la situation désirée. Ce ddl pourrait être employé pour réaliser une tâche supplémentaire telle que l'orientation de l'outil par rapport au plan échographique. Sinon, il devrait être contraint dans l'algorithme de commande.

4.4 Conclusions

Nous avons présenté dans ce chapitre nos contributions pour l'assistance robotique en chirurgie cardiaque à cœur battant sous échographie dans le contexte de la chirurgie réparatrice de la valve mitrale. La première contribution concerne une méthode d'estimation des déplacements qui permet de détecter en temps réel la position de la valve mitrale sur les images échographiques. Les résultats obtenus montrent l'efficacité de notre approche. Ensuite, une nouvelle loi de commande a été validée pour contrôler la position d'un outil en utilisant sa position dans l'image. La structure de commande prédictive non linéaire offre la possibilité de définir une contrainte spécifique au capteur ultrasonore en forçant l'outil à rester dans le plan échographique. De plus, cette architecture offre la possibilité de définir une zone dans l'image à l'intérieur de laquelle le déplacement de l'outil est autorisé. Cette possibilité ouvre des perspectives intéressantes pour définir des déplacements sécurisés dans l'image.

Ce chapitre présente une étude réalisée dans le cadre de l'assistance pour la chirurgie coronarienne. Lors de la réalisation de gestes de suture en chirurgie cardiaque à cœur battant, les mouvements de l'épicarde perturbent la réalisation du geste chirurgical. L'utilisation d'un stabilisateur mécanique (par exemple Octopus de Medtronic) permet de réduire les amplitudes de ces déplacements. Cependant, comme nous l'avons dit au § 1.1.3.2, la zone stabilisée n'est pas complètement immobile et le chirurgien doit compenser manuellement les mouvements résiduels. De plus, en chirurgie mini-invasive, la mise en place du stabilisateur est longue. Un des objectifs de l'assistance robotisée pour la chirurgie à cœur battant est donc de proposer une architecture de commande capable de compenser automatiquement les déplacements de la surface du cœur pour donner la sensation au chirurgien de travailler sur une structure immobile. Le travail détaillé ci-après concernant l'estimation des mouvements de l'épicarde est une première étape vers ce projet global. Les résultats obtenus dans ce chapitre pourront être utilisés pour élaborer un modèle de prédiction des mouvements cardiaques en vue de la commande de compensation de mouvements.

5.1 Introduction

L'analyse et l'estimation des mouvements du cœur est une étape importante dans la compensation automatique des mouvements cardiaques. Comme nous l'avons présenté au § 1.3.2, des résultats ont déjà été présentés sur l'estimation de mouvements. Nous ne considérons dans ce chapitre que les approches qui reposent sur l'emploi d'un capteur visuel. En effet, ces solutions sont facilement exploitables dans le contexte de la chirurgie cardiaque mini-invasive à cœur battant car ce type de capteurs est déjà intégré dans le champ opératoire.

Deux équipes de recherche ont également proposé une estimation basée sur l'utilisation de capteur visuel. Les travaux d'Ortmaier [Ortmaier *et al.*, 2005] au DLR concernent l'estimation locale des mouvements résiduels dans la zone stabilisée mécaniquement. Bien que l'approche repose sur une détection de marqueurs naturels de la surface du cœur,

le suivi est simplifié grâce à la stabilisation mécanique locale qui permet de diminuer fortement l'amplitude des mouvements. De plus, les résultats présentés donnent un mouvement réduit à deux ddl (translations parallèles au plan image). L'approche du LS T [Cuvillon *et al.*, 2005] repose sur la détection dans l'image d'un marqueur artificiel constitué de quatre LED fixées sur un stabilisateur mécanique Octopus. L'acquisition vidéo est complétée par les signaux biologiques (débit du respirateur et ECG) à la cadence de 500 Hz. Dans les résultats affichés, seules les translations suivant les directions X_c et Y_c de la caméra sont données. De plus, les dimensions de l'objet (les quatre LED forment un carré rigide de 20.5 mm de côté) conduisent à une estimation des mouvements qui représente une mesure globale des mouvements de l'épicarde .

L'approche que nous proposons repose quant à elle sur une estimation locale des mouvements cartésiens 3D du cœur basée sur l'utilisation d'un système de vision endoscopique observant un marqueur passif de petites dimensions supposé plan, et dont nous connaissons les caractéristiques géométriques, disposé sur la surface du cœur. Dans ce qui suit, nous rappelons tout d'abord les principes utilisés pour étalonner un système de vision. Puis nous exposons différentes méthodes d'estimation de la situation 3D ou des déplacements d'un objet plan à partir de l'analyse d'image et nous détaillons la méthode retenue. Ensuite, nous décrivons les expérimentations menées pour valider la précision de notre approche et nous présentons les résultats obtenus sur l'évaluation *in vivo* des déplacements d'un cœur de cochon.

5.2 Estimation de la pose d'un objet plan

L'estimation 3D de la pose ou des déplacements entre deux prises de vue d'un objet plan à partir de l'analyse de l'information contenue dans l'image résulte de la succession de trois étapes :

1. étalonnage du système de vision,
2. détection robuste des points dans l'image,
3. estimation de la pose 3D.

Ces trois étapes sont détaillées ci-après.

5.2.1 Étalonnage d'un système de vision

5.2.1.1 Description du problème

La formation d'une image est décrite par le modèle de projection détaillé au § 2.2. Dans ce modèle, les paramètres peuvent être divisés en deux catégories : les paramètres intrinsèques (les distances focales suivant les deux directions du capteurs (f_x, f_y) et le centre optique (u_0, v_0)) et les paramètres extrinsèques qui définissent la transformation rigide entre le repère de la caméra et un repère défini sur l'objet (neuf termes de la matrice de rotation et trois termes du vecteurs de translation).

Le problème d'étalonnage d'un système de vision revient donc à déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques du modèle de projection, c'est-à-dire 16 paramètres.

Si l'image présente des distorsions, comme par exemple les images endoscopiques, il est également nécessaire d'introduire un modèle de distorsion.

Le paragraphe qui suit est construit à partir de [Lavest et Rives, 2003].

5.2.1.2 Principe

Modèle linéaire

Le modèle de projection linéaire qui permet de décrire la formation d'une image s'écrit sous la forme matricielle donnée par l'équation 2.11. Nous rappelons sa forme détaillée ici :

$$\begin{pmatrix} sp_u \\ sp_v \\ s \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & u_0 \\ 0 & f_y & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^w P_x \\ {}^w P_y \\ {}^w P_z \\ 1 \end{pmatrix}$$

où ${}^w \mathbf{P}$ est le vecteur des coordonnées homogènes du point P dans un repère R_w attaché à l'objet. Nous avons remplacé la matrice de transformations homogène ${}^c \mathbf{T}_w$ entre le repère R_w et le repère de la caméra R_c de l'équation 2.11 par son expression développée où les r_{ij} sont les termes de la matrice de rotation ${}^c \mathbf{R}_w$ et $(t_x \ t_y \ t_z)^T$ représente le vecteur de translation ${}^c \mathbf{t}_w$.

Ce modèle peut s'écrire sous une forme condensée en faisant apparaître la matrice \mathbf{M} :

$$\begin{pmatrix} sp_u \\ sp_v \\ s \end{pmatrix} = \mathbf{M} \begin{pmatrix} {}^w P_x \\ {}^w P_y \\ {}^w P_z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^w P_x \\ {}^w P_y \\ {}^w P_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

où les termes m_{ij} pour $i = 1$ à 3 et $j = 1$ à 4 sont donnés par les relations suivantes :

$$\begin{aligned} m_{1(1,2,3)} &= f_x r_{1(1,2,3)} + u_0 r_{3(1,2,3)} & m_{14} &= f_x t_x + u_0 t_z \\ m_{2(1,2,3)} &= f_y r_{2(1,2,3)} + u_0 r_{3(1,2,3)} & m_{24} &= f_y t_y + v_0 t_z \\ m_{3(1,2,3)} &= r_{3(1,2,3)} & m_{34} &= t_z \end{aligned} \quad (5.2)$$

En substituant s des deux premières équations dans (5.1), il vient :

$$\begin{cases} p_u = \frac{m_{11} {}^w P_x + m_{12} {}^w P_y + m_{13} {}^w P_z + m_{14}}{m_{31} {}^w P_x + m_{32} {}^w P_y + m_{33} {}^w P_z + m_{34}} \\ p_v = \frac{m_{21} {}^w P_x + m_{22} {}^w P_y + m_{23} {}^w P_z + m_{24}}{m_{31} {}^w P_x + m_{32} {}^w P_y + m_{33} {}^w P_z + m_{34}} \end{cases} \quad (5.3)$$

Il est possible de réécrire ce système d'équations sous forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} {}^w M_{x_i} & {}^w M_{y_i} & {}^w M_{z_i} & 1 & 0 & 0 & 0 & -p_{u_i} {}^w M_{x_i} & -p_{u_i} {}^w M_{y_i} & -p_{u_i} {}^w M_{z_i} & -p_{u_i} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & {}^w M_{x_i} & {}^w M_{y_i} & {}^w M_{z_i} & -p_{v_i} {}^w M_{x_i} & -p_{v_i} {}^w M_{y_i} & -p_{v_i} {}^w M_{z_i} & -p_{v_i} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ \vdots \\ m_{34} \end{bmatrix} = 0 \quad (5.4)$$

L'indice i représente le $i^{\text{ème}}$ appariement 3D-2D entre le point i de la mire et sa projection détectée dans l'image. Les techniques de calibration se basent sur l'appariement 3D-2D de n points d'une mire décrits par le vecteur de coordonnées homogènes $({}^wM_{x_i} \ {}^wM_{y_i} \ {}^wM_{z_i} \ 1)^T$ dans le repère R_w attaché à l'objet avec leur image de coordonnées (p_{u_i}, p_{v_i}) . Chaque appariement fournissant deux équations, il est nécessaire d'avoir au minimum six appariements pour résoudre ce système.

L'estimation des termes m_{ij} déterminent entièrement les 16 paramètres du modèle de projection linéaire en utilisant les relations (5.2).

Cette méthode est facile à implémenter et la résolution du système linéaire est peu coûteuse en temps de calcul. Cependant, les résultats obtenus ne sont en général pas satisfaisants, mais les valeurs trouvées par l'approche linéaire peuvent être utilisées comme estimation initiale pour un processus d'optimisation qui est appliqué avec un modèle plus fin incluant notamment une modélisation de la distorsion.

Modèle non linéaire

Le modèle décrit par l'équation 2.11 est imparfait. Notamment, il ne prend pas en compte les effets de distorsions (radiale et tangentielle) et n'assure pas l'orthogonalité de la matrice de rotation cR_w . Pour que le modèle soit plus proche de la réalité, un modèle de distorsion est ajouté. Ainsi, les coordonnées dans l'image des points de la mire sont décrites par :

$$\begin{aligned} p_u^{nl} &= p_u + \delta p_u^r + \delta p_u^t \\ p_v^{nl} &= p_v + \delta p_v^r + \delta p_v^t \end{aligned} \quad (5.5)$$

où $(\delta p_u^r \ \delta p_v^r)^T$ et $(\delta p_u^t \ \delta p_v^t)^T$ sont les corrections tangentielles et radiales décrites par les équations 2.14 et 2.15 rappelées ici :

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} \delta p_u^{(r)} \\ \delta p_v^{(r)} \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} p_u(k_{r_1}r^2 + k_{r_2}r^4) \\ p_v(k_{r_1}r^2 + k_{r_2}r^4) \end{pmatrix} \\ \begin{pmatrix} \delta p_u^{(t)} \\ \delta p_v^{(t)} \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} 2k_{p_1}p_u p_v + k_{p_2}(r^2 + 2p_u) \\ k_{p_1}(r^2 + 2p_v) + 2k_{p_2}p_u p_v \end{pmatrix} \end{aligned}$$

Pour déterminer le modèle complet (paramètres intrinsèques et coefficients du modèle de distorsion), une optimisation non linéaire est réalisée pour minimiser l'erreur entre les coordonnées $(p_u^m \ p_v^m)^T$ mesurées dans l'image et les coordonnées $(p_u^{nl} \ p_v^{nl})^T$ fournies par le modèle :

$$\begin{aligned} e_u &= p_u^m - p_u^{nl} \\ e_v &= p_v^m - p_v^{nl} \end{aligned} \quad (5.6)$$

Cette procédure d'optimisation est initialisée avec le modèle de projection linéaire et les coefficients du modèle de distorsion nuls.

5.2.1.3 Mise en œuvre

La formation des images endoscopiques est décrite par le modèle linéaire 2.11 mais les distorsions induites par l'endoscope imposent de considérer un modèle non linéaire de formation de l'image.

La méthode d'étalonnage retenue est celle de Zhang [Zhang, 1998] qui utilise plusieurs vues d'une mire plane. L'intérêt majeur de cette approche est sa facilité de mise en œuvre puisqu'il suffit simplement de disposer d'une mire plane et de réaliser une série d'acquisitions pour différentes situations relatives de la mire par rapport à la caméra. L'algorithme, qui inclut un modèle non linéaire, présente une bonne robustesse par rapport aux erreurs de détection dans l'image et aux erreurs sur les caractéristiques géométriques de la mire. Une implémentation de cet algorithme est disponible dans la "Camera Calibration Toolbox" de Matlab développée par J.Y. Bouguet (disponible sur http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/).

D'un point de vue pratique, les paramètres du modèle seront estimés autour d'un point de fonctionnement. Ainsi, le volume décrit par les différentes positions de la mire devra englober les déplacements de la surface du cœur.

5.2.2 Suivi de marqueurs artificiels

La position des points de l'objet dans l'image est obtenue par une méthode de suivi basée sur une estimation de la matrice d'homographie $\mathbf{H}(k)$ qui décrit la transformation entre l'image initiale de l'objet et l'image à l'itération k . Ainsi, à partir des coordonnées des points dans l'image initiale $(p_u(0) \ p_v(0))^T$, nous pouvons déterminer les coordonnées de ces points dans l'image courante $(p_u(k) \ p_v(k))^T$ en utilisant :

$$\lambda \begin{pmatrix} p_u(k) \\ p_v(k) \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{H}(k) \begin{pmatrix} p_u(0) \\ p_v(0) \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

L'estimation de la matrice d'homographie repose sur l'algorithme ESM ("Efficient Second order Method") proposé par Malis *et al.* [Benhimane et Malis, 2004]. L'application de l'algorithme ESM permet d'estimer la matrice d'homographie même en présence de déplacement important dans l'image. Une procédure d'estimation itérative cherche l'homographie qui minimise la distance entre deux images fournies par une mesure de similitude ("Sum of Square Differences", SSD) entre une région de référence (définie hors ligne) et la région courante (qui est reprojétée sur l'image de référence en utilisant l'homographie courante). Puisque la prédiction initiale de la matrice d'homographie n'est pas disponible, le problème d'optimisation est initialisé avec une matrice identité. Plus de détails concernant l'algorithme d'optimisation sont disponibles dans [Benhimane et Malis, 2004]. Une version de l'algorithme est disponible sur le site des auteurs : <http://www.inria.fr/~sop.inria.fr/icare/personnel/malis/software/ESM.html> (dernière mise à jour : 2006)

5.2.3 Estimation de la pose d'un objet plan

5.2.3.1 Choix de la méthode

Différentes solutions ont été proposées dans la littérature pour estimer les déplacements relatifs entre une caméra et un objet ou estimer la situation de l'objet par rapport au repère de la caméra en utilisant l'information visuelle. Lorsque l'on s'intéresse à un objet à géométrie plane, trois méthodes peuvent être retenues.

La première méthode est un cas particulier de la géométrie à deux prises de vue associées à l'observation d'un objet plan. Deux images successives de la scène permettent de calculer la matrice d'homographie \mathbf{H} qui décrit la transformation observée dans l'image. L'hypothèse selon laquelle l'objet est plan conduit à une forme particulière de cette matrice :

$$\mathbf{H} = \mathbf{K}(d\mathbf{R} + t\mathbf{n}^T)\mathbf{K}^{-1} \quad (5.8)$$

où :

- \mathbf{K} est la matrice des paramètres intrinsèques du système de vision,
- \mathbf{R} et t représentent respectivement la matrice de rotation et le vecteur de translation du déplacement entre les deux prises de vue,
- \mathbf{n} représente la normale au plan de l'objet et d est la distance du repère de la caméra à ce plan.

Faugeras *et al.* [Faugeras et Lustman, 1988] ont proposé de déterminer le déplacement (\mathbf{R}, t) du plan ou de la caméra par une méthode numérique (basée sur une décomposition en valeur singulière de la matrice $(d\mathbf{R} + t\mathbf{n}^T)$). Cette méthode conduit à quatre solutions, mais deux de ces solutions peuvent être directement éliminées car elles ne sont pas dans le champ de vision de la caméra. Il faut alors avoir une estimation de la normale au plan observée sur la première image pour déterminer de façon unique la solution du problème.

La deuxième méthode proposée initialement pour des objets volumiques est l'algorithme de [DeMenthon et Davis, 1992] adapté aux objets plans. Il repose sur un modèle de projection orthographique de formation de l'image. Sous cette hypothèse, on admet que les points de l'objet observé sont proches les uns des autres relativement à la caméra et peuvent tous être considérés avec la même profondeur ${}^cP_{z_0}$ d'un point de référence P_0 . Les coordonnées des points ainsi obtenus (p'_{x_i}, p'_{y_i}) peuvent être définies par rapport aux coordonnées issues d'un modèle de projection perspective (équation (2.9)) (p_{x_i}, p_{y_i}) par :

$$\begin{aligned} p'_{x_i} &= p_{x_i}(1 + \varepsilon_i) \\ p'_{y_i} &= p_{y_i}(1 + \varepsilon_i) \end{aligned} \quad (5.9)$$

où ε_i est une mesure de l'approximation réalisée.

Ce modèle permet alors d'extraire de façon linéaire une approximation des paramètres qui décrivent la transformation rigide entre le repère caméra et le repère attaché à l'objet. Une procédure itérative est ensuite mise en place pour affiner le modèle trouvé en faisant varier ε_i pour trouver la meilleure estimation de la transformation rigide. Cependant, l'approximation réalisée repose sur l'observation d'un objet dont les dimensions sont petites devant la distance caméra-objet.

La dernière méthode repose sur l'approche de Zhang [Zhang, 1998] utilisée pour étalonner la caméra. En effet, cet algorithme permet de déterminer les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra à partir de l'observation d'une mire plane. Lorsque la caméra est étalonnée, c'est-à-dire que les paramètres intrinsèques sont estimés, la méthode de Zhang peut alors être utilisée pour déterminer la pose de l'objet observé. Cette méthode ne fait pas d'approximation du modèle de projection et est développée pour les objets plans. Comme nous l'avons déjà mentionné, cette approche est disponible dans la "Camera Calibration Toolbox" et aussi dans la bibliothèque OpenCV. Nous la retenons donc dans une première évaluation pour l'estimation des déplacements de la mire plane.

5.2.3.2 Méthode de Zhang

Cette méthode repose sur l'hypothèse que les points appartiennent tous au même plan et que ce plan est décrit dans le repère objet par ${}^wZ = 0$.

Soit (p_x, p_y) les coordonnées d'un point obtenu par une projection dans le plan image normalisé (c'est-à-dire sur un plan situé à une distance unitaire du centre de projection) données par :

$$s \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{P}^c \mathbf{T}_w \begin{pmatrix} {}^wP_x \\ {}^wP_y \\ {}^wP_z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{r}_3 & \mathbf{t} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^wP_x \\ {}^wP_y \\ {}^wP_z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.10)$$

où \mathbf{r}_1 , \mathbf{r}_2 et \mathbf{r}_3 sont les colonnes de la matrice de rotation et \mathbf{t} le vecteur de translation de la transformation rigide ${}^c\mathbf{T}_w$ entre le repère caméra R_c et le repère attaché à l'objet R_w .

L'ensemble des points considérés est tel que ${}^wP_{z_i} = 0$ pour tout i . L'équation (5.10) devient alors :

$$s \begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{r}_3 & \mathbf{t} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^wP_x \\ {}^wP_y \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 & \mathbf{r}_2 & \mathbf{t} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} {}^wP_x \\ {}^wP_y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.11)$$

et en réorganisant l'équation précédente, on fait apparaître la matrice \mathbf{H}^n telle que :

$$\begin{pmatrix} p_x \\ p_y \\ 1 \end{pmatrix} = \mathbf{H}^n \begin{pmatrix} {}^wP_x \\ {}^wP_y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5.12)$$

A partir de l'estimation $\hat{\mathbf{H}}^n$, les estimations $\hat{\mathbf{r}}_1$ et $\hat{\mathbf{r}}_2$ des vecteurs \mathbf{r}_1 et \mathbf{r}_2 sont obtenues par :

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{r}}_1 &= \frac{1}{\eta} \hat{\mathbf{h}}_1^n \\ \hat{\mathbf{r}}_2 &= \frac{1}{\eta} \hat{\mathbf{h}}_2^n \end{aligned} \quad (5.13)$$

où :

$$\eta = \frac{1}{2} (\|\hat{\mathbf{h}}_1^n\| + \|\hat{\mathbf{h}}_2^n\|) \quad (5.14)$$

La troisième colonne de la matrice de rotation est obtenue en utilisant l'hypothèse d'orthogonalité de la matrice \mathbf{R} :

$$\hat{\mathbf{r}}_3 = \hat{\mathbf{r}}_1 \wedge \hat{\mathbf{r}}_2 \quad (5.15)$$

Enfin, le vecteur de translation est obtenu en normant la dernière colonne de $\hat{\mathbf{H}}^n$ par η :

$$\hat{\mathbf{t}} = \frac{1}{\eta} \hat{\mathbf{h}}_3^n \quad (5.16)$$

5.3. Estimation des mouvements de la surface du cœur

f_x	f_y	u_0	v_0
$593,6 \pm 2,1$	$594,5 \pm 2,0$	$279,6 \pm 2,0$	$223,7 \pm 1,9$

TAB. 5.1: Paramètres intrinsèques du modèle linéaire du système de vision endoscopique (en pixel)

k_{r_1}	k_{r_2}	k_{p_1}	k_{p_2}
$-0,2411 \pm 0,0103$	$0,2073 \pm 0,0396$	$0,0051 \pm 0,0006$	$0,0083 \pm 0,0006$

TAB. 5.2: Coefficients du modèle de distorsion du système de vision endoscopique

5.3 Estimation des mouvements de la surface du cœur

5.3.1 Conditions expérimentales

Le système de vision est une caméra Dalsa 1M75. La fréquence d'acquisition est fixée à 125 Hz (8 ms entre chaque nouvelle acquisition). L'optique utilisée a une focale de 35 mm. Un endoscope rigide (Hopkin's de Karl Storz nc.) est fixé sur l'optique. Une source de lumière froide (lampe au Xenon, 300W) est connectée à l'endoscope. La taille de l'image est 512×512 pixels.

L'étalonnage du système de vision est réalisé avec la "Camera Calibration toolbox" de Matlab. Cette étape est réalisée dans les conditions expérimentales similaires à une opération de chirurgie mini-invasive, c'est-à-dire que l'endoscope est fixé sur l'optique de la caméra et ne sera pas repositionné ensuite. Un damier noir et blanc composé de carrés de 5 mm de côté a été imprimé et collé sur une surface plane et rigide. L'étalonnage est réalisé en utilisant neuf images de cette mire de façon à couvrir un volume de travail qui englobe les déplacements que nous souhaitons estimer. Dans cette étude, le volume considéré est de $15 \times 15 \times 20$ mm centré sur l'axe optique à une distance de 55 mm de l'extrémité de l'endoscope. Les paramètres intrinsèques obtenus sont reportés dans les tableaux 5.1 et 5.2. L'erreur de reprojction obtenue est inférieure à 0,3 pixel.

Les marqueurs artificiels utilisés sont des mires planes carrées définies par quatre points qui représentent les sommets d'un carré de côté 5 mm. Le repère de l'objet est tel que l'axe Z_w est perpendiculaire au plan de l'objet et le centre de R_w est situé au centre du carré.

Les coordonnées $(p_{u_i}(0) p_{v_i}(0))^T$, pour $i = 1$ à 4, sont sélectionnées manuellement dans l'image initiale et une procédure automatique basée sur le gradient de l'image autour du point sélectionné affine la position de ces points en les amenant vers le coin le plus proche (gradient important suivant les deux directions de l'image).

La précision de cette approche a été estimée expérimentalement. Nous considérons que dans le problème d'estimation de la pose 3D, l'incertitude maximale obtenue sur les résultats est suivant la direction de l'axe optique. Nous avons donc concentré l'étude de la précision de notre approche sur les résultats d'estimation suivant l'axe Z_c et nous admettons que l'incertitude suivant les directions X_c et Y_c est inférieure. L'évaluation de l'incertitude a été réalisée pour évaluer précisément l'erreur d'estimation suivant la direction Z_c en utilisant un télémètre laser (précision = 0,05 mm). L'objet a été déplacé

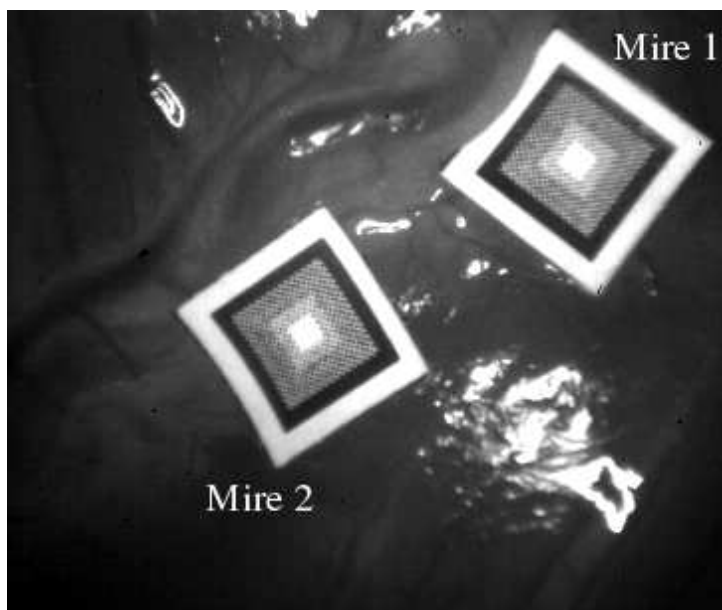


FIG. 5.1: Image fournie par le système de vision endoscopique de la surface du cœur avec les mires planes (carrés de 5 mm de côté).

manuellement (sur un banc d'optique) suivant l'axe optique de la caméra dans le volume de travail défini par l'étalonnage. Une erreur maximale de 0,8 mm est observée lorsque l'objet se trouve à la limite du volume de travail.

5.3.2 Expérimentations *in vivo*

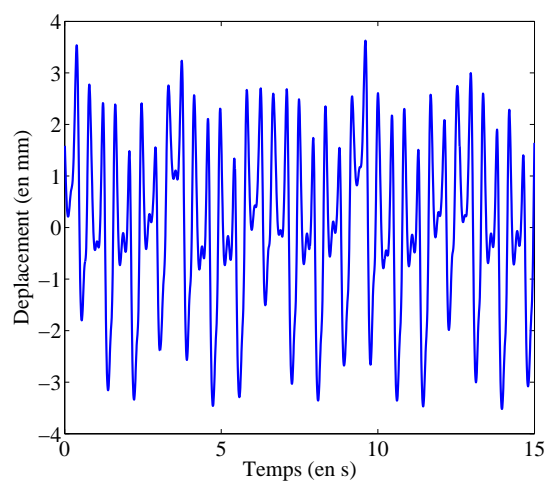
L'approche présentée a été appliquée à l'estimation *in vivo* des mouvements 3D d'un cœur de cochon (poids : environ 25 kg). L'animal a été anesthésié pour l'intervention et un respirateur assure une ventilation à 20 cycles par minute. Une thoracotomie est réalisée par un chirurgien pour fournir un accès direct au cœur. Nous supposons que l'ouverture du thorax modifie le comportement du cœur et les déplacements observés présentent *a priori* une amplitude plus importante que si le thorax était fermé. Aucune mesure ECG n'est disponible.

La figure 5.1 montre une image fournie par l'endoscope avec les mires artificielles (5 mm de côté) disposées sur la surface du cœur. Afin d'améliorer l'algorithme de suivi dans l'image, les marqueurs sont constitués de niveaux de gris variables à l'intérieur de la région d'intérêt. En effet, nous avons constaté que l'algorithme de suivi donnait de meilleurs résultats avec ce genre de motif qu'avec un motif simple (carré noir sur fond blanc).

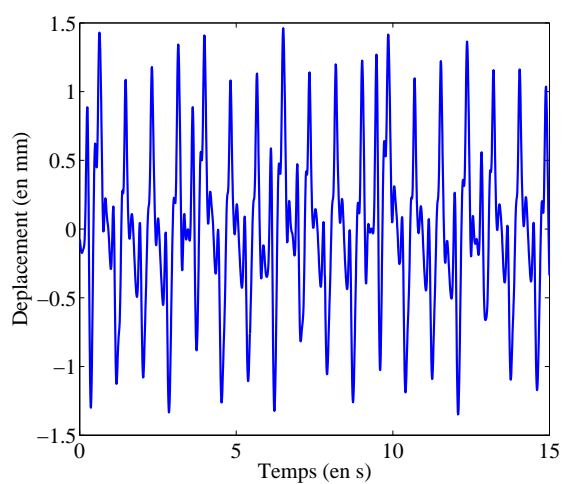
Les résultats d'estimation des mouvements de l'objet suivant les trois directions cartésiennes sont présentés sur la figure 5.2. L'estimation est réalisée sur une séquence de 1900 images, correspondant à 15 s d'enregistrement. Les déplacements les plus importants sont observés suivant la direction Z_c avec une amplitude de 10 mm. Les amplitudes maximales des déplacements estimés suivant X_c et Y_c sont respectivement de 7 mm et 3 mm.

Une analyse spectrale a été réalisée pour évaluer les composantes fréquentielles conte-

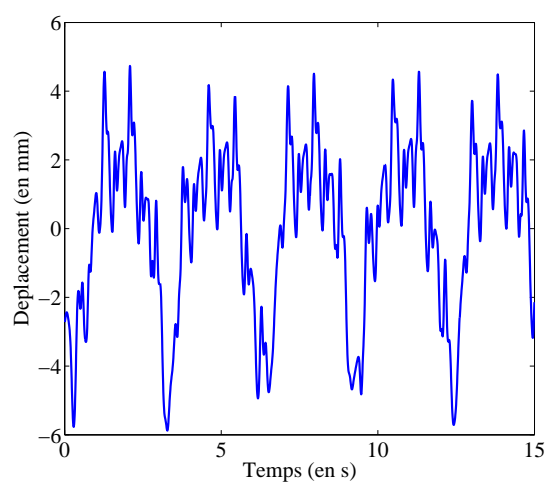
5.3. Estimation des mouvements de la surface du cœur



(a)



(b)



(c)

FIG. 5.2: Estimation des déplacements de la mire 1 suivant X_c (a), Y_c (b) et Z_c (c).

Mire 1						
Fréquences (en Hz)	0.34	0.67	1.19	2.38	3.57	4.76
Densité suivant la direction X	8.7%	0%	21.8%	60%	2.8%	6.7%
Densité suivant la direction Y	3.9%	1.9%	45.6%	33%	3.9%	11.7%
Densité suivant la direction Z	70.9%	11.5%	5.9%	8.7%	1.2%	1.8%
Mire 2						
Fréquences (en Hz)	0.34	0.67	1.19	2.38	3.57	4.76
Densité suivant la direction X	13,0%	1,9%	15,7%	56,1%	8,5%	4,8%
Densité suivant la direction Y	2,4%	0,9%	58,9%	28,5%	1,1%	8,2%
Densité suivant la direction Z	70.3%	11.1%	4.0%	10.3%	2.7%	1.6%

TAB. 5.3: Analyse fréquentielle

nues dans les signaux estimés (tableau 5.3). L'activité cardiaque fait apparaître quatre composantes fréquentielles. Les deux premières composantes ($f_1 = 0,34$ Hz et $f_2 = 0,67$ Hz) doivent être associées à l'activité respiratoire. f_1 est égale à la fréquence imposée par le respirateur (20 cycles par minute). La troisième composante $f_3 = 1,19$ Hz représente la fréquence cardiaque (environ 70 battements par minute). Cette analyse fréquentielle montre que les déplacements suivant X_c et Y_c sont gouvernés par l'activité cardiaque, alors que suivant Z_c la composante respiratoire est prépondérante. Ces résultats peuvent être retrouvés sur l'analyse spectrale réalisée sur les estimations de mouvements de la mire 2. De plus, si l'on compare les composantes fréquentielles prépondérantes sur les déplacements estimés suivant X_c et Y_c , on observe que le comportement suivant les deux directions n'est pas identique. En effet, les déplacements suivant X_c sont majoritairement d à la fréquence $f_4 = 2,38$ Hz (second harmonique de l'activité cardiaque) alors que pour les déplacements suivant Y_c la fréquence $f_3 = 1,19$ Hz (fréquence principale de l'activité cardiaque) domine. Compte tenu de cette observation, on peut supposer que les déplacements de la surface ne sont pas isotropes. Actuellement nous explorons une relation entre déplacements de la surface et l'orientation des fibres musculaires du myocarde.

5.4 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une estimation des déplacements de la surface du cœur. La méthode utilisée repose sur l'emploi du capteur de vision qui fournit une image endoscopique du champ opératoire. L'intérêt est d'utiliser un capteur déjà présent pendant les interventions de chirurgie et d'éviter de surcharger le champ opératoire avec un autre capteur. L'évaluation expérimentale a permis de quantifier la précision de l'approche proposée. Ainsi, les déplacements de l'objet sont déterminés avec 0.8 mm de précision. Les mesures obtenues montrent que le mouvement suivant l'axe optique présente une grande amplitude par rapport au direction parallèle au plan image. L'analyse fréquentielle montre que le déplacement suivant la direction Z_c est gouverné majoritairement par l'activité respiratoire.

Nous avons présenté dans ce manuscrit les travaux réalisés dans le contexte de l'assistance robotique pour la chirurgie cardiaque mini-invasive. Les développements proposés sont organisés autour des capteurs visuels (endoscopique ou échographique) qui fournissent une information riche du champ opératoire. De plus, ces capteurs sont intégrés sur le site opératoire ce qui ne pose pas le problème de la surcharge de l'espace de travail du chirurgien.

Nous avons décrit une nouvelle architecture de commande basée sur un asservissement prédictif dans l'image. L'approche proposée repose sur l'utilisation de la commande prédictive non linéaire. Cette structure utilise un modèle non linéaire du processus pour prédire le comportement futur du système contrôlé afin de déterminer une commande optimale. Le problème est formulé sous la forme d'un problème d'optimisation sous contraintes. Ainsi, cette architecture permet d'assurer le respect des contraintes qui peuvent intervenir dans un asservissement visuel dans l'image : butées articulaires, saturation des actionneurs et visibilité des primitives visuelles au cours du mouvement. Les simulations ont permis de valider notre approche en terme de convergence, de respect des contraintes et de robustesse. Les résultats expérimentaux obtenus sur la plate-forme robotique PA10 montrent l'efficacité de la commande proposée pour garantir les contraintes électro-mécaniques et visuelles.

L'asservissement visuel sous échographie soulève le problème de l'intersection de l'instrument de chirurgie avec le plan échographique. Nous avons donc appliqué la structure d'asservissement visuel prédictif pour prendre en compte naturellement cette contrainte dans le calcul de la commande du robot. L'architecture génère une commande qui force le robot à rester dans une certaine épaisseur par rapport au plan échographique nominal. La validation expérimentale réalisée sur la plate-forme PA10 avec un retour visuel échographique de la position d'un instrument plongé dans l'eau a montré la pertinence de cette solution.

Le traitement des images échographiques pour extraire les déplacements de la valve a été développé sous la contrainte d'un temps de calcul inférieur à la période d'échantillonnage imposée par l'échographe. La méthode repose sur la détection d'un point situé à la jonction entre la paroi du cœur et la valve mitrale qui permet de définir un repère local à partir duquel une recherche radiale est réalisée pour détecter deux points sur la valve mitrale. L'évaluation réalisée sur une séquence obtenue *in vivo* montre de bons résultats de suivi en temps réel (c'est-à-dire avec un temps de moins de 0,04 s).

Enfin, dans le cadre de la chirurgie cardiaque mini-invasive en vision endoscopique, nous avons présenté les premiers résultats d'un projet à plus long terme qui est la com-

pensation automatique des mouvements du myocarde pour la chirurgie des coronaires. Nous avons appliqué une méthode d'estimation de la pose 3D pour évaluer les déplacements cartésiens de marqueurs artificiels disposés sur la surface du cœur. Les résultats obtenus *in vivo* permettent de caractériser les mouvements de la surface du cœur et pourront être utilisés pour le développement d'un modèle de prédiction qui sera utile dans la commande du robot qui compensera ces déplacements.

Bien entendu, le travail présenté dans ce manuscrit n'est qu'une étape vers l'assistance robotisée pour la chirurgie cardiaque. De nombreux développements doivent encore être réalisés pour que les patients opérés pour les pathologies cardiaques puissent bénéficier des apports de la robotique. Parmi les perspectives associées, on peut citer les points suivants.

La dynamique de l'asservissement visuel prédictif doit être améliorée en concentrant les efforts sur la diminution du temps de calcul (paramétrisation de la commande, approche multi-fréquence en utilisant une partie du vecteur de commande optimale). La prise en compte d'un modèle dynamique complet du robot est également envisagée afin d'intégrer les effets de la dynamique dans le calcul de la commande optimale.

L'asservissement visuel prédictif dans les images échographiques offre la possibilité de définir une zone dans l'image de déplacements sécurisés en utilisant la contrainte de visibilité. Cette application serait intéressante dans le cadre d'une intervention endo-cardiaque pour éviter que l'outil ne rentre en contact avec les parois du ventricule. Une autre perspective de cette contribution est la possibilité de déplacer l'instrument en déplaçant le plan échographique. Il est alors nécessaire de mettre à jour en ligne la transformation rigide entre le repère de base du robot et le repère de la sonde en utilisant un localisateur.

La robustesse de la détection de la valve mitrale sur les séquences échographiques pourra être améliorée par l'utilisation d'un modèle de prédiction basé sur une série de Fourier par l'intermédiaire d'un filtre de Kalman. L'approche proposée pour suivre la valve mitrale doit ensuite être intégrée avec l'asservissement visuel sous échographie pour envisager une validation *in vivo* du scénario d'assistance robotisée pour la chirurgie valvulaire. L'idée n'est pas de réaliser un suivi de la trajectoire de la valve, mais plutôt d'envisager une procédure où l'on définit un point dans l'image où l'instrument doit attrapper la valve.

Enfin, un modèle local de déplacements de points de la surface du cœur issue d'une approche mécanique doit être développé pour prédire les mouvements du point cible. Ce modèle sera d'une importance capitale pour la précision de la compensation automatique des mouvements du cœur.

Soumissions

1. M. SAUVÉE, P. POIGNET ET E. DOMBRE, Ultrasound-image based visual servoing of a surgical instrument through nonlinear model predictive control, *en préparation pour une soumission à International Journal of Robotics Research*.
2. M. SAUVÉE, P. POIGNET ET E. DOMBRE, Nonlinear model predictive control to satisfy constraints in image-based visual servoing, *Soumis à IEEE Transactions on Control Systems Technology*.

Conférences internationales

4. M. SAUVÉE, P. POIGNET, E. DOMBRE ET E. COURTIAL, image based servoing through nonlinear model predictive control, *IEEE International Conference on Decision and Control (CDC'06)*, San Diego, USA, décembre 2006
5. M. SAUVÉE, P. POIGNET ET E. DOMBRE, Towards nonlinear model predictive control for image based visual servoing, *IFAC Workshop on Nonlinear Model Predictive Control for Fast Systems (NMPC-FS'06)*, Grenoble, France, Octobre 2006.
6. M. SAUVÉE, P. POIGNET, J. TRIBOULET, E. DOMBRE, E. MALIS ET R. DEMARIA, 3D heart motion estimation using endoscopic monocular vision system, *IFAC Symposium on Modeling and control in Biomedical Systems (MCBMS'06)*, Reims, France, Septembre 2006.
7. M. SAUVÉE, P. RENAUD, P. POIGNET, J. TRIBOULET, E. DOMBRE, M. KAROUIA, N. BONNET ET A. NOCE, Mitral valve leaflet motion tracking in ultrasound images, *Surgetica : Computer Assisted Medical Interventions : Tools and Applications (Suregtica'05)*, Chambéry, France, janvier 2005

Conférences nationales

8. M. SAUVÉE, P. POIGNET, J. TRIBOULET, E. DOMBRE, R. DEMARIA, B. ALBAT, W. ZARRAD ET A. NOCE, Estimation de mouvement pour la chirurgie cardiaque, *59^{ème} congrès de la Société Française de Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire*, Bordeaux, France, juin 2006.

- [Abolmaesumi *et al.*, 2001] ABOLMAESUMI, P., SALCUDEAN, S., ZHU, W., SIROUSPOUR, M. et DIMAIO, S. (2001). Image-guided control of a robot for medical ultrasound. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 18(1):11–23.
- [Adhami, 2002] ADHAMI, L. (2002). *Une Architecture logicielle intégrée pour la chirurgie mini-invasive robotisée : focalisation sur la planification*. Thèse de doctorat, École des Mines de Paris.
- [Agin, 1977] AGIN, G. J. (1977). Servoing with visual feedback. *Proc. Int. Symp. on Industrial Robotics*, pages 551–560, Tokyo, Japon.
- [Aiono *et al.*, 1999] AIONO, S., GILBERT, J., SOIN, B., FINLAY, P. et GORDON, A. (1999). Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (Endoassist) for laparoscopic cholecystectomy. *Proc. Annual Scientific Meeting, Society for Minimally Invasive Therapy*, Boston, USA.
- [Alamir, 1999] ALAMIR, M. (1999). Optimization based nonlinear observers revisited. *Int. J. of Control*, 72(13):1204–1217.
- [Alamir et Marchand, 2002] ALAMIR, M. et MARCHAND, N. (2002). Constrained sub-optimal feedback control for minimum-time stabilization of nonholonomic system in chained form. *Proc. Conf. on Decision and Control (CDC'02)*, Las Vega, USA.
- [Allaf *et al.*, 1998] ALLAF, M., JACKMAN, S., SCHULAM, P., CADEDDU, J., LEE, B., MOORE, R. et KAVOUSSI, L. (1998). Laparoscopic visual field : voice versus foot pedal interface for control of the aesop robot. *Surgical Endoscopy*, 12:1415–1418.
- [Allen et Graham, 1922] ALLEN, D. et GRAHAM, E. A. (1922). Intracardiac surgery - a new method. *J. of American Medical Association*, 79:1028–1030.
- [Allgöwer *et al.*, 1999] ALLGÖWER, F., BADGWELL, T. A., QIN, S. J., RAWLINGS, J. B. et WRIGHT, S. J. (1999). Nonlinear predictive control and moving horizon estimation - an introductory overview. *Advances in Control : Highlights of ECC'99*, pages 391–449.
- [Allibert *et al.*, 2006] ALLIBERT, G., COURTIAL, E. et TOURÉ, Y. (2006). Visual predictive control. *Proc. IFAC Workshop on Nonlinear Model Predictive Control for Fast Systems (NMPC-FS'06)*, pages 199–204, Grenoble, France.
- [ANAES, 2002] ANAES (2002). La chirurgie assistée par ordinateur - rapport d'étape.
- [Barbe *et al.*, 1996] BARBE, C., CARRAT, L., CHAVANON, O. et TROCCAZ, J. (1996). Computer assisted pericardic surgery. *Proc. Computer Assisted Radiology (CAR'96)*, pages 781–786, Berlin, Allemagne.

- [Batcha et Krupa, 2006] BATCHA, W. et KRUPA, A. (2006). Towards ultrasound image-based visual servoing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '06)*, pages 4112–4117.
- [Bebek et Cavusoglu, 2006] BEBEK, O. et CAVUSOGLU, M. C. (2006). Predictive control algorithms using biological signals for active relative motion canceling in robotic assisted heart surgery. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '06)*, pages 237–244, Orlando, USA.
- [Benhimane et Malis, 2004] BENHIMANE, S. et MALIS, E. (2004). Real-time image-based tracking of planes using efficient second-order minimization. *Proc. Int. Conf. on Intelligent Robot and Systems*, pages 943–948, Sendai, Japan.
- [Berkelman et al., 2001] BERKELMAN, P., BOIDARD, E. et CINQUIN, P. (2001). Automatic instrument tracking with a compact laparoscopic endoscope robot using an external optical localizer. *Proc. Surgetica, Computer Aided Interventions : Tools and Applications*, pages 77–82, Grenoble, France.
- [Biegler, 2000] BIEGLER, L. (2000). Efficient solution of dynamic optimization and NMPC problems. *Nonlinear Model Predictive Control*, volume 26 de *Progress in Systems and Control Theory*, pages 219–244.
- [Bitmead et al., 1990] BITMEAD, R., GEVERS, M., PTERSEN, . et KAYE, R. (1990). *Adaptive optimal control : the thinking man's GPC*. Prentice Hall.
- [Black et al., 1997] BLACK, P., MORIALTY, T., ALEXANDER, E., STIEG, P., WOODARD, E., GLEASON, L., MARTIN, C., KININIS, R., SCHWARTZ, R. et JOLESZ, F. (1997). Development and implementation of intraoperative magnetic resonance imaging and its neurosurgical applications. *Neurosurgery*, 41(4):831–845.
- [Blauwkamp et Basar, 1999] BLAUWKAMP, R. et BASAR, T. (1999). A receding-horizon approach to robust output feedback control for nonlinear systems. *Proc. IEEE Conf. on Decision and Control (CDC'99)*, pages 4879–4884, Phoenix, USA.
- [Boucher et Dumur, 1996] BOUCHER, P. et DUMUR, D. (1996). *La Commande Prédictive*. Éd. Technip.
- [Casals et al., 1996] CASALS, A., AMAT, J. et LAPORTE, E. (1996). Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '96)*, pages 895–900, Minneapolis, USA.
- [Cavusoglu et Tendick, 1999] CAVUSOGLU, M. et TENDICK, F. (1999). A laparoscopic telesurgical workstation. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 15(4):728–739.
- [Cavusoglu et al., 2001] CAVUSOGLU, M., WILLIAM, W., TENDICK, F. et SASTRY, S. (2001). Robotics for telesurgery : second generation Berkeley/UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. *Proc. Allerton Conf. on Communication, Control and Computing*, Monticello, USA. invited paper.
- [Cavusoglu et al.,] CAVUSOGLU, M. C., ROTELLA, J., NEWMAN, W., CHOI, S., USTIN, J. et SASTRY, S. Control algorithms for active relative motion cancelling for robotic assisted off-pump coronary artery bypass graft surgery. *Proc. IEEE Int. Conf. on Advanced Robotics (ICAR'05)*, pages 431–438.

- [Cervera et Martinet, 1999] CERVERA, E. et MARTINET, P. (1999). Combining pixel and depth information in image-based visual servoing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Advanced Robotics (ICAR'99)*, pages 445–450, Tokyo, Japon.
- [Chaumette, 1990] CHAUMETTE, F. (1990). *La relation vision-commande : théorie et application à des tâches robotiques*. Thèse de doctorat, Université de Rennes I.
- [Chaumette, 1998] CHAUMETTE, F. (1998). Potential problems of stability and convergence in image-based and position-based visual servoing. KRIEGMAN, D., HAGER, G. . et MORSE, A., éditeurs : *The Confluence of Vision and Control*, pages 66–78. LNC S Series, No 237, Springer-Verlag.
- [Chaumette, 2002] CHAUMETTE, F. (2002). Asservissement visuel. KHALIL, W., éditeur : *La commande des robots manipulateurs*, Traité IC2, chapitre 3, pages 105–150. Hermès.
- [Chaumette, 2004] CHAUMETTE, F. (2004). Image moments : a general and useful set of features for visual servoing. *IEEE Trans. on Robotics*, 20(4):713–723.
- [Chavanon et al., 1999] CHAVANON, O., BARBE, C., TROCCAZ, J., CARRAT, L., RIBUOT, C. et BLIN, D. (1999). Accurate guidance for percutaneous access to a specific target in a soft tissue. *J. of Laparoendoscopic and Advanced Surgical Techniques*, 9(3):259–266.
- [Chavanon et al., 2000] CHAVANON, O., CARRAT, L., PASQUALINI, C., DUBOIS, E., BLIN, D. et TROCCAZ, J. (2000). Computer-guided pericardiocentesis : experimental results and clinical perspectives. *Herz*, 25(8):761–768.
- [Chen et Allgöwer, 1998] CHEN, H. et ALLGÖWER, F. (1998). A quasi-infinite horizon nonlinear model predictive control scheme with guaranteed stability. *Automatica*, 34(10):1205–1217.
- [Chen et al., 1997] CHEN, H., SCHERER, C. et ALLGÖWER, F. (1997). A game theoretic approach to nonlinear robust receding horizon control of constrained systems. *Proc. American Control Conf. (ACC'97)*, pages 3073–3077, New Mexico, USA.
- [Chitwood et al., 2000] CHITWOOD, W., NIFONG, L., ELBEERY, J., CHAPMAN, W., ALBRECHT, R., KIM, V. et YOUNG, J. (2000). Robotic mitral valve repair : trapezoidal resection and prosthetic annuloplasty with the Da Vinci surgical system. *J. of Thoracic Cardiovascular Surgery*, 120:1171–1172.
- [Clarke et al., 1987] CLARKE, D., MOHTADI, C. et TUFFS, P. (1987). Generalized predictive control. *Automatica*, 23(2):137–160.
- [Clatz et al., 2005] CLATZ, O., DELINGETTE, H., TALOS, I.-F., GOLBY, A. J., KIKINIS, R., JOLESZ, F. A., AYACHE, N. et WARFIELD, S. K. (2005). Robust non-rigid registration to capture brain shift from intra-operative MR. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 24(11):1417–1427.
- [Comeau et al., 2000] COMEAU, R., SADIKOT, A., FENSTER, A. et PETERS, T. (2000). Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Medical Physics*, 27(4):787–800.
- [Corke et Good, 1996] CORKE, P. . et GOOD, M. C. (1996). Dynamic effects in visual closed-loop systems. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 12(5).

- [Corke et Hutchinson, 2001] CORKE, P. . et HUTCHINSON, S. A. (2001). A ne partitioned approach to image-based visual servo control. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 17(4):507–515.
- [Cotin, 1997] COTIN, S. (1997). *Modèles anatomiques déformables en temps réel*. Thèse de doctorat, Université de Nice Sophia Antipolis.
- [Cuvillon *et al.*, 2005] CUVILLON, L., GANGLOFF, J., de MATHELIN, M. et FORGIONE, A. (2005). To ard robotized beating heart tecabg : Assessment of the heart dynamics using high-speed vision. *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'05)*, pages 551–558, Palm Springs, USA.
- [Daanen et Chavanon, 2005] DAANEN, V. et CHAVANON, O. (2005). Measure of the imaging plane shape in ultrasound imaging. preliminary results. *Proc. Int. Conf. Surgetica Computer-aided Medical Interventions : Tools and Applications*, pages 469–471.
- [Danes et Bellot, 2005] DANES, P. et BELLOT, D. (2005). To ards an lmi approach to multicriteria visual servoing in robotics. Rapport technique 05085, LAAS.
- [Davies, 2002] DAVIES, B. (2002). Robotic surgery : is a "hands-on" approach the ay forward? MEDICAL, S., éditeur : *Proc. Surgetica, Computer Aided Medical Interventions : Tools and Applications*, pages 57–62.
- [Davies *et al.*, 1993] DAVIES, B., NG, W. et HIBBERD, R. (1993). Prostatic resection : an example of safe robotic surgery. *Robotica*, 11:561–566.
- [Davies *et al.*, 1994] DAVIES, S., HILL, A., HOLMES, R., HALLIWELL, M. et JACKSON, P. (1994). Ultrasound quantitation of respiratory organ motion in the upper abdomen. *The British Journal of Radiology*, 67(803):1096–1102.
- [Deguchi, 1998] DEGUCHI, K. (1998). Optimal motion control for image-based visual servoing by decoupling translation and rotation. *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. of Intelligent Robots and Systems (IROS'98)*, pages 705–711, Victoria, Canada.
- [Delgorge *et al.*, 2005] DELGORGE, C., COURRÈGES, F., BASSIT, L. A., NOVALES, C., ROSENBERGER, C., SMITH-GUERIN, N., BRÛ, C., GILABERT, R., VANNONI, M., POISSON, G. et VIEYRES, P. (2005). A tele-operated mobile ultrasound scanner using a light eight robot. *IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine*, 9(1):50–58.
- [DeMenthon et Davis, 1992] DEMENTHON, D. F. et DAVIS, L. S. (1992). Model-based object pose in 25 lines of code. *Proc. European Conf. on Computer Vision (ECCV'92)*, Santa Margherita Ligure, talie.
- [Diegeler *et al.*, 2000] DIEGELER, A., HIRSCH, R., SCHNEIDER, F., SCHILLING, L., FALK, V., RAUCH, T. et MOHR, F. (2000). Neuromonitoring and neurocognitive outcome in off-pump versus conventional coronary bypass operation. *Annals of Thoracic Surgery*, 69:1162–1166.
- [DiMaio et Salcudean, 2003] DIMAIO, S. P. et SALCUDEAN, S. (2003). Needle insertion modeling and simulation. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 19(5):864–875.
- [Dombre *et al.*, 2003] DOMBRE, E., DUCHEMIN, G., POIGNET, P. et PIERROT, F. (2003). Dermarob : a safe robot for reconstructive surgery. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 19(5):876–884.

- [Dombre *et al.*, 2004] DOMBRE, E., MICHELIN, M., PIERROT, F., POIGNET, P., BIDAUD, P., MOREL, G., ORTMAIER, T., SALLÉ, D., ZEMITI, N., GRAVEZ, P., KAROUIA, M. et BONNET, N. (2004). Marge project : design, modelling, and control of assistive devices for minimally invasive surgery. *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Surgery (MICCAI'04)*, pages 1–8, St Malo, France.
- [Dombre *et al.*, 2005] DOMBRE, E., POIGNET, P., RENAUD, P., TRIBOULET, J., BIDAUD, P., MOREL, G., ORTMAIER, T., VITRANI, M.-A., ROTINAT-LIBERSA, C., JARDIN, A., BONNET, N., KAROUIA, M., CHAVANON, O., DAANEN, V. et TROCCAZ, J. (2005). Projet gabie : guidage actif basé sur l'imagerie échographique. *Proc. ROBEA'05 : Robotique et Entités Artificielles*, pages 49–56.
- [Dong *et al.*, 1991] DONG, L., PELLE, G., BRUN, P. et UNSER, M. (1991). Mode-based boundary detection in echocardiography using dynamic programming technique. *Proc. SPIE Image Processing Conf.*, pages 178–187.
- [Downing *et al.*, 2002] DOWNING, S. D., HERZOG, W. A., MCCLAUGHLIN, J. S. et GILBERT, T. P. (2002). Beating-heart mitral valve surgery : preliminary model and methodology. *J. of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 123(6).
- [Dufour, 2000] DUFOUR, P. (2000). *Contribution à la commande prédictive des systèmes à paramètres répartis non linéaires*. Thèse de doctorat, Université Claude Bernard Lyon 1.
- [Espiau, 1993] ESPIAU, B. (1993). Effects of camera calibration errors on visual servoing in robotics. *Proc. Int. Symp. on Experimental Robotics (ISER'93)*, Kyoto, Japon.
- [Espiau *et al.*, 1992] ESPIAU, B., CHAUMETTE, F. et RIVES, P. (1992). A new approach to visual servoing in robotics. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 8(3):313–326.
- [Falk *et al.*, 1999] FALK, V., DIEGELER, A., WALTHER, T., LÖSCHER, N., VOGEL, B., ULMANN, C., RAUCH, T. et MOHR, F. W. (1999). Endoscopic coronary artery bypass grafting on the beating heart using a computer enhanced telemanipulation system. *The Heart Surgery Forum*, 2(3):199–205.
- [Faugeras, 1993] FAUGERAS, O. (1993). *Three-dimensional computer vision : a geometric viewpoint*. M T Press.
- [Faugeras et Lustman, 1988] FAUGERAS, O. et LUSTMAN, F. (1988). Motion and structure from motion in a piecewise planar environment. *Int. J. of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 2(3).
- [Ferrau et Diehl, 2006] FERRAU, H. J. et DIEHL, H. G. B. M. (2006). An online active set strategy for fast parametric quadratic programming in MPC applications. *Proc. IFAC Workshop on Nonlinear Model Predictive Control for Fast Systems (NMPC-FS'06)*, pages 13–22, Grenoble, France.
- [Findeisen et Allgöwer, 2002] FINDEISEN, R. et ALLGÖWER, F. (2002). An introduction to nonlinear model predictive control. *Proc. Benelux meeting on systems and Control*, Veldhoven, Pays Bas.
- [Findeissen *et al.*, 2002] FINDEISSEN, R., IMSLAND, L., ALLGÖWER, F. et FOSS, B. (2002). Output feedback nonlinear predictive control - a separation principle approach. *Proc. IFAC World congress*, Barcelone, Espagne.

- [Flandin *et al.*, 2000] FLANDIN, G., CHAUMETTE, F. et MARCHAND, E. (2000). Eye-in-hand / eye-to-hand cooperation for visual servoing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '00)*, pages 2741–2746, San Francisco.
- [Friedland et Adam, 1989] FRIEDLAND, N. et ADAM, D. (1989). Automatic ventricular cavity boundary detection from sequential ultrasound image using simulated annealing. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 8(4):344–353.
- [Gangloff et de Mathelin, 2000] GANGLOFF, J. et de MATHELIN, M. (2000). High speed visual servoing of a 6 DOF manipulator using M MO predictive control. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '00)*, pages 3751–3756, San Francisco, USA.
- [Gangloff *et al.*, 2006] GANGLOFF, J., GINHOUX, R., de MATHELIN, M., SOLER, L. et MARESCAUX, J. (2006). Model predictive control for compensation of cyclic organ motion in teleoperated laparoscopic surgery. *IEEE Trans. on Control Systems Technology*, 14(2):235–246.
- [Garcia *et al.*, 1989] GARCIA, C., PRETT, D. et MORARI, M. (1989). Model predictive control : theory and practice - a survey. *Automatica*, 25:335–348.
- [Ginhoux *et al.*, 2005] GINHOUX, R., GANGLOFF, J., de MATHELIN, M., SOLER, L., SANCHEZ, M. M. A. et MARESCAUX, J. (2005). Active filtering of physiological motion in robotized surgery using predictive control. *IEEE Trans. on Robotics*, 21(1):67–79.
- [Gröger *et al.*, 2001] GRÖGER, M., SEPP, W., ORTMAIER, T. et HIRZINGER, G. (2001). Reconstruction of image structure in presence of specular reflections. *DAGM-Symposium*, pages 53–60, Munich, Allemagne.
- [Grossi *et al.*, 2000] GROSSI, E., LAPIETRA, A., APPLEBAUM, M., RIBAKOVE, G., GALLOWAY, A., BAUMANN, F., URSOMANNO, P., STEINBERG, B. et COLVIN, S. (2000). Case report of robotic instrument-enhanced mitral valve surgery. *J. of Thoracic Cardiovascular Surgery*, 120:1169–1171.
- [Gustavsson *et al.*, 1997] GUSTAVSSON, T., ABU-GHARBIH, R., HAMARNEH, G. et LIANG, Q. (1997). Implementation and comparison of four different boundary detection algorithms for quantitative ultrasonic measurements of the human carotid artery. *IEEE Computers in Cardiology*, 24:69–72.
- [Guthart et Salisbury, 2000] GUTHART, G. S. et SALISBURY, J. K. (2000). The intuitive telesurgery system : overview and application. *Proc. IEEE Int. Conf. of Robotics and Automation (ICRA '00)*, pages 618–621, San Francisco, USA.
- [Hashimoto *et al.*, 1996] HASHIMOTO, K., EBINE, T. et KIMURA, H. (1996). Visual servoing with hand-eye manipulator - optimal control approach. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 12(5):766–774.
- [Hashimoto *et al.*, 2002] HASHIMOTO, K., NAMIKI, A. et ISHIKAWA, M. (2002). A visuo-motor control architecture for high speed visual servoing. *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, Workshop on Visual Servoing (IROS'02)*, pages 45–53, Lausanne, Suisse.
- [Hashimoto et Noritsugu, 1998] HASHIMOTO, K. et NORITSUGU, T. (1998). Performance and sensitivity in visual servoing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '98)*, volume 2, pages 2321–2326, Leuven, Belgique.

- [Hastenteufel *et al.*, 2006] HASTENTEUFEL, M., YANG, S., CHRISTOPH, C., VETTER, M., MEINZER, H.-P. et WOLF, . (2006). Image-based guidance for minimally invasive surgical fibrillation ablation. *Int. J. of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2:60–69.
- [Heikkilä et Silvèn, 1997] HEIKKILÄ, J. et SILVÈN, O. (1997). A four-step calibration procedure with implicit image correction. *Proc. Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR97)*, pages 1106–1111, San Juan, Porto Rico.
- [Hong *et al.*, 2004] HONG, J., DOHI, T., HASHIZUME, M., KONISHI, K. et HATA, N. (2004). An ultrasound-driven needle insertion robot for percutaneous cholecystostomy. *Physics in Medicine and Biology*, 49(3):441–455.
- [Hutchinson *et al.*, 1996] HUTCHINSON, S., HAGER, G. D. et CORKE, P. (1996). A tutorial on visual servo control. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 12(5):651–670.
- [Ikuta *et al.*, 2002] IKUTA, K., DAIFU, S., HASEGAWA, T. et HIGASHIKAWA, H. (2002). Hyper-finger for remote minimally invasive surgery in deep area. *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'02)*, pages 173–181, Tokyo, Japon.
- [Imsland *et al.*, 2001] IMSLAND, L., FINDEISEN, R., BULLINGER, E., ALLGÖWER, F. et FOSS, B. (2001). On output feedback nonlinear model predictive control using high gain observers for a class of systems. *Proc. IFAC Symp. on Dynamics and Control of Process Systems (DYCOPS'01)*, pages 91–96, Cheju Island, Corée.
- [Jaffray *et al.*, 2001] JAFFRAY, D., HERK, M. V., LEBESQUE, J. et MARTINEZ, A. (2001). Image guided radiotherapy of the prostate. *Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'01)*, pages 1075–1080, Utrecht, Pays Bas.
- [Jakopec *et al.*, 2001] JAKOPEC, M., HARRIS, S., RODRIGUEZ, Y., BAENA, F., GOMEZ, P., COBB, J. et DAVIES, B. L. (2001). The first clinical application of a "hands-on" robotic knee surgery system. *J. of Computer Aided Surgery*, 6(6):329–339.
- [Kalman, 1960] KALMAN, R. (1960). Contributions to the theory of optimal control. *Boletín de la Sociedad Matemática Mexicana*, 5:102–119.
- [Kang et Wen, 2001] KANG, H. et WEN, J. (2001). Endobot : a robotic assistant in minimally invasive surgery. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '01)*, pages 2031–2036, Séoul, Corée.
- [Kang et Wen, 2002] KANG, H. et WEN, J. (2002). Robotic knot tying in minimally invasive surgery. *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS'02)*, pages 1421–1436, Washington, USA.
- [Kazanzides *et al.*, 1995] KAZANZIDES, P., MITTELSTADT, B., MUSITS, B., BARGAR, W., ZUHARS, J., WILLIAMSON, B., CAIN, P. et CARBONE, E. (1995). An integrated system for cementless hip replacement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14:307–313.
- [Keerthi et Gilbert, 1988] KEERTHI, S. et GILBERT, E. G. (1988). Optimal infinite-horizon feedback laws for a general class of constrained discrete-time systems : stability and moving horizon approximations. *J. of Opt. Theory and Applications*, 57(2):265–293.

- [Kelly *et al.*, 2000] KELLY, R., CARELLI, R., NASISI, O., KUCHEN, B. et REYES, F. (2000). Stable visual servoing of camera-in-hand robotic system. *IEEE/ASME Trans. on Mechatronics*, 5(1):39–48.
- [Kienzle *et al.*, 1995] KIENZLE, T., STULBERG, S., PESHKIN, M., QUAID, A., LEA, J., GOSWANI, A. et CHI-HAUR, W. (1995). Total knee replacement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(3):301–306.
- [Koransky *et al.*, 2003] KORANSKY, M. L., TAVANA, M. L., YAMAGUCHI, A., KOWN, M., MINIATI, D., NOWLIN, W. et ROBBINS, R. (2003). Quantification of mechanical stabilization for the performance of offpump coronary artery surgery. *Heart Surgery Forum*, 6(4):224–231.
- [Kothare et Morari, 2000] KOTHARE, S. D. O. et MORARI, M. (2000). Contractive model predictive control for constrained nonlinear systems. *IEEE Trans. on Automatic Control*, 45(6):1053–1071.
- [Krupa, 2003] KRUPA, A. (2003). *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur Strasbourg .
- [Krupa et Chaumette, 2005] KRUPA, A. et CHAUMETTE, F. (2005). Control of an ultrasound probe by adaptative visual servoing. *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS'05)*, pages 2007–2012.
- [Kumar *et al.*, 2000] KUMAR, R., BERKELMAN, P., GUPTA, P., JENSEN, A. B. P., WHITCOMB, L. et TAYLOR, R. (2000). Preliminary experiments in cooperative human/robot force control for robot assisted microsurgical manipulation. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'00)*, pages 610–617, San Fransisco, USA.
- [Koh *et al.*, 1988] KWON, Y., HOU, J., JONCKHEERE, E. et HAYATI, S. (1988). A robot with improved absolute positionning accuracy for CT guided stereostactic surgery. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 35(2):153–160.
- [Lavalée et Cinquin, 1991] LAVALÉE, S. et CINQUIN, P. (1991). GOR : image guided operating robot. *Proc. Int. Conf. on Advanced Robotics (ICAR'91)*, pages 876–881, Pise, talie.
- [Lavest et Rives, 2003] LAVEST, J.-M. et RIVES, G. (2003). Etalonnage des capteurs de vision. DHOME, M., éditeur : *Perception visuelle par imagerie vidéo*, Traité C2, chapitre 1, pages 23–58. Hermès.
- [Lawrence *et al.*, 1997] LAWRENCE, G., ZHOU, J. L. et TITS, A. L. (1997). *User's guide for CFSQP (Version 2.5)*.
- [Lee et Markus, 1967] LEE, E. et MARKUS, L. (1967). *Foundations of Optimal Control Theory*. John Wiley & Sons.
- [Lee, 2000] LEE, J. H. (2000). Modeling and identification for nonlinear model predictive control : requirements, current status and future research needs. *Nonlinear Model Predictive Control*, volume 26 de *Progress in Systems and Control Theory*, pages 99–114.
- [Lemma *et al.*, 2005] LEMMA, M., MANGINI, A., REAELLI, A. et ACOCELLA, F. (2005). Do cardiac stabilizers really stabilize ? experimental quantitative analysis of mechanical stabilization. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 4:222–226.

- [Loulmet *et al.*, 1999] LOULMET, D., CARPENTIER, A., D'ATTELIS, N., BERREBI, A., PONZIO, C. C. O., AUPECLE, B. et RLLAND, J. (1999). Endoscopic coronary bypass grafting with the aid of robotic assisted instruments. *J. of Thoracic Cardiovascular Surgery*, 118(1):4–10.
- [Lowe, 1991] LOWE, D. (1991). Fitting parametrized three-dimensional models to images. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligent*, 5:441–450.
- [Maehle *et al.*, 1994] MAEHLE, J., BJOERNSTAD, K., AAKHUS, S., TORP, H. et ANGELSEN, B. (1994). Three dimensional echocardiography for quantitative left ventricular wall motion analysis : a method for reconstruction of endocardial surface and evaluation regional dysfunction. *Echocardiography*, 11(4):397–408.
- [Magni et Sepulchre, 1997] MAGNI, L. et SEPULCHRE, R. (1997). Stability margins of nonlinear receding-horizon via inverse optimality. *Systems and Control Letters*, 32(4): 241–245.
- [Maillet *et al.*, 2005] MAILLET, P., NAHUM, B., BLONDEL, L., POIGNET, P. et DOMBRE, E. (2005). Brigit, a robotized tool guide for orthopedic surgery. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '05)*, pages 212–217, Barcelone, Espagne.
- [Malis *et al.*, 1999] MALIS, E., CHAUMETTE, F. et BOUDET, S. (1999). 2 1/2D visual servoing. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 15(2):238–250.
- [Marchand et Chaumette, 2002] MARCHAND, E. et CHAUMETTE, F. (2002). Virtual visual servoing : a framework for real-time augmented reality. *Proc. EUROGRAPHICS*, volume 21, pages 289–298, Saarbrücken, Allemagne.
- [Marchand *et al.*, 1996] MARCHAND, E., CHAUMETTE, F. et RIZZO, A. (1996). Using the task function approach to avoid robot joint limits and kinematic singularities in visual servoing. *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS'96)*, pages 1083–1090, Osaka, Japon.
- [Martinet et Gallice, 1999] MARTINET, P. et GALLICE, J. (1999). Position-based visual servoing using a non-linear approach. *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS'99)*, volume 1, pages 1–12, Kyongju, Corée.
- [Maurin, 2005] MAURIN, B. (2005). *Conception et réalisation d'un robot d'insertion d'aiguille pour les procédures percutanées sous imageur scanner*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur Strasbourg .
- [Maurin *et al.*, 2004] MAURIN, B., BARBE, L., BAYLE, B., ZANNE, P., GANGLOFF, J., MATHELIN, M. D., GANGI, A., SOLER, L. et FORGIONE, F. (2004). In vivo study of forces during needle insertions. *Proc. Medical Robotics, Navigation and Visualization (MRNV'04)*, Remagen, Allemagne.
- [Mayne et Michalska, 1990] MAYNE, D. et MICHALSKA, H. (1990). Receding horizon control of nonlinear systems. *IEEE Trans. on Automatic control*, 35(7):814–824.
- [Meer, 2005] MEER, F. V. (2005). *Conception et réalisation d'une instrumentation terminale intégrée pour la chirurgie mini-invasive robotisée*. Thèse de doctorat, Université Paul Sabatier Toulouse .

- [Megali *et al.*, 2001] MEGALI, G., TONET, O., STEFANINI, C., BOCCADORO, M., PAPASPYROPOULOS, V., ANGELINI, L. et DARIO, P. (2001). A computer-assisted robotic ultrasound-guided biopsy system for video-assisted surgery. *Proc. Medical Imaging Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*.
- [Mezouar et Chaumette, 2002] MEZOUAR, Y. et CHAUMETTE, F. (2002). Path planning for robust image-based controls. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 18(4):534–549.
- [Michalska et Mayne, 1993] MICHALSKA, H. et MAYNE, D. (1993). Robust receding horizon control of constrained nonlinear systems. *IEEE Trans. on Automatic Control*, 38(11):1623–1633.
- [Michel et Rives, 1993] MICHEL, H. et RIVES, P. (1993). Singularities in the determination of the robot effector from the perspective view of 3 points. Rapport technique 1850, NR A.
- [Michelin *et al.*, 2004] MICHELIN, M., POIGNET, P. et DOMBRE, E. (2004). Dynamic task / posture decoupling for minimally invasive surgery motions. *Proc. Int. Symposium on Experimental Robotics (ISER'04)*, Singapour.
- [Mikic *et al.*, 1998] MIKIC, ., KRUCINSKI, S. et THOMAS, J. D. (1998). Segmentation and tracking in echocardiographic sequences : active contours guided by optical flow estimates. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(2):274–284.
- [Morel *et al.*, 1999] MOREL, G., SZEWCZYK, J., BOUDET, S. et POT, J. (1999). Explicit incorporation of 2D constraints in vision based control of robot manipulators. *Proc. IEEE Int. Symp. on Experimental Robotics (ISER'99)*, pages 99–108, Sidney, Australie.
- [Mourad, 2003] MOURAD, A. (2003). *Description topologique de l'architecture fibreuse et modélisation mécanique du myocarde*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble.
- [Muzzolini *et al.*, 1993] MUZZOLINI, R., YANG, Y. et PIERSON, R. (1993). Multiresolution texture segmentation with application to diagnostic ultrasound images. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 12(1):108–123.
- [Nageotte *et al.*, 2006] NAGEOTTE, F., ZANNE, P., DOIGNON, C. et MATHELIN, M. D. (2006). Visual servoing-based endoscopic path following for robot-assisted laparoscopic surgery. *Proc. Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS'06)*, pages 2364–2369, Pékin, Chine.
- [Nagotte, 2005] NAGOTTE, F. (2005). *Contributions à la suture assistée par ordinateur en chirurgie mini-invasive*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur Strasbourg .
- [Nakamura *et al.*, 2001] NAKAMURA, Y., KISHI, K. et KAWAKAMI, H. (2001). Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'01)*, pages 2014–2019, Seoul, Corée.
- [Nash, 1998] NASH, M. P. (1998). *Mechanics and material properties of the heart using an anatomically accurate mathematical model*. Thèse de doctorat, University of Auckland, Nouvelle Zélande.

- [Nelson et Khosla, 1994] NELSON, B. et KHOSLA, P. (1994). Integrating sensor placement and visual tracking strategies. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'94)*, pages 1351–1356, San Diego, USA.
- [Nelson et Khosla, 1995] NELSON, B. et KHOSLA, P. (1995). Strategies for increasing the tracking region of an eye-in-hand system by singularity and joint limits avoidance. *Int. J. of Robotics Research*, 14(3):255–269.
- [Nicolao et al., 1997] NICOLAO, G. D., MAGNI, L. et SCATTOLINI, R. (1997). Stabilizing receding horizon control of nonlinear time-varying systems. *Proc. Europ. Control Conference (ECC'97)*, Bruxelles, Belgique.
- [Nicolao et al., 2000] NICOLAO, G. D., MAGNI, L. et SCATTOLINI, R. (2000). Stability and robustness of nonlinear receding horizon control. *Nonlinear Model Predictive Control*, volume 26 de *Progress in Systems and Control Theory*, pages 3–22.
- [NMPC-FS, 2006] NMPC-FS (2006). *IFAC Workshop on Nonlinear Model Predictive Control for Fast Systems*, Grenoble, France.
- [Ortmaier et al., 2005] ORTMAIER, T., GRÖGER, M., BOEHM, D. H., FALK, V. et HIRZINGER, G. (2005). Motion estimation in beating heart surgery. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 52(10):1729–1740.
- [Papademetris et al., 1999] PAPADEMETRIS, X., SINUSAS, A., DIONE, D. P. et DUNCAN, J. S. (1999). 3d cardiac deformation from ultrasound images. *Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'99)*, pages 420–429.
- [Papanikolopoulos et al., 1991] PAPANIKOLOPOULOS, N., KHOSLA, P. et KANADE, T. (1991). Vision and control technique for robotic visual servoing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'91)*, volume 1, pages 857–864, Pisa, Italie.
- [Parisini et Zoppoli, 1995] PARISINI, T. et ZOPPOLI, R. (1995). A receding-horizon regulator for nonlinear systems and a neural approximation. *Automatica*, 31(10):1443–1451.
- [Patronik et al., 2004] PATRONIK, N. A., ZENATI, M. A. et RIVIERE, C. N. (2004). Cradling on the heart : a mobile robotic device for minimally invasive cardiac interventions. *Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'04)*, pages 9–16, St Malo, France.
- [Perona et Malik, 1990] PERONA, P. et MALIK, J. (1990). Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(7):629–639.
- [Phee et al., 2005] PHEE, L., XIAO, D., YUEN, J., CHAN, C. F., HO, H., THNG, C. H., CHENG, C. et NG, W. S. (2005). Ultrasound guided robotic system for transperineal biopsy of the prostate. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'05)*, pages 1327–1332.
- [Picone et al., 1999] PICONE, A. L., LUTZ, C. J., FINCK, C., CARNEY, D., GATTO, L. A., PASKANIK, A., SEARLES, B., SNYDER, K. et NIEMAN, G. (1999). Multiple sequential insults cause post-pump syndrome. *Annals of Thoracic Surgery*, 67:978–985.
- [Pierrot et al., 1999] PIERROT, F., DOMBRE, E., DÉGOULANGE, E., URBAIN, L., CARON, P., BOUDET, S., GARIEPY, J. et MEGNIEN, J. (1999). Hippocrate : a safe robot arm for medical applications with force feedback. *Medical Image Analysis*, 3(3):285–300.

- [Polet et Donnez, 2004] POLET, R. et DONNEZ, J. (2004). Gynecologic laparoscopic surgery with a palm-controlled laparoscope holder. *The J. of the American Association of Gynecologic Laparoscopists*, 11(1):73–78.
- [Propoi, 1963] PROPOI, A. (1963). Use of linear programming methods for synthesizing sampled-data automatic systems. *Automation and Remote Control*, 24(7):837–844.
- [Qin et Badgwell, 2000] QIN, S. et BADGWELL, T. (2000). An overview of industrial model predictive control applications. *Nonlinear Model Predictive Control*, volume 26 de *Progress in systems and Control Theory*, pages 369–393.
- [Quistgaard, 1997] QUISTGAARD, J. (1997). Signal acquisition and processing in medical diagnostic ultrasound. *IEEE Signal Processing Magazine*, pages 67–74.
- [Rastan et al., 2005] RASTAN, A. J., BITTNER, H. B., GUMMERT, J. F., WALTHER, T., SCHEWICK, C. V., GIRDAUSKAS, E. et MOHR, F. W. (2005). On-pump beating heart versus off-pump coronary artery bypass surgery - evidence of pump-induced myocardial injury. *European J. of Cardio-Thoracic Surgery*, 27:1057–1064.
- [Rawlings et Muske, 1993] RAWLINGS, J. et MUSKE, K. (1993). The stability of constrained receding horizon control. *IEEE Trans. Automat. Contr.*, 38(10):1512–1516.
- [Richalet, 1993] RICHALET, J. (1993). *Pratique de la commande prédictive*. Hermès science publications.
- [Richalet et al., 1987] RICHALET, J., ATA, S. A. E., ARBER, C., KUNTZE, M., JACUBASCH, A. et SCHILL, W. (1987). Predictive functional control. Application to fast and accurate robots. *Proc. IFAC World Congress*, Munich, Allemagne.
- [Richalet et al., 1978] RICHALET, J., RAULT, A., TESTUD, J. et PAPON, J. (1978). Model predictive heuristic control : applications to industrial processes. *Automatica*, 14(2):413–428.
- [Rininsland, 1999] RININSLAND, H. (1999). ARTEM S. A telemanipulator for cardiac surgery. *European J. of Cardio-thoracic surgery*, 16:106–111.
- [Rivière et al., 2003] RIVIÈRE, C., ANG, W. et KHOSLA, P. (2003). Toward active tremor cancelling in handled microsurgical instruments. *IEEE Trans. on Robotics and Automation, special issue on Medical Robotics*, 19(5):793–800.
- [Roberts et al., 1998] ROBERTS, D., HARTOV, A., KENNEDY, F., MIGA, M. et PAULSEN, K. (1998). Intraoperative brain shift and deformation : a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. *Neurosurgery*, 43(4):749–760.
- [Rocchisani, 2005] ROCCHISANI, J. (2005). Les modalités de l'imagerie médicale : l'échographie. Cours ENSTA ESE21.
- [Sallé, 2004] SALLÉ, D. (2004). *Conception optimale d'instruments robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive*. Thèse de doctorat, Université Paris 6.
- [Sanderson et Weiss, 1980] SANDERSON, A. et WEISS, L. (1980). Image-based visual servo control using relational graph error signals. *Proc. Int. Conf. on Cybernetics and Society*, pages 1074–1077, Vienne, Autriche.
- [Schneider et al., 2000] SCHNEIDER, O., TROCCAZ, J., CHAVANON, O. et BLIN, D. (2000). PADyC : a synergistic robot for cardiac puncturing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'00)*, volume 3, pages 2883–2888, San Fransisco, USA.

- [Schramm et Morel, 2006] SCHRAMM, F. et MOREL, G. (2006). Ensuring visibility in calibration-free path planning for image-based visual servoing. *IEEE Trans. on Robotics*, 22(4):848–854.
- [Scokaert et al., 1999] SCOKAERT, P., MAYNE, D. et RAWLINGS, J. (1999). Suboptimal model predictive control (feasibility implies stability). *IEEE Trans. on Automatic Control*, 44(3):648–654.
- [Seibold et al., 2005] SEIBOLD, U., KÜBER, B. et HIRZINGER, G. (2005). Prototype of instrument for minimally invasive surgery with 6-axis force sensing capability. *Proc. Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 498–503, Barcelone, Espagne.
- [Sermesant, 2003] SERMESANT, M. (2003). *Modèle Electromécanique du Cœur pour l'Analyse d'Image et la Simulation*. Thèse de doctorat, Université de Nice Sophia-Antipolis.
- [Shirai et Inoue, 1973] SHIRAI, Y. et INOUE, H. (1973). Guiding a robot by visual feedback in assembling tasks. *Pattern Recognition*, 5(2):99–106.
- [Shoham et al., 2003] SHOHAM, M., BURMAN, M., ZEHAVID, E., JOSKOWICZ, L., BATKILIN, E. et KUNICHER, Y. (2003). Bone-mounted miniature robot for surgical procedures : concept and clinical applications. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 19(5):893–901.
- [Special issue on Medical Robotics, 2003] Special issue on Medical Robotics (2003). *IEEE Trans. On Robotics and Automation*, 19(5).
- [Stoianovici et al., 2003] STOIANOVICI, D., CLEARY, K., PATRICIU, A., MAZILU, D., STANIMIR, A., CRACIUNOIU, N., WATSON, V. et KAVOUSSI, L. (2003). Acubot : A robot for radiological interventions. *IEEE Trans. on Robotics and Automation*, 19(5):927–930.
- [Stoll et al., 2006] STOLL, J., NOVOTNY, P., HOWE, R. et DUPONT, P. (2006). Real-time 3d ultrasound-based servoing of a surgical instrument. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '06)*, pages 613–618.
- [Taillant et al., 2005] TAILLANT, E., AVILLA-VILCHIS, J.-C., ALLEGRINI, C., BRICAULT, . et CINQUIN, P. (2005). Implementation and performances of the LPR light puncture robot. *Proc. Surgetica, Computer Aided Medical Interventions : Tools and Applications*, pages 165–172, Chambéry, France.
- [Tarbouriech et Souères, 2000] TARBOURIECH, S. et SOUÈRES, P. (2000). Advanced control strategy for visual servoing scheme. *Proc. IFAC Symp. on Robot Control (SY-ROCO'00)*, pages 457–462, Vienne, Autriche.
- [Tauber et al., 2004] TAUBER, C., BATATIA, H. et AYACHE, N. (2004). A robust speckle reducing anisotropic diffusion. *Proc. Int. Conf. on Image Processing (ICIP'04)*, pages 247–250.
- [Thakral et al., 2001] THAKRAL, A., WALLACE, J., TOMLIN, D., SETH, N. et THAKOR, N. (2001). Surgical motion adaptive robotic system technology (smart) : taking the motion out of physiological motion. *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, pages 317–325, Utrecht, Pays Bas.
- [Trejos et Patel, 2005] TREJOS, A. et PATEL, R. (2005). Port placement for endoscopic cardiac surgery based on robot dexterity optimization. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA '05)*, pages 924–929, Barcelone, Espagne.

- [Trejos *et al.*, 1999] TREJOS, A., SALCUDEAN, S., SASSANI, F. et LICHTENSTEIN, S. (1999). On the faisability of a moving support for surgery on the beating heart. *Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'99)*, pages 1088–1097, Cambridge, Angleterre.
- [Troccaz *et al.*, 2000] TROCCAZ, J., VASSAL, P., GIRAUD, J., VERRE, C. L., ARTIGNAN, X. et BOLLA, M. (2000). image fusion methods for the repositioning of the patient in radiotherapy. *Cancer Radiotherapy*, 4:31–35.
- [Tsai, 1986] TSAÏ, R. (1986). An efficient and accurate camera calibration technique for 3d machine vision. *Proc. IEEE Int. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'86)*, pages 364–374, Miami, USA.
- [Vidyasagar, 1993] VIDYASAGAR, M. (1993). *Nonlinear system theory*. Engle ood Cliffs, NJ, Prentice Hall, 2nd édition.
- [Vilchis *et al.*, 2001] VILCHIS, A., CINQUIN, P., TROCCAZ, J., GUERRAZ, A., HENNION, B., PELLISSIER, F., THOREL, P., COURRÈGES, F., GOUDRON, A., POISSON, G., VIEYERES, P., CARON, P., MÉRIGEAUX, O., URBAIN, L., DAIMO, C., LAVALLÉE, S., ARBEILLE, P., ALTHUSER, M., AYOUBI, J.-M., TONDU, B. et IPPOLITO, S. (2001). Ter : A system for robotic tele-echography. *Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'01)*, pages 326–334, Utrecht, Pays Bas.
- [Vitrani *et al.*, 2006] VITRANI, M.-A., MOREL, G., BONNET, N. et KAROUIA, M. (2006). A robust ultrasound-based visual servoing approach for automatic guidance of a surgical instrument with in vivo experiments. *Proc. IEEE Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BIOROB'06)*.
- [Vitrani *et al.*, 2005] VITRANI, M.-A., MOREL, G. et ORTMAIER, T. (2005). Automatic guidance of a surgical instrument with ultrasound based visual servoing. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'05)*, pages 508–513.
- [Voros *et al.*, 2006] VOROS, S., ORVAIN, E., CINQUIN, P. et LONG, J. (2006). Automatic detection of instruments in laparoscopic images : a first step towards high level command of robotized endoscopic holders. *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'06)*, pages 535–542, Copenhagen, Danemark.
- [Wei, 1999] WEI, G. (1999). Generalized perona-malik equation for image restoration. *IEEE Signal Processing Letters*, 6(7):165–167.
- [Weiss *et al.*, 1987] WEISS, L., SANDERSON, A. et NEUMAN, C. (1987). Dynamic sensor-based control of robots with visual feedback. *IEEE J. of Robotics and Automation*, 3(5):404 – 417.
- [Wilson, 1930] WILSON, W. (1930). Studies in experimental mitral obstruction in relation to surgical treatment of mitral stenosis. *British J. of Surgery*, 18:259–274.
- [Yang et Polak, 1993] YANG, T. et POLAK, E. (1993). Moving horizon control of nonlinear systems with input sturation, disturbances and plant uncertainty. *Int. J. of Control*, 58:875–903.
- [Zanne *et al.*, 2000] ZANNE, P., MOREL, G. et PLESTAN, F. (2000). Robust vision based 3D trajectory tracking using sliding mode control. *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA'00)*, pages 2088–2093, San Fransisco.

- [Zenati, 2001] ZENATI, M. (2001). Robotic heart surgery. *Cardiol. Rev.*, 9(5):287–294.
- [Zhang, 1998] ZHANG, Z. (1998). A flexible new technique for camera calibration. Rapport technique MSR-TR-98-71, Microsoft Research.
- [Zhong *et al.*, 2005] ZHONG, H., KANADE, T. et SCHWARTZMAN, D. (2005). Sensor guided ablation procedure of left atrial endocardium. *Proc. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'05)*, pages 1–8, Palm Springs, USA.

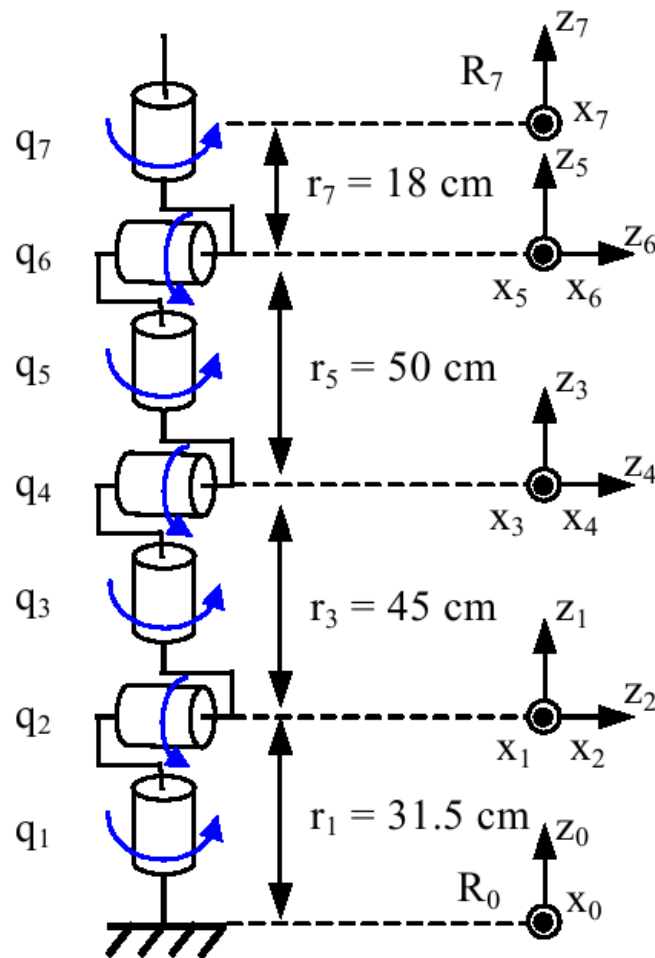


FIG. A.1: Cinématique du robot PA10

j	a_j	μ_j	σ_j	γ_j	b_j	α_j	d_j	θ_j	r_j
1	0	1	0	0	0	0	0	q_1	r_1
2	1	1	0	0	0	$-\pi/2$	0	q_2	0
3	2	1	0	0	0	$\pi/2$	0	q_3	r_3
4	3	1	0	0	0	$-\pi/2$	0	q_4	0
5	4	1	0	0	0	$\pi/2$	0	q_5	r_5
6	5	1	0	0	0	$-\pi/2$	0	q_6	0
7	6	1	0	0	0	$\pi/2$	0	q_7	r_7
8	7	1	0	0	0	0	0	0	r_8

TAB. A.1: Table de Denavit-Hartenberg du robot PA10

La table de Denavit-Hartenberg associée à ce modèle est donnée au tableau A.1. L'axe 8 correspond à l'effecteur du robot. Les valeurs numériques des paramètres géométriques sont :

- $r_1=0,315$ m,
- $r_3=0,450$ m,
- $r_5=0,500$ m,
- $r_7=0,080$ m,
- $r_8=0,045$ m.

Titre

Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à cœur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire.

Résumé

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans le cadre de l'assistance robotisée pour la chirurgie cardiaque à cœur battant. Une première contribution est la synthèse d'une nouvelle architecture d'asservissement visuel dans l'image en utilisant une commande prédictive non linéaire. Cette structure permet de respecter les contraintes du système en gérant simultanément la planification de trajectoire et le contrôle. La loi de commande a été validée sur une plate-forme robotique en vision standard. La structure a également été adaptée pour la vision échographique. Elle permet ainsi de contrôler les déplacements d'un outil en imposant que celui-ci respecte la contrainte d'intersection avec le plan échographique. Des expérimentations ont également permis de montrer l'efficacité de cette loi de commande. Cette seconde contribution s'intègre dans le cadre de l'assistance à la chirurgie cardiaque endovasculaire, et plus particulièrement la réparation de valve mitrale. Dans ce contexte, la localisation de la valve mitrale en temps réel est obtenue en utilisant une méthode qui repose sur la détection de la jonction entre la paroi et la valve et également d'un modèle à 2 ddl de la valve. L'algorithme proposé a été validé sur une séquence *in vivo*. Enfin, une estimation *in vivo* des déplacements 3D du cœur à partir des images endoscopiques a été proposée et représente une première étape d'un projet de compensation automatique des mouvements du cœur pour la chirurgie coronarienne.

Mots clés

Robotique médicale, Asservissement visuel, Commande prédictive, Chirurgie à cœur battant.

Title

Contribution to robotized beating heart surgery. Ultrasound image-based visual servoing through nonlinear model predictive control.

Abstract

This work is concerned with robotic assisted beating heart surgery. First, a new image-based visual servoing scheme based on Nonlinear Model Predictive Control is proposed. With this controller, constraints of the system can naturally be taken into account by simultaneously handle the trajectory planification and the control. Experiments on a robotic platform with a classical camera validate the proposed approach. This scheme has also been adapted for echographic vision. It allows to control tool tip motion while ensuring intersection constraint with the echographic plane. Experimental validations highlight the efficiency of the control scheme. This second part of the work takes place in a project of robotic assisted endovascular surgery, particularly for valve surgery. In this context, the real time localisation of the mitral valve is realized through a new method based on the tracking of the junction of the leaflet and the heart wall and a 2 dof model of the valve. The proposed algorithm has been validated with *in vivo* sequence. In the last part, in a first evaluation for heart motion compensation, we focus on 3D heart motion estimation using *in vivo* endoscopic images.

Keywords

Medical robotic, Visual servoing, Predictive control, Beating heart surgery.

Discipline

Génie Informatique, Automatique et Traitement du signal

Intitulé et adresse du laboratoire

Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM)
UMR CNRS / Université de Montpellier II, No. 5506
161 rue Ada, 34392 Montpellier, France