



HAL
open science

Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique

Alexandre Krupa

► **To cite this version:**

Alexandre Krupa. Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique. Autre. Institut National Polytechnique de Lorraine, 2003. Français. NNT : 2003INPL035N . tel-01749706

HAL Id: tel-01749706

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01749706>

Submitted on 29 Mar 2018

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.



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>



Institut National
Polytechnique de Lorraine

École doctorale IAEM Lorraine

DFD Automatique et Production Automatisée

Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique

THÈSE

présentée et soutenue publiquement le 4 juillet 2003

pour l'obtention du

Doctorat de l'Institut National Polytechnique de Lorraine

Spécialité Automatique et Traitement du Signal

par

Alexandre KRUPA

Service Commun de la Documentation
 INPL
 Nancy-Brabois

Composition du jury

<i>Président :</i>	Jocelyne TROCCAZ	Directeur de Recherche CNRS, Université Joseph Fourier, Grenoble (TIMC/IMAG)
<i>Rapporteurs :</i>	Jocelyne TROCCAZ Philippe MARTINET	Professeur à l'Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand (LASMEA)
<i>Examineurs :</i>	Didier WOLF	Professeur à l'INPL, Nancy (CRAN), directeur de thèse
	Michel de MATHELIN	Professeur à l'ULP, Strasbourg (LSIT), co-directeur de thèse
	Jacques GANGLOFF	Maître de Conférences à l'ULP, Strasbourg (LSIT)
	Christophe DOIGNON	Maître de Conférences à l'ULP, Strasbourg (LSIT)
<i>Invités :</i>	Guillaume MOREL	Maître de Conférences à Paris 6 (LRP6)
	Luc SOLER	Docteur en Informatique à l'IRCAD, Professeur associé au CHU de Strasbourg
	Didier MUTTER	Professeur chirurgien à l'IRCAD

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier les membres rapporteurs de mon jury qui ont accepté de juger ce travail de thèse :

- Jocelyne Trocaz, Directeur de recherche au CNRS à Grenoble, présidente de ce jury ;
- Philippe Martinet, Professeur à l'université Blaise Pascal à Clermont-Ferrand.

Je remercie également Didier Wolf, Professeur à l'INPL à Nancy et membre examinateur qui a facilité les démarches administratives, me permettant de réaliser mes travaux de recherche au sein du laboratoire LSIIT de Strasbourg.

Mes remerciements s'adressent à Michel de Mathelin, Professeur à l'ULP de Strasbourg et Directeur de l'équipe AVR qui a été mon co-directeur de thèse et encadrant principal durant ma thèse. Merci pour ses conseils et encouragements. Je lui suis reconnaissant de m'avoir confié ce projet innovant et passionnant.

Un merci particulier à Jacques Gangloff pour son aide et pour ses précieux conseils en robotique et à Christophe Doignon pour son savoir-faire en vision. Tous deux, Maîtres de Conférence à l'ULP de Strasbourg m'ont suivi durant mes travaux et m'ont accompagné au cours des expérimentations à l'Institut de Recherche contre les Cancers de l'Appareil Digestif (IRCAD), lors des balbutiements et moments délicats des premières manipulations qui ont été surmontés avec succès. Je tiens aussi à remercier Guillaume Morel, Maître de Conférence à Paris 6, qui m'a encadré lors de ma première année de thèse avant son changement de laboratoire.

Je remercie également Luc Soler, Professeur associé au CHU de Strasbourg et Directeur de recherche de l'IRCAD qui m'a donné les moyens matériels pour réaliser mes expériences sur tissu vivant à la salle d'entraînement à la chirurgie laparoscopique de l'IRCAD. Je remercie aussi les Professeurs et chirurgiens Joël Leroy et Jacques Marescaux, qui ont manifesté un vif intérêt pour mes travaux ainsi que le Professeur et chirurgien Didier Mutter, membre invité du jury à ma soutenance. Merci également à la Société américaine Computer Motion Inc., et en particulier Dr. Moji Ghodoussi, qui a prêté gracieusement un robot médical pour le développement et la validation du système.

J'adresse des remerciements à l'ensemble des permanents et doctorants de l'équipe AVR, pour les moments conviviaux que nous avons passés ensemble.

A mes amis Philippe, Alain, Mono, je vous remercie de m'avoir écouté et encouragé tout au long de ma thèse, et notamment d'avoir été présent le jour de ma soutenance, à la veille de mon mariage.

A mes parents et à mon frère Eric, qui m'ont soutenu, en particulier lors des dernières semaines de rédaction, je vous adresse ma reconnaissance et vous témoigne toute mon affection.

Je remercie mes familles d'Alsace et de Normandie ainsi que les amis qui m'ont manifesté leur soutien.

Enfin, je dédie ce mémoire à mon épouse Céline qui m'a accompagné tout au long de ma thèse dans les moments joyeux et dans les moments difficiles. Je te remercie Céline pour ton amour, ton réconfort et ton dynamisme.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements	1
Introduction générale	15
1. La manipulation laparoscopique	21
1.1 La chirurgie dans le contexte endoscopique	21
1.1.1 Description de la laparoscopie opératoire	21
1.1.2 Avantages et Inconvénients	24
1.1.3 Application de la chirurgie laparoscopique	26
1.2 Les systèmes robotiques dédiés à la laparoscopie opératoire	26
1.2.1 Architectures mécaniques des manipulateurs esclaves	27
1.2.2 Les supports d’endoscope robotisés existants	29
1.2.3 Les systèmes robotiques expérimentaux de coelioscopie inter- ventionnelle	33
1.2.4 Les systèmes robotiques commerciaux de coelioscopie inter- ventionnelle	38
1.3 Modélisation et architecture du robot médical AESOP	45
1.3.1 Présentation générale	45
1.3.2 Modélisation géométrique et notations	47
1.4 Modélisation cinématique propre à la manipulation laparoscopique . .	50
1.4.1 Vitesse opérationnelle de l’instrument chirurgical	51
1.4.2 Vitesse cartésienne de l’effecteur du robot	52
1.4.3 Matrice Jacobienne du robot	54
1.4.4 Conversion de la vitesse opérationnelle en vitesse articulaire .	54
1.4.5 Estimation de la position du point d’incision	57
1.5 Conclusion	61
2. Aide au geste chirurgical par asservissement visuel en chirurgie lapa- roscopique	63
2.1 Systèmes existants d’aide au geste chirurgical en chirurgie lapa- roscopie	63
2.1.1 Guidage automatique de la caméra laparoscopique	63
2.1.2 Guidage automatique des instruments chirurgicaux	67
2.1.3 Chirurgie mini-invasive sur coeur battant	69
2.2 Etude d’un nouveau système d’aide au geste chirurgical en lapa- roscopie par asservissement visuel	70

2.2.1	Tâche de récupération automatique de l'instrument chirurgical	70
2.2.2	Tâche de positionnement automatique de l'instrument chirurgical	71
2.2.3	Problématiques à résoudre	72
2.2.4	Approche proposée : utilisation d'un pointage laser et de marqueurs optiques	73
2.2.5	Prototype du support à pointage laser	75
2.3	Conclusion	79
3.	Extraction robuste des informations visuelles en temps réel	81
3.1	Objectifs	81
3.2	Difficultés liées aux conditions réelles de la scène	81
3.3	Détection robuste de l'image du motif laser et des marqueurs visuels .	82
3.3.1	Synchronisation de l'émission des spots lasers et marqueurs visuels	83
3.3.2	Filtrage spatial	85
3.3.3	Suppression des pixels introduits par le mouvement dans l'image	89
3.4	Détection robuste des coordonnées dans l'image du motif laser et des marqueurs visuels	92
3.4.1	Coordonnées du barycentre de l'image du motif laser	92
3.4.2	Coordonnées dans l'image des marqueurs visuels par extraction d'ellipse	93
3.5	Mesure de la profondeur instrument-organe	103
3.5.1	Approche utilisant le bi-rapport	103
3.5.2	Etude de sensibilité sur la mesure de la profondeur	105
3.6	Conclusion	106
4.	Orientation de l'instrument chirurgical par asservissement visuel 2D .	109
4.1	Objectifs	109
4.2	Bref aperçu sur les asservissements visuels	109
4.2.1	Les différents types d'asservissement visuel	110
4.3	Dispositif expérimental	114
4.3.1	Dispositif expérimental du laboratoire	114
4.3.2	Dispositif expérimental à l'IRCAD	116
4.4	Centrage du motif laser sur une cible définie dans l'image	117
4.4.1	Asservissement visuel 2D	117
4.4.2	Approximation de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω	121
4.4.3	Schéma de commande	126
4.5	Estimation de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω	132
4.5.1	Estimation en boucle ouverte	132
4.5.2	Résultats expérimentaux de la commande avec $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ constante .	132
4.5.3	Estimation continue par algorithme des moindres carrés	135
4.5.4	Résultats expérimentaux de la commande adaptative	138
4.5.5	Expérimentations "in vivo"	153

4.6	Etude de la stabilité	160
4.7	Conclusion	163
5.	Tâches de récupération et de positionnement automatique de l'instrument chirurgical	165
5.1	Introduction	165
5.2	Récupération automatique de l'instrument chirurgical	165
5.2.1	Séquencement et sécurité	165
5.3	Positionnement de l'instrument par asservissement visuel hybride	169
5.3.1	Commande hybride	169
5.3.2	Séquencement et sécurité	171
5.3.3	Résultats expérimentaux obtenus sur la maquette	173
5.3.4	Expérimentations "in vivo"	178
5.4	Interface utilisateur et performance du système	182
5.5	Vidéo	183
5.6	Conclusion	184
	Conclusion et perspectives	185
	Annexe	189
A.	Modèles et calculs	191
A.1	Modèle géométrique du manipulateur AESOP	191
A.1.1	Convention de Denavit-Hartenberg	191
A.1.2	Cas du robot AESOP	192
A.2	Définition de la transformation T_6	195
A.3	Calcul de la matrice Jacobienne J du manipulateur AESOP	195
A.4	Calcul de la matrice Jacobienne J_v du manipulateur AESOP	198
A.5	Estimation de la position du point d'incision	201
A.5.1	Modélisation géométrique	201
A.5.2	Paramétrisation linéaire en temps discret	202
A.5.3	Algorithme des moindres carrés récursifs avec facteur d'oubli stabilisé et zone morte (temps discret)	203
B.	Asservissement visuel	207
B.1	Modélisation de la caméra	207
B.2	Approche fonction de tâche appliquée aux asservissements visuels	209
B.2.1	Définitions	209
B.2.2	Matrice d'interaction	209
B.2.3	Régulation de la fonction de tâche	210
B.2.4	Tâche hybride	212
B.3	Commande articulaire du robots en asservissement visuel	215

TABLE DES FIGURES

1.1	Instruments perforateurs permettant de réaliser des incisions de 5 et 12 mm de diamètre dans l'abdomen du patient	22
1.2	Trocarts de 5 et 12 mm de diamètre introduits à travers les incisions pour guider l'endoscope ou les instruments	23
1.3	Optique de l'endoscope (diamètre de 10 mm)	23
1.4	Exemples d'instruments chirurgicaux utilisés en laparoscopie opératoire (diamètre de 5 mm)	23
1.5	Gros plan sur les têtes de quelques instruments chirurgicaux (pinces)	24
1.6	Architectures mécaniques des manipulateurs esclaves	29
1.7	Le système AESOP de Computer Motion Inc	31
1.8	Le système EndoAssist de Armstrong-Healthcare Ltd	33
1.9	Le Black Falcon	34
1.10	Première génération du manipulateur esclave de l'Université de Berkeley	35
1.11	Deuxième génération du manipulateur esclave de l'Université de Berkeley	36
1.12	Le système ZEUS : les manipulateurs esclaves	39
1.13	Le système ZEUS : la console de commande composée du robot maître et de l'écran vidéo	40
1.14	Le système ZEUS : quelques instruments chirurgicaux disponibles	40
1.15	Le système Zeus : les instruments à dextérité augmentée - l'endoscope stéréoscopique	41
1.16	Le système Da Vinci : les manipulateurs esclave et maître	42
1.17	Le système Da Vinci : l'interface homme-machine et l'endoscope stéréoscopique	42
1.18	Le système Da Vinci : les instruments EndoWrist TM	43
1.19	Géométrie du manipulateur AESOP	46
1.20	Définition de la géométrie des repères : effecteur $\{E\} = \{6\}$ et instrument $\{I\}$	49
1.21	Définition de la géométrie des repères : effecteur $\{E\} = \{6\}$, trocart $\{K\}$, abdomen $\{Q\}$ et instrument $\{I\}$	51
1.22	Evolution temporelle des paramètres estimés	60
2.1	Projections du motif laser et marqueurs lumineux	73
2.2	Support à pointage laser	76
2.3	Tête du support à pointage laser	77
2.4	Collimateur optique	77

2.5	Ensemble support et instrument de lavage/aspiration	78
2.6	Marquage optique de l'instrument chirurgical	78
3.1	Phénomènes de réflexion et de diffusion due à la nature visqueuse des organes et à l'éclairage	83
3.2	Chronogramme du processus d'acquisition d'images	84
3.3	Filtrage vertical passe-haut de l'image endoscopique	86
3.4	Détection des pixels correspondant à l'image du motif laser et des marqueurs lumineux par seuillage de l'image filtrée	87
3.5	Image entrelacée capturée en niveaux de gris	88
3.6	Extraction des pixels du motif laser et des marqueurs lumineux par filtrage spatial et seuillage binaire	88
3.7	Suppression des pixels introduits par le mouvement dans l'image. . .	90
3.8	Image entrelacée de l'instrument en mouvement	91
3.9	Image résultante du filtrage spatial et du seuillage binaire	91
3.10	Suppression des pixels appartenant aux contours en mouvement par l'algorithme de correspondance	92
3.11	Détection des marqueurs lumineux : (a) image initiale entrelacée - (b) image obtenue après le filtrage spatial, le seuillage binaire et la suppression des pixels appartenant aux contours en mouvement - (c) image résultante de la fermeture binaire - (d) image du gradient spatial	94
3.12	Image comportant des zones de reflets blancs sur l'axe de l'instrument dues à la réflexion importante de lumière	97
3.13	Effet de la saturation lumineuse aux jonctions des diodes et d'un éclairage importante de la scène : (a) image initiale entrelacée - (b) extraction de deux contours par marqueur au lieu d'un seul	98
3.14	Extraction des paramètres des ellipses : (a) extraction des ellipses - (b) coordonnées des centres des ellipses (croix)	102
3.15	Localisations du motif laser et des marqueurs lumineux	102
3.16	Géométrie et projection perspective	104
3.17	Marqueurs lumineux P_1, P_2, P_3 sur l'axe de l'instrument Δ et leurs projections respectives p_1, p_2, p_3 sur la droite δ dans l'image. Remarque : $o_q = H(O_Q)$ est invariant durant les expérimentations. . . .	105
3.18	Ecart-type σ_{d_3} de la profondeur estimée d_3 (mm) en fonction de l'écart-type σ_p des coordonnées dans l'image des marqueurs lumineux (pixel) pour différentes configurations géométriques entre l'instrument chirurgical et l'endoscope.	106
4.1	Description de la configuration où la caméra est embarquée	111
4.2	Description de la configuration où la caméra est déportée	111
4.3	Structure d'un asservissement visuel indirect	112
4.4	Structure d'un asservissement visuel direct	112
4.5	Dispositif expérimental de développement	114
4.6	Composition du système	115

4.7	Salle d'entraînement à la chirurgie laparoscopique de l'IRCAD	116
4.8	Dispositif expérimental en conditions réelles	117
4.9	Schéma de commande de la tâche de centrage	121
4.10	Définition de la géométrie des repères abdomen $\{Q\}$, trocart $\{K\}$, instrument $\{I\}$ et caméra $\{C\}$ et point de projection P du faisceau laser sur la scène	122
4.11	Schéma de commande pour l'alignement le motif laser sur une cible avec prise en compte de la variation de d	127
4.12	Résultats de simulation (configuration initiale 1)	128
4.13	Résultats de simulation (configuration initiale 2)	129
4.14	Résultats de simulation (configuration initiale 3)	130
4.15	Résultats de simulation (configuration initiale 4)	131
4.16	Schéma de commande de la tâche de centrage	133
4.17	Réponses temporelles des coordonnées image du point p et vitesses de commande durant l'asservissement visuel	134
4.18	Trajectoire du point p dans l'image durant l'asservissement visuel . .	135
4.19	Réponses temporelles des coordonnées image du point p et vitesses de commande durant l'asservissement visuel	139
4.20	Trajectoire du point p dans l'image durant l'asservissement visuel . .	140
4.21	Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interac- tion \mathbf{J}_w	141
4.22	Erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$	142
4.23	Sommes des carrés des erreurs d'estimation $\sum_{i=1}^t e_u^2(t)$ et $\sum_{i=1}^t e_v^2(t)$.	142
4.24	Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image	143
4.25	Réponses temporelles des coordonnées image du point p durant l'as- servissement visuel	143
4.26	Trajectoire du point p dans l'image durant l'asservissement visuel . .	144
4.27	Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interac- tion \mathbf{J}_w	145
4.28	Réponses temporelles des coordonnées image du point p durant l'as- servissement visuel	147
4.29	Trajectoire du point p dans l'image	147
4.30	Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interac- tion \mathbf{J}_w	148
4.31	Erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$	149
4.32	Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image	149
4.33	Réponses temporelles des coordonnées image du point p durant l'as- servissement visuel	150
4.34	Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interac- tion \mathbf{J}_w	151
4.35	Erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$	152
4.36	Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image	152
4.37	Trajectoire du point p dans l'image	153

4.38	Réponses temporelles des coordonnées image du point p et des vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*	154
4.39	Trajectoire du point p dans l'image	155
4.40	Trajectoire du point p dans l'image	156
4.41	Réponses temporelles des coordonnées image du point p et des vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*	157
4.42	Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω	158
4.43	Erreurs d'estimation	159
4.44	Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image	159
4.45	Schéma bloc de la commande	160
4.46	Représentation de l'espace de stabilité	162
4.47	Représentation de la surface en fonction du facteur d'amortissement ξ	162
5.1	Organigramme du séquençage de la tâche de récupération automatique de l'instrument chirurgical	167
5.2	Cône de balayage durant l'étape 2	168
5.3	Schéma de commande de l'asservissement visuel du point p dans l'image et de la profondeur instrument-organe	170
5.4	Organigramme du séquençage de la tâche de positionnement automatique de l'instrument chirurgical	172
5.5	Réponses temporelles des coordonnées image du point p et vitesses de commande ω_x et ω_y lors du positionnement de l'instrument	175
5.6	Trajectoires du point p dans l'image lors du positionnement de l'instrument	176
5.7	Réponse temporelle de la distance d_3 et vitesse de commande v_z^* lors du positionnement de l'instrument	176
5.8	Réponse temporelle de la distance instrument-organe lors de l'étape 5 du positionnement de l'instrument	177
5.9	Réponse temporelle de la distance instrument-organe à une consigne en échelon	177
5.10	Réponses temporelles des coordonnées image du point p et des vitesses de commande ω_x^* et ω_y^* lors du positionnement de l'instrument	180
5.11	Trajectoire du point p dans l'image lors du positionnement de l'instrument	181
5.12	Réponse temporelle de la distance instrument-organe et de la vitesse de commande v_z^* lors du positionnement de l'instrument	181
5.13	Interface utilisateur	182
A.1	Positionnement relative entre 2 repères consécutifs d'après la convention de Denavit-Hartenberg non modifiée	191
A.2	Le modèle géométrique du robot AESOP.	193
B.1	Modèle du sténopé	207
B.2	Schéma de commande permettant de minimiser la fonction de tâche	213

LISTE DES TABLEAUX

5.1	Performances de la tâche de récupération automatique	183
5.2	Performances de la tâche de positionnement automatique	183
A.1	Paramètres de Denavit-Hartenberg du robot AESOP.	194

NOTATIONS ET ACRONYMES

Notations de robotique

$\{i\}$	Repère cartésien dénommé i ,
${}^i\mathbf{O}_j$	Coordonnées de l'origine du repère $\{j\}$ définies dans le repère $\{i\}$,
$\hat{X}_i, \hat{Y}_i, \hat{Z}_i$	Axes unitaires du repère $\{i\}$,
${}^i\mathbf{p}_j$	Position relative ou attitude d'un repère cartésien $\{j\}$ par rapport à un repère cartésien $\{i\}$,
T_x, T_y, T_z	Composantes de la translation d'une attitude,
α, β, γ	Composantes de la rotation d'une attitude,
${}^i\mathbf{R}_j$	Matrice de rotation décrivant l'orientation du repère $\{j\}$ par rapport au repère $\{i\}$,
${}^i\mathbf{P} = [{}^i p_x \ {}^i p_y \ {}^i p_z \ 1]^T$	Coordonnées d'un point P définies dans $\{i\}$,
${}^i\mathbf{V} = [{}^i v_x \ {}^i v_y \ {}^i v_z \ 0]^T$	Composantes d'un vecteur \mathbf{V} exprimées dans $\{i\}$,
${}^i_j\mathbf{H}$	Matrice homogène définissant la transformation euclidienne entre le repère $\{i\}$ et le repère $\{j\}$,
$T_6({}^i_j\mathbf{H})$	Transformation permettant de convertir une matrice homogène (${}^i_j\mathbf{H}$) en une attitude ${}^i\mathbf{p}_j$,
${}^i(j)\boldsymbol{\nu}_k$	Torseur cinématique exprimant, dans le repère $\{i\}$, la vitesse du repère $\{k\}$ par rapport au repère $\{j\}$,
${}^i(j)\mathbf{V}\mathbf{O}_k$	Vecteur vitesse de translation de l'origine \mathbf{O}_k du repère $\{k\}$ par rapport au repère $\{j\}$ exprimé dans le repère $\{i\}$,
${}^i(j)\boldsymbol{\Omega}_k$	Vecteur vitesse de rotation du repère $\{k\}$ par rapport au repère $\{j\}$ exprimé dans le repère $\{i\}$,
$\mathbf{q} = [q_1 \dots q_n]^T$	Coordonnées articulaires du robot,

Acronymes

DDL	Degrés de liberté,
CRD	Centre de rotation déporté,
PAP	Poignet à axes passifs

INTRODUCTION GÉNÉRALE

La chirurgie mini-invasive endoscopique

Depuis les années 1970, en parallèle de la chirurgie dite *classique*, appelée également chirurgie ouverte ou conventionnelle, se sont développés d'autres modes d'intervention liés à l'utilisation d'endoscopes : il s'agit de la chirurgie mini-invasive. En effet, dans un certain nombre d'opérations, le développement des techniques endoscopiques a permis de ne plus recourir à la chirurgie ouverte, mais d'utiliser un endoscope pour guider les mouvements d'instruments chirurgicaux fins introduits par de petites incisions dans le patient.

Ce type de chirurgie est désigné selon la nature de l'acte opératoire par les termes "endoscopie", "laparoscopie" ou "coelioscopie". Etymologiquement ces termes proviennent du grec. "Endo", du grec *endon*, signifie "à l'intérieur de", "scop", du grec *skopein*, signifie "regarder", "laparo", du grec *laparê*, et "coeli", du grec *koilia*, désignent respectivement "le flanc" et "le creux du ventre".

L'endoscopie est une méthode d'exploration optique d'une cavité ou d'un conduit naturel de l'organisme, inaccessibles à la vision directe, à l'aide d'un instrument optique appelé "endoscope". Elle est réalisée dans le but d'établir un diagnostic médical sur les organes observés.

La laparoscopie ou la coelioscopie est une exploration endoscopique de la cavité abdominale qui a été préalablement détendue par un apport d'air de manière à séparer les organes pour obtenir une meilleure accessibilité. Pour cette intervention, l'endoscope est introduit dans l'abdomen par une petite incision préalablement effectuée par le chirurgien.

La coelioscopie interventionnelle ou coeliochirurgie ou encore laparoscopie opératoire est une méthode thérapeutique chirurgicale. En se référant au retour visuel fourni par l'endoscope par l'intermédiaire d'un écran vidéo, le chirurgien réalise l'intervention en actionnant des instruments chirurgicaux propres à la laparoscopie lesquels sont introduits dans l'abdomen du patient par des points d'incision. Cette méthode est utilisée aujourd'hui fréquemment dans deux domaines :

- en gynécologie : kystes de l'ovaire, grossesses extra-utérines, ligature de trompes...
- en chirurgie digestive : ablation de la vésicule biliaire, traitement de certaines hernies, certaines interventions sur l'estomac, placement d'anneau gastrique, ablation partielle du foie...

Cette technique est également en train de se développer dans les domaines suivants :

- urologie : résection de la prostate pour le traitement de l'adénome de la prostate (tumeur bénigne).

- cardio-vasculaire : pontage de l'artère coronaire.

La robotique médicale

Apparue au milieu des années 1980, la robotique médicale et chirurgicale n'a cessé depuis de progresser, son développement étant lié à celui des nouvelles technologies de l'information.

Les médias se font régulièrement l'écho de ses avancées spectaculaires, comme en témoigne par exemple l'intervention chirurgicale à distance réalisée en télé-opération par le professeur Marescaux opérant depuis New York une patiente située à Strasbourg en septembre 2001 [MLG⁺01]. Elle est le résultat d'une étroite collaboration menée avec succès entre chirurgiens, ingénieurs et chercheurs.

Le champ d'application de la robotique médicale est considérable et en extension rapide. Plusieurs travaux de synthèse énumérant les applications médicales de la robotique ont été publiés dans le passé (citons par exemple, [DGAC96, Cas98, JT01]). Dans [Tro00], J. Troccaz présente une synthèse des différents systèmes robotiques d'assistance à la chirurgie. Ces systèmes sont classés selon le type d'interaction dont dispose le chirurgien pour guider/piloter le système robotique :

- **les systèmes de guidage passifs**

Ces systèmes sont principalement des systèmes de navigation qui permettent de localiser en temps réel les instruments manipulés par le chirurgien pour les visualiser sur des images médicales pré-opératoires du patient (issues de l'échographie, du scanner ou de l'IRM...) et permettre ainsi au chirurgien de vérifier la trajectoire de l'instrument qu'il manipule. Ces systèmes sont dits passifs, car le chirurgien guide personnellement l'instrument en toute liberté. Ce sont principalement des localisateurs utilisant des technologies optiques, magnétiques ou mécaniques. Dans ce dernier cas, un manipulateur à axes passifs actionné manuellement par le chirurgien permet de porter l'instrument et de mesurer sa position par rapport à un référentiel anatomique.

- **les systèmes de guidage actifs**

Les systèmes de guidage actifs sont des systèmes robotiques motorisés qui permettent d'actionner un ou plusieurs instruments chirurgicaux pour réaliser une intervention chirurgicale de manière autonome, à partir d'un planning préopératoire, sous la supervision du chirurgien. ROBODOC [PBM⁺92] est un exemple de système à guidage actif utilisé pour usiner une cavité osseuse dans le fémur lors du placement de prothèse de hanche.

- **les systèmes de guidage semi-actifs**

Il s'agit de guides mécaniques qui permettent de porter les instruments et restreindre leur mobilité selon certains degrés de liberté. L'instrument chirurgical peut alors évoluer uniquement suivant la trajectoire planifiée à partir des données préopératoires. Le chirurgien reste dans la boucle de la commande du système en appliquant manuellement les mouvements de l'instrument selon les degrés de liberté autorisés. Le robot SPEEDY [LTG⁺92] (ébauche du système Neuromate commercialisé par société française IMMI) repose sur ce principe

et permet de réaliser des gestes linéaires en neurochirurgie stéréotaxique.

– **les systèmes synergiques**

Ce sont des systèmes de guidage semi-actifs à contraintes mécaniques programmables. Contrairement aux systèmes de guidage semi-actifs décrits précédemment qui sont conçus pour un seul type de tâche, les systèmes synergiques sont génériques et fournissent des guides mécaniques réglables en fonction des trajectoires définies à partir des données préopératoires. Les systèmes synergiques peuvent être configurés pour permettre le déplacement libre d'un instrument dans une région autorisée et bloquer tout mouvement en dehors. Le système PADyC [ST01] permet par exemple d'effectuer des interventions en chirurgie cardiaque en évitant l'accès à des régions sensibles.

– **les systèmes de téléchirurgie**

Les systèmes de téléchirurgie sont des systèmes robotiques maîtres/esclaves. Le chirurgien commande à distance, par l'intermédiaire d'une console, un manipulateur esclave motorisé qui actionne les déplacements des instruments chirurgicaux. La console est composée d'un manipulateur maître qui transmet les commandes manuelles du chirurgien au manipulateur esclave et d'un moniteur vidéo qui fournit au chirurgien le retour visuel de la scène opératoire. Ces systèmes permettent de démultiplier et de filtrer les mouvements des mains du chirurgien pour augmenter la précision du geste chirurgical. Les systèmes de téléchirurgie sont pour l'instant essentiellement utilisés en microchirurgie [MTY⁺00] et chirurgie laparoscopique (systèmes ZEUS de Computer Motion [com] et Da Vinci d'Intuitive Surgical [int]).

– **les systèmes robotiques endocorporels**

Il s'agit de microsystèmes robotiques autonomes qui sont introduits à l'intérieur du corps par les voies naturelles pour accéder à des endroits difficilement accessibles de façon non invasive. Actuellement, ces systèmes sont utilisés pour effectuer des examens de diagnostic, comme par exemple la colonoscopie (visualisation interne du colon). Ils se basent sur le principe de locomotion du ver de terre comme dans [PMG⁺02] ou bien il s'agit d'une capsule avalée par le patient (système Diagnostic Given de Given Imaging [giv]). A long terme, ces systèmes de plus en plus miniaturisés pourraient avoir pour fonction de déposer des produits médicamenteux ou éventuellement de réaliser des mini-interventions chirurgicales.

Contexte de ce travail de thèse

Ce travail de thèse de doctorat s'inscrit dans le contexte de la chirurgie laparoscopique ou coelioscopique robotisée. Depuis quelques années, des systèmes robotiques sont utilisés en coelioscopie interventionnelle pour assister les chirurgiens dans leurs gestes chirurgicaux. Les premiers systèmes commercialisés furent le système AESOP développé par la société Computer Motion Inc. [com] et le système EndoAssist de la société Armstrong-Healthcare Ltd [arm]. Ils ont été introduits dans les blocs opératoires pour remplacer l'assistant du chirurgien dans la tâche contraignante de

maintien et de déplacement de l'endoscope sous les ordres du chirurgien. Par la suite, le dispositif de télémanipulation de l'endoscope a été complété par des systèmes robotiques qui permettent d'actionner directement les instruments chirurgicaux durant l'intervention. Ces derniers systèmes sont constitués par des manipulateurs, supportant les instruments et l'endoscope, qui sont pilotés à distance par le chirurgien par l'intermédiaire d'une interface homme-machine. Actuellement, le système ZEUS proposé par la société Computer Motion Inc. [com] et le système Da Vinci proposé par la société Intuitive Surgical Inc. [int] sont les seuls systèmes commerciaux destinés à la chirurgie laparoscopique.

Nous nous proposons d'augmenter le potentiel des systèmes robotiques de téléchirurgie existants en étudiant et en réalisant des systèmes d'aide au geste chirurgical qui utilisent les avancées récentes de la vision robotique et de l'automatique (asservissements visuels, commandes robustes et adaptatives, systèmes temps réel ...). En effet, de la même manière qu'un avion dispose aujourd'hui d'un pilote automatique pour assister le pilote, nous souhaitons développer des modes semi-automatiques se superposant à la commande manuelle pour assister le chirurgien.

A cet effet, nous développons dans ce travail un système permettant de récupérer automatiquement l'instrument chirurgical lorsqu'il n'est pas présent dans le champ visuel de la caméra pour le ramener au milieu de l'image endoscopique. Cette tâche de récupération automatique est très utile pour le chirurgien qui télé-opère un système robotique à distance et qui ne voit pas facilement la configuration géométrique externe des instruments et de l'endoscope par rapport au patient. En effet, un problème se pose si un instrument chirurgical n'est pas présent dans le champ visuel de la caméra, comme par exemple au début de l'intervention, ou s'il sort de l'image durant l'intervention. Dans ce cas, le chirurgien, n'ayant plus de retour visuel ni aucune information sur la position externe de l'instrument, n'est pas en mesure de commander son déplacement sans risquer des contacts avec des tissus ou des organes du patient. Généralement, dans cette situation, un assistant doit replacer l'instrument chirurgical dans le champ visuel de la caméra ou bien l'endoscope doit être déplacé pour retrouver l'instrument, ce qui augmente la durée de l'intervention.

Pour localiser l'instrument chirurgical par rapport à la scène, même quand il n'est pas présent dans le champ visuel de la caméra, nous avons conçu un dispositif expérimental à pointage laser pour projeter un motif laser sur les tissus organiques se trouvant dans l'axe de l'instrument chirurgical. Ce dispositif a la particularité de se fixer sur le corps des instruments chirurgicaux de diamètre standard utilisés en laparoscopie et l'ensemble peut être introduit à travers un point d'incision. Pour récupérer l'instrument, le système de vision commande les déplacements du robot par asservissement visuel à l'aide du motif laser détecté dans l'image endoscopique.

Ce système permet également de positionner automatiquement, par asservissement visuel, l'instrument chirurgical à une distance désirée d'un point de la surface de la scène. Ce point est indiqué par le chirurgien directement sur l'image endoscopique par l'intermédiaire d'une interface de type souris ou d'un écran tactile. La distance séparant l'instrument de l'organe est reconstruite à partir des coordonnées dans l'image du motif laser et celles de marqueurs lumineux fixés sur l'extrémité de

l'instrument.

L'approche proposée a l'avantage de ne pas nécessiter l'utilisation d'un système endoscopique de vision stéréoscopique, qui est plus onéreux, pour reconstruire l'information de profondeur. Au contraire ici un seul endoscope classique est utilisé. De plus, aucun système supplémentaire de mesure extérieure n'est nécessaire pour fournir la position relative entre le manipulateur portant la caméra et celui tenant l'instrument chirurgical, les deux bras pouvant être placés autour du patient à la convenance de l'équipe médicale.

Plan de la thèse

Le mémoire comporte cinq chapitres.

Le premier chapitre permet au lecteur de se familiariser avec le contexte de la chirurgie laparoscopique. La description du mode opératoire, les avantages et les inconvénients ainsi que le champ d'application de la laparoscopie opératoire sont brièvement présentés. Ce chapitre contient également un état de l'art sur les différents systèmes robotiques permettant de manipuler la caméra et/ou les instruments chirurgicaux en laparoscopie et les avantages qu'ils apportent dans ce contexte chirurgical. La dernière partie de ce chapitre traite de la modélisation du manipulateur médical AESOP qui est utilisé lors de nos expérimentations et de la cinématique propre à la manipulation laparoscopique.

Dans le deuxième chapitre les différents travaux existants sur l'automatisation du geste chirurgical par asservissement visuel en laparoscopie sont décrits. Il s'en suit une présentation de nos objectifs concernant l'étude d'un nouveau système de récupération et de positionnement automatique de l'instrument chirurgical dans le champ opératoire par asservissement visuel. La problématique concernant la réalisation de ce système est présentée. Elle comprend, entre autres, la localisation de l'instrument chirurgical, la reconstruction de l'information de profondeur et la commande du manipulateur sans la connaissance de la position relative entre la caméra endoscopique et l'instrument chirurgical maintenu par le robot. Le chapitre se termine par une description du prototype du système de pointage laser utilisé.

Le troisième chapitre expose les techniques de traitement d'images utilisées pour extraire en temps réel les informations visuelles nécessaires à la commande du système. Une méthode robuste est présentée pour détecter la position du motif laser dans l'image ainsi que les coordonnées dans le plan image de marqueurs lumineux fixés sur l'extrémité de l'instrument chirurgical. Une approche permettant de mesurer la profondeur entre l'extrémité de l'instrument et la surface de l'organe à partir de la position du motif laser et des marqueurs lumineux dans l'image est ensuite présentée.

Dans le quatrième chapitre, un bref aperçu sur les asservissements visuels est présenté. Ensuite, différentes commandes par asservissement visuel 2D sont propo-

sées pour orienter l'instrument chirurgical de manière à centrer le motif laser sur une cible définie dans l'image. Les résultats expérimentaux obtenus lors d'essais sur une maquette simulant l'abdomen du patient et ceux obtenus en conditions chirurgicales réelles sur un cochon anesthésié sont présentés.

Le cinquième et dernier chapitre présente le séquençement des tâches automatiques de récupération et de positionnement de l'instrument chirurgical. Une commande par asservissement visuel hybride est proposée pour placer l'instrument chirurgical dans l'espace de travail à une position indiquée par le chirurgien. Cette commande est testée expérimentalement sur la maquette et en conditions chirurgicales réelles.

Dans la conclusion un regard critique est porté sur l'ensemble des travaux, et des perspectives d'amélioration des méthodes sont avancées.

Enfin, nous trouvons en annexe les détails de certains calculs ainsi que le formalisme de l'approche par fonction de tâche utilisé en asservissement visuel.

Chapitre 1

La manipulation laparoscopique

Dans la première partie du chapitre, nous présentons le contexte de la chirurgie laparoscopique. Nous donnons une description de cette technique chirurgicale avec son mode opératoire et la description des accessoires médicaux couramment utilisés. Nous présentons ensuite les avantages apportés au patient par cette technique et les inconvénients pour le chirurgien lors de la pratique manuelle de la chirurgie laparoscopique. Dans la seconde partie du chapitre, nous présentons un état de l'art sur les systèmes robotiques existants pour actionner l'endoscope et les instruments chirurgicaux par télé-opération. Enfin, pour terminer ce chapitre, nous exposons l'architecture ainsi que la modélisation géométrique et cinématique du manipulateur médical AESOP qui a gracieusement été mis à notre disposition par la société Computer Motion Inc. pour nos expérimentations.

1.1 La chirurgie dans le contexte endoscopique

1.1.1 Description de la laparoscopie opératoire

Sous anesthésie générale, à l'aide d'une aiguille introduite le plus souvent par l'ombilic, l'abdomen du patient est gonflé par du gaz CO_2 , afin de créer un champ visuel optimal pour le chirurgien et permettre l'introduction des différents outils nécessaires à cette intervention chirurgicale. Durant toute l'intervention, l'insufflation de gaz va être scrupuleusement contrôlée afin de maintenir et d'optimiser cet espace de travail.

Un bistouri (voir Fig. 1.1) à pointe fine et tranchante, est utilisé pour réaliser une première incision dont le diamètre est de 12 mm dans l'abdomen. Un tube en plastique, appelé trocart, d'une longueur de 15 cm et dont l'embout mesure 12 mm de diamètre (voir Fig. 1.2), est ensuite introduit et vissé dans la paroi abdominale au niveau de l'incision pour permettre le passage de l'optique de la caméra endoscopique. D'autres trocarts, dont les diamètres sont de 5 ou 12 mm, sont placés pour permettre l'introduction des différents outils chirurgicaux sans qu'ils aient de

contact direct avec l'abdomen, et limiter ainsi le risque de déchirure tout en assurant une meilleure aseptisation. Une soupape (valve) incorporée au trocart va permettre d'injecter le gaz en vue de réguler une pression constante dans l'abdomen.

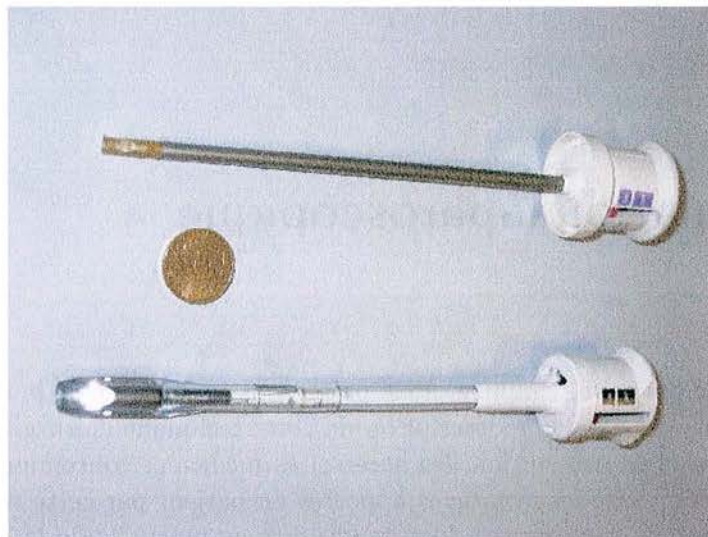


Fig. 1.1: Instruments perforateurs permettant de réaliser des incisions de 5 et 12 mm de diamètre dans l'abdomen du patient

Une caméra vidéo est couplée sur l'extrémité externe de l'optique de l'endoscope (voir Fig. 1.3) pour fournir au chirurgien le retour visuel du site opératoire par l'intermédiaire d'un écran vidéo. C'est en se référant ainsi à l'image endoscopique que le chirurgien peut réaliser l'opération. Un réseau de fibres optiques placé en périphérie de l'optique de l'endoscope permet de transporter à l'intérieur de l'abdomen l'éclairage d'une source de lumière froide qui est située à l'extérieur. Il existe différents types d'optiques qui permettent une vision directe (droit devant) ou une vision latérale, suivant un angle de plus de 100 degrés pour regarder des structures normalement cachées par d'autres organes. Souvent, trois points d'incision suffisent pour introduire l'endoscope et les différents instruments que le chirurgien utilisera. Les instruments utilisés dépendent de l'intervention à réaliser. Ils sont constitués d'une longue tige d'une quarantaine de centimètres et peuvent être insérés à travers un trocart. A leur extrémité est fixé un outil miniature pouvant être un scalpel, des ciseaux, des pinces, une agrafeuse, un porte-aiguille (voir Fig. 1.4 et 1.5) ou encore un instrument électrique permettant de réaliser une hémostase. Le chirurgien actionne manuellement l'outil à l'aide d'une poignée placée à la seconde extrémité de la tige. Il existe également des instruments d'aspiration et de lavage pouvant assurer le nettoyage et l'élimination des résidus opératoires pour débayer le champ et éviter par exemple la coagulation sanguine.



Fig. 1.2: Trocarts de 5 et 12 mm de diamètre introduits à travers les incisions pour guider l'endoscope ou les instruments

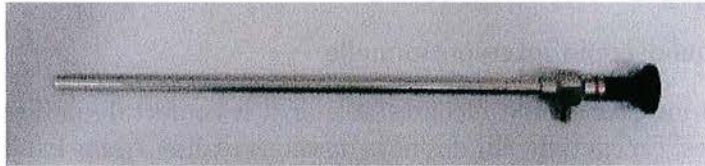


Fig. 1.3: Optique de l'endoscope (diamètre de 10 mm)

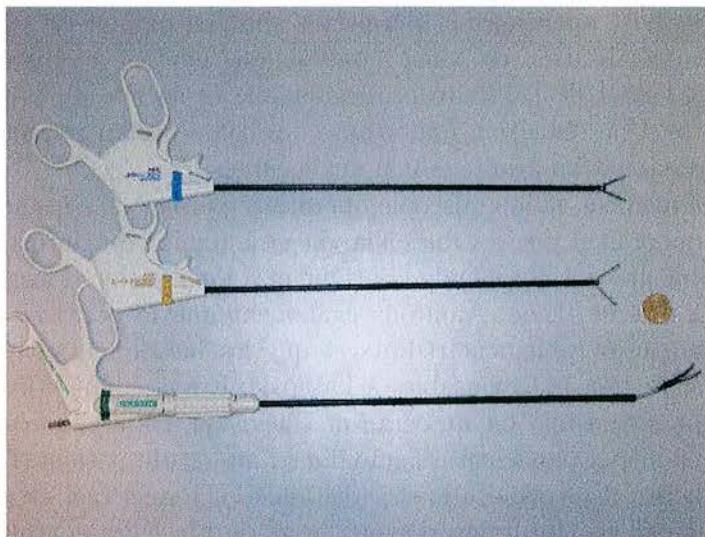


Fig. 1.4: Exemples d'instruments chirurgicaux utilisés en laparoscopie opératoire (diamètre de 5 mm)

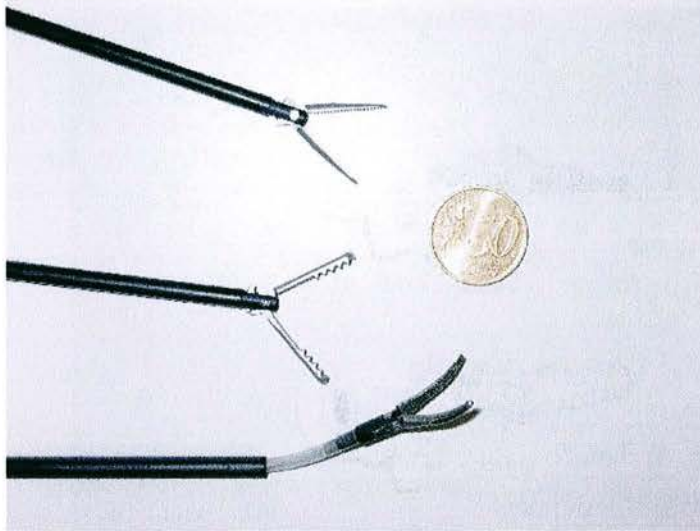


Fig. 1.5: Gros plan sur les têtes de quelques instruments chirurgicaux (pincettes)

1.1.2 Avantages et Inconvénients

Avantages de la coelioscopie interventionnelle

La chirurgie mini-invasive accroît incontestablement le confort du patient et l'esthétisme des cicatrices. En effet, du fait des fines incisions réalisées dans l'abdomen, il en résulte que les cicatrices sont beaucoup moins étendues que lors d'un acte chirurgical classique, ce qui a pour conséquence de réduire considérablement les douleurs de l'incision abdominale. L'un des objectifs de la coelioscopie interventionnelle est en effet de réduire l'agressivité opératoire et permettre ainsi au patient de se rétablir plus rapidement. L'hospitalisation est ainsi moins longue et donc moins coûteuse pour les hôpitaux, et l'arrêt de l'activité professionnelle et sociale du patient est par conséquent écourté. Une réduction importante des coûts liés au rétablissement postopératoire du patient est un avantage non négligeable.

D'un point de vue médical, la laparoscopie opératoire permet de s'insinuer dans des passages étroits, qui étaient inaccessibles à la vue et à la main du chirurgien. Cet accès est rendu possible grâce à la taille de l'optique et à l'utilisation d'instruments miniatures adaptés à chaque tâche. Ajoutons également que le poids et la taille de la caméra ont été considérablement réduits et que les instruments supportent les procédures de désinfection indispensables à l'asepsie. Etant donné que tous les gestes opératoires sont retransmis sur un écran de télévision, l'équipe partage l'information et peut ainsi mieux participer à l'acte dans l'intérêt du patient. Dans des cas extrêmement difficiles, les consultations à distance en temps réel et en cours d'intervention permettent au chirurgien d'avoir l'avis de plusieurs confrères, ceci grâce aux différents moyens de communication actuellement utilisés. Un exemple est l'opération Argonaute 3D qui a expérimenté en France en novembre 2002 un système de partage et d'analyse 3D du dossier médical d'un patient à distance entre

plusieurs praticiens [IT02]. D'une façon générale, cette technique apporte un progrès incontestable pour le patient.

Inconvénients de la coelioscopie interventionnelle

Les inconvénients de la chirurgie laparoscopique se situent essentiellement du côté du chirurgien. En effet, la chirurgie laparoscopique requiert une très grande concentration, de l'habileté et beaucoup d'expérience de la part du chirurgien. La posture physique maintenue par celui-ci tout au long de l'intervention pour observer l'écran vidéo et actionner les instruments est très inconfortable. Elle génère en effet beaucoup de fatigue et peut provoquer le tremblement des mains du chirurgien et la perte de concentration. De plus, en raison de la longueur importante des instruments utilisés, le chirurgien est également restreint dans ses mouvements. Par l'intermédiaire du trocart, il ne peut pas avoir de contact tactile direct avec l'organe ou la zone concernée, d'où le manque d'informations sur les forces exercées.

D'autre part, le chirurgien fait équipe avec un assistant qui tient l'endoscope. Une réelle synchronisation entre les mouvements de l'assistant et les actes du chirurgien est indispensable afin de ne pas être en décalage lors de l'intervention, ce qui mettrait en péril le succès de l'opération. Il s'avère qu'une difficulté réelle existe pour le chirurgien au niveau de la coordination entre l'oeil et la main. En effet, les mouvements des instruments sont limités du fait qu'ils sont introduits par des points d'incision. Uniquement 4 degrés de liberté sont possibles, deux rotations autour du point d'incision, une translation le long du trocart et une rotation autour de l'axe propre de l'instrument. Cette configuration géométrique où le point d'incision peut être assimilé à une liaison sphérique, introduit une difficulté pour le chirurgien qui doit inverser ses mouvements par rapport à une chirurgie classique. Un autre inconvénient majeur est le manque d'information sur la profondeur, puisque la seule information qu'il perçoit est une image vidéo en deux dimensions. De ce fait, le chirurgien doit fournir un effort intellectuel important pour reconstruire cette information manquante, tâche qu'il est difficile de réaliser pour une personne peu expérimentée. Le chirurgien doit également tenir compte du fait que l'optique agrandit les images, d'où un changement d'échelle important entre les dimensions réelles et les dimensions observées des organes. Du point de vue matériel, la chirurgie laparoscopique nécessite une instrumentation spécifique et adaptée à l'étroitesse de l'accès dans l'abdomen qui est très onéreuse.

Pour conclure, la technique de la laparoscopie opératoire introduit un accès restreint au champ opératoire, d'où une complexité du geste et un effort plus important à fournir par le chirurgien par rapport à une chirurgie classique. Le chirurgien doit reconstruire mentalement, à partir du retour visuel, les informations manquantes telles la profondeur et les forces appliquées aux organes.

1.1.3 Application de la chirurgie laparoscopique

La chirurgie mini-invasive a permis de développer des techniques applicables à de nombreuses zones de l'organisme. Parmi les nombreux champs d'application, on peut retenir ici ceux qui s'appliquent par voie coelioscopique et laparoscopique à la chirurgie digestive et gynécologique où d'énormes progrès ont été réalisés.

En chirurgie digestive, la laparoscopie est fréquemment appliquée pour :

- l'ablation de la vésicule biliaire, la cholécystectomie, qui dans 90% des cas est réalisée par voie coelioscopique,
- l'ablation chirurgicale de l'appendice vermiforme, l'appendicectomie,
- le placement d'anneau gastrique,
- l'ablation chirurgicale totale ou partielle de la rate, la splénectomie,
- l'ablation partielle ou totale du foie, l'hépatectomie,
- le traitement de la cirrhose (maladie chronique et irréversible du foie caractérisée par une sclérose) et des varices oesophagiennes,
- le traitement palliatif du cancer oesophagien.
- la résection de la prostate pour le traitement de l'adénome de la prostate (tumeur bénigne).
- le pontage de l'artère coronaire.

Notons malgré tout que des controverses entre chirurgiens existent sur le bien fondé de l'utilisation de la chirurgie laparoscopique, notamment pour le traitement des cancers digestifs, où l'intervention chirurgicale peut être plus longue qu'une chirurgie classique, suite à la difficulté de ne pouvoir palper et apprécier l'état de la tumeur. En gynécologie, la chirurgie non invasive peut être réalisée par les voies naturelles et ainsi être combinée à la laparoscopie. En effet, de par les avantages que présente la chirurgie laparoscopique notamment pour le confort et l'esthétique du patient, le développement de la laparoscopie opératoire a permis un nombre croissant de gestes, comme l'hystérectomie qui est l'ablation chirurgicale de l'utérus pratiquée par voie abdominale, pouvant comporter l'ablation simultanée des trompes et des ovaires. Cette intervention est réalisée par coelioscopie avec préparation intra-abdominale puis extraction par la voie vaginale.

Bien sûr, les techniques réalisées en chirurgie laparoscopique que nous venons de mentionner ci-dessus ne sont pas exhaustives.

1.2 Les systèmes robotiques dédiés à la laparoscopie opératoire

Pour faciliter la manipulation des instruments chirurgicaux laparoscopiques, qui est un exercice complexe et contraignant pour le chirurgien, des systèmes robotiques sont actuellement disponibles pour l'assister dans son intervention. Dans un premier temps, ils ont été utilisés uniquement pour supporter et actionner l'endoscope. Les instruments chirurgicaux permettant de réaliser l'intervention restaient alors sous le contrôle manuel et physique du chirurgien. Par la suite, des chercheurs développent des systèmes robotiques permettant d'actionner les instruments chirurgicaux

pour réaliser l'opération chirurgicale en elle-même. Actuellement, ces derniers sont essentiellement des manipulateurs esclaves portant les instruments et commandés à distance par le chirurgien par l'intermédiaire d'une interface homme-machine (système maître).

Plusieurs contraintes doivent être prises en compte dans la conception d'un système robotique médical pour être compatible avec les niveaux de sécurité d'un bloc opératoire [Dav93]. Les éléments mécaniques en contact avec le patient doivent pouvoir être stérilisés et les autres éléments sont enveloppés dans des sachets stériles. L'architecture mécanique et électrique du robot doit vérifier les contraintes suivantes :

- comporter des dispositifs de sécurité qui s'activent automatiquement en cas de problème (frein sur les axes, pièce détachable sous l'action d'une contrainte physique dangereuse),
- mise en jeu de faibles puissances mécaniques et électriques (basse tension),
- redondance, par différentes technologies, des mesures internes au système robotique (position des axes du robot, couple des moteurs),
- compatibilité électrique avec l'appareillage du bloc opératoire (pas de pollution électro-magnétique qui risquerait de perturber les appareils de mesures médicales),
- bonne ergonomie du système (pour ne pas gêner l'équipe médicale) et mobilité (chariot roulant).

C'est pour répondre à ces exigences que les constructeurs de robots médicaux doivent fournir des efforts de développement très importants. Il en découle une répercussion directe sur le prix, très élevé, des systèmes commercialisés.

1.2.1 Architectures mécaniques des manipulateurs esclaves

En chirurgie laparoscopique, les mouvements des instruments sont limités à 4 degrés de liberté dont deux rotations autour du point d'incision, une rotation propre selon l'axe de l'instrument et une translation de pénétration le long du trocart. L'architecture mécanique des manipulateurs esclaves doit être conçue pour tenir compte de cette limitation de mouvement introduite par le point d'incision et éviter l'application d'effort sur la paroi abdominale au niveau du trocart. Dans [CWTS01], une méthode quantitative est développée, à partir de l'analyse de mouvements enregistrés lors de sutures manuelles en chirurgie ouverte, dans le but de définir la zone de travail et les propriétés géométriques nécessaires à la réalisation de manipulateurs d'instruments laparoscopiques. Les manipulateurs esclaves sont généralement composés d'un bras et d'un poignet. Le bras permet de placer le poignet portant l'instrument chirurgical à proximité du patient, et le poignet permet de réaliser les mouvements sphériques de l'instrument autour du point d'incision. Différentes architectures avec leurs avantages et leurs inconvénients sont présentées dans [FP97]. Les plus couramment utilisées sont :

- **les architectures basées sur un centre de rotation déporté (CRD)**

Une structure motorisée à 4 degrés de liberté est conçue spécialement pour

orienter l'instrument chirurgical autour d'un centre de rotation déporté. Elle permet également de translater et d'orienter l'instrument selon son axe de pénétration. Pour éviter d'exercer des contraintes au niveau du point d'incision, le centre de rotation déporté doit être exactement placé au niveau du point d'incision, ce qui est effectué à l'aide du bras de positionnement.

Le poignet à centre de rotation déporté est généralement constitué par une structure mécanique en parallélogramme comme l'illustre la figure 1.6.a. Les inconvénients principaux de cette architecture sont sa taille importante, sa complexité de mise en oeuvre, et la nécessité de placer précisément le point de rotation déporté sur le point d'incision. Le modèle cinématique inverse permettant de commander les déplacements d'un instrument qui est maintenu par un poignet à centre de rotation déporté est développé dans [FP99].

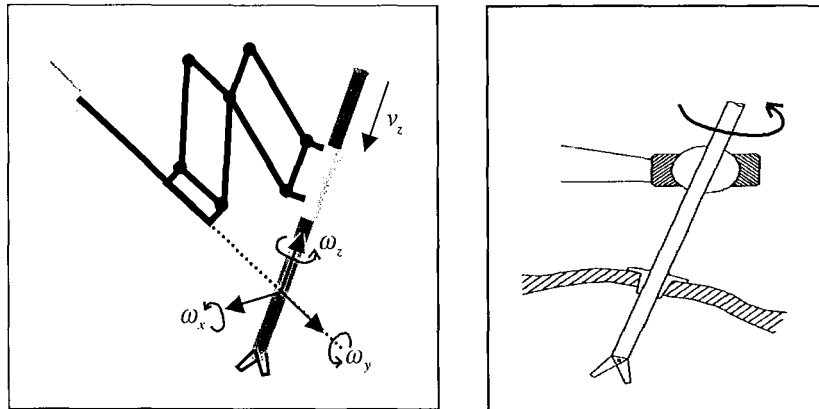
– **les architectures basées sur un poignet à axes passifs (PAP)**

Une deuxième solution pour manipuler un instrument à travers un point d'incision est d'utiliser un manipulateur à 6 degrés de liberté dont les 2 axes du poignet permettent d'orienter l'instrument autour du point d'incision en roue libre (passifs). Le point d'incision est dans ce cas utilisé comme point de pivot et l'orientation de l'instrument est obtenue en positionnant le centre du poignet. Le principal avantage est la réduction de la taille du manipulateur, néanmoins des forces peuvent être appliquées au niveau du point d'incision si des charges importantes sont manipulées par l'instrument. De plus, étant donné que la paroi abdominale n'est pas rigide, un comportement d'élasticité et de jeu peut être présent entre le trocart et l'instrument, ce qui peut réduire la précision du geste.

– **les architectures légères placées sur le patient**

Récemment, un système prototype permettant de manipuler l'endoscope a été présenté par le laboratoire TIMC de Grenoble [BCT⁺02a]. Ce système est actionné par une transmission par câble et a l'avantage d'être très léger de manière à être posé directement sur l'abdomen du patient. Cette solution où le système est posé sur l'abdomen permet de s'affranchir de l'utilisation d'une structure mécanique importante et complexe qui peut présenter des dangers pour le patient et l'équipe médicale.

Enfin, il faut noter que certains se sont intéressés à l'utilisation de robot à 6 degrés de liberté avec des architectures standards (identiques à celles des robots industriels) [MDP⁺02]. Au début, de ce travail de thèse, nous nous sommes également intéressés à une commande permettant de manipuler l'instrument chirurgical à l'aide d'un robot à 6 degrés de liberté avec une architecture standard. Pour respecter la contrainte cinématique imposée par le point d'incision, nous avons proposé une commande par retour d'effort [KMM02]. Cependant, il ne nous apparaît pas aujourd'hui que l'utilisation d'un robot à 6 degrés de liberté avec l'architecture standard soit avantageuse dans le contexte médical. En effet, les conditions d'encombrement et de sécurité imposées dans le bloc opératoire sont plus difficiles à réaliser. C'est pourquoi, l'étude et le développement d'architectures mécaniques légères, intrinsèquement sûres, qui sont prévus pour des applications médicales spécifiques nous semblent être aujourd'hui



(a) centre de rotation déporté

(b) poignet à axes passifs

Fig. 1.6: Architectures mécaniques des manipulateurs esclaves

l'approche la plus prometteuse dans ce domaine.

1.2.2 Les supports d'endoscope robotisés existants

Le développement de la robotique d'assistance pour la coelioscopie interventionnelle a commencé au début des années 90. Les premiers travaux de recherche ont été orientés sur la réalisation de systèmes robotiques permettant de maintenir l'endoscope et de le déplacer par télé-opération.

L'usage d'un porte-endoscope robotisé permet de s'affranchir de l'emploi d'un assistant qui porte et guide manuellement l'endoscope sous les ordres du chirurgien. Les avantages apportés sont :

- la suppression du mouvement dans l'image endoscopique qui était dû au tremblement des mains de l'assistant,
- une meilleure précision de positionnement comparée aux erreurs introduites par une mauvaise synchronisation entre les gestes du médecin assistant et les ordres du chirurgien opérant,
- un gain de place autour de la table d'opération.

Il existe des recherches importantes dans les laboratoires sur la conception et la commande de porte-endoscopes robotisés. Nous allons dans un premier temps présenter rapidement ces travaux. Ensuite, nous présenterons les deux systèmes commerciaux aujourd'hui les plus utilisés en routine clinique dans les hôpitaux du monde entier.

A. Les systèmes expérimentaux

Les premiers systèmes présentés dans les travaux de Funda et al. [TFLT92, EGL⁺96] sont basés sur une architecture à centre de rotation déporté (CRD). Notons

également que [FTE96] traite de manière très détaillée de la commande des déplacements du manipulateur chirurgical présenté dans [EGL⁺96], en tenant compte de la limitation des degrés de liberté imposée par la laparoscopie. Dans [HDBG94] et [CAPL95] les auteurs ont réalisé un poignet à axes passifs (PAP) portant la caméra qui est positionnée à proximité du patient à l'aide d'un robot industriel à 6 degrés de liberté.

Les premiers systèmes obligeaient le chirurgien à actionner une manette pour déplacer le robot, et il ne pouvait pas alors se consacrer pleinement à l'intervention chirurgicale en elle-même. Pour libérer les mains du chirurgien, des travaux de recherche ont été menés pour actionner le manipulateur à partir des mouvements de la tête du chirurgien [FO95, NHK⁺01]. Des systèmes de reconnaissances vocales ont également été utilisés comme interfaces homme-machine pour commander les déplacements de l'endoscope [SWJ⁺97, MVTD⁺00]. Ces derniers permettent d'interpréter plusieurs commandes vocales fournies par le chirurgien et sont actuellement les plus souvent rencontrés.

Russell H. Taylor et al. furent parmi les pionniers à travailler sur le concept d'un assistant robotique autonome [TFE⁺95] où l'endoscope est guidé par asservissement visuel et non plus directement par le chirurgien. Ce mode autonome permet de centrer automatiquement un élément organique d'intérêt dans l'image sous la supervision du chirurgien. D'autres travaux [CAPL95, UCWW95, WUW96, WUW98, WAH97b, WAH97a] ont été réalisés dans le but de commander automatiquement les mouvements de l'endoscope pour suivre les déplacements d'un ou de deux instruments chirurgicaux en mouvement. Ces travaux seront détaillés plus amplement au Chapitre 2 quand nous présenterons les travaux concernant l'automatisation du geste chirurgical par asservissement visuel.

Actuellement, plusieurs travaux sont toujours orientés sur la réalisation de systèmes robotiques permettant d'actionner l'endoscope tel [MGDGFL⁺01] où le manipulateur est basé sur une architecture PAP. Les principales améliorations recherchées sont :

- une intégration simple du système dans le bloc opératoire, sans avoir à modifier les équipements existants,
- une réduction de la taille du système pour faciliter l'accès au patient,
- une sécurité maximale du système,
- une facilité d'utilisation du système par l'équipe médicale,
- une réduction du coût par rapport aux systèmes actuellement disponibles.

Pour répondre à ces attentes, P. Berkelman et al. [BCT⁺02b] ont développé un manipulateur robotique compact et léger qui se pose sur le ventre du patient. Un système de transmission par câbles permet d'actionner l'endoscope selon 3 degrés de liberté (2 rotations autour du point d'incision et une translation le long de l'axe de l'endoscope). Dans une première version du prototype, les câbles étaient actionnés par des muscles artificiels pneumatiques. Ces derniers ont été remplacés par des actionneurs électriques dans une seconde version du prototype [BCT⁺02a] pour obtenir une meilleure précision de positionnement. Ce manipulateur a pour avantages

d'être léger, compact, potentiellement moins dangereux, facile à mettre en place, totalement stérilisable et peu onéreux.

B. Le système commercial AESOP

Le système AESOP (Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning) [SW94, GKMW96], commercialisé par la société Computer Motion Inc. [com] à partir de 1993, fut le premier robot chirurgical au monde à obtenir l'agrément de la "Food and Drug Administration" (FDA), institution américaine de la protection de la santé [fda]. Il est actuellement le système robotique le plus répandu dans les cliniques pour actionner l'endoscope (> 5000 exemplaires vendus). Ce manipula-



Fig. 1.7: Le système AESOP de Computer Motion Inc

teur robotique, basé sur une architecture mécanique PAP, permet de positionner l'endoscope par la commande vocale. Le système AESOP propose 3 modes de mouvements :

- **mouvements discontinus**

Dans ce mode, le système déplace l'endoscope à pas successifs dans les directions ordonnées par le chirurgien. Les commandes vocales "left", "right", "up" et "down" actionnent le système pour déplacer l'endoscope respectivement vers la droite, la gauche, le haut et le bas de l'image. Les commandes vocales "in" et "out" permettent d'augmenter et de diminuer le zoom de la caméra. Pour effectuer une trajectoire complète, le chirurgien indique une série de commandes.

- **mouvements continus**

Le mode continu utilise les mêmes commandes vocales mais ces dernières sont

précédées du mot "move". Contrairement au mode discontinu où les déplacements sont réalisés par pas de petite dimension, dans ce mode les mouvements sont arrêtés uniquement quand le chirurgien émet la commande vocale "stop".

– **mouvements préprogrammés**

Durant l'intervention, le système AESOP peut mémoriser plusieurs configurations de position de l'endoscope sous l'ordre du chirurgien. A tout moment le chirurgien peut ordonner par la commande "return (numéro de la position mémorisée)", la configuration à reprendre.

Des études comparatives entre l'utilisation du système AESOP commandé par la voix et l'emploi d'un assistant humain pour actionner l'endoscope ont été réalisées en analysant les résultats de nombreux cas de procédures laparoscopiques [KMAP95, MIJ98, BSGG99]. Ces études ont permis de conclure que l'usage d'un manipulateur robotique commandé par la voix peut pleinement se substituer au travail d'un assistant. Les avantages apportés par le robot sont : la stabilité de l'image, le contrôle direct de l'endoscope par le chirurgien, la réduction de la fréquence des souillures de la lentille de l'optique dues aux contacts avec des tissus organiques, et la réduction du personnel médical présent durant l'opération.

Dans nos travaux de recherches sur l'automatisation du geste chirurgical par retour visuel, nous utilisons ce système lors de nos expérimentations pour déplacer un instrument chirurgical. La modélisation du robot AESOP est développée en détail à la fin de ce chapitre.

C. Le système commercial EndoAssist

Le système EndoAssist [AGS⁺99] (voir Fig. 1.8) développé et commercialisé par la société Armstrong-Healthcare [arm] permet également d'actionner l'endoscope. Il est basé sur une structure mécanique CRD et a la particularité d'être commandé en fonction du mouvement de la tête du chirurgien. Ce dernier porte un casque léger dont les déplacements sont mesurés par un système de suivi. Le chirurgien regarde simplement dans la direction où l'endoscope doit être conduit. Pour orienter l'endoscope à gauche ou à droite, il tourne sa tête respectivement vers la gauche ou la droite de l'écran vidéo, de même pour le mouvement de haut en bas. Des mouvements naturels similaires permettent également d'augmenter ou de diminuer le zoom. Le robot se déplace uniquement lorsque le chirurgien appuie sur une pédale de validation, ce qui permet au chirurgien d'être libre de ses mouvements lorsque l'endoscope est positionné. L'évolution du système avant sa commercialisation est décrite dans [DH96].

Une étude comparative [BJHM01] entre les performances du système AESOP et celles du système EndoAssist a révélé que le système EndoAssist est plus rapide et plus efficace pour réaliser des mouvements vers le bas, de côté et en diagonale. Le système AESOP est plus rapide dans le mode de mouvements préprogrammés. Le retard pris par le système AESOP lors du positionnement de l'endoscope est attribué au manque de fiabilité du système de reconnaissance vocale et au manque de



Fig. 1.8: Le système EndoAssist de Armstrong-Healthcare Ltd

précision. Pour ce dernier point, les auteurs précisent que la vitesse élevée des mouvements continus et le pas constant des mouvements discontinus ne permettent pas d'obtenir une précision de positionnement similaire à celle du système EndoAssist.

1.2.3 Les systèmes robotiques expérimentaux de coelioscopie interventionnelle

Le guidage de l'endoscope par télé-opération a été étendu à l'action des instruments chirurgicaux pour réaliser l'intervention chirurgicale elle-même par télé-opération. La télé-opération n'est pas un concept nouveau. Elle est déjà très répandue dans le secteur industriel et permet de faire intervenir des robots dans des endroits restreints ou dangereux pour l'homme. Un système de télé-opération est constitué par un ou deux bras esclaves qui sont pilotés à distance par l'utilisateur. L'interface homme-machine se présente sous forme d'un ou deux bras passifs appelés maîtres qui permettent de mesurer et transmettre les commandes de l'utilisateur aux bras esclaves.

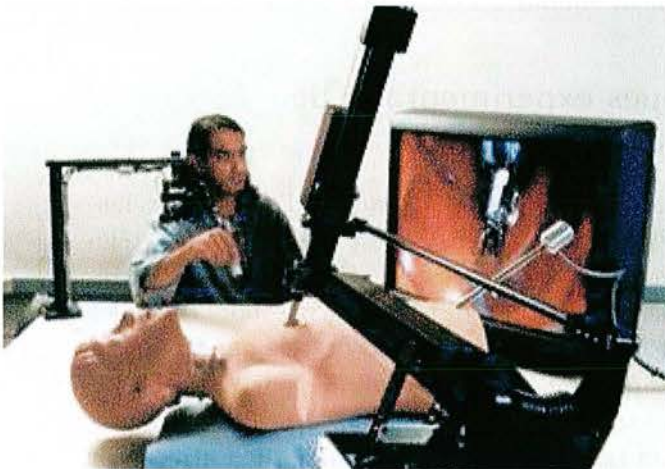
Les difficultés pour transférer cette technologie à la coelioscopie interventionnelle viennent de la nécessité de garantir une sécurité maximale pour le patient ainsi que pour l'équipe médicale, et de répondre aux normes médicales imposées. Plusieurs équipes de recherches ont orienté leurs travaux sur la réalisation de systèmes robotiques pour la télé-chirurgie.

Un des premiers systèmes de télé-opération pour la chirurgie a été présenté dans [HGJ⁺94]. Ce système comporte un manipulateur esclave à 4 degrés de liberté qui

est utilisé uniquement en chirurgie ouverte.

A. Manipulateur Black Falcon

Dans le contexte de la chirurgie laparoscopique, Akhil J. Madhani et al. [MNS98, Mad98] ont développé un manipulateur esclave baptisé "Black Falcon" possédant 8 degrés de liberté (voir Fig. 1.9). Il est basé sur une architecture mécanique CRD. Les 2 premiers degrés de liberté permettent d'orienter le poignet portant l'instrument chirurgical autour du point d'incision, le troisième permet d'introduire l'instrument dans l'abdomen du patient, le quatrième actionne la rotation propre de l'instrument. Les 3 suivants permettent d'orienter l'outil à l'intérieur de l'abdomen et le dernier permet d'actionner l'ouverture et la fermeture de l'outil. L'intérêt de l'augmentation des degrés de liberté à l'intérieur de l'abdomen est de permettre la réalisation de tâches de suture qui sont difficiles à entreprendre avec des instruments conventionnels de laparoscopie. Pour répondre à la contrainte de miniaturisation, des systèmes d'entraînement par câbles et poulies sont utilisés pour actionner les axes du poignet de l'instrument. Ces systèmes de transmission par câbles permettent également de mesurer les 3 forces appliquées au poignet de l'instrument chirurgical à l'extérieur du patient par l'intermédiaire des couples exercés. Une interface haptique à retour d'effort PHANTOM (SensAble Technologie Inc.) est utilisée comme bras maître et restitue au chirurgien les forces d'interaction entre l'instrument et les tissus organiques. Des essais de suture sur des tissus animaux ont permis de montrer l'efficacité de ce prototype.



(a) les bras maître et esclave



(b) le poignet de l'instrument

Fig. 1.9: Le Black Falcon

B. Système de téléchirurgie de l'université de Berkeley

Pour atteindre le même objectif, une équipe de chercheurs à l'université Berkeley de Californie a développé un système robotique maître/esclave [CTCS99, Cav00]

destiné à la chirurgie laparoscopique. Le manipulateur esclave repose sur une architecture mécanique CRD. Il est composé de deux parties. La première partie est un poignet à centre de rotation déporté situé à l'extérieur de l'abdomen qui permet de positionner l'instrument selon les 4 degrés de liberté disponibles en laparoscopie (voir Fig. 1.10.a) et la seconde partie est l'instrument chirurgical dont la tête opérante qui se trouve à l'intérieur du patient est orientable selon 2 degrés de liberté (voir Fig. 1.10.b). Le positionnement de l'instrument est effectué par une structure mécanique parallèle, actionnée par des moteurs à courant continu couplés à des vis sans fin. Un système d'entraînement par câbles et un actionneur hydraulique permettent d'orienter le poignet de l'instrument selon les 2 degrés de liberté et de commander l'ouverture/fermeture de la pince.

Le manipulateur maître est réalisé à partir d'une interface haptique commerciale qui a été modifiée pour commander les 6 degrés de liberté. Dans cette étude, le retour de force n'a pas été implémenté sur le système. Les auteurs ont développé par la

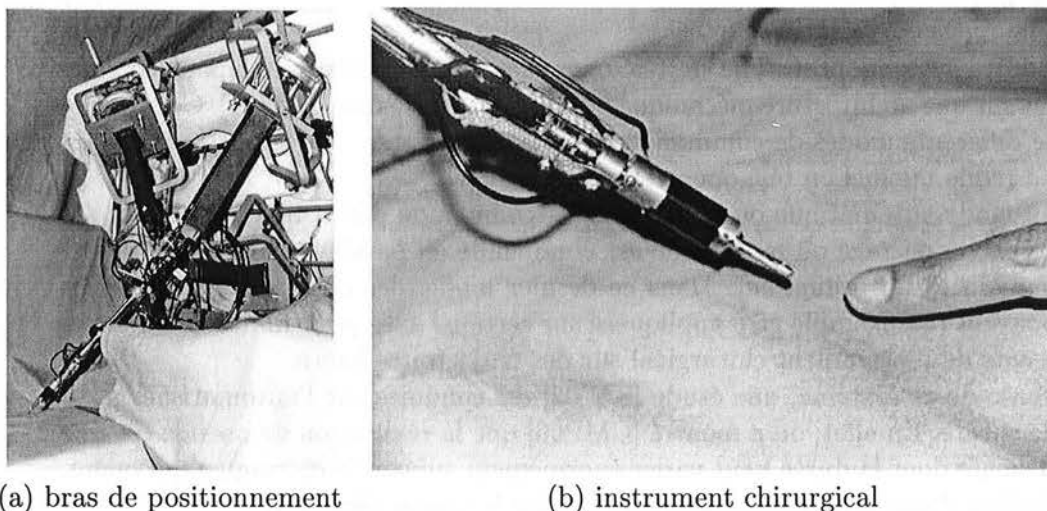
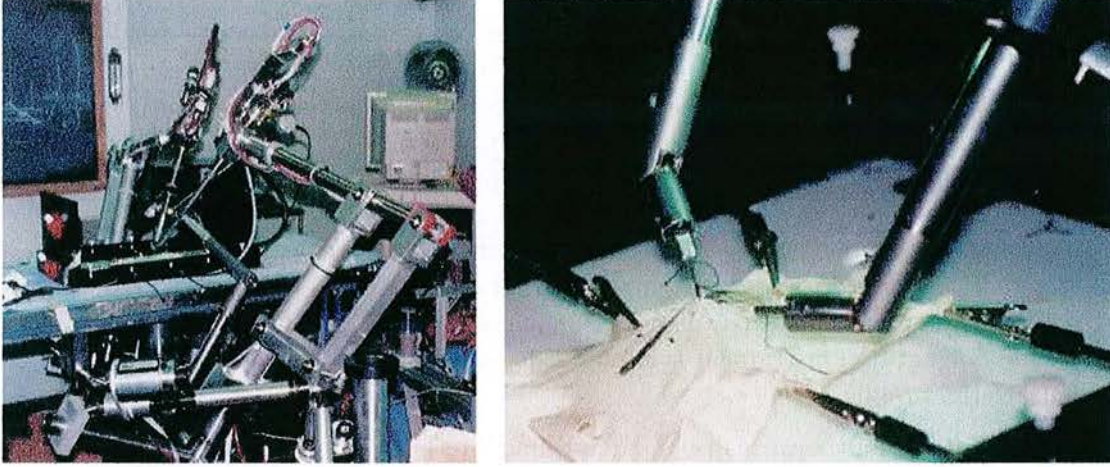


Fig. 1.10: Première génération du manipulateur esclave de l'Université de Berkeley

suite un manipulateur maître/esclave de deuxième génération [CWTS01] possédant deux paires de manipulateurs maîtres et esclaves (voir Fig. 1.11) à 6 degrés de liberté chacun, dont 2 permettant d'orienter la tête de l'instrument chirurgical. Par comparaison avec le premier système, les mouvements d'orientation de la tête de l'instrument et la fermeture de la pince sont tous transmis par un système de câbles. De plus, un retour de force est présent sur 4 axes pour augmenter la sensation du geste chirurgical. Pour ce système, les manipulateurs sont des interfaces haptiques à retour d'effort (PHANToM v1.5 commercialisé par SensAble Technologies Inc.) légèrement modifiées.



(a) bras de positionnements

(b) instruments chirurgicaux

Fig. 1.11: Deuxième génération du manipulateur esclave de l'Université de Berkeley

C. Endobot

Un autre système prototype de télé-opération pour la chirurgie laparoscopique reposant sur une architecture mécanique CRD est présenté dans [KW01]. Ce système propose différents modes de commande :

- un mode manuel en télé-opération,
- un mode automatique où le système est commandé par ordinateur,
- un mode partagé où le système est commandé en parallèle par un utilisateur humain et un ordinateur. Dans ce dernier mode, des contraintes artificielles peuvent par exemple être appliquées sur certains axes pour limiter les mouvements de l'instrument chirurgical sur des trajectoires fixées.

Sur la base de ce système, une étude [KW02] est conduite sur l'automatisation du geste de suture. En effet, on a montré [CMP96] que la réalisation de noeuds est une tâche délicate dont la durée peut varier énormément suivant le chirurgien qui opère, d'où l'intérêt d'une automatisation pour réduire le temps nécessaire.

D. Autres systèmes prototypes

Pour réduire la taille du manipulateur esclave et économiser de la place autour du patient, un manipulateur esclave de taille réduite est présenté dans [KCW⁺02]. Ce manipulateur est composé de 3 parties. La première partie est un support mécanique de positionnement passif qui maintient un système mécanique actif. Ce dernier est un poignet à centre de rotation déporté permettant de manipuler l'instrument selon les 4 degrés de liberté autorisés par la configuration laparoscopique. L'instrument possède des degrés de liberté supplémentaires pour augmenter sa dextérité.

Dans [KKDS02], un système de télé-opération est proposé pour réaliser des interventions laparoscopiques sur le foie sous imagerie par résonance magnétique. Le

manipulateur esclave et l'instrument chirurgical sont réalisés avec des matériaux non ferromagnétiques. L'ensemble comporte 6 degrés de liberté qui sont actionnés par un système hydraulique.

En France, un système robotique appelé "EndoχiroB" prévu pour la téléchirurgie en laparoscopie est actuellement en cours d'étude et de développement. Ce projet est mené par le groupe industriel SINTERS en partenariat avec plusieurs laboratoires de recherche (CHU de Toulouse, LAAS, CEA - CEREM, INRIA, IET, ONERA, LIRMM).

E. Augmentation de la dextérité

Comme nous l'avons vu dans les travaux précédents, un des progrès apportés par la robotique est l'apparition d'instruments chirurgicaux à forte dextérité. Des articulations additionnelles à l'extrémité de l'instrument permettent de pallier le manque de maniabilité dû à la contrainte du point d'incision. Initialement, le mouvement des instruments est limité à 4 degrés de liberté, 2 rotations autour du point d'incision, une rotation autour de l'axe propre de l'instrument et une translation le long du trocart. Or pour un positionnement complet de l'outil (scalpel, pince,...), 6 degrés de liberté sont nécessaires, 3 pour le positionnement et 3 pour l'orientation. Plusieurs travaux traitent de l'augmentation de la dextérité des instruments chirurgicaux. Généralement 2 degrés de liberté sont ajoutés entre l'outil et le corps de l'instrument pour permettre d'orienter l'outil dans l'abdomen et obtenir ainsi les 6 degrés de liberté. Un septième degré de liberté permet également l'ouverture/fermeture de la pince ou des ciseaux. Les actionneurs utilisés sont le plus souvent des mécanismes d'entraînement par câbles pour garantir une miniaturisation maximale de l'instrument [MNS98, CTCS99, NKK01, JMS⁺02]. Un instrument chirurgical comportant 9 degrés de liberté (dont un pour l'ouverture et la fermeture de la pince) totalement actionné par câbles est présenté dans [IDHH02]. Les principaux inconvénients des transmissions par câbles sont la faible répétabilité, la fiabilité et le manque de raideur de l'effecteur. Ils sont dus à l'élasticité, à la déformation par l'usure et à la friction des câbles. Pour éviter ces inconvénients, un système d'engrenage miniature a été proposé dans [MM99] pour orienter la tête de l'instrument selon 2 degrés de liberté. Seule une transmission par câble est utilisée pour actionner la pince. Pour le système télé-opéré présenté dans [KCW⁺02] le corps des instruments chirurgicaux est composé de 3 parties rigides qui peuvent coulisser les unes par rapport aux autres permettant ainsi d'orienter une plate-forme fixée à leur extrémité. Ce dispositif est comparable à un robot parallèle et permet d'orienter l'outil de l'instrument qui est solidaire de la plate-forme. Un troisième degré de liberté permet également d'orienter l'outil selon son propre axe. Bien entendu, la liste des travaux présentés ici n'est pas exhaustive car l'augmentation de la dextérité des instruments chirurgicaux est actuellement une thématique de recherche en plein essor.

1.2.4 Les systèmes robotiques commerciaux de coelioscopie interventionnelle

A ce jour essentiellement deux systèmes robotiques répondant aux normes médicales sont disponibles sur le marché.

A. Zeus

Le système ZEUS développé et introduit à partir de 1996 par la société américaine Computer Motion Inc. a permis aux chirurgiens de réaliser les premiers essais dans plusieurs disciplines de laparoscopie opératoire par télé-opération, ainsi que le premier pontage de l'artère coronaire sur coeur-battant en 1999 [RDM⁺99]. Son utilisation a été légalement approuvée aux Etats-Unis en septembre 2002 par l'institution américaine de la protection de la santé "Food and Drug Administration" (FDA) pour assister le chirurgien lors d'intervention en chirurgie laparoscopique tels la cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire) ou le reflux gastro-œsophagien (suppression de lésions muqueuses à risque de dégénérescence). En 2001, le professeur Marescaux a télé-opéré ce système depuis New-York pour effectuer avec succès une cholécystectomie à une patiente se trouvant à Strasbourg [MLG⁺01]. Cette première opération transatlantique baptisée "opération Lindbergh" fut réalisable grâce à l'utilisation d'un système de télé-communication de haut débit (10 mégabits/seconde) et à forte redondance pour transmettre les informations nécessaires entre la console de commande et le manipulateur esclave (retour visuel de l'endoscope, commande du robot, visio-conférence). Grâce aux prouesses des ingénieurs de télé-communication, le délai entre le geste du chirurgien et le retour obtenu dans l'image a été réduit à 150 millisecondes [GBW02].

Le manipulateur esclave est présenté à la figure 1.12. Il est composé de 3 bras robotiques indépendants dont la géométrie est similaire à celle du bras AESOP avec une architecture mécanique basée sur un poignet à axes passifs (PAP). Un bras permet de maintenir et déplacer l'endoscope et les 2 autres servent à actionner 2 instruments chirurgicaux. Chaque bras est fixé sur la table d'opération à la convenance du chirurgien. Pesant chacun une quinzaine de kilogrammes, ils peuvent être aisément transportés par une personne de l'équipe médicale. La console de commande (voir Fig. 1.13) comporte le manipulateur maître et l'écran vidéo qui fournit le retour visuel de la scène opératoire. A l'aide de ses deux mains, le chirurgien actionne deux bras maîtres qui transmettent les déplacements à effectuer aux bras esclaves portant les instruments chirurgicaux. Le manipulateur portant l'endoscope est commandé par la voix selon le même principe que le système AESOP. Plus d'une quarantaine d'instruments chirurgicaux sont disponibles (voir Fig. 1.14) dont les diamètres varient entre 3,5 et 5 mm. Ils peuvent être facilement changés durant l'intervention par un assistant se trouvant à proximité du manipulateur esclave et sont stérilisés par autoclave. Certains instruments possèdent également un poignet introduisant 1 degré de liberté supplémentaire (2 degrés de liberté avec la pince) pour augmenter la

maniabilité des outils à l'intérieur de l'abdomen (voir Fig. 1.15a). Le système ZEUS propose une visualisation 2D ou 3D selon la préférence du chirurgien. Si la visualisation 3D est choisie, un endoscope stéréoscopique (voir Fig. 1.15b) est utilisé pour fournir deux images légèrement décalées de la scène. Ces dernières sont projetées au chirurgien par l'écran de la console. Le chirurgien utilise alors des lunettes 3D qui lui restituent les images indépendamment sur chaque oeil pour procurer la sensation de la vision en relief.



Fig. 1.12: Le système ZEUS : les manipulateurs esclaves

B. Da Vinci

Le système Da Vinci [GS00] est développé et commercialisé par la société américaine Intuitive Surgical Inc. [int]. Comparé à son principal concurrent qui est le système ZEUS de Computer Motion Inc, Da Vinci est le premier système de téléopération en chirurgie mini-invasive à avoir obtenu l'agrément de l'institution américaine de la protection de la santé "Food and Drug Administration" (FDA) en 1997 pour assister le chirurgien. Son usage était dans un premier temps limité à l'action d'instruments endoscopiques peu offensifs dont un endoscope rigide, un instrument de dissection peu tranchant et un instrument de rétraction. En 2000, la FDA autorisa l'utilisation du système pour actionner également des instruments plus offensifs, comme des ciseaux, scalpels, supports d'aiguille, instruments électriques de cautérisation, stabilisateurs et autres instruments utilisés lors de procédures laparoscopiques tels la cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire) ou le reflux gastro-œsophagien (suppression de lésions muqueuses à risque de dégénérescence).



Fig. 1.13: Le système ZEUS : la console de commande composée du robot maître et de l'écran vidéo



Fig. 1.14: Le système ZEUS : quelques instruments chirurgicaux disponibles

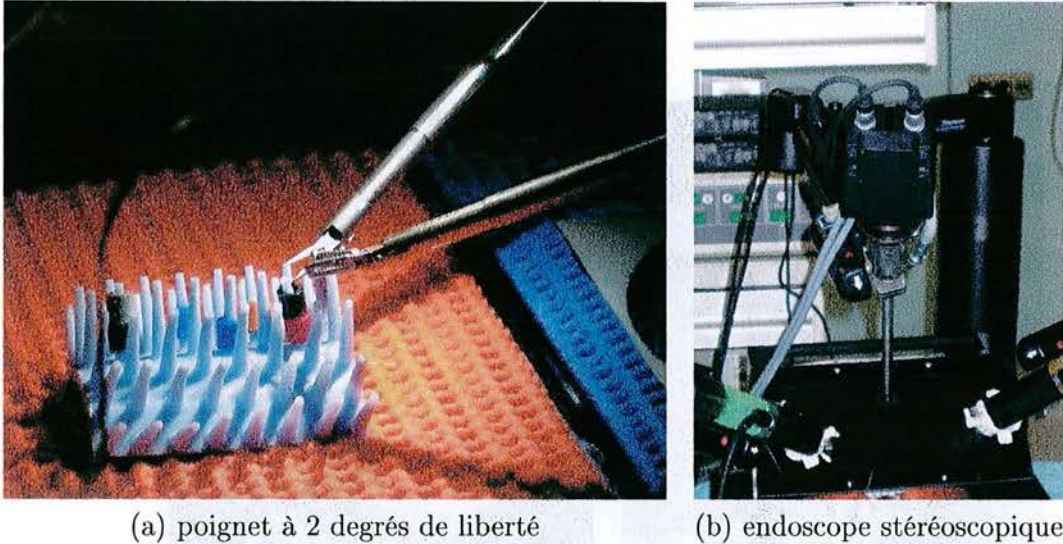
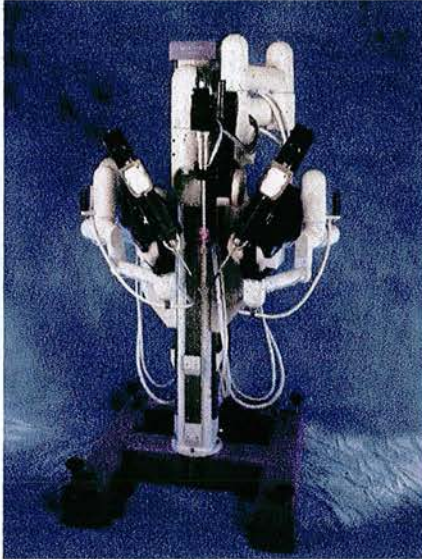


Fig. 1.15: Le système Zeus : les instruments à dextérité augmentée - l'endoscope stéréoscopique

Le dernier agrément a été donné en 2002 par la FDA pour assister des interventions en chirurgie thoracoscopique non-cardiovasculaire (pathologie respiratoire et chirurgie thoracique) et également pour des procédures de cardiectomie thoracoscopique (opération chirurgicale où l'on ouvre les cavités cardiaques).

Comme tout système de télé-opération, le système Da Vinci est composé d'un manipulateur esclave et d'un manipulateur maître (voir Fig. 1.16). A la différence du système ZEUS, les 3 bras esclaves manipulant les instruments chirurgicaux et l'endoscope, selon les 4 degrés de liberté autour du point d'incision, sont tous solidaires de la même base et reposent sur une architecture mécanique à centre de rotation déporté (CRD). La console de commande est en une seule partie, intégrant le manipulateur maître et un système d'immersion visuelle (voir Fig. 1.17.a). Contrairement au système ZEUS où les déplacements de l'endoscope sont commandés vocalement, le bras esclave du système Da Vinci portant l'endoscope est commandé non pas par la voix, mais par l'intermédiaire de pédales au niveau de la console de télé-opération. Le système Da Vinci était le premier à proposer au chirurgien une visualisation 3D par projection indépendante sur chaque œil des deux images fournies par un endoscope stéréoscopique (voir Fig. 1.17.b). La figure 1.18 présente quelques instruments EndoWristTM interchangeables qui équipent le système. Ces instruments ont un diamètre de 8 mm et un poignet comportant 3 degrés de liberté (dont fermeture de la pince) actionné par une transmission par câbles. Le poignet orientable permet d'augmenter le nombre de degrés de liberté de l'instrument à 7 pour fournir au chirurgien une maniabilité plus élevée. Ils sont également conçus pour être stérilisés par autoclave.

Dans [SG01], les résultats d'une étude comparative entre le système ZEUS et le



(a) les bras esclaves

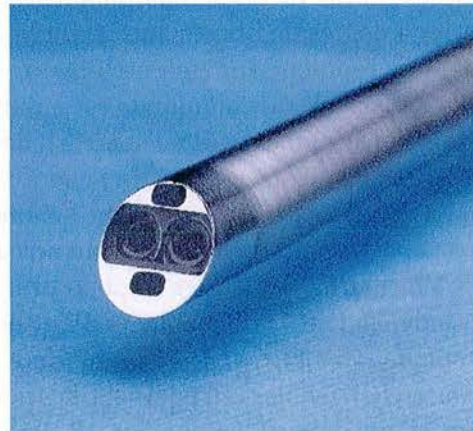


(b) la console de commande

Fig. 1.16: Le système Da Vinci : les manipulateurs esclave et maître



(a) interface homme-machine



(b) endoscope à double canal optique

Fig. 1.17: Le système Da Vinci : l'interface homme-machine et l'endoscope stéréoscopique

(a) Les instruments EndoWristTM

(b) poignet à 3 degrés de liberté

Fig. 1.18: Le système Da Vinci : les instruments EndoWristTM

système Da Vinci sont présentés. Cette étude a été menée en mesurant les temps nécessaires pour réaliser différentes interventions laparoscopiques, sur des porcs vivants, à l'aide des 2 systèmes, pour des opérations dans le domaine de l'urologie. Les résultats ont montré que les durées d'apprentissages et les durées d'interventions sont plus courtes lorsque le système Da Vinci est utilisé. Cette différence s'explique par le fait que la commande manuelle à fournir pour actionner les instruments est plus intuitive avec ce dernier système, car les mouvements entre les bras maîtres et esclaves ne sont pas inversés (ce qui est identique à une chirurgie directe classique) contrairement au système ZEUS où les mouvements sont inversés comme en laparoscopie conventionnelle.

Dans [LH00] le manipulateur maître du système ZEUS est remplacé par deux interfaces haptiques PHANTOM pour évaluer l'efficacité de différents modes de commande. La commande des déplacements est testée soit dans le repère de l'image, soit dans le repère de l'effecteur de l'instrument.

Des tests sur l'efficacité et l'ergonomie d'une interface haptique à 6 ou 4 degrés de liberté sont également effectués. En conclusion, cette étude a montré que le système de commande utilisant des interfaces haptiques à 4 degrés et dont les déplacements sont référencés dans le repère de l'instrument est le mieux approprié pour le système ZEUS.

Le point faible majeur de ces deux systèmes est l'absence d'un retour d'effort qui permettrait au chirurgien de ressentir les contraintes physiques exercées par les instruments chirurgicaux durant l'intervention. Une analyse [KOB⁺02] comparant les forces exercées lors de la réalisation de noeuds de suture, soit manuellement par le chirurgien ou avec un système robotique télé-opéré sans retour d'effort a montré clairement que les performances d'un système robotique lors de tâches complexes peuvent être considérablement augmentées si un retour d'effort est fourni au chirurgien. Dans [POH01] une commande par retour d'effort est proposée et implémentée

sur le système ZEUS. Pour ce faire, les auteurs ont réalisé un instrument chirurgical possédant un capteur d'effort miniature placé à son extrémité. Ce dernier supporte sur sa partie sensible un scalpel et permet de mesurer les 3 composantes de la force appliquée. Dans cette étude, le manipulateur maître d'origine est remplacé par une interface haptique PHANTOM (Sensable Technologies Inc.) comportant 6 degrés de liberté pour commander les déplacements d'un bras esclave et restituer les forces appliquées au scalpel à l'utilisateur. Une des applications d'un retour tactile est de pouvoir localiser des polypes gastro-intestinaux ou de différencier par palpation un tissu cancéreux parmi des tissus sains. Dans [HCTD02] des jauges de contrainte sont fixées sur les mors de l'effecteur d'un instrument pour mesurer les forces exercées sur différents tissus organiques et les restituer au chirurgien par l'intermédiaire d'une interface haptique PHANTOM. Un capteur tactile, constitué d'un micro-mécanisme piezoélectrique, fixé sur chaque mors d'un instrument de saisie (pince) est également présenté dans [DPP99]. Il permet de fournir au chirurgien la sensation tactile des tissus organiques qu'il manipule. La particularité de ce capteur est de pouvoir mesurer l'amplitude de la force appliquée sur différents points de la surface du mors considéré.

C. Avantages apportés par les systèmes de télé-opération commerciaux

Les systèmes ZEUS et Da Vinci apportent les avantages suivants :

- **augmentation de la précision du geste**

L'utilisation d'un système robotique augmente la précision du geste, car les instruments chirurgicaux ne sont plus maniés directement par le chirurgien, mais par un bras mécanique stable et précis. Un filtrage des mouvements de commande est appliqué pour éviter de transmettre les éventuels tremblements des mains du chirurgien aux mouvements des instruments chirurgicaux. En utilisant l'un des deux systèmes robotiques, le chirurgien a également la possibilité de démultiplier son geste en définissant par exemple qu'un mouvement de 1 cm de sa main provoque un déplacement de 1 mm au niveau de l'instrument chirurgical, ce qui accroît considérablement la précision du geste.

- **dextérité élevée des instruments chirurgicaux**

Les systèmes robotiques proposent au chirurgien des instruments chirurgicaux dont la dextérité est plus importante que les instruments utilisés en laparoscopie conventionnelle, ce qui facilite la réalisation de tâches complexes comme la suture.

- **plus grand confort pour le chirurgien**

Les systèmes robotiques, permettent au chirurgien de s'asseoir confortablement dans un fauteuil à quelques mètres du patient, plutôt que de rester debout en maintenant une posture fatigante durant une longue durée. De plus, si le chirurgien ne valide pas, par action d'une pédale, la transmission des mouvements du manipulateur maître au manipulateur esclave, il peut repositionner les bras maîtres pour maintenir son confort sans provoquer le mouvement des instruments.

– **possibilité d'intervention à distance**

Grâce au progrès en matière de télé-communication, un des avantages futurs de la chirurgie assistée par robot est de pouvoir réaliser des interventions chirurgicales sur des patients ne se trouvant pas à la même position géographique que le chirurgien. D'après le professeur Jacques Marescaux qui a réalisé l'opération "Lindbergh", la chirurgie à distance permettra le partage du geste chirurgical et la participation de plusieurs chirurgiens experts à une opération chirurgicale se déroulant n'importe où sur le globe.

1.3 Modélisation et architecture du robot médical AESOP

Pour nos expériences sur l'aide au geste chirurgical dans le contexte de la laparoscopie, nous utilisons un manipulateur robotique AESOP (Automatic Endoscopic System for Optimal Positioning). Ce système robotique validé cliniquement, a déjà fait ses preuves depuis quelques années dans de nombreux hôpitaux. Il est utilisé essentiellement pour maintenir et déplacer la caméra endoscopique sous les commandes manuelles ou vocales du chirurgien. Le système AESOP dont nous disposons a la particularité de posséder une version ouverte du système de commande avec la possibilité d'être commandé à partir d'un ordinateur de type PC. Pour nos essais expérimentaux nous utilisons ce système pour manipuler l'instrument chirurgical. Dans cette partie du chapitre, nous décrivons l'architecture mécanique du manipulateur AESOP et établissons son modèle géométrique et cinématique. Etant donné que le modèle cinématique propre à la manipulation laparoscopique dépend de la position du point d'incision, nous proposons un algorithme d'estimation pour fournir, en temps réel, cette information.

1.3.1 Présentation générale

Le robot AESOP est un bras manipulateur de type SCARA constitué d'un chaînage de 8 corps solides reliés entre eux par 7 axes. Le premier axe est une liaison prismatique et les 6 axes suivants sont des liaisons rotoïdes. Seuls les axes 1,2,3 et 7 sont motorisés, l'axe 4 est fixe mais ajustable et les axes 5 et 6 sont libres (voir Fig. 1.19). Chaque axe est équipé d'un capteur de position absolue. L'axe 4 permet d'incliner manuellement l'avant-bras vers le bas selon sept configurations angulaires bloquées mécaniquement. L'intérêt de ce degré de liberté est de faciliter la mise en place initiale du robot pour accéder de manière optimale à l'espace de travail nécessaire à l'intervention chirurgicale. L'inclinaison de l'avant-bras étant bloquée, la position angulaire autour de l'axe 4 reste constante tout au long de l'intervention.

Le poignet du bras réalisé à l'aide des axes 5,6 et 7 permet de maintenir un endoscope ou un instrument chirurgical. La solution employée par Computer Motion pour respecter la contrainte cinématique introduite par le point d'incision consiste à rendre les axes 5 et 6 passifs. L'orientation de l'endoscope ou de l'instrument chirurgical par rapport au point d'incision est par conséquent libre suivant les axes 5

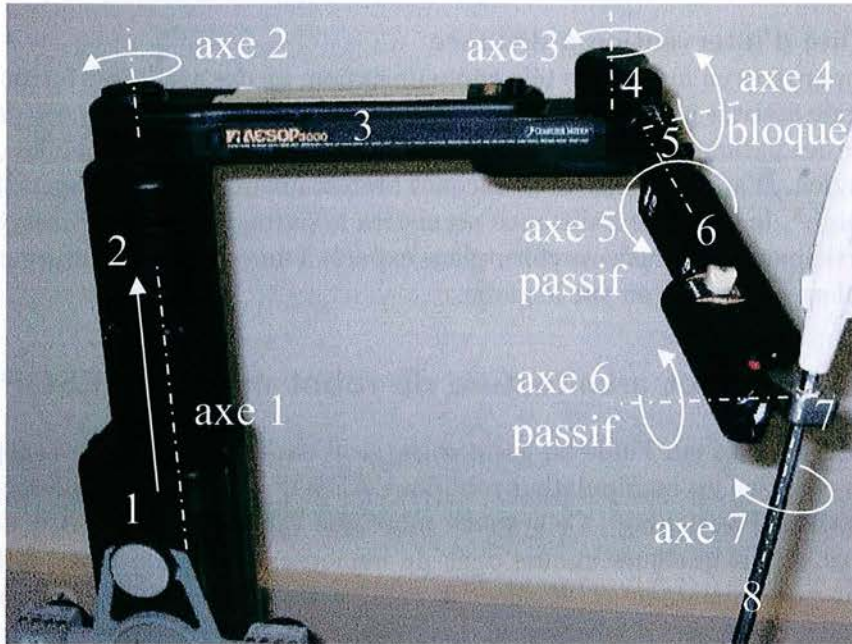


Fig. 1.19: Géométrie du manipulateur AESOP

et 6. Il est défini par la position du centre du poignet par rapport au point d'incision. Cette solution garantit des mouvements de rotation autour du point d'incision.

Les 2 derniers corps du poignet sont démontables pour être stérilisés à haute température. Le corps 7 est composé de 2 éléments détachables qui sont maintenus par aimantation. Le premier élément se fixe au corps 6 par l'intermédiaire de l'axe 6, et le deuxième élément est lié du corps 8 par l'axe 7. L'endoscope ou l'instrument chirurgical est maintenu solidaire du corps 8 par un collier de serrage. Ce système de fixation par aimantation fournit plusieurs avantages. Le premier avantage est la possibilité de fixer ou de détacher facilement et rapidement l'endoscope ou l'instrument chirurgical du bras manipulateur. Le deuxième avantage est d'avoir une rupture automatique de la fixation de l'instrument chirurgical si une contrainte de force supérieure à la force magnétique de fixation est exercée accidentellement sur le patient.

Le robot AESOP a mécaniquement 7 degrés de liberté. Cependant, l'axe 4 étant bloqué pour une configuration donnée, nous considérons pour la modélisation uniquement 6 degrés de liberté, dont 4 sont actifs et 2 sont passifs. Les 4 degrés de liberté actifs permettent de commander les mouvements de l'endoscope ou de l'instrument chirurgical selon les 4 degrés de liberté propres à la manipulation laparoscopique. Les 4 axes motorisés sont entraînés par des moteurs à courant continu. Chaque moteur est pourvu d'un réducteur et d'un frein débrayé automatiquement lorsqu'un courant est appliqué.

La commande électrique est réalisée par un asservissement de courant imbriqué dans un asservissement de vitesse. Le courant induit dans chaque moteur est régulé

par une boucle de contre-réaction. Cet asservissement a pour fonction de contrôler le couple des moteurs qui est proportionnel au courant d'induit. Pour contrôler la vitesse articulaire de chaque axe motorisé, la boucle de l'asservissement en courant est imbriquée dans une boucle d'asservissement en vitesse.

Des commandes manuelles sont disponibles en actionnant un interrupteur placé sur l'avant-bras du robot. Elles permettent de positionner initialement le bras par rapport au patient. L'interrupteur permet d'actionner la translation du corps 1 selon l'axe 1. Une pression maintenue sur cet interrupteur permet également d'asservir à zéro le courant des moteurs des axes 2 et 3, dans le but de suivre à couple nul une trajectoire imposée physiquement par l'utilisateur.

1.3.2 Modélisation géométrique et notations

Un robot série à structure cinématique ouverte tel le robot AESOP est constitué d'un chaînage de $n + 1$ corps liés entre eux par n articulations rotoïdes ou prismatiques. Les angles de rotation ou les longueurs de translation des différentes articulations sont appelés *coordonnées articulaires* et constituent le vecteur des coordonnées articulaires $\mathbf{q} = [q_1 \dots q_n]^T$. La modélisation géométrique du robot a pour objectif de déterminer la transformation entre l'espace des coordonnées articulaires et l'espace des coordonnées cartésiennes.

Dans l'espace cartésien, la position d'un objet est définie par 6 coordonnées : 3 définissant la position et 3 définissant l'orientation. L'*attitude* permet de définir la position et l'orientation relatives d'un repère cartésien $\{j\}$ par rapport à un repère cartésien $\{i\}$. Elle est décrite par le vecteur à 6 composantes suivant que nous notons ${}^i\mathbf{p}_j$:

$${}^i\mathbf{p}_j = \left[\begin{array}{c} T_x \\ T_y \\ T_z \\ \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{array} \right] \left. \begin{array}{l} \left. \begin{array}{c} T_x \\ T_y \\ T_z \end{array} \right\} \text{ translation} \\ \left. \begin{array}{c} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{array} \right\} \text{ rotation} \end{array} \right\} \quad (1.1)$$

Les 3 premières composantes définissent la translation le long des axes du repère $\{i\}$ et les 3 dernières composantes correspondent aux angles représentant la rotation du repère $\{j\}$ par rapport au repère $\{i\}$. Il existe plusieurs représentations de la rotation utilisant soit les angles d'Euler, soit les angles de roulis, tangage, lacet ou soit un angle autour d'un axe unitaire (cf. [KD02]). Quelle que soit la représentation utilisée, ces trois paramètres permettent de définir une matrice de rotation unique. Cette matrice de rotation est de dimension 3 par 3 et définit totalement l'orientation du repère $\{j\}$ par rapport au repère $\{i\}$. Elle est notée :

$${}^i\mathbf{R} = \begin{bmatrix} {}^i r_{11} & {}^i r_{12} & {}^i r_{13} \\ {}^i r_{21} & {}^i r_{22} & {}^i r_{23} \\ {}^i r_{31} & {}^i r_{32} & {}^i r_{33} \end{bmatrix} ; \quad {}^i\mathbf{R}^T {}^i\mathbf{R} = \mathbf{I}_{[3 \times 3]}, \quad \det({}^i\mathbf{R}) = 1 \quad (1.2)$$

L'attitude d'un repère $\{j\}$ centré au point \mathbf{O}_j par rapport à un repère $\{i\}$ centré au point \mathbf{O}_i est définie par la translation des origines $\overrightarrow{\mathbf{O}_i\mathbf{O}_j}$ et la rotation ${}^i_j\mathbf{R}$. Ainsi, les coordonnées d'un point P définies dans $\{j\}$ par ${}^j\mathbf{P}$ peuvent être exprimées dans $\{i\}$ en effectuant :

$${}^i\mathbf{P} = {}^i\mathbf{O}_j + {}^i_j\mathbf{R} {}^j\mathbf{P} \quad (1.3)$$

où ${}^i\mathbf{O}_j = [{}^i o_{jx} \quad {}^i o_{jy} \quad {}^i o_{jz}]^T$ correspond aux coordonnées de l'origine du repère $\{j\}$ exprimées dans $\{i\}$.

Nous pouvons également exprimer un vecteur \mathbf{V} dans $\{i\}$ dont les coordonnées sont initialement définies dans $\{j\}$, avec la relation suivante :

$${}^i\mathbf{V} = {}^i_j\mathbf{R} {}^j\mathbf{V} \quad (1.4)$$

Ces deux relations (1.3) et (1.4) caractérisent le changement de repère de référence. En robotique, la matrice homogène permet de décrire la géométrie relative entre deux repères. Elle est définie par :

$${}^i_j\mathbf{H} = \begin{bmatrix} & {}^i_j\mathbf{R} & {}^i\mathbf{O}_j \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^i_j h_{11} & {}^i_j h_{12} & {}^i_j h_{13} & {}^i_j h_{14} \\ {}^i_j h_{21} & {}^i_j h_{22} & {}^i_j h_{23} & {}^i_j h_{24} \\ {}^i_j h_{31} & {}^i_j h_{32} & {}^i_j h_{33} & {}^i_j h_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.5)$$

Pour son utilisation, nous ajoutons une 4^{ème} coordonnée au point ou au vecteur duquel nous désirons calculer les coordonnées dans un nouveau repère. Cette coordonnée vaut 1 pour un point finie et 0 pour un vecteur (direction = point à l' ∞) :

$${}^i\mathbf{P} = \begin{bmatrix} {}^i p_x \\ {}^i p_y \\ {}^i p_z \\ 1 \end{bmatrix} \quad {}^i\mathbf{V} = \begin{bmatrix} {}^i v_x \\ {}^i v_y \\ {}^i v_z \\ 0 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

Le changement de repère de référence pour un point ou un vecteur en utilisant la matrice homogène est alors obtenu par :

$${}^i\mathbf{P} = {}^i_j\mathbf{H} {}^j\mathbf{P} \quad {}^i\mathbf{V} = {}^i_j\mathbf{H} {}^j\mathbf{V} \quad (1.7)$$

Notons également que l'inversion d'une matrice homogène utilisée pour effectuer une transformation homogène inverse est définie par :

$$({}^i_j\mathbf{H})^{-1} = \begin{bmatrix} & {}^i_j\mathbf{R}^T & -{}^i_j\mathbf{R}^T {}^i\mathbf{O}_j \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = {}^j_i\mathbf{H} \quad (1.8)$$

Ayant introduit ces quelques notions de géométrie qui sont loin d'être exhaustives, plus de détails étant disponibles dans la littérature robotique classique (voir par exemple, [SV89, Cra89, KD02]), nous pouvons à présent calculer le modèle géométrique direct du robot. Ce modèle géométrique permet d'exprimer l'attitude ${}^B\mathbf{p}_E$ du

repère $\{E\}$ de l'organe terminal du robot par rapport à son repère de base $\{B\}$ en fonction des coordonnées articulaires \mathbf{q} .

En pratique, si les corps du robot sont numérotés de 0 à n , où la base du robot correspond au numéro 0 et l'organe terminal (effecteur) est désigné par n . La première étape de la modélisation consiste à attacher un repère $\{i\}$ numéroté de 0 à n à chaque corps. La transformation entre le repère $\{k-1\}$ attaché au corps $(k-1)$ et le repère $\{k\}$ attaché au corps k exprimée dans le repère $\{k-1\}$ est définie par la matrice homogène ${}^{(k-1)}_k\mathbf{H}(q_k)$ dépendante de la coordonnée articulaire q_k de l'axe k . L'attitude de l'organe terminal par rapport au repère de base du robot ${}^B\mathbf{p}_E$ correspond à la transformation entre le repère de base $\{B\} = \{0\}$ et le repère de l'effecteur $\{E\} = \{n\}$ exprimée dans le repère de base $\{B\}$. Elle est donnée par la matrice homogène ${}^B_E\mathbf{H}(\mathbf{q})$ obtenue par composition des différentes transformations :

$${}^B_E\mathbf{H}(\mathbf{q}) = {}^0_n\mathbf{H}(\mathbf{q}) = {}^0_1\mathbf{H}(q_1){}^1_2\mathbf{H}(q_2)\dots{}^{(n-1)}_n\mathbf{H}(q_n) \quad (1.9)$$

Il existe une infinité de possibilités pour positionner chaque repère. Nous avons suivi la convention de Denavit-Hartenberg non modifiée (voir [SV89]).

Le calcul de ${}^B_E\mathbf{H}(\mathbf{q})$ pour le robot AESOP avec la convention de Denavit-Hartenberg non modifiée est détaillé dans l'annexe A.1.1. Dans le cas du robot AESOP, si nous ne considérons pas l'axe réglable, nous avons 6 axes mobiles ($n = 6$) dont un axe prismatique et 5 axes rotoïdes. Par conséquent, le vecteur de coordonnées articulaires \mathbf{q} est de dimension 6 et ${}^B_E\mathbf{H}(\mathbf{q}) = {}^0_6\mathbf{H}(\mathbf{q})$, où (q_1, q_2, q_3) correspondent aux axes 1,2,3 de la figure 1.19 et (q_4, q_5, q_6) aux axes 5,6,7 (cf. annexe A.1.1).

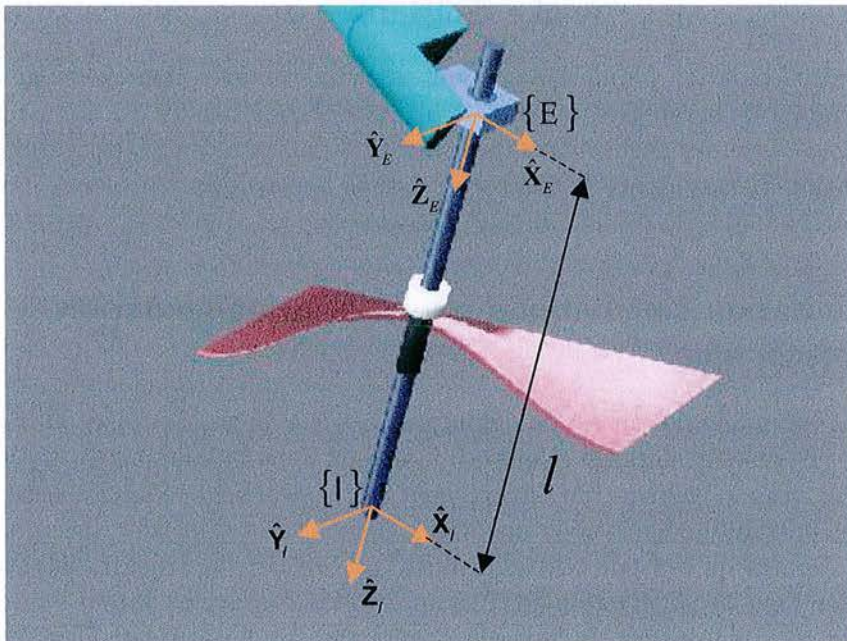


Fig. 1.20: Définition de la géométrie des repères : effecteur $\{E\} = \{6\}$ et instrument $\{I\}$

D'autre part, afin de définir la position de l'extrémité de l'endoscope ou de l'instrument chirurgical qui est maintenu par l'effecteur, nous introduisons une matrice homogène supplémentaire, ${}^E_I\mathbf{H}$. Elle donne la transformation entre le repère de l'effecteur $\{E\}$ et le repère $\{I\}$ attaché à l'extrémité de l'instrument chirurgical (voir figure 1.20). La transformation ${}^E_I\mathbf{H}$ se limite à une translation le long de l'axe \hat{Z}_E :

$${}^E_I\mathbf{H} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & l \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1.10)$$

où le paramètre l correspond à la distance qui sépare l'extrémité de l'instrument de l'origine de l'effecteur du robot. Par conséquent, la transformation ${}^B_I\mathbf{H}$ entre le repère de base du robot, $\{B\}$ et le repère de l'instrument, $\{I\}$, exprimée dans le repère de base est donnée par :

$${}^B_I\mathbf{H} = {}^B_E\mathbf{H} {}^E_I\mathbf{H} \quad (1.11)$$

Cette transformation correspond au modèle géométrique direct du robot et permet de calculer l'attitude ${}^B\mathbf{p}_I$ de l'instrument chirurgical par rapport au repère de base du robot en fonction des coordonnées articulaires \mathbf{q} .

Enfin, notons que grâce à la décomposition de la rotation en 3 rotations élémentaires, il est toujours possible de convertir une matrice homogène quelconque en 6 coordonnées constituant une attitude (cf. [KD02]). Nous avons donc :

$${}^B\mathbf{p}_I(\mathbf{q}) = T_6({}^B_I\mathbf{H}(\mathbf{q})) \quad (1.12)$$

où T_6 est la transformation permettant de convertir une matrice homogène en une attitude, dépendant de la représentation de la rotation choisie (angles d'Euler, angles de roulis, tangage, lacet ou angle élémentaire autour d'un axe unitaire (cf. [Cra89])). La transformation T_6 est donnée en annexe A.2 dans le cas de la représentation de la rotation par les angles de roulis, tangage, lacet.

1.4 Modélisation cinématique propre à la manipulation laparoscopique

La fonction du manipulateur est de déplacer, à travers un trocart placé au point d'incision, un instrument chirurgical qui est introduit dans l'abdomen du patient. En laparoscopie, les mouvements de l'instrument chirurgical sont réduits à 4 degrés de liberté. La contrainte cinématique introduite par le point d'incision interdit les translations latérales de l'instrument chirurgical au niveau du trocart. Seules la translation selon l'axe de pénétration de l'instrument, les 2 rotations autour du point d'incision et la rotation autour de l'axe de pénétration sont possibles. Dans cette partie, nous présentons les calculs permettant de réaliser la transformation entre l'espace des vitesses opérationnelles de l'instrument chirurgical selon ces 4 degrés de

liberté et l'espace des vitesses articulaires du robot, $\dot{\mathbf{q}}$, afin de pouvoir, par la suite, exprimer les consignes $\dot{\mathbf{q}}^*$ pour les asservissements des vitesses des axes du robot. En particulier, nous étudions le cas du manipulateur AESOP. Cette transformation permet de calculer les consignes de vitesses articulaires permettant de générer les vitesses de déplacements désirées dans l'espace opérationnel.

1.4.1 Vitesse opérationnelle de l'instrument chirurgical

La figure 1.21 nous montre la géométrie d'interaction entre l'instrument chirurgical et l'abdomen du patient. Nous attachons le repère $\{Q\}$ à l'abdomen du patient dont l'origine est confondue avec le point d'incision, et l'orientation est identique à celle du repère de base $\{B\}$ du robot. Nous notons $\{K\}$ le repère attaché au trocart dont l'origine est confondue avec celle du repère $\{Q\}$, et l'orientation est identique à celle du repère $\{I\}$ de l'instrument chirurgical. Par la suite nous considérons que le patient est immobile par rapport au repère de base du robot.

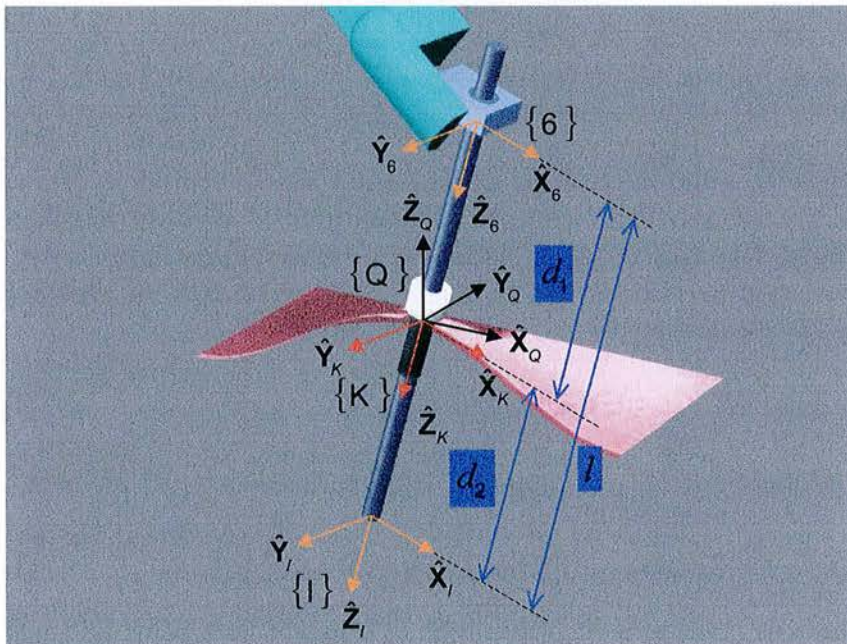


Fig. 1.21: Définition de la géométrie des repères : effecteur $\{E\} = \{6\}$, trocart $\{K\}$, abdomen $\{Q\}$ et instrument $\{I\}$.

Nous définissons la vitesse de l'instrument chirurgical par rapport au patient par le vecteur des vitesses opérationnelles suivant :

$$\mathbf{w}_{op} = \begin{bmatrix} v_z \\ \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \quad (1.13)$$

où v_z est la vitesse de pénétration du repère $\{I\}$ de l'instrument par rapport au repère $\{Q\}$, le long de l'axe $\hat{Z}_K \equiv \hat{Z}_I$, exprimé dans le repère du trocart et $\omega_x, \omega_y, \omega_z$ sont les composantes de la vitesse de rotation du repère $\{I\}$ de l'instrument par rapport au repère $\{Q\}$ de l'abdomen exprimée dans le repère du trocart $\{K\}$.

1.4.2 Vitesse cartésienne de l'effecteur du robot

Dans ce paragraphe, nous développons l'expression de la vitesse cartésienne de l'effecteur du robot par rapport au repère de base du robot en fonction de la vitesse opérationnelle de l'instrument chirurgical \mathbf{w}_{op} . Cette vitesse cartésienne correspond au torseur cinématique du repère de l'effecteur $\{E\} = \{6\}$ par rapport au repère $\{B\}$ que nous définissons par le vecteur :

$${}^B({}^B\boldsymbol{\nu}_{\{6\}}) = \begin{bmatrix} {}^B({}^B\mathbf{V}_{\mathbf{O}_6}) \\ {}^B({}^B\boldsymbol{\Omega}_6) \end{bmatrix} \quad (1.14)$$

où ${}^B({}^B\mathbf{V}_{\mathbf{O}_6})$ est le vecteur vitesse de translation de l'origine \mathbf{O}_6 du repère $\{6\}$ par rapport au repère $\{B\}$ exprimé dans le repère $\{B\}$ et ${}^B({}^B\boldsymbol{\Omega}_6)$ est le vecteur vitesse de rotation du repère $\{6\}$ par rapport au repère $\{B\}$ exprimé dans le repère $\{B\}$. Le vecteur vitesse de rotation est défini comme étant l'axe de rotation instantané du solide considéré, dont la norme est égale à l'amplitude de la vitesse angulaire.

Etant donné la définition (1.13) du vecteur des vitesses opérationnelles \mathbf{w}_{op} , la vitesse de translation de l'origine \mathbf{O}_I du repère $\{I\}$ par rapport au repère $\{K\}$ exprimée dans $\{I\}$ est donnée par :

$${}^I({}^K\mathbf{V}_{\mathbf{O}_I}) = [0 \quad 0 \quad v_z]^T \quad (1.15)$$

et la vitesse de rotation de $\{I\}$ par rapport à $\{Q\}$ exprimée dans $\{I\}$ ou dans $\{K\}$ est :

$${}^K({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I) = {}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I) = [\omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z]^T \quad (1.16)$$

En tenant compte de la distance de pénétration d_2 séparant les repères $\{K\}$ et $\{I\}$, nous calculons la vitesse de translation de $\{I\}$ par rapport à $\{Q\}$ exprimée dans $\{I\}$:

$$\begin{aligned} {}^I({}^Q\mathbf{V}_{\mathbf{O}_I}) &= \underbrace{{}^I({}^Q\mathbf{V}_{\mathbf{O}_K})}_{=0} + {}^I({}^K\mathbf{V}_{\mathbf{O}_I}) + {}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_K) \times {}^I({}^Q\mathbf{R}^K \mathbf{O}_I) \\ &= {}^I({}^K\mathbf{V}_{\mathbf{O}_I}) + {}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I) \times {}^K\mathbf{O}_I \\ &= [d_2\omega_y \quad -d_2\omega_x \quad v_z]^T \end{aligned} \quad (1.17)$$

Les origines des repères $\{I\}$ et $\{K\}$ étant confondues, la vitesse de translation ${}^I({}^Q\mathbf{V}_{\mathbf{O}_K})$ est nulle. Finalement, le torseur cinématique du repère de l'instrument

$\{I\}$ par rapport au patient, exprimé dans le repère de l'instrument, est donné par :

$${}^I(Q)\nu_I = \begin{bmatrix} I(Q)\mathbf{V}_{O_I} \\ I(Q)\boldsymbol{\Omega}_I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_2\omega_y \\ -d_2\omega_x \\ v_z \\ \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \quad (1.18)$$

Etant donné que le patient est supposé être immobile par rapport au repère de base du robot $\{B\}$ et que l'orientation du repère du patient $\{Q\}$ est choisie identique à celle du repère $\{B\}$, le torseur cinématique du repère $\{I\}$ de l'instrument par rapport au repère de base du robot exprimé dans $\{I\}$ est équivalent à :

$${}^I(B)\nu_I = {}^I(Q)\nu_I \quad (1.19)$$

La vitesse de l'origine O_6 par rapport à $\{B\}$, obtenue par le mouvement du repère $\{I\}$ par rapport au repère de base $\{B\}$, est exprimée dans $\{I\}$ par :

$$\begin{aligned} {}^I(B)\mathbf{V}_{O_6} &= {}^I(B)\mathbf{V}_{O_I} + {}^I(B)\boldsymbol{\Omega}_I \times {}^I O_6 \\ &= \begin{bmatrix} d_2\omega_x \\ -d_2\omega_y \\ v_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -l \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} -(l-d_2)\omega_y \\ (l-d_2)\omega_x \\ v_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -d_1\omega_y \\ d_1\omega_x \\ v_z \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (1.20)$$

avec d_1 la distance séparant l'effecteur du point d'incision. La vitesse de rotation du repère $\{6\}$ par rapport au repère de base $\{B\}$ est identique à celle du repère $\{I\}$:

$${}^I(B)\boldsymbol{\Omega}_6 = {}^I(B)\boldsymbol{\Omega}_I \quad (1.21)$$

L'orientation du repère $\{6\}$ étant identique à celle du repère $\{I\}$ les vitesses de translation et de rotation exprimées dans $\{6\}$ sont :

$${}^6(B)\mathbf{V}_{O_6} = {}^I(B)\mathbf{V}_{O_6} \quad (1.22)$$

$${}^6(B)\boldsymbol{\Omega}_6 = {}^I(B)\boldsymbol{\Omega}_6 \quad (1.23)$$

Nous obtenons finalement le torseur cinématique de l'effecteur ${}^6(B)\nu_6$ exprimé dans $\{6\}$ en fonction de la vitesse opérationnelle de l'instrument :

$$\begin{aligned} {}^6(B)\nu_6 &= \begin{bmatrix} {}^I(B)\mathbf{V}_{O_6} \\ {}^I(B)\boldsymbol{\Omega}_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -d_1\omega_y \\ d_1\omega_x \\ v_z \\ \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -d_1 & 0 \\ 0 & d_1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{w}_{op} \\ &= \mathbf{T}_\nu(d_1)\mathbf{w}_{op} \end{aligned} \quad (1.24)$$

La vitesse cartésienne de l'effecteur par rapport au repère de base du robot est ensuite obtenue en exprimant le torseur cinématique ${}^6(B)\boldsymbol{\nu}_6$ dans le repère de base du robot à partir de la relation suivante :

$${}^B(B)\boldsymbol{\nu}_6 = \begin{bmatrix} {}^B_6\mathbf{R} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & {}^B_6\mathbf{R} \end{bmatrix} \mathbf{T}_\nu(d_1)\mathbf{w}_{op} \quad (1.25)$$

où ${}^B_6\mathbf{R}$ est la matrice de rotation, décrivant l'orientation du repère de l'effecteur $\{6\}$ par rapport au repère de base du robot $\{B\}$, obtenue à partir du modèle géométrique direct du robot.

1.4.3 Matrice Jacobienne du robot

À présent, nous calculons la transformation entre la vitesse $\dot{\mathbf{q}}$ des coordonnées articulaires du robot et la vitesse cartésienne ${}^B(B)\boldsymbol{\nu}_6$ de l'effecteur. Cette transformation est non linéaire et dépend des coordonnées articulaires du robot. Une approximation linéaire de cette transformation est donnée par la matrice Jacobienne \mathbf{J} du robot pour une position articulaire donnée :

$${}^B(B)\boldsymbol{\nu}_6 = \begin{bmatrix} {}^B(B)\mathbf{V}_{O_6} \\ {}^B(B)\boldsymbol{\Omega}_6 \end{bmatrix} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (1.26)$$

Les calculs permettant d'établir la matrice Jacobienne du manipulateur AESOP sont présentés dans l'annexe A.4.

1.4.4 Conversion de la vitesse opérationnelle en vitesse articulaire

Généralement, le calcul du torseur cinématique de l'organe terminal en fonction des vitesses articulaires n'est pas utile pour commander un robot. Par contre, le calcul des vitesses articulaires en fonction du torseur cinématique est nécessaire pour générer la consigne des vitesses $\dot{\mathbf{q}}^*$ à appliquer aux axes. La matrice pseudo-inverse \mathbf{J}^+ du robot permet d'obtenir, si elles existent, les vitesses articulaires en fonction de la vitesse de l'effecteur du robot.

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^+(\mathbf{q}) {}^B(B)\boldsymbol{\nu}_6 \quad (1.27)$$

avec \mathbf{J}^+ la pseudo-inverse de \mathbf{J} : $\mathbf{J}^+ = (\mathbf{J}^T\mathbf{J})^{-1}\mathbf{J}^T$

Dans le cas particulier où le robot comporte 6 axes, la matrice Jacobienne inverse \mathbf{J}^+ est simplement l'inverse de \mathbf{J} : $\mathbf{J}^+ = \mathbf{J}^{-1}$

Pour que la matrice Jacobienne existe, le robot ne doit pas être dans une configuration singulière. En pratique, la seule singularité que peut rencontrer le manipulateur AESOP est liée à la limite de l'espace de travail, lorsque le bras est tendu. Par conséquent, nous veillerons à ne jamais positionner le robot dans cette configuration. D'après l'expression (1.24) donnant le torseur cinématique ${}^6(B)\boldsymbol{\nu}_6$, la réduction

du mouvement de l'instrument chirurgical à 4 degrés de liberté se traduit par le couplage de la vitesse de translation ${}^6({}^B\mathbf{V}_{\mathbf{O}_6})$ avec la vitesse de rotation ${}^6({}^B\boldsymbol{\Omega}_6)$ pour les composantes selon les axes \hat{X}_6 et \hat{Y}_6 :

$${}^6({}^B\mathbf{V}_{\mathbf{O}_6}) {}^6(\hat{X}_6) = -d_1 {}^6({}^B\boldsymbol{\Omega}_6) {}^6(\hat{Y}_6) \quad (1.28)$$

$${}^6({}^B\mathbf{V}_{\mathbf{O}_6}) {}^6(\hat{Y}_6) = d_1 {}^6({}^B\boldsymbol{\Omega}_6) {}^6(\hat{X}_6) \quad (1.29)$$

L'utilisation d'un manipulateur à 6 degrés de liberté dont les axes sont tous actionnés, n'est pas appropriée en laparoscopie, car il serait nécessaire de connaître précisément la distance d_1 entre l'effecteur du robot et le point d'incision. En pratique, cette distance n'est pas connue. Une erreur d'estimation introduirait une erreur sur le calcul de la consigne du torseur cinématique de l'effecteur, ce qui aurait pour effet de générer des déplacements latéraux de l'instrument chirurgical suivant les 2 degrés de liberté non autorisés. Les conséquences seraient dangereuses pour le patient, car l'instrument appliquerait des forces importantes au niveau du point d'incision. Pour éviter ce risque, le manipulateur AESOP a la particularité d'avoir 6 axes dont les axes 5 et 6 constituant le poignet sont en rotation libre. Le point d'incision interagit avec l'instrument comme un point de pivot et l'orientation de l'instrument est obtenue en positionnant le centre du poignet. L'orientation est ainsi réalisée en actionnant les 3 premiers axes du manipulateur.

Le point d'incision constitue une rotule mécanique couplant la vitesse de rotation avec la vitesse de translation de l'effecteur selon les axes \hat{X}_6 et \hat{Y}_6 . Ce couplage, décrit par les relations (1.28) et (1.29), dépend de la distance réelle d_1 entre l'effecteur et le point d'incision. Les vitesses articulaires \dot{q}_4 et \dot{q}_5 sont par conséquent obtenues en fonction des vitesses articulaires commandées $\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \dot{q}_6$, des coordonnées articulaires \mathbf{q} et de la distance réelle d_1 . A partir du calcul de la matrice Jacobienne directe \mathbf{J} de dimension 6 par 6 et des relations de couplage (1.28) et (1.29) nous calculons (voir annexe A.4) la matrice Jacobienne \mathbf{J}_ν . Cette matrice de dimension 6 par 4 permet de calculer le torseur cinématique ${}^6({}^B\nu_6)$ uniquement en fonction des 4 vitesses articulaires commandées $\dot{\mathbf{q}}_c$:

$$\begin{aligned} {}^6({}^B\nu_6) &= \underbrace{\mathbf{J}_\nu(\mathbf{q}, d_1)}_{6 \times 4} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \\ \dot{q}_6 \end{bmatrix} \\ &= \mathbf{J}_\nu(\mathbf{q}, d_1) \dot{\mathbf{q}}_c \end{aligned} \quad (1.30)$$

Notons que la matrice \mathbf{J}_ν est dépendante, comme la matrice \mathbf{J} , des 6 coordonnées articulaires \mathbf{q} . Par ailleurs, \mathbf{J}_ν dépend également de la distance d_1 entre l'effecteur et le point d'incision. A partir de l'équation (1.24), le vecteur des vitesses opérationnelles de l'instrument exprimé en fonction du torseur cinématique ${}^6({}^B\nu_6)$ est donné

par la relation suivante :

$$\begin{aligned} \mathbf{w}_{op} &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} {}^6(B)\boldsymbol{\nu}_6 \\ &= \underbrace{\mathbf{T}_{op}}_{4 \times 6} {}^6(B)\boldsymbol{\nu}_6 \end{aligned} \quad (1.31)$$

En combinant (1.30) et (1.31), nous obtenons la matrice Jacobienne \mathbf{J}_{op} reliant la vitesse opérationnelle de l'instrument en fonction des 4 variables articulaires commandées composant le vecteur $\dot{\mathbf{q}}_c$:

$$\begin{aligned} \mathbf{w}_{op} &= \mathbf{T}_{op} \mathbf{J}_\nu(\mathbf{q}, d_1) \dot{\mathbf{q}}_c \\ &= \underbrace{\mathbf{J}_{op}(\mathbf{q}, d_1)}_{4 \times 4} \dot{\mathbf{q}}_c \end{aligned} \quad (1.32)$$

En utilisant la matrice Jacobienne inverse de \mathbf{J}_{op} qui relie les vitesses des variables articulaires commandées et la vitesse opérationnelle de l'instrument chirurgical, nous obtenons :

$$\dot{\mathbf{q}}_c = \mathbf{J}_{op}(\mathbf{q}, d_1)^{-1} \mathbf{w}_{op} \quad (1.33)$$

L'expression de la consigne $\dot{\mathbf{q}}_c^*$ des vitesses articulaires en fonction de la consigne \mathbf{w}_{op}^* de la vitesse opérationnelle de l'instrument est donnée par la relation suivante

$$\dot{\mathbf{q}}_c^* = \mathbf{J}_{op}(\mathbf{q}, \hat{d}_1)^{-1} \mathbf{w}_{op}^* \quad (1.34)$$

où \hat{d}_1 correspond à la valeur estimée de la distance d_1 . Cette estimation est réalisée en ligne à l'aide de l'algorithme que nous présentons dans la section suivante. Etant donné que la matrice Jacobienne inverse est calculée à partir de la valeur estimée \hat{d}_1 , l'erreur d'estimation ($d_1 - \hat{d}_1$) se propage dans le calcul de la consigne des vitesses articulaires ainsi que dans celui de la vitesse opérationnelle réelle de l'instrument.

Etant donné que les asservissements en vitesse des 4 axes motorisés du robot ont une bande passante élevée, nous faisons l'hypothèse que la référence de vitesse $\dot{\mathbf{q}}_c^*$ et la mesure de la vitesse $\dot{\mathbf{q}}_c$ sont approximativement égales :

$$\dot{\mathbf{q}}_c \simeq \dot{\mathbf{q}}_c^* \quad (1.35)$$

Enfin, à partir de (1.32), (1.34) et (1.35), nous obtenons l'expression de la vitesse opérationnelle réelle de l'instrument en fonction de sa vitesse de consigne :

$$\mathbf{w}_{op} = \mathbf{J}_{op}(q, d_1) \mathbf{J}_{op}(q, \hat{d}_1)^{-1} \mathbf{w}_{op}^* \quad (1.36)$$

Nous pouvons noter que l'erreur d'estimation de d_1 introduit un gain entre la vitesse opérationnelle réelle de l'instrument et sa vitesse de commande. Néanmoins, pour une commande par asservissement visuel, la variation faible et lente de ce gain est peu critique, car elle a simplement pour effet de modifier légèrement la bande passante du système.

1.4.5 Estimation de la position du point d'incision

D'après la relation (1.34), la matrice, \mathbf{J}_{op}^{-1} , permet de convertir la consigne \mathbf{w}_{op}^* de la vitesse opérationnelle de l'instrument en consigne $\dot{\mathbf{q}}_c^*$ des vitesses articulaires à appliquer aux asservissements de vitesse des 4 axes actifs. Elle est obtenue à partir du calcul de l'inverse de la matrice Jacobienne directe \mathbf{J}_{op} qui dépend des coordonnées articulaires \mathbf{q} et de la distance d_1 entre l'effecteur et le point d'incision. En pratique, les coordonnées articulaires sont mesurées directement par les capteurs de position, mais la distance d_1 n'est pas connue et varie en fonction du positionnement de l'instrument tout au long de l'intervention chirurgicale.

Dans [OH00], une méthode d'estimation de la distance d_1 est présentée en vue de réaliser la commande du manipulateur AESOP. Nous présentons ici une approche similaire, basée sur un algorithme des moindres carrés, permettant d'estimer en ligne la distance d_1 .

Nous proposons d'identifier la position cartésienne du point d'incision \mathbf{O}_Q dans le repère de base du robot $\{B\}$ et de calculer ensuite la distance d_1 en utilisant le modèle géométrique du robot. L'intérêt de considérer la position du point d'incision comme paramètre à identifier réside dans le fait qu'elle ne varie quasiment pas durant l'intervention chirurgicale contrairement à la distance d_1 . En effet, dans la pratique, la respiration du patient introduit une faible et lente variation de cette position autour d'une position moyenne. Si nous considérons que la position du point d'incision est fixe par rapport à la base du robot, quelles que soient l'orientation et la position de l'instrument chirurgical, l'axe \hat{Z}_6 de l'effecteur est concourant au point d'incision. Notre approche consiste à calculer les coordonnées du point d'intersection entre les droites correspondant aux différentes orientations prises par l'axe \hat{Z}_6 . Pour tenir compte de la variation lente de la position du point d'incision, nous proposons d'estimer les coordonnées du point d'intersection à l'aide d'un algorithme des moindres carrés récursifs, avec facteur d'oubli stabilisé et zone morte, lequel a la propriété de suivre de manière robuste les variations lentes des paramètres à estimer [LT01].

Algorithme des moindres carrés récursifs à facteur d'oubli stabilisé et zone morte

La modélisation paramétrique du système et l'algorithme des moindres carrés sont développés en détail dans l'annexe A.5. Nous reportons ci-dessous les équations permettant d'implémenter l'algorithme en temps discret :

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}(t) = \hat{\boldsymbol{\theta}}(t-1) + \delta(e(t))\mathbf{F}(t)\boldsymbol{\Phi}(t-1)\mathbf{E}(t) \quad (1.37)$$

$$\mathbf{F}^{-1}(t) = \lambda\mathbf{F}^{-1}(t-1) + \delta(e(t))\boldsymbol{\Phi}(t-1)\boldsymbol{\Phi}^T(t-1) + (1-\lambda)\beta_0\mathbf{I} \quad (1.38)$$

où :

- $\hat{\boldsymbol{\theta}} = [o_{\hat{Q}_x} \ o_{\hat{Q}_y} \ o_{\hat{Q}_z}]^T$ est le vecteur des paramètres estimés qui correspond à la position estimée du point d'incision exprimée dans le repère de base du robot.

- Φ^T est la matrice du régresseur dont les composantes r_{13} , r_{23} et r_{33} proviennent du vecteur $[r_{13} \ r_{23} \ r_{33}]^T$ correspondant à la 3^{ème} colonne de la matrice de rotation ${}^B\mathbf{R}$ et sont mesurées directement à partir du modèle géométrique direct du robot.

$$\Phi^T = \begin{bmatrix} (1 - r_{13}^2) & -r_{13}r_{23} & -r_{13}r_{33} \\ -r_{13}r_{23} & -(1 - r_{23}^2) & -r_{23}r_{33} \\ -r_{13}r_{33} & -r_{23}r_{33} & -(1 - r_{33}^2) \end{bmatrix} \quad (1.39)$$

- $\mathbf{E}(t) = \mathbf{Y}(t) - \Phi^T(t-1)\hat{\boldsymbol{\theta}}(t-1)$ est le vecteur de l'erreur de prédiction *a priori* obtenu en fonction du signal vectoriel

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} o_{6x} - r_{13}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) \\ o_{6y} - r_{23}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) \\ o_{6z} - r_{33}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) \end{bmatrix} \quad (1.40)$$

dont les composantes sont mesurées à partir du modèle géométrique du robot.

${}^B\mathbf{O}_6 = [o_{6x} \ o_{6y} \ o_{6z}]^T$ est la position de l'origine du repère de l'effecteur

- \mathbf{F} est la matrice de covariance.
- $0 < \lambda \leq 1$ est un facteur d'oubli constant qui donne moins de poids aux anciennes mesures pour permettre de suivre les variations lentes des paramètres.
- $0 \leq \delta(e(t)) \leq 1$ est la fonction définissant la zone morte dont nous choisissons la forme :

$$\delta(e(t)) = \begin{cases} 1 - \frac{\epsilon_0}{e(t)} & \text{si } e(t) \geq \epsilon_0 \\ 0 & \text{si } e(t) < \epsilon_0 \end{cases} \quad (1.41)$$

avec ϵ_0 la borne supérieure connue de la norme euclidienne du signal vectoriel $\mathbf{w}(t)$ (voir annexe A.5) représentant les perturbations et le bruit ($\epsilon_0 = \max(\|\mathbf{w}(t)\|)$)

A partir de l'estimée $\hat{\boldsymbol{\theta}}(t) = [o_{\hat{Q}_x}(t) \ o_{\hat{Q}_y}(t) \ o_{\hat{Q}_z}(t)]^T$ de la position du point d'incision obtenue par les relations (1.37) et (1.38), la distance estimée $\hat{d}_1(t)$ entre l'effecteur et le point d'incision est donnée par le calcul de la norme :

$$\hat{d}_1(t) = \sqrt{(o_{6x}(t) - o_{\hat{Q}_x}(t))^2 + (o_{6y}(t) - o_{\hat{Q}_y}(t))^2 + (o_{6z}(t) - o_{\hat{Q}_z}(t))^2} \quad (1.42)$$

où ${}^B\mathbf{O}_6(t) = [o_{6x}(t) \ o_{6y}(t) \ o_{6z}(t)]^T$ est la position de l'origine du repère de l'effecteur mesurée à l'instant t par l'intermédiaire du modèle géométrique direct du robot.

Résultats expérimentaux

Dans ce paragraphe nous présentons les résultats expérimentaux de l'estimation obtenue par l'algorithme des moindres carrés récurrents avec facteur d'oubli stabilisé et zone morte que nous implémentons à partir des équations (1.37), (1.38) et (1.42).

La variation de la position du trocart étant lente, nous choisissons un facteur d'oubli proche de 1 ($\lambda = 0,999$). Nous fixons la valeur de ϵ_0 à 0,002, définissant ainsi une zone morte qui correspond à une sphère centrée sur le point d'incision dont le rayon est de 2 mm. La valeur initiale de la matrice de covariance est fixée à $\mathbf{F}(0) = \mathbf{F}_0 = f_0 \mathbf{I}_{[3 \times 3]}$ avec $f_0 = 100$ et son terme stabilisant est fixé avec $\beta_0 = 0,001$ respectant ainsi la condition de l'équation (A.55). La valeur initiale $\hat{\boldsymbol{\theta}}(0)$ des paramètres est calculée en fonction de la valeur initiale de la distance $\hat{d}_1(0)$ et de la configuration géométrique initiale du robot par la relation :

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}(0) = \boldsymbol{\theta}_0 = \begin{bmatrix} o_{6x}(0) \\ o_{6y}(0) \\ o_{6z}(0) \end{bmatrix} + \hat{d}_1(0) \begin{bmatrix} r_{13}(0) \\ r_{23}(0) \\ r_{33}(0) \end{bmatrix} \quad (1.43)$$

Dans un premier temps, nous avons testé l'algorithme d'estimation sur une maquette permettant de simuler l'abdomen du patient. Cette maquette est constituée d'une membrane dans laquelle nous avons percé un point d'incision pour introduire l'instrument chirurgical qui est maintenu par le manipulateur AESOP. Dans cette expérience, la position du point d'incision reste constante car la respiration du patient n'est pas simulée par la maquette. Nous utilisons un micro-ordinateur PC relié, via une liaison série RS232, au contrôleur du robot pour réceptionner les coordonnées des positions articulaires, estimer la distance d_1 et calculer, à partir de la consigne \mathbf{w}_{op}^* de la vitesse opérationnelle de l'instrument et de la matrice Jacobienne inverse \mathbf{J}_{op} , les vitesses articulaires de commande $\dot{\mathbf{q}}^*$ qui sont transmises aux asservissements des différents axes. L'envoi de la consigne des vitesses articulaires au robot est synchronisée à la fréquence de 25 Hz, ce qui correspond à une période d'échantillonnage du système de 40 ms. Lors de l'expérience, nous avons commandé la rotation de l'instrument autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K en appliquant un signal sinusoïdal de consigne sur les vitesses opérationnelles ω_x et ω_y dans le but de fournir un signal d'excitation à l'algorithme des moindres carrés. Notons que dans le cas d'une intervention chirurgicale réelle, cette information est produite par le déplacement de l'instrument commandé soit par télé-opération soit par asservissement visuel. La valeur initiale de la distance estimée a été fixée volontairement à $\hat{d}_1(0) = 50$ cm alors que la distance réelle est $d_1 = 22,5$ cm de manière à tester l'efficacité de l'algorithme. Les résultats expérimentaux obtenus sont présentés à la figure 1.22, où les courbes (a) à (c) présentent l'évolution temporelle des coordonnées du point d'incision et la courbe (d) présente l'évolution de l'estimée de la distance d_1 . La distance estimée \hat{d}_1 converge au bout de 3 secondes à ± 5 mm de la valeur de la distance réelle. Il faut noter que l'ajout de la zone morte ne permet pas d'obtenir une convergence parfaite à zéro, puisque l'identification est arrêtée quand la norme e du signal d'erreur de prédiction devient petite par rapport aux perturbations et au bruit. Néanmoins, la convergence de la distance estimée \hat{d}_1 vers la distance réelle d_1 à ± 5 mm, est suffisante pour valider l'utilisation de cet algorithme.

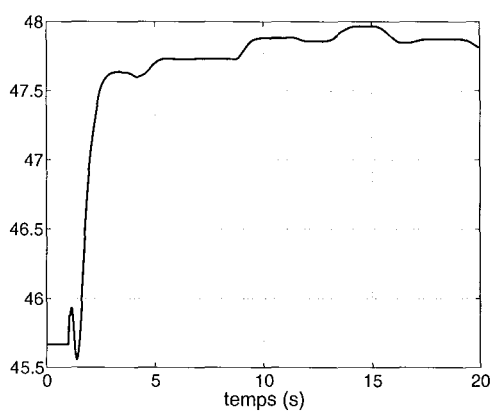
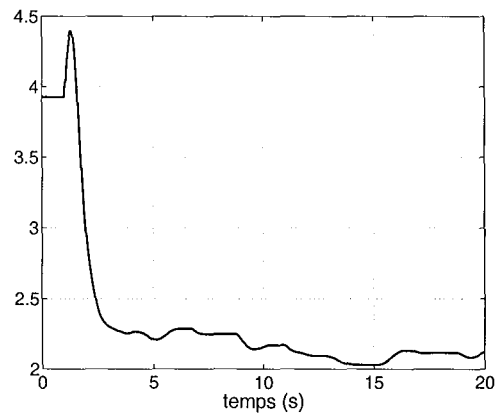
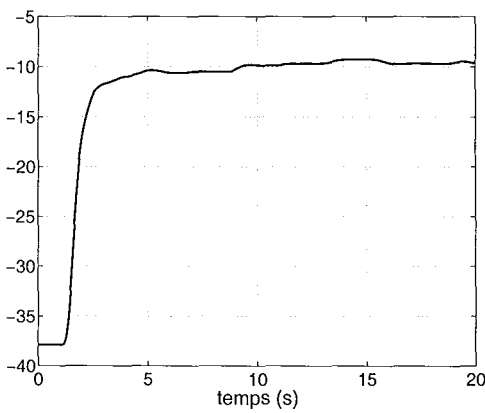
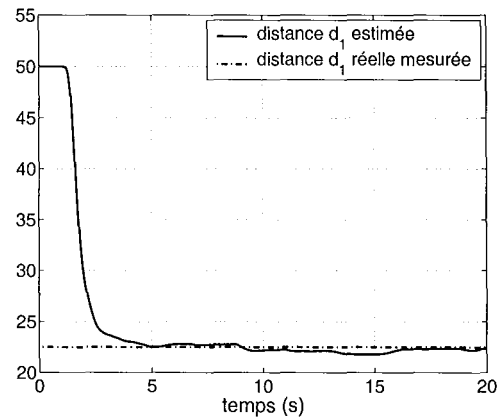
(a) coordonnée estimée $o_{\hat{Q}_x}(t)$ (cm)(b) coordonnée estimée $o_{\hat{Q}_y}(t)$ (cm)(c) coordonnée estimée $o_{\hat{Q}_z}(t)$ (cm)(d) distance estimée $\hat{d}_1(t)$ (cm)

Fig. 1.22: Evolution temporelle des paramètres estimés

1.5 Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons introduit le contexte de la chirurgie laparoscopique ainsi que les différents systèmes robotiques existants dans ce domaine. Nous avons établi le modèle géométrique du manipulateur médical AESOP, utilisé lors de nos expérimentation, et la modélisation cinématique propre à la manipulation laparoscopique. Etant donné que ce manipulateur est basé sur une architecture mécanique PAP où les axes permettant la rotation de l'instrument par rapport au point d'incision sont en roue libre, la rotation de l'instrument par rapport au point d'incision est obtenue par la translation du poignet. Les vitesses de rotation ω_x , ω_y sont alors dépendantes des vitesses de translation du poignet et de la distance d_1 , séparant le point d'incision du centre du poignet. Cette distance n'est pas connue et varie en fonction de la pénétration de l'instrument dans l'abdomen. Pour la mesurer, nous avons proposé une approche basée sur un algorithme des moindres carrés pour estimer en continu la position relative du point d'incision par rapport à la base du robot. La distance est ensuite calculée à partir du modèle géométrique direct du manipulateur et de la position du point d'incision. Des résultats expérimentaux ont permis de vérifier avec succès cette approche en montrant une convergence de la distance estimée \hat{d}_1 à ± 5 mm de la distance réelle.

Chapitre 2

Aide au geste chirurgical par asservissement visuel en chirurgie laparoscopique

Dans ce chapitre, nous présentons nos objectifs de recherche qui sont l'aide au geste chirurgical par asservissement visuel dans le contexte de la laparoscopie interventionnelle robotisée. Les travaux existants dans ce domaine sont décrits dans la première partie du chapitre. La plupart des travaux de recherche traitent du guidage automatique de la caméra endoscopique par asservissement visuel. Actuellement, de nombreuses équipes de recherche souhaitent relever le défi de développer des systèmes robotiques permettant de synchroniser les déplacements des instruments et de l'endoscope avec le mouvement du coeur, dans l'optique de réaliser dans le futur, des interventions chirurgicales sur coeur battant par télé-opération. Jusqu'à ce jour peu d'études ont été conduites sur le guidage automatique des instruments chirurgicaux en utilisant l'information visuelle fournie par l'endoscope. Nos travaux de recherche portent sur le déplacement automatique par asservissement visuel de l'instrument chirurgical pour assister directement le chirurgien durant l'intervention. L'objectif n'est pas de remplacer le chirurgien qui reste maître de l'intervention, mais de lui proposer un système de navigation évolué permettant d'effectuer des tâches autonomes. Dans la seconde partie du chapitre nous décrivons les tâches que nous proposons de rendre autonomes par asservissement visuel.

2.1 Systèmes existants d'aide au geste chirurgical en chirurgie laparoscopique

2.1.1 Guidage automatique de la caméra laparoscopique

La plupart des travaux existants traitent de l'automatisation des déplacements de la caméra endoscopique par retour visuel.

Centrage automatique sur un élément anatomique

Dans [TFE⁺95], le concept d'un "assistant robotique" pour la chirurgie laparoscopique est présenté. A la différence des systèmes robotiques tenant le laparoscope qui sont essentiellement téléopérés ou commandés vocalement, cet assistant propose en complément du mode de téléopération, un mode de guidage par vision et des fonctions d'assistance automatiques. En utilisant ce système, le chirurgien a la possibilité de désigner un élément anatomique en superposant un curseur sur l'image vidéo qu'il dirige à l'aide d'une manette montée sur la poignée de l'instrument endoscopique utilisé pour l'intervention. Après avoir désigné l'élément anatomique, le système de vision reconstruit sa localisation 3-D par rapport à la caméra, puis commande le bras portant le laparoscope pour centrer l'élément d'intérêt dans l'image endoscopique par asservissement visuel, tout en conservant une distance désirée entre le laparoscope et l'élément organique. La localisation 3-D est réalisée par triangulation. Dans le cas où une caméra laparoscopique standard fournissant une image monoscopique est utilisée, le système acquiert une première image, commande le robot pour déplacer la caméra sur une faible distance perpendiculairement à l'axe optique et acquiert une seconde image. L'élément d'intérêt est ensuite localisé dans la seconde image par une technique de corrélation, et sa position dans l'espace, relative à la caméra, est reconstruite à partir des deux images. Dans le cas où un laparoscope stéréoscopique est utilisé, le déplacement intermédiaire n'est pas effectué.

Centrage automatique sur l'instrument chirurgical

Sur le même concept, plusieurs travaux ont été réalisés dans le but de centrer automatiquement la zone de travail dans l'image endoscopique en déplaçant le laparoscope par asservissement visuel. A la différence de [TFE⁺95] où la zone d'intérêt est définie par le chirurgien qui désigne un élément organique, la stratégie proposée dans ces travaux est de déplacer le laparoscope de manière à réaliser un suivi de l'instrument chirurgical utilisé durant l'intervention par le chirurgien. L'intérêt est de proposer un mode de commande du laparoscope totalement autonome qui ne nécessite pas la saisie de la zone à centrer par le chirurgien, la zone d'intérêt étant directement définie par l'extrémité de l'instrument de travail.

Dans [CAPL95], soit l'instrument de travail, soit un instrument auxiliaire ou un élément significatif de la scène est suivi par asservissement visuel. En plus du processus de suivi, les déplacements de l'élément suivi sont filtrés pour éviter les mouvements cycliques et abruptes de la caméra, lesquels auraient pour effet de fatiguer le chirurgien. Un superviseur permet de déterminer le comportement à suivre selon le type de mouvement observé. Les 3 comportements considérés sont les suivants :

- observation fixe,
- suivi d'un élément d'intérêt,
- approche ou écartement entre l'instrument et la zone de travail.

Le choix du comportement dépend de la stabilité de la position de l'instrument, de

la période et de l'amplitude des mouvements du point à centrer. Les instruments sont marqués avec différentes bandes visuelles pour être localisés de manière robuste dans l'environnement. Le système de vision est basé sur l'extraction d'indices élémentaires dont les caractéristiques dans l'image sont des lignes droites. Les paramètres de ces dernières sont estimés dans l'image après une extraction de contour suivie d'une détection de droites. Si une ligne droite est parallèle à certaines de ses voisines, elle est considérée comme appartenant à un instrument marqué et reconnue parmi les différents motifs utilisés. L'information 3D est extraite à partir du rapport d'échelle entre la taille apparente de l'image du motif collé sur l'instrument et sa taille réelle. Contrairement à une reconstruction de position par triangulation où deux prises de vue différentes, avec une position relative calibrée, sont nécessaires, dans ce cas-ci une seule image est nécessaire pour extraire l'information de profondeur. Il en découle une réduction de l'erreur de localisation de l'instrument introduite par les erreurs de modélisation et de mesure. De plus, un laparoscope monoculaire standard est utilisé plutôt qu'un système stéréoscopique plus onéreux. La position de l'extrémité de l'instrument et son orientation sont utilisées pour guider la trajectoire du robot maintenant le laparoscope. Les auteurs ont complété ce travail dans [CAL96] en considérant le cas où deux instruments sont présents dans la scène. Avec cette amélioration, le superviseur décide du comportement à suivre en considérant 3 situations :

- *La présence dans la scène de deux instruments en mouvement :*
Dans ce cas, le point considéré à centrer dans l'image est le point central du segment défini par les deux extrémités des instruments. Pour éviter un suivi instantané des mouvements du point considéré généré par le travail du chirurgien, un algorithme de filtrage est utilisé pour stabiliser l'image.
- *La présence d'un instrument en mouvement et d'un instrument auxiliaire relativement immobile :*
Dans ce cas, le point à centrer dans l'image est toujours considéré sur le segment défini par les extrémités des deux instruments, et est choisi le plus proche (1/3 du segment) de l'instrument dont les mouvements sont les plus rapides (l'instrument principal de travail).
- *La présence d'un instrument unique :*
Pour ce dernier cas, le point considéré à centrer n'est pas exactement l'extrémité de l'instrument, mais un point légèrement décalé devant l'instrument.

L'augmentation et la diminution du zoom sont commandées automatiquement pour maintenir une consigne fixée par le chirurgien. Cette consigne de zoom est le rapport entre la taille de l'instrument ou des instruments par rapport à l'ensemble de la scène. La valeur de la consigne est définie à l'instant initial et peut être modifiée à chaque fois que le chirurgien le désire. Le suivi consiste à guider le laparoscope de manière à minimiser l'erreur entre la position 3D mesurée du point d'intérêt et la position de référence désirée. Pour garantir une souplesse des mouvements de la caméra et éviter des déplacements brusques et périodiques, un filtrage non linéaire avec zone morte et hystérésis est effectué sur l'erreur de position.

Centrage automatique sur l'instrument chirurgical avec la couleur

Dans [UCWW95, WUW98] un autre système laparoscopique de suivi d'instrument est présenté. Ce système requiert également l'usage d'un simple laparoscope monoculaire, mais la technique de localisation de l'instrument de travail diffère par l'utilisation de l'information de couleur. A la différence des travaux où l'extraction des informations visuelles repose sur une analyse de forme ou de structure, la segmentation de l'image de l'instrument est obtenue uniquement en utilisant l'information de couleur. Dans ce travail, les auteurs ont étudié à partir de séquences d'images prises durant des interventions réelles en chirurgie laparoscopique, les probabilités statistiques des couleurs observées pour différents instruments et organes. Cette étude a permis d'établir une classification des pixels représentant les instruments et les organes selon leur couleur. La localisation du ou des instruments est réalisée par le système de vision en 4 étapes :

1. *Classification des pixels de l'image :*
Chaque pixel est attribué au groupe "organe" ou "instrument" en fonction de sa couleur. Les pixels correspondant à du bruit impulsionnel sont supprimés par un filtrage médian de l'image.
2. *Groupement et énumération des régions :*
Les pixels représentant le ou les instruments sont regroupés par région et un numéro est assigné à chaque région correspondant à un instrument (l'incrémentation des numéros est effectuée à l'apparition d'une nouvelle région représentant un instrument dans l'image).
3. *Analyse de la forme des régions :*
Le centre et l'orientation dans l'image des régions de type "instrument" sont calculés et une fenêtre de forme carrée ou trapézoïdale est estimée pour délimiter chaque région à l'aide du calcul des moments d'ordre 0, 1 et 2 des régions.
4. *Propagation du fenêtrage :*
A partir des résultats obtenus dans les images successives, la position, la taille et les paramètres des fenêtres sont prédits dans l'image suivante pour permettre de propager de manière robuste le processus d'énumération du ou des instruments dans le temps.

Parmi les différents cadres entourant les instruments présents dans le champ visuel, le chirurgien indique au superviseur le cadre correspondant à la cible à suivre. L'extrémité de ce dernier est alors définie comme étant le point à centrer dans l'image. Dans leurs publications, les auteurs ont détaillé le Jacobien image, également connu sous l'appellation "matrice d'interaction" dans la communauté scientifique traitant des asservissements visuels. Pour ce système, cette matrice relie les vitesses des coordonnées dans l'image (\dot{u}, \dot{v}) de l'extrémité de l'instrument à suivre aux vitesses du laparoscope exprimées en coordonnées sphériques $(\dot{\theta}, \dot{\phi}, \dot{\rho})$, avec $\dot{\theta}$, $\dot{\phi}$ les vitesses de rotation autour du point d'incision et $\dot{\rho}$ la vitesse de translation selon l'axe du laparoscope. Les composantes de cette matrice dépendent des mesures des coordonnées dans l'image de l'extrémité de l'instrument et de la profondeur de ce point dans

l'espace par rapport au repère de base de la caméra. La profondeur de l'extrémité de l'instrument chirurgical par rapport à la caméra est estimée à partir du rapport entre la taille de la région extraite de l'image et la taille réelle de l'instrument chirurgical. La commande du système est réalisée par un asservissement visuel 2D (cf. [Cha90]) décomposant le suivi 3D en deux tâches. La première tâche consiste à commander uniquement les deux degrés de liberté réalisant la rotation du laparoscope autour du point d'incision pour centrer le point d'intérêt dans l'image. La matrice d'interaction utilisée dans la commande est ainsi réduite à une matrice de dimensions 2×2 dont l'inverse permet de fournir les vitesses $(\dot{\theta}, \dot{\phi})$ à appliquer au laparoscope en fonction des vitesses des coordonnées dans l'image du point d'intérêt à suivre. La seconde tâche consiste à asservir la taille de la fenêtre délimitant l'instrument dans l'image à une taille désirée en commandant la vitesse de translation $\dot{\rho}$ du laparoscope le long de son axe. Les auteurs de cette étude ont également implémenté un système de supervision [WUW96] qui sous le contrôle du chirurgien, planifie les trajectoires du laparoscope à partir d'une comparaison des informations de la scène actuelle par rapport aux informations de scènes connues et mémorisées dans une base de données.

Dans [WAH97b, WAH97a] l'information de couleur est également utilisée pour extraire l'instrument de l'image endoscopique. Une analyse de la distribution de couleur sur des images typiques observée en laparoscopie a permis de conclure que la composante de couleur verte est très faiblement représentée, voir quasiment inexistante. Les auteurs ont par conséquent placé une gaine verte au bout de l'instrument de travail. Un des avantages par rapport aux travaux précédents est la possibilité de localiser le marqueur de couleur même si une faible partie de l'instrument est visible, par exemple, dans les situations où la caméra est trop proche de l'instrument ou si l'instrument est partiellement caché par des organes. La localisation 3D de l'instrument chirurgical par rapport au repère de la caméra est obtenue par triangulation en utilisant les images fournies par un laparoscope stéréoscopique. Ce laparoscope actionné par un robot AESOP est guidé selon les directions latérales et longitudinales pour suivre l'instrument chirurgical durant l'intervention. Une étude [OFU⁺99] a été menée dans le but de comparer l'efficacité de ce système de guidage automatique du laparoscope à celle fournie par un assistant humain. Sur 20 cas de cholécystectomie, la procédure de guidage automatique a été réalisée avec succès pour 83 % des patients. La fréquence de correction du positionnement du laparoscope est significativement réduite en utilisant ce système : 2,2 corrections par heure comparés à 15,3 corrections par heure avec la participation d'un assistant. Ces résultats ont permis de valider cliniquement l'utilisation de ce système.

2.1.2 Guidage automatique des instruments chirurgicaux

Contrairement à l'automatisation des déplacements du laparoscope par asservissement visuel, à ce jour, peu de travaux traitent de l'automatisation du déplacement des instruments chirurgicaux par retour visuel. Actuellement, les systèmes robotiques

permettant d'actionner les instruments chirurgicaux tels les systèmes commerciaux ZEUS (Computer Motion Inc.) et Da Vinci (Intuitive Surgical Inc.) sont des systèmes uniquement télé-opérés de type maître/esclave qui ne proposent pas de mode de navigation semi-autonome. Le chirurgien referme lui-même la boucle de commande du système. C'est en regardant le retour vidéo qu'il perçoit les informations de la scène, imagine la trajectoire des instruments chirurgicaux dans le champ opératoire et commande manuellement les instruments. Cette configuration où le chirurgien télé-opère amène plus de sécurité que l'usage d'un système totalement autonome et le laisse "aux commandes" de l'opération, ce qui est très important d'un point de vue psychologique. Les systèmes de guidage autonome du laparoscope ont l'avantage de ne pas augmenter le risque vis à vis du patient, car le laparoscope n'est pas un instrument chirurgical agissant directement sur les organes. Dans l'état actuel des choses, le concept de chirurgie complètement automatisée fait peur à juste titre. Cependant, pour certaines tâches, une commande semi-automatique des instruments chirurgicaux, sous la supervision du chirurgien, pourrait apporter un gain sur la précision et la rapidité du geste tout en garantissant le même degré de sécurité.

La problématique principale dans le guidage automatique des instruments est de localiser précisément la position spatiale du point à atteindre dans un repère appartenant au manipulateur robotique qui actionne l'instrument chirurgical. Comme pour les systèmes de guidage automatique du laparoscope, la localisation peut être effectuée dans le repère de la caméra, soit à partir de deux images stéréoscopiques et d'une technique de triangulation, ou à partir d'une seule image et d'un modèle de connaissance sur les paramètres géométriques de l'objet d'intérêt. Quelle que soit la technique utilisée, la précision de la localisation dépend de la précision des modèles considérés dont celui de la caméra avec ses paramètres intrinsèques. Contrairement aux systèmes de guidage par vision du laparoscope où le robot à commander est celui qui tient le laparoscope, une connaissance de la position relative entre le repère de la caméra et un repère attaché au robot tenant l'instrument chirurgical est nécessaire pour exprimer la relation cinématique entre les déplacements des indices visuelles dans l'image et les déplacements du robot chirurgical.

Dans [HN01], les auteurs ont développé un système de vision permettant de positionner par asservissement visuel un instrument chirurgical au contact d'un organe. Le chirurgien désigne directement dans l'image endoscopique, par l'intermédiaire d'un écran tactile, le point de la surface de l'organe à atteindre. Les auteurs ont réalisé un système scanner basé sur le principe d'un télémètre laser pour acquérir la géométrie 3D de la surface d'intérêt de la scène. Le scanner est constitué par un pointeur laser qui est couplé à un système de jeu de deux miroirs actionnés par des galvanomètres. Ce dispositif permet de dévier le faisceau laser pour l'orienter en site et azimut. Le scanner est fixé à la place d'une caméra sur l'optique d'un laparoscope qui est introduite dans l'abdomen à travers un point d'incision. L'ensemble permet de projeter un spot laser à l'intérieur de l'abdomen sur la surface de la scène avec une orientation donnée du faisceau. Une seconde optique couplée à une caméra ra-

pide capturant 955 images par seconde est également introduite dans l'abdomen du patient. Cette caméra rapide est utilisée pour mesurer la géométrie de la surface de la scène par une technique de triangulation proche de celle utilisée avec un système stéréoscopique. Les coordonnées 3D du spot laser sont obtenues par le calcul du point d'intersection entre la droite dans l'espace définie par le faisceau laser et la droite de projection perspective passant par le spot laser et le centre optique de la caméra. Pour établir les équations de ces droites, il est nécessaire de connaître parfaitement les paramètres intrinsèques de la caméra, les angles de déviation du faisceau laser ainsi que la position relative entre la caméra et le scanner. Pour cela, le système optique de localisation tridimensionnelle OPTOTRAK commercialisé par la société Northern Digital Inc. [nor] est utilisé pour mesurer la position relative entre la caméra et le scanner [Rib01].

La géométrie de la surface observée est reconstruite en 5 secondes par balayage du spot laser en considérant 4000 points de mesure. Pour le retour visuel du chirurgien, l'usage d'une seconde caméra est nécessaire, car la caméra rapide ne fournit pas des images couleur ni une résolution aussi élevée qu'une caméra standard. Cette dernière est couplée, par l'intermédiaire d'un prisme, à la même optique que celle de la caméra rapide.

L'instrument chirurgical est introduit par un troisième point d'incision. Il est actionné par un manipulateur robotique AESOP. Le positionnement de l'instrument chirurgical au point de contact de la scène dont la projection perspective dans l'image est indiquée sur l'écran tactile par le chirurgien est réalisé en deux temps. Dans une première étape, le système localise à l'aide du scanner le point 3D en orientant par asservissement visuel le faisceau laser de manière à superposer le spot laser avec le point à atteindre. Dans la seconde étape, une trajectoire est appliquée au robot chirurgical dans le but de minimiser la distance entre l'extrémité de l'instrument et le point d'intérêt et d'atteindre ainsi la cible. Pour commander les déplacements de l'instrument il est alors nécessaire de mesurer la position relative du robot par rapport à la caméra pour exprimer la position de la cible dans un repère attaché au manipulateur. Cette mesure est également fournie par le système de localisation optique OPTOTRAK. Néanmoins, dans cette approche, la précision de localisation du point d'intérêt et, par conséquent, celle du positionnement de l'instrument est fortement sensible aux erreurs de modélisation ainsi qu'aux erreurs de mesure sur les positions relatives entre le scanner, la caméra rapide et le bras manipulateur.

2.1.3 Chirurgie mini-invasive sur coeur battant

La chirurgie mini-invasive sur coeur battant permettant de réaliser le pontage de l'artère coronaire avec l'assistance d'un robot télé-opéré est actuellement un challenge que tentent de relever différentes équipes de recherches. L'idée est de proposer un système robotique qui déplacerait automatiquement la caméra et les instruments de manière à suivre les mouvements rapides du coeur tout en superposant les déplacements des instruments commandés par le chirurgien en télé-opération. En synchro-

nisant les mouvements du laparoscope et des instruments avec les déplacements du coeur, l'image du retour visuel serait ainsi fixe et le chirurgien pourrait réaliser l'intervention comme si le coeur était immobile. Dans [ORSH01] les auteurs présentent leurs travaux et perspectives concernant l'amélioration des systèmes télé-opérés en chirurgie mini-invasive, avec une approche sur le suivi automatique du coeur. Un nouvel instrument équipé de degrés de liberté supplémentaires et d'un capteur de force est également présenté. Pour l'instant ils ont développé un algorithme de vision [GOSH02] qui permet de suivre dans une séquence de 25 images/s (cadence trop lente à notre avis) les déplacements 2D du coeur en détectant le mouvement de marqueurs naturels à la surface du coeur par une technique de flot optique. Pour ce faire, une étude préalable [GSOH01] a été menée pour reconstruire la structure initiale de l'image sans prendre en compte la présence de perturbations comme par exemple la réflexion spéculaire.

Dans la perspective de réaliser un système de suivi rapide du coeur en mouvement, un modèle adaptatif permettant de prédire les déplacements du coeur est présenté dans [TWT⁺01]. Ce modèle a été établi selon 1 degré de liberté à partir du signal d'amplitude du battement du coeur. Cette mesure a été réalisée à l'aide d'un capteur de déplacement à fibre optique.

Nakamura et al. [NKK01] ont posé une pastille sur le coeur pour faciliter la détection du mouvement. Les déplacements du coeur sont mesurés à l'aide d'une caméra rapide à 955 images/seconde en mesurant les variations des coordonnées de la pastille dans l'image. La caméra est guidée par un robot léger à 4 degrés de liberté spécialement conçu pour être fixé sur l'écarteur sternal. Des essais *in vivo* sur un porc vivant ont permis de démontrer la faisabilité d'une commande par asservissement visuel rapide permettant de synchroniser les déplacements de la caméra avec les déplacements du coeur selon 2 degrés de liberté.

2.2 Etude d'un nouveau système d'aide au geste chirurgical en laparoscopie par asservissement visuel

2.2.1 Tâche de récupération automatique de l'instrument chirurgical

La première étape d'une intervention en laparoscopie consiste à positionner la caméra endoscopique et les instruments chirurgicaux dans la zone de travail. Pour ce faire, dans un premier temps le chirurgien place et oriente la caméra endoscopique de manière à visualiser la région d'intérêt, soit manuellement, soit en utilisant des commandes vocales dans le cas où le système AESOP est utilisé pour manipuler l'endoscope. Le chirurgien conduit ensuite, par télé-opération, les instruments chirurgicaux dans la zone d'intervention. Une difficulté pratique repose sur le fait que les instruments chirurgicaux ne sont généralement pas dans le champ visuel au début de la procédure. Par conséquent, le chirurgien doit, soit déplacer aveuglément les instruments vers le champ visuel de l'endoscope, soit diminuer le zoom de l'en-

doscope pour obtenir une vue plus large. De la même façon, lorsque le chirurgien augmente le zoom ou déplace l'endoscope au cours de l'intervention, les instruments peuvent sortir du champ visuel. Par conséquent, le chirurgien peut être amené malencontreusement à déplacer les instruments par tâtonnement, sans pouvoir s'aider du retour visuel, avec le risque d'entrer en contact avec les organes internes.

L'intérêt de notre système de commande par vision est d'assister le chirurgien lorsque cette difficulté est rencontrée. Il permet d'automatiser la tâche de récupération de l'instrument chirurgical dans le champ visuel et d'amener la tête de l'instrument au centre de l'image endoscopique sans risque de collision avec un organe quelconque.

2.2.2 Tâche de positionnement automatique de l'instrument chirurgical

Une difficulté majeure pour le chirurgien est le manque d'information de profondeur. En effet, l'image fournie par une caméra endoscopique classique correspond à la projection de la scène sur un plan (2 dimensions), supprimant ainsi l'information de profondeur. Le chirurgien doit reconstruire intellectuellement cette information manquante, ce qui nécessite une grande expérimentation de sa part. Une solution, plus onéreuse pour reconstruire l'information de profondeur, est d'utiliser un système de vision stéréoscopique composé d'un endoscope à deux optiques muni de deux caméras et d'une console de visualisation en 3 dimensions, comme par exemple celui présent dans le système DaVinci de Intuitive Surgical. Cependant, l'utilisation d'un tel système augmente considérablement la fatigue du chirurgien, car il doit fusionner les informations de deux images qui lui sont projetées indépendamment sur chaque œil par la console de visualisation. De plus le chirurgien ayant la tête figée dans la console de visualisation, n'est plus attentif aux informations ou problèmes pouvant intervenir localement dans le bloc opératoire. Dans notre travail, nous restons dans le contexte habituel où le système de vision endoscopique est monoculaire. Dans ce contexte, le manque d'information de profondeur rend la tâche difficile pour le chirurgien qui télé-opère, surtout dans le cas où il désire positionner l'instrument à une distance définie d'un organe sans effectuer de contact.

Pour aider le chirurgien, le système que nous proposons permet de placer automatiquement l'instrument chirurgical à une position désirée dans l'espace de travail et de mesurer la distance entre l'instrument chirurgical et la surface de l'organe pointé. Pour positionner l'instrument chirurgical, le chirurgien indique directement sur l'image endoscopique, à l'aide d'un écran tactile ou d'un périphérique de type souris, le point de l'organe à atteindre, il choisit la distance à atteindre entre l'instrument et l'organe, puis le système effectue automatiquement le placement de l'instrument par asservissement visuel. Le chirurgien peut, à tout moment, passer dans le mode automatique ou dans le mode de télé-opération. Quel que soit le mode choisi, le système de vision informe en direct le chirurgien de la valeur de la distance séparant l'instrument de l'organe, ce qui peut être une aide très utile pour entreprendre une opération délicate.

2.2.3 Problématiques à résoudre

La problématique rencontrée lors de l'étude du système est composée de 6 points principaux que nous énumérons ci-dessous :

1. Le premier point est le manque d'information visuelle permettant de localiser l'instrument chirurgical lorsqu'il n'est pas présent dans le champ visuel de la caméra.
2. Le second point est la difficulté d'extraire des d'informations visuelles propres à la scène due à la nature chaotique et déformable de l'environnement observé. De plus l'éclairage n'est pas homogène, ce qui engendre une difficulté supplémentaire pour extraire les informations de l'image. En effet, la lumière d'éclairage est transmise par un réseau de fibres optiques puis diffusée par une couronne périphérique située à la tête de l'optique de l'endoscope. Ce positionnement de la source d'éclairage sur l'endoscope introduit une intensité de lumière, importante au centre de l'image, et faible sur les bords.
3. Le troisième point concerne la reconstruction de la distance entre l'instrument chirurgical et l'organe en utilisant un système endoscopique monoculaire qui ne fournit pas l'information de profondeur, contrairement à un système de vision stéréoscopique.
4. Le quatrième point est la méconnaissance de la position relative entre la caméra et l'instrument chirurgical dans le cas où les bras robotiques ne sont pas solidaires de la même base. En effet, pour le système ZEUS, les 3 bras robotiques utilisés pour déplacer la caméra et les instruments chirurgicaux sont montés sur des chariots mobiles positionnés indépendamment autour du patient, à la convenance du chirurgien. Aucun système n'est présent pour mesurer la position relative des bases des robots manipulateurs. L'information de la position relative n'est pas utile dans le cas où le chirurgien télé-opère, cependant pour commander l'instrument par asservissement visuel avec une configuration où la caméra est déportée et non pas montée sur l'instrument, il est nécessaire d'effectuer un changement de base entre le repère de la caméra et le repère de l'instrument pour fournir les vitesses de commande à appliquer à l'instrument.
5. Le cinquième point concerne la sécurité. En effet, la récupération automatique de l'instrument dans le champ visuel de la caméra ou le positionnement automatique de l'instrument chirurgical par rapport à un organe d'intérêt ne doivent pas introduire de danger pour le patient. Le système de vision doit être conçu pour éviter tout risque de contact non désiré dans l'abdomen du patient.
6. Le dernier point concerne l'ergonomie du système proposé. Le système ne doit pas ajouter des contraintes supplémentaires pour sa mise en place dans l'espace de travail, ni pour son utilisation.

2.2.4 Approche proposée : utilisation d'un pointage laser et de marqueurs optiques

Pour réaliser les différentes tâches, 3 degrés de liberté sont nécessaires : les 2 rotations de l'instrument autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du repère attaché au trocart et la translation de l'instrument le long de l'axe \hat{Z}_K . Nous proposons de guider un instrument de lavage et d'aspiration qui a la particularité d'être symétrique selon son axe. C'est pourquoi, le quatrième degré de liberté qui correspond à la rotation propre de l'instrument autour de l'axe \hat{Z}_K n'est pas pris en compte pour la réalisation des tâches.

Pour la commande référencée vision, les informations visuelles les plus usuelles sont les points, les segments, les droites, les ellipses, les surfaces, les barycentres ou les moments d'inertie. Le choix dépend de la possibilité de mesurer l'information visuelle dans l'image de manière robuste et rapide et de pouvoir calculer explicitement son torseur d'interaction (cf. [Cha90, ECR92]).

Dans notre approche nous traitons le manque d'information visuelle, permettant de localiser l'instrument chirurgical, en projetant de l'information visuelle sur la scène à partir de l'instrument chirurgical. Un dispositif miniature de pointage laser est fixé sur l'instrument chirurgical et projette un motif laser sur la surface de la scène, dans la direction de l'axe de l'instrument (voir figure 2.1).

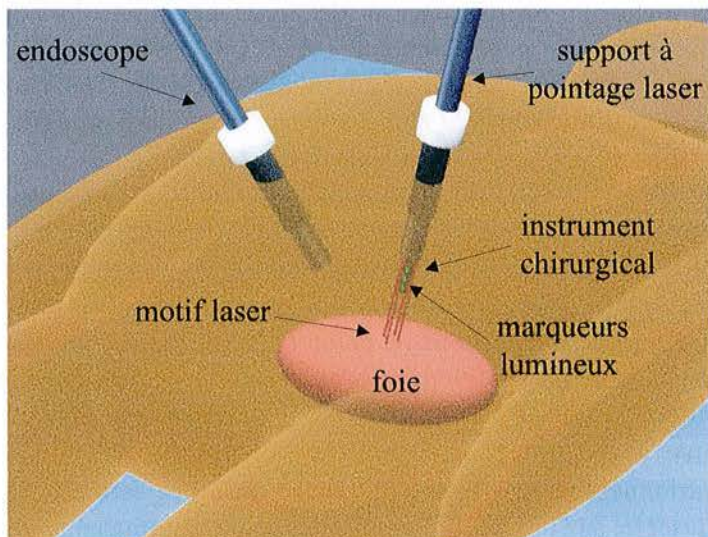


Fig. 2.1: Projections du motif laser et marqueurs lumineux

Dans le domaine des asservissements visuels, plusieurs travaux basés sur l'utilisation de faisceaux laser pour structurer la scène ont déjà été publiés. La projection laser est employée par exemple pour réaliser le suivi en temps réel d'objet en mouvement [VA90] ou pour reconstruire l'information tridimensionnelle de la surface d'un objet observé [Aga90]. Dans [Mot92, KMM⁺95], deux pointeurs laser sont couplés à la caméra pour projeter des plans laser orthogonaux sur un objet sphérique.

Pour positionner automatiquement la caméra par rapport à la sphère, les auteurs ont réalisé une commande référencée vision où les primitives visuelles utilisées sont les paramètres des portions d'ellipses correspondantes aux projections dans le plan image des deux plans laser avec la sphère. Pour établir les lois de la commande référencée vision, les auteurs ont calculé explicitement la matrice d'interaction qui relie la variation des paramètres des ellipses au torseur cinématique de la caméra à partir de la modélisation géométrique de la sphère et des plans laser.

Pour notre application, contrairement aux travaux précédents, le motif laser est projeté à partir de l'instrument chirurgical et non à partir de la caméra. De plus, nous ne disposons pas de modèle de l'organe observé qui permettrait d'écrire explicitement les torseurs d'interaction des primitives visuelles. Nous choisissons comme primitives visuelles les coordonnées du barycentre de l'image d'un point. La projection d'une information visuelle plus riche, comme par exemple, un segment ou une ellipse n'est pas envisageable en pratique, car la surface des organes n'est pas plane et son relief chaotique a pour effet de déformer fortement le motif projeté et de le rendre inexploitable.

La projection d'un simple point laser permet ainsi de marquer visuellement le point P de la surface de la scène qui est aligné avec l'axe de l'instrument chirurgical. La présence du motif laser dans l'image endoscopique permet alors de commander l'orientation de l'instrument même si ce dernier n'est pas visible dans l'image. Pour l'automatisation des tâches de récupération et de positionnement, l'orientation de l'instrument est réalisée par un asservissement visuel. Cet asservissement consiste à orienter l'instrument chirurgical, autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du repère attaché au trocart, dans la direction d'un point 3D choisi sur la surface de l'organe. Ce point de référence, noté P^* , est fixé selon la tâche automatisée :

- **pour la tâche de récupération**, le point P^* est fixé comme étant l'intersection de l'axe optique de la caméra avec la surface de l'organe. Sa projection perspective sur le plan image est donnée par le point p^* et a pour coordonnées image $\mathbf{s}_p^* = [u_p^* \ v_p^*]^T$ avec $u_p^* = 0$ et $v_p^* = 0$ (pixel).
- **pour la tâche de positionnement**, le point P^* correspond à un point d'intérêt de la surface de la scène à atteindre. Dans ce cas, les coordonnées images u_p^* et v_p^* de sa projection perspective p^* sont indiquées directement dans l'image endoscopique par le chirurgien.

En extrayant les coordonnées images $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ de la projection perspective p du centre du motif laser P sur le plan image, l'orientation automatique de l'instrument chirurgical peut alors être réalisé par une commande référencée dans l'image qui consiste à asservir les coordonnées images \mathbf{s}_p à la consigne \mathbf{s}_p^* . En effet, de par la géométrie projective, la superposition des points p et p^* dans l'image implique l'alignement des points P et P^* dans l'espace avec le centre optique.

Cet asservissement se limite à l'orientation sur deux degrés de liberté de l'instrument, et ne permet pas de commander la pénétration de l'instrument à travers le trocart. En effet, pour contrôler la translation de l'instrument selon son axe, il est nécessaire d'avoir une information de profondeur entre l'instrument et l'organe. Une solution serait de projeter à partir de l'instrument un segment laser et non

plus un point et d'utiliser comme primitives visuelles les coordonnées du centre et la longueur du segment observé dans l'image. Sous l'hypothèse que la caméra est immobile, la variation de la longueur du segment observé dans l'image donnerait alors une information sur la variation de la profondeur entre l'instrument et l'organe. Cependant cette information ne permet pas de fournir la valeur absolue de la distance séparant l'instrument à l'organe, mesure qui est primordiale pour la sécurité du patient durant le positionnement automatique de l'instrument. De plus, pour positionner automatiquement l'instrument chirurgical, il serait nécessaire de connaître à l'avance la longueur du segment dans l'image à la position désirée, ce qui n'est pas réaliste. Rappelons également qu'en pratique, la surface complexe des organes n'est pas plane et déforme fortement le motif projeté, c'est pourquoi, nous préférons projeter le motif le plus simple qui est le point.

Dans notre approche, nous proposons de reconstruire la distance absolue entre l'instrument et la surface de l'organe pointé à partir des coordonnées dans l'image du centre du point laser et des coordonnées images de 3 marqueurs lumineux que nous fixons le long de l'instrument chirurgical. Notons que la distance peut être estimée uniquement si le motif laser et les marqueurs lumineux de l'instrument sont visibles dans l'image endoscopique.

L'approche que nous proposons pour positionner l'instrument avec le maximum de sécurité est de décomposer son déplacement en deux étapes successives. La première étape consiste à orienter l'instrument dans la direction de l'organe à atteindre, ce qui est réalisé en alignant le spot laser sur la position cible, et la seconde étape consiste à introduire l'instrument selon son axe pour atteindre la distance désirée entre l'organe et l'instrument. Cette approche est développée en détail dans le chapitre 5.

2.2.5 Prototype du support à pointage laser

Du point de vue pratique, il est mécaniquement impossible de projeter un point laser le long de l'axe central de l'instrument pour marquer visuellement le point de la surface de l'organe qui est aligné avec l'axe central de l'instrument. En effet, la tête d'un instrument chirurgical utilisé en laparoscopie ne permet pas de loger un pointeur laser car elle constitue l'extrémité d'un outil, tels une pince, un scalpel, des ciseaux, etc...

Pour cette raison, nous avons conçu un support mécanique qui se fixe sur l'arrière de l'instrument chirurgical et permet de projeter un motif laser composé de 4 points. Le prototype du support d'instrument à pointage laser est présenté à la figure 2.2. Les pointeurs lasers sont déportés en périphérie du support et projettent les spots parallèlement à l'axe central de l'instrument. Le motif laser obtenu sur un plan représente ainsi les sommets d'une croix dont le barycentre correspond au point d'intersection virtuel P entre l'axe de l'instrument et la surface de la scène.

Ce support est constitué d'un tube métallique de 30 cm et a un diamètre extérieur de 10 mm pour être inséré à travers un trocart de 12 mm utilisé généralement pour introduire l'optique de l'endoscope dans l'abdomen. Le diamètre intérieur du

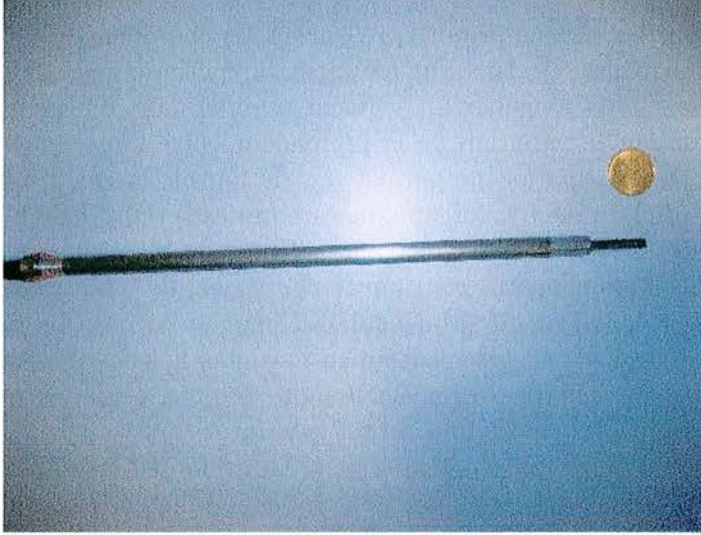


Fig. 2.2: Support à pointage laser

tube est de 5 mm pour contenir un instrument chirurgical laparoscopique de taille standard. Un dispositif de serrage à joint garantit la solidarité entre l'instrument et le support. La figure 2.3 nous montre la tête du support qui est constituée d'une couronne contenant 4 collimateurs optiques miniatures reliés par fibres optiques à des sources lasers externes.

Des rainures réalisées à l'intérieur du tube permettent de guider les fibres à l'extérieur du support. La figure 2.4 nous montre un exemplaire de collimateur optique utilisé dont le diamètre est de 2,5 mm et la longueur de 13 mm. Les 4 collimateurs sont insérés dans la couronne parallèlement à l'axe central du support de manière à projeter les 4 extrémités d'une croix. Ces collimateurs permettent ainsi de déporter les sources lasers qui ne peuvent pas être intégrées dans la tête en raison de leur dimension importante.

Le support à pointage laser dans lequel nous avons introduit un instrument permettant de nettoyer le champ opératoire en projetant et aspirant de l'eau est présenté à la figure 2.5. L'ensemble est maintenu par l'effecteur du robot et permet de projeter le motif laser sur la scène.

Un marquage optique est également réalisé sur l'extrémité de l'instrument pour fournir l'information visuelle nécessaire à l'estimation de la distance entre l'extrémité de l'instrument et l'organe. Ce marquage est constitué de 3 LEDs miniatures de technologie CMS qui sont fixées à intervalles définis sur l'axe de l'instrument comme le montre la figure 2.6.



Fig. 2.3: Tête du support à pointage laser

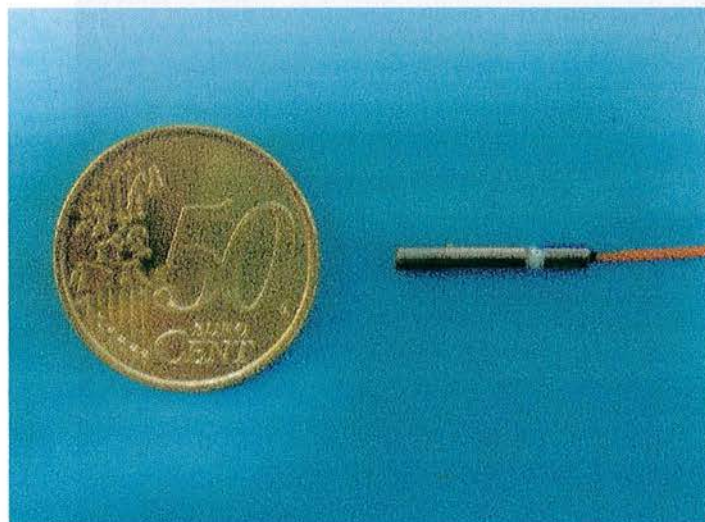


Fig. 2.4: Collimateur optique



Fig. 2.5: Ensemble support et instrument de lavage/aspiration



Fig. 2.6: Marquage optique de l'instrument chirurgical

2.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous décrivons les tâches que nous cherchons à effectuer automatiquement par asservissement visuel dans le contexte de la laparoscopie robotisée. Dans ce domaine, la plupart des travaux existants sur l'aide au geste chirurgical sont basés sur le guidage automatique de la caméra endoscopique. D'autres travaux de recherche sont actuellement conduits sur la réalisation de systèmes de vision robotique permettant de suivre les battements du coeur en temps réel. Nos contributions dans ce travail de thèse, concernent le déplacement automatiquement des instruments chirurgicaux pour assister le chirurgien dans certaines tâches. Une des tâches délicates à réaliser en télé-opération est de ramener les instruments chirurgicaux dans l'image en évitant tout contact avec les organes lorsqu'ils ne sont pas visibles au début de l'intervention ou lorsqu'ils sont sortis de l'image. Pour assister le chirurgien dans cette situation, nous proposons un système de vision permettant de récupérer automatiquement l'instrument chirurgical dans le champ visuel de la caméra par asservissement visuel.

Une autre difficulté pour le chirurgien est de positionner un instrument à une distance précise d'un point d'intérêt. En effet, l'utilisation d'un système de vision endoscopique classique ne permet pas de percevoir l'information de profondeur. C'est pourquoi, nous proposons également de réaliser cette tâche par asservissement visuel.

Après avoir posé la problématique concernant, entre autres, la localisation de l'instrument, nous proposons dans ce chapitre une solution qui consiste à projeter un motif laser à partir de l'instrument chirurgical sur la scène opératoire et d'utiliser la position de ce motif dans l'image pour orienter l'instrument par asservissement visuel. Cette position dans l'image et celle de marqueurs lumineux fixés sur l'extrémité de l'instrument permettent de reconstruire la distance séparant l'instrument de l'organe pointé pour effectuer le positionnement complet de l'instrument. Les coordonnées dans l'image du motif laser et des marqueurs lumineux sont les informations visuelles nécessaires au système de commande par vision. Nous nous proposons de les extraire par la méthode robuste présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre 3

Extraction robuste des informations visuelles en temps réel

3.1 Objectifs

Les coordonnées respectives dans l'image endoscopique du spot laser et des différents marqueurs visuels constituent l'ensemble des informations visuelles nécessaires à la commande du système par vision. Dans ce chapitre nous présentons les difficultés concernant l'extraction de ces informations qui sont principalement dues à la complexité de la scène dans les conditions réelles de la chirurgie. Nous proposons une méthode robuste pour extraire ces informations de l'image endoscopique. Enfin, une approche basée sur le bi-rapport permettant de reconstruire la profondeur entre l'extrémité de l'instrument et l'organe pointé est également présentée.

3.2 Difficultés liées aux conditions réelles de la scène

Une détection robuste dans l'image endoscopique du motif laser et des marqueurs lumineux fixés sur la tête de l'instrument est un point majeur pour garantir le fonctionnement du système en toute sécurité. En effet, ces informations visuelles sont indispensables au système de commande par vision pour réaliser automatiquement les tâches de récupération et de positionnement de l'instrument chirurgical par asservissement visuel. Une mauvaise détection des informations visuelles entraînerait un comportement incontrôlable et dangereux du système qui ne peut pas être toléré dans une application de robotique chirurgicale. C'est pourquoi, l'extraction correcte des informations visuelles de l'image endoscopique dans les conditions chirurgicales réelles est un aspect important dans le développement du système de vision.

La problématique de la détection robuste des informations visuelles est due principalement à la nature complexe de la scène observée et aux conditions d'éclairage rencontrées durant une intervention chirurgicale réelle. Dans nos expériences de détection de l'information visuelle à partir d'images endoscopiques acquises lors d'in-

terventions chirurgicales sur le foie, nous avons rencontré cinq problèmes majeurs qui rendent difficile l'extraction des informations visuelles :

1. Les conditions d'éclairage :

Pour éclairer la scène, la lumière est transmise par un réseau de fibres optiques à l'intérieur du tube de l'endoscope pour être diffusée en périphérie de l'extrémité de l'optique. Pour cette configuration où la source d'éclairage se trouve sur l'extrémité de l'optique de la caméra, la réflexion de la lumière est maximale au centre de l'image endoscopique et faible vers les bords comme le montre la figure 3.1. De plus, les zones de surface, dont la normale est parallèle à l'axe optique de la caméra, réfléchissent fortement la lumière d'éclairage, ce qui a pour effet de produire des zones saturées dans l'image. Il en résulte que l'intensité de l'image est fortement hétérogène, ce qui pose problème pour le traitement de l'image.

2. La nature visqueuse de la surface des organes :

La viscosité accentue la réflexion de la lumière endoscopique qui a pour effet de produire des zones de très forte intensité dans l'image. De plus, les 4 points laser projetés se diffusent sur la surface visqueuse, ce qui provoque un élargissement et la fusion des points en une seule tâche avec éclaircissement des contours (voir Fig. 3.1). Par conséquent, en pratique, il est difficile voire impossible dans certaines situations d'extraire indépendamment les 4 points laser de l'image. Pour détecter les pixels appartenant au motif laser, nous ne pouvons pas considérer qu'ils soient les seuls à être saturés en intensité puisque d'autres zones saturées dues à la réflexion importante de l'éclairage de la scène sont également observables dans l'image. C'est pourquoi, un simple seuillage binaire de l'image n'est pas approprié pour détecter les pixels appartenant au motif laser.

3. La complexité de la scène :

Du fait de la complexité de la scène avec ses multiples couleurs, celles-ci ne permettent pas la détection robuste d'éléments caractéristiques.

4. Le mouvement respiratoire du patient :

Du fait d'un grossissement très élevé de la caméra endoscopique, le mouvement dans l'image généré par la respiration du patient peut être très important et entraîner l'inefficacité d'un algorithme de suivi de cible.

5. Les conditions temps réels :

Il est important de développer des algorithmes compatibles avec la contrainte d'un asservissement temps réel. En pratique, on souhaite que le temps de calcul reste en-dessous de 20 ms.

3.3 Détection robuste de l'image du motif laser et des marqueurs visuels

Pour résoudre les difficultés que nous venons de présenter, nous proposons une méthode originale qui permet de détecter en temps réel et de manière robuste des

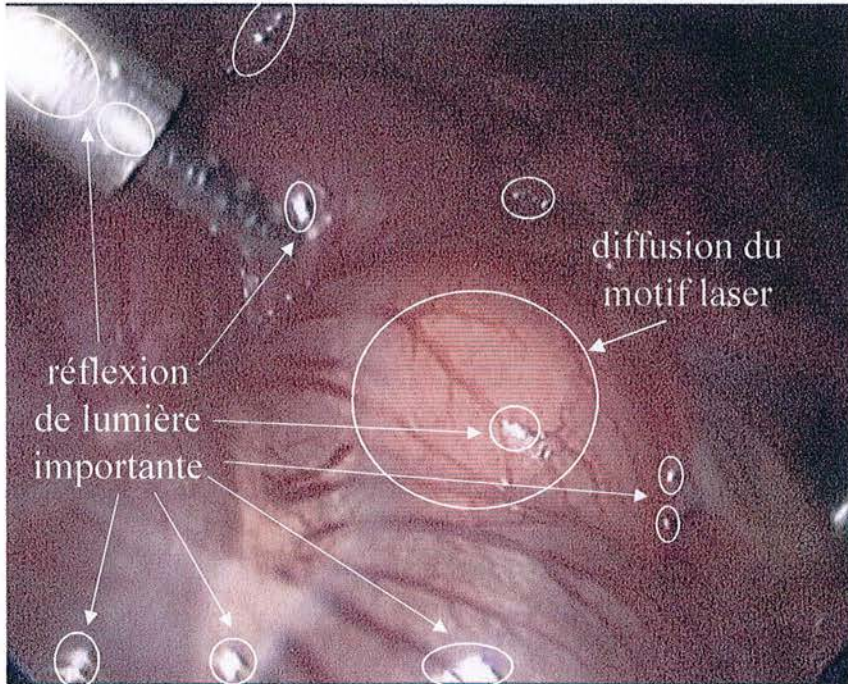


Fig. 3.1: Phénomènes de réflexion et de diffusion due à la nature visqueuse des organes et à l'éclairage

marqueurs lumineux présents dans la scène observée par la caméra endoscopique. Pour extraire suffisamment rapidement les informations en temps réel, les images endoscopiques acquises sont codées sur 256 niveaux de gris.

Cette méthode consiste à allumer et à éteindre à la fréquence de 50 Hz les marqueurs lumineux de manière synchronisée avec l'acquisition des trames vidéo paires et impaires. Cette synchronisation permet de générer des motifs striés dans l'image qui sont aisément détectables comparés aux zones saturées en intensité.

3.3.1 Synchronisation de l'émission des spots lasers et marqueurs visuels

Notre approche est basée sur la synchronisation de l'allumage et de l'extinction des sources lasers et des marqueurs lumineux avec l'acquisition des images fournies par la caméra endoscopique. Elle nécessite l'utilisation d'une caméra standard qui fournit un signal vidéo analogique dont les images sont entrelacées. Les caméras endoscopiques couramment utilisées correspondent à ce critère et fournissent un signal vidéo analogique CCIR à 25 images/s entrelacées. Pour un capteur CCD standard, le transfert des niveaux de luminance des pixels se fait séquentiellement de manière analogique et il en résulte un signal vidéo analogique dont la tension varie en fonction du temps suivant la valeur de luminance du pixel balayé. Le balayage de l'image est effectué de la gauche vers la droite et du haut vers le bas. Lorsque

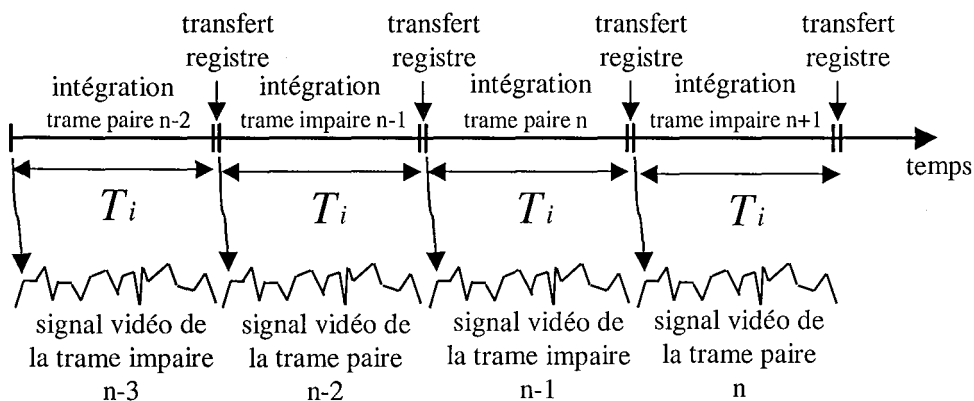


Fig. 3.2: Chronogramme du processus d'acquisition d'images

l'image est entrelacée, toutes les lignes paires, puis toutes les lignes impaires sont balayées alternativement. Dans ce cas l'image est alors constituée de deux trames :

- la trame paire définissant la demi-image constituée par l'ensemble des lignes paires,
- la trame impaire définissant la demi-image constituée par l'ensemble des lignes impaires.

L'acquisition et le transfert d'une image complète par la caméra se décomposent en 5 étapes (voir figure 3.2) :

1. Les éléments sensibles du capteur CDD correspondant à la trame paire intègrent durant un temps T_i ($T_i \leq 20\text{ms}$) les charges produites par les photons qui les atteignent.
2. Les charges électriques contenues dans ces éléments sensibles, sont transférées dans un registre à décalage.
3. Le registre à décalage est vidé afin de générer le signal vidéo de la trame paire pendant que les éléments sensibles du capteur CDD correspondant à la trame impaire intègrent durant le temps T_i les charges produites par les photons qui les atteignent.
4. Les charges électriques, correspondant cette fois-ci à la trame impaire de l'image, sont transférées dans un registre à décalage.
5. Ce registre à décalage est vidé afin de générer le signal vidéo de la trame impaire pendant que les éléments sensibles correspondant à la trame paire intègrent à nouveau durant le temps T_i les charges produites par les photons.

Une caméra à 25 images/s (entrelacées) fournit ainsi 50 trames/s.

La méthode de détection du motif laser par synchronisation consiste à allumer les sources lasers durant le temps d'exposition du capteur CCD permettant d'acquérir la trame paire et de les éteindre durant le temps d'exposition de l'acquisition de la trame impaire. Par cette technique, le motif laser est présent dans les trames paires et absent dans les trames impaires des images fournies par la caméra. Le résultat

obtenu dans l'image complète est fort intéressant. En effet, le motif laser est visible une ligne sur deux dans l'image entrelacée, ce qui constitue un indice visuel pertinent qui peut être extrait de l'image de manière robuste par le filtrage spatial développé dans le paragraphe qui suit. Par la même technique, nous synchronisons l'allumage et l'extinction des 3 LEDs fixées sur l'extrémité de l'instrument chirurgical. De manière complémentaire aux sources lasers, les LEDs sont allumées durant l'acquisition de la trame impaire et éteintes durant l'acquisition de la trame paire. Ce déphasage de la synchronisation permet de rendre les marqueurs visibles dans les trames impaires et absents dans les trames paires à l'opposé du motif laser, dans le but d'extraire indépendamment les pixels appartenant à l'image du motif laser et ceux appartenant aux images des marqueurs lumineux.

3.3.2 Filtrage spatial

Pour extraire indépendamment les régions correspondant à l'image du motif laser et les régions correspondant aux images des marqueurs lumineux, nous proposons d'effectuer une convolution de l'image endoscopique complète par un masque de dimension 5 par 5 réalisant un filtrage vertical passe-haut. La figure 3.3 illustre le principe de la détection par le filtrage spatial passe-haut. Nous considérons l'exemple où l'allumage et l'extinction de deux marqueurs lumineux sont synchronisés de manière complémentaire avec l'acquisition des trames de l'image. Le tableau du haut présente l'image de deux marqueurs circulaires dont l'allumage est synchronisé avec l'acquisition des trames de l'image. Le marqueur de gauche est allumé uniquement durant l'acquisition de la trame paire en opposition au marqueur de droite qui est allumé durant la capture de la trame impaire. Pour tenir compte d'une information visuelle perturbatrice, telle que l'image d'un élément de la scène à forte intensité lumineuse ou un éclat de lumière produit par la viscosité de la surface des organes, nous présentons également au bas du tableau l'image d'un élément de la scène qui est visible dans les deux trames. Afin de simplifier l'explication, nous considérons que les pixels de l'image des marqueurs ainsi que ceux de l'image de l'élément perturbateur sont quantifiés sur deux niveaux : le niveau 0 pour les pixels sombres et le niveau 1 pour les pixels brillants.

Le tableau présenté au bas de la figure 3.3 représente l'image résultant du filtrage passe-haut vertical. Elle est obtenue en effectuant la convolution de l'image originale avec le masque de dimension 5 par 5 présenté au centre de la figure.

Le seuillage binaire de l'image filtrée à partir d'un seuil fixé empiriquement permet ensuite d'extraire les régions correspondant aux images des marqueurs. La figure 3.4 montre pour l'exemple ci-dessus, l'image résultante du seuillage de l'image filtrée avec un seuil fixé à 16. Ce traitement d'image permet d'extraire de manière robuste les pixels correspondant à l'image des différents marqueurs lumineux.

Pour notre système, étant donné que l'allumage et l'extinction du motif laser et des marqueurs lumineux fixés sur l'instrument sont alternés, les régions de l'image du motif laser et celles de l'image des marqueurs lumineux de l'instrument sont directement isolées sur les deux trames de l'image. Par conséquent, les pixels appar-

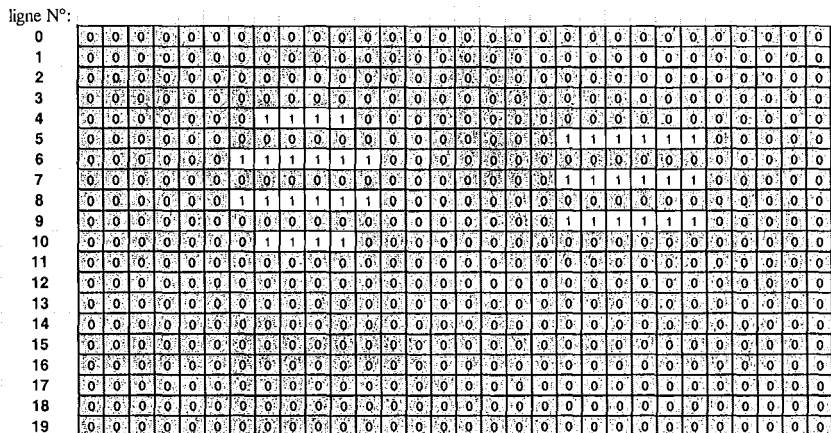


Fig. 3.4: Détection des pixels correspondant à l'image du motif laser et des marqueurs lumineux par seuillage de l'image filtrée

tenant aux lignes paires qui sont extraits à l'aide du filtrage vertical passe-haut et du seuillage de l'image correspondent directement à l'image du motif laser, et ceux appartenant aux lignes impaires correspondent à l'image des 3 marqueurs lumineux de l'instrument. Cette technique de détection, permet ainsi de séparer sans difficulté les pixels provenant de l'image du motif laser et ceux des marqueurs lumineux.

La symétrie du masque de convolution permet de filtrer l'image complète en temps réel. En pratique, le filtrage de l'image endoscopique dont le format est de 768x572 est réalisé en 5 ms en utilisant un Pentium IV cadencé à 1.7 Ghz (programmation en langage C sous Linux). Cette méthode de détection est très robuste, même dans le cas d'une image fortement bruitée. En effet, la synchronisation des marqueurs produit des motifs dans l'image dont la fréquence verticale correspond à la fréquence de Nyquist du capteur visuel. Un objet de la scène ne peut en aucun cas reproduire le même motif dans l'image. De plus, la lentille de la caméra est généralement conçue pour éviter le repliement de spectre en ne laissant pas passer les fréquences spatiales élevées de l'image. La figure 3.5 présente l'image endoscopique de la scène observée avec la projection du motif laser sur le foie et les marqueurs lumineux de l'instrument chirurgical lors d'une prise de vue dans les conditions chirurgicales réelles. L'image résultante du filtrage spatial vertical passe-haut et du seuillage binaire est présentée à la figure 3.6. Les pixels détectés appartenant à la trame paire de l'image constituent l'image du motif laser (bleu) et les pixels appartenant à la trame impaire de l'image définissent l'image des trois marqueurs lumineux fixés sur l'instrument (vert).



Fig. 3.5: Image entrelacée capturée en niveaux de gris



Fig. 3.6: Extraction des pixels du motif laser et des marqueurs lumineux par filtrage spatial et seuillage binaire

3.3.3 Suppression des pixels introduits par le mouvement dans l'image

Il existe cependant une autre source produisant dans l'image des motifs à fréquence spatiale élevée qui sont semblables à ceux fournis par les marqueurs lumineux et donc perturbateurs pour la détection des informations visuelles. Elle correspond aux mouvements dans l'image induits par la respiration qui ont pour effet de dégrader les contours des projections des différents objets et des marqueurs de la scène observée. En effet, comme les trames paires et impaires sont capturées successivement, la demi-image dans la trame impaire d'un objet en mouvement est légèrement décalée de sa demi-image dans la trame paire. Il en résulte dans l'image entrelacée complète, une image hachurée horizontalement de l'objet en mouvement qui est très marquée le long de ses contours. La figure 3.7 illustre ce phénomène. L'image initiale contient à gauche la projection d'un marqueur lumineux dont l'allumage et l'extinction sont synchronisés avec la capture des trames, et à droite, l'image du contour d'un objet en mouvement qui se déplace de la gauche vers la droite. Nous pouvons noter que le filtrage suivi du seuillage de l'image extrait comme prévu les pixels de l'image du marqueur lumineux, mais également les pixels correspondant aux contours de l'objet en mouvement. Pour supprimer les pixels détectés qui sont introduits par le mouvement dans l'image, nous proposons d'utiliser un algorithme de correspondance.

Cet algorithme consiste à comparer dans l'image initiale, pour chaque pixel détecté, le motif horizontal défini dans un segment de taille donnée qui est centré sur le pixel détecté avec les motifs horizontaux se trouvant sur les deux lignes voisines. La comparaison est réalisée par corrélation du motif centré sur le pixel détecté avec ses lignes voisines sur un horizon défini autour de l'abscisse du pixel détecté et dont la taille est fixée de manière à recouvrir largement le décalage des demi-images produit par le mouvement. Si le résultat de la corrélation montre que le motif centré sur le pixel détecté est fort ressemblant à ceux présents dans les lignes voisines, alors le pixel détecté est supprimé de la liste des pixels constituant le motif du marqueur lumineux. La figure 3.8 présente l'image de l'instrument chirurgical avec la projection du motif laser et ses marqueurs lumineux. Lors de cette prise de vue, en conditions chirurgicales réelles, un mouvement a été appliqué à l'instrument dans le but de produire un décalage des demi-images constituées par les deux trames. Nous pouvons remarquer d'après la figure 3.9, que le filtrage spatial vertical passe-haut suivi du seuillage binaire fait également ressortir certains pixels appartenant aux contours de l'instrument chirurgical en mouvement. La figure 3.10 présente le résultat de l'extraction des pixels lorsque l'algorithme de correspondance est utilisé pour supprimer les pixels appartenant aux contours en mouvement.

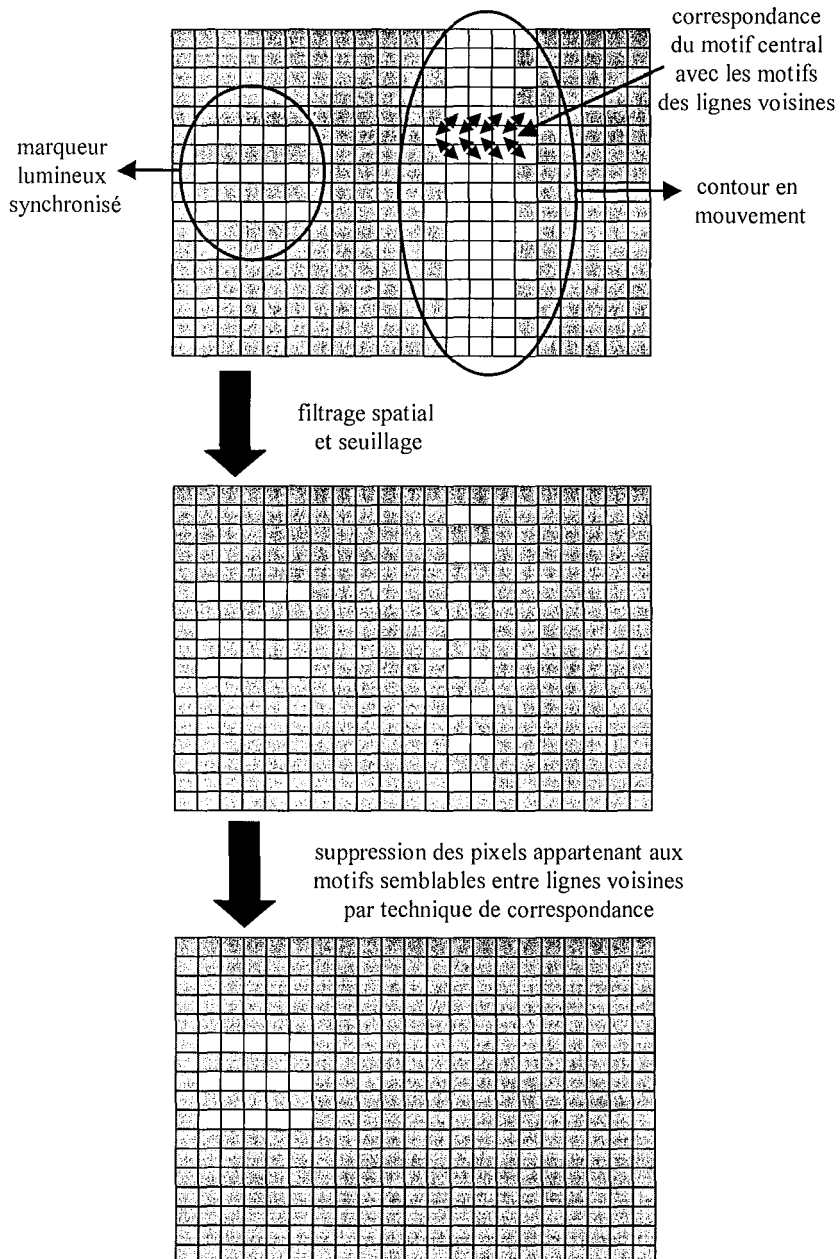


Fig. 3.7: Suppression des pixels introduits par le mouvement dans l'image.

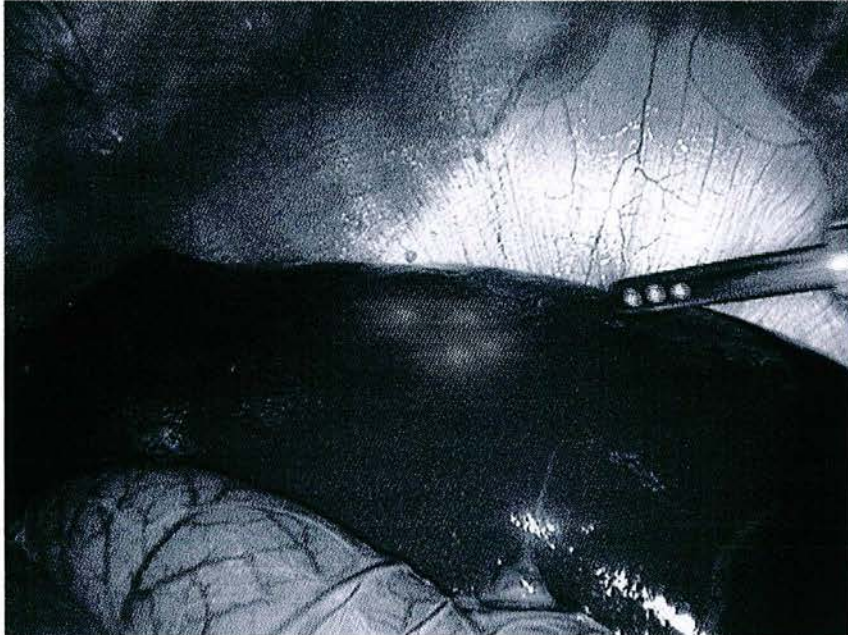


Fig. 3.8: Image entrelacée de l'instrument en mouvement



Fig. 3.9: Image résultante du filtrage spatial et du seuillage binaire

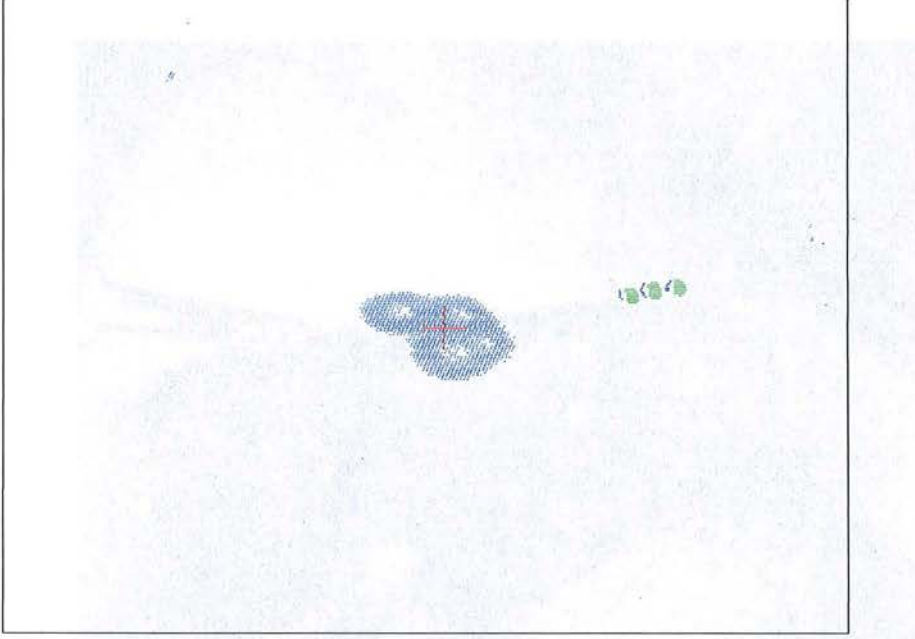


Fig. 3.10: Suppression des pixels appartenant aux contours en mouvement par l'algorithme de correspondance

3.4 Détection robuste des coordonnées dans l'image du motif laser et des marqueurs visuels

3.4.1 Coordonnées du barycentre de l'image du motif laser

Les informations visuelles nécessaires à la commande de l'orientation sont les coordonnées image, \mathbf{s}_p , de la projection perspective du point P de la surface de l'organe qui est aligné avec l'instrument. En pratique, la nature visqueuse de la surface des organes a pour effet de diffuser les 4 spots. Ces derniers sont par conséquent étalés sur la surface et se recouvrent en formant ainsi une seule tache. Dans ces conditions, il n'est pas possible d'isoler indépendamment les centres des spots pour localiser l'intersection des segments constituant le motif en croix qui correspond précisément à l'image p du point P . Par conséquent, nous considérons par la suite que les coordonnées image \mathbf{s}_p du point P de la surface aligné avec l'axe de l'instrument peuvent être approchées par les coordonnées du barycentre de l'image de la tache laser. Les coordonnées $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ sont alors directement obtenues par le calcul du barycentre :

$$u_p = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3.1)$$

$$v_p = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \quad (3.2)$$

où N est le nombre total de pixels détectés constituant l'image du motif laser et x_i et y_i correspondent respectivement à l'abscisse et à l'ordonnée du $i^{\text{ème}}$ pixel détecté. La position du barycentre ainsi obtenue est visualisée par la croix rouge à la figure 3.10. Pour éliminer les sauts de position du barycentre, entre les images successives, qui peuvent être générés par la détection de pixels n'appartenant pas à l'image du motif laser, un filtrage temporel passe-bas à réponse impulsionnelle infinie est appliqué sur les coordonnées du barycentre.

3.4.2 Coordonnées dans l'image des marqueurs visuels par extraction d'ellipse

Pour commander la pénétration de l'instrument, il est nécessaire d'obtenir l'information de profondeur entre l'extrémité de l'instrument chirurgical et le point P de la surface de l'organe pointé. Nous montrerons dans la section 3.5 que cette distance dans l'espace cartésien peut être reconstruite à partir des coordonnées dans l'image des centres des 3 marqueurs lumineux fixés sur l'instrument et des coordonnées s_p du barycentre du motif laser. Le système de vision doit par conséquent être capable d'extraire de manière robuste de l'image les coordonnées respectives des centres des 3 marqueurs lumineux.

Dans notre approche, nous localisons ces 3 positions dans l'image en calculant les coordonnées des ellipses qui se superposent au mieux aux contours des marqueurs. Le traitement d'image est réalisé sur la demi-image binaire, correspondant à la trame impaire, qui contient les pixels détectés provenant des marqueurs lumineux.

Pour extraire les ellipses correspondant précisément aux marqueurs lumineux, nous décomposons le traitement en 2 phases. La première consiste à extraire tous les contours binaires de l'image et à ne retenir, par un tri heuristique, que les 3 contours qui appartiennent aux 3 marqueurs lumineux. Ensuite, dans la seconde phase, les paramètres des ellipses qui s'adaptent au mieux aux contours retenus sont estimés par un algorithme d'extraction d'ellipse [Wer96].

Extraction binaire des contours de l'image et sélection du bon triplet

Avant d'extraire les contours de la demi-image binaire qui est constituée par les pixels propres aux marqueurs lumineux détectés par le traitement décrit dans la section 3.3, une opération de morphologie mathématique correspondant à une fermeture binaire [Dou92] est réalisée dans le but de conditionner la demi-image à traiter. Cette fermeture est obtenue par la dilatation binaire suivie de l'érosion binaire de la demi-image avec un élément structurant donné. Elle a pour effet de remplir les petites intrusions dans l'image binaire et d'obtenir ainsi des motifs pleins. Cette opération est utile pour combler l'absence des pixels qui n'ont pas été détectés par le filtrage spatial et permet ainsi de fusionner les motifs proches qui constituent l'image du même marqueur lumineux. L'élément structurant utilisé est un carré plein

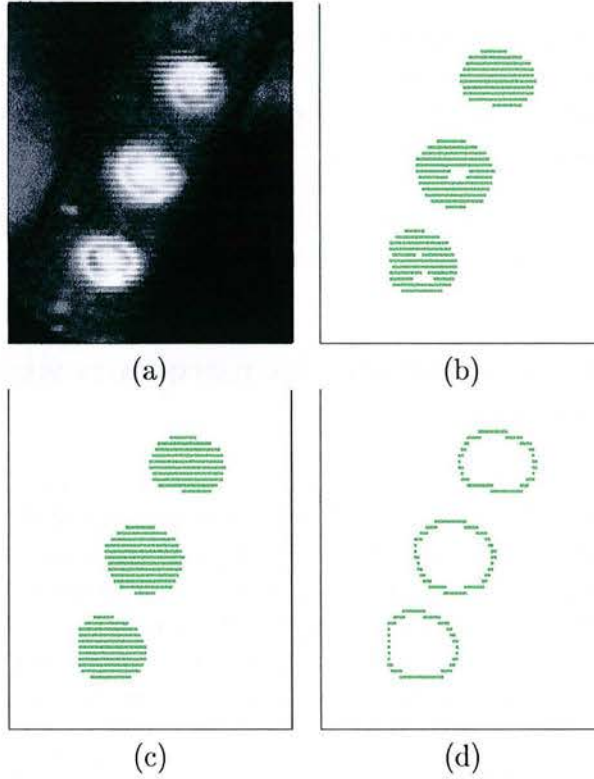


Fig. 3.11: Détection des marqueurs lumineux : (a) image initiale entrelacée - (b) image obtenue après le filtrage spatial, le seuillage binaire et la suppression des pixels appartenant aux contours en mouvement - (c) image résultante de la fermeture binaire - (d) image du gradient spatial

de dimensions 5 par 5 représenté par le masque :

$$\begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.3)$$

Les figures 3.11.(a)-(c) montrent l'effet de la fermeture binaire sur la demi-image regroupant les pixels détectés propres aux marqueurs lumineux.

Les contours de l'image binaire obtenue sont ensuite détectés en calculant le gradient spatial de l'image [Pra91]. Pour une image $F(x, y)$ à niveaux de gris, le sommet d'un contour est localisé par la recherche de la valeur maximale du gradient unidimensionnel calculé selon la direction normale à la pente du contour. En définissant θ , l'angle entre la direction normale à la pente du contour et l'axe horizontal de l'image, le gradient spatial $\vec{G}(x, y)$ de l'image $F(x, y)$ peut être calculé dans le domaine continu

en fonction des dérivées de l'image selon les axes orthogonaux par :

$$\vec{G}(x, y) = \frac{\partial F(x, y)}{\partial x} \cos \theta \vec{i} + \frac{\partial F(x, y)}{\partial y} \sin \theta \vec{j} \quad (3.4)$$

Dans le domaine discret, le gradient spatial $\vec{G}(j, k)$ d'une image $F(j, k)$ peut être obtenu à partir des gradients $\vec{G}_L(j, k)$ et $\vec{G}_C(j, k)$ calculés respectivement selon les lignes et les colonnes de l'image. La méthode la plus simple pour générer $\vec{G}_L(j, k)$ et $\vec{G}_C(j, k)$ consiste à calculer la différence des pixels selon les lignes et les colonnes de l'image. L'amplitude du gradient selon les lignes est définie par :

$$G_L(j, k) = F(j, k) - F(j, k - 1) \quad (3.5)$$

et l'amplitude du gradient selon les colonnes par :

$$G_C(j, k) = F(j, k) - F(j + 1, k) \quad (3.6)$$

L'amplitude du gradient spatial est donnée par :

$$G(j, k) = \sqrt{G_L(j, k)^2 + G_C(j, k)^2} \quad (3.7)$$

et l'orientation spatiale du gradient par rapport à l'axe des lignes s'obtient par :

$$\theta(j, k) = \tan^{-1} \left(\frac{G_C(j, k)}{G_L(j, k)} \right) \quad (3.8)$$

Pour générer le gradient spatial de l'image nous utilisons la différence croisée de Roberts [Rob65]. Cette technique diffère de la précédente par les axes utilisés pour le calcul des gradients unidimensionnels. Pour cette technique, le gradient est obtenu par une combinaison des gradients unidimensionnels effectués selon les deux diagonales de l'image. L'amplitude du gradient est dans ce cas donnée par :

$$G(j, k) = \sqrt{G_1(j, k)^2 + G_2(j, k)^2} \quad (3.9)$$

avec :

$$G_1(j, k) = F(j, k) - F(j + 1, k + 1) \quad (3.10)$$

$$G_2(j, k) = F(j, k + 1) - F(j + 1, k) \quad (3.11)$$

et l'orientation spatiale du gradient par rapport à l'axe des lignes est :

$$\theta(j, k) = \frac{\pi}{4} + \tan^{-1} \left(\frac{G_2(j, k)}{G_1(j, k)} \right) \quad (3.12)$$

Pour augmenter la rapidité du traitement d'image, l'amplitude du gradient est souvent approchée par une autre norme ("city bloc") :

$$G(j, k) \approx |G_1(j, k)| + |G_2(j, k)| \quad (3.13)$$

La détection des contours est généralement réalisée en retenant les pixels de l'image dont la valeur du gradient $G(j, k)$ est supérieure à un seuil fixé. La détection est par conséquent très sensible au choix du seuil. Un seuil trop élevé a pour effet de réduire le nombre de pixels détectés en ne retenant que les contours dont la transition est la plus abrupte. A l'inverse, un seuil faible permet de détecter également des contours de "bruit" et a pour effet de les épaissir.

Dans le cas d'une image binaire, comme celle que nous traitons, il n'est pas nécessaire de fixer un seuil, car une valeur non nulle du gradient $G(j, k)$ indique directement que le pixel de coordonnées (j, k) appartient à un contour de l'image. De plus, contrairement aux contours détectés dans une image à niveaux de gris, les contours détectés dans une image binaire ont pour propriétés d'être toujours fermés et d'avoir une épaisseur de 1 pixel (sauf proche des bords). En pratique, pour détecter les contours de l'image binaire, nous implémentons le calcul du gradient (3.13) par l'expression logique suivante :

$$G(j, k) = (F(j, k) \text{ XOU } F(j + 1, k + 1)) \text{ OU } (F(j, k + 1) \text{ XOU } F(j + 1, k)) \quad (3.14)$$

où les opérateurs XOU et OU sont respectivement les opérateurs en logique combinatoire, "ou exclusif" et "ou". Sur la figure 3.11.(d) nous présentons l'image du gradient spatial qui est réalisé sur l'image binaire des marqueurs lumineux en utilisant l'opération logique (3.14).

Un algorithme d'extraction de contours permet ensuite de construire les listes de pixels qui appartiennent aux mêmes contours. Son principe est de balayer de la gauche vers la droite et du haut vers le bas l'image binaire du gradient jusqu'à ce que le pixel d'un contour soit détecté. A partir de ce pixel, les deux trajectoires du contour sélectionné, allant vers la droite et vers la gauche, sont suivies jusqu'à ce qu'elles se rejoignent. Durant ce suivi, les pixels parcourus sont comptés, supprimés de l'image du gradient et leurs coordonnées sont mémorisées dans une première liste. L'opération est ensuite réitérée sur l'image résultante en mémorisant les pixels dans des listes propres à chaque contour jusqu'à ce qu'il ne reste plus de pixels dans l'image. Après ce traitement, nous obtenons le nombre total de contours détectés, le nombre de pixels et la liste des coordonnées des pixels pour chaque contour.

A présent, nous introduisons brièvement la méthode heuristique qui permet de retenir le bon triplet des contours correspondant aux images des 3 marqueurs lumineux. En effet, du fait de la présence de bruit dans l'image et des mauvaises conditions d'éclairage, il est possible que plus de contours que le nombre attendu soient extraits de l'image. Le critère de sélection retenu est défini selon les points suivants :

1. Le premier test de sélection est réalisé sur la taille des contours, en retenant uniquement les contours dont le nombre de pixels est supérieur à un seuil donné. Cette sélection permet de supprimer les contours générés par le bruit dans l'image qui sont généralement de petite taille.
2. En pratique, l'intensité de lumière émise par les marqueurs lumineux est for-

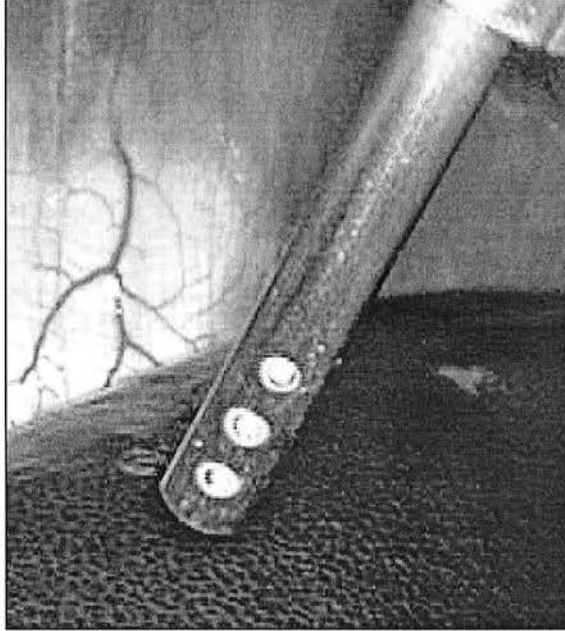


Fig. 3.12: Image comportant des zones de reflets blancs sur l'axe de l'instrument dues à la réflexion importante de lumière

tement élevée au centre de la jonction des diodes électroluminescentes et plus faible en bordure des marqueurs. Cet apport de lumière ponctuelle importante a pour effet, lorsque l'éclairage de la scène est faible, de saturer les éléments sensibles du capteur CCD qui intègrent les photons provenant du centre des marqueurs. Il en résulte un phénomène de débordement de photons dans les éléments voisins du capteur, ce qui a pour effet de produire dans l'image entrelacée, une tâche de lumière centrée sur la jonction des diodes. Cette dernière est visible dans les deux trames malgré la synchronisation de l'allumage. Par conséquent, le filtrage vertical passe-haut de l'image ne permet pas de détecter les pixels qui appartiennent à cette tâche centrée sur la jonction des diodes. Il en résulte après l'extraction des contours, la présence de deux contours imbriqués par marqueur lumineux. En réduisant l'intensité lumineuse des diodes de manière à éviter le phénomène de débordement des photons, nous avons néanmoins constaté que pour un éclairage important de la scène et en fonction de la position de l'instrument, un contour parasite centré à l'intérieur du contour réel des marqueurs est également extrait de l'image. Cette extraction non désirée se justifie par le fait que les objets observés réfléchissent davantage de lumière lorsqu'ils se rapprochent de la tête de l'endoscope par laquelle la lumière d'éclairage est diffusée. Cette réflexion importante de lumière a pour effet de produire des zones de reflets blancs dans l'image qui sont centrées le long de l'axe de l'instrument comme l'illustre la figure 3.12. Etant donné que les marqueurs lumineux sont alignés sur l'axe de l'instrument, leurs images

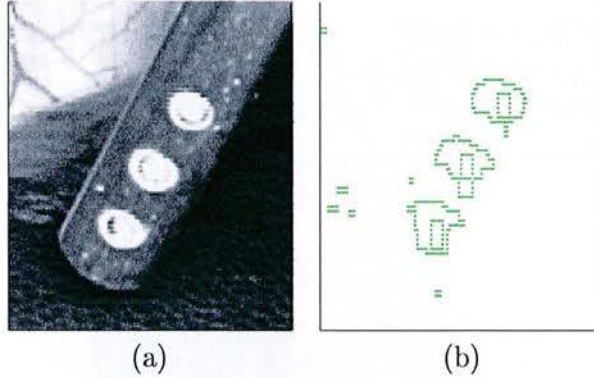


Fig. 3.13: Effet de la saturation lumineuse aux jonctions des diodes et d'un éclairage importante de la scène : (a) image initiale entrelacée - (b) extraction de deux contours par marqueur au lieu d'un seul

peuvent également être recouvertes en leur centre par ce reflet. Les pixels correspondant au reflet ne sont pas détectés par le filtrage vertical passe-haut car ils sont présents dans les deux trames, par conséquent deux contours par marqueur sont extraits au lieu d'un seul comme le montre la figure 3.13.

Nous proposons de retenir uniquement le contour extérieur de chaque marqueur. Pour ce faire, nous supprimons de la liste des contours tous les contours entourés par un contour plus grand (une autre méthode basée sur la détermination des composantes connexes est proposée dans [Bov00]).

3. Comme les 3 centres respectifs des images des marqueurs lumineux ont la propriété d'être sur la même droite dans l'image, un tri est réalisé en construisant une liste de triplets de contours dont les centres de gravité sont quasi-colinéaires.
4. A ce stade de la sélection, nous considérons que le triplet de contours colinéaires qui correspond au mieux aux 3 marqueurs lumineux, est le triplet dont les contours possèdent à peu près le même nombre de pixels. En effet, comme les marqueurs lumineux sont fixés sur l'instrument chirurgical relativement proches les uns des autres, les différences de tailles entre les images des marqueurs dues à la projection perspective ne sont pas très prononcées. La sélection consiste à calculer pour chaque triplet i de contours colinéaires, la moyenne $N_{moy}(i)$ du nombre de pixels par contour ainsi que l'écart type $\sigma(i)$ du nombre de pixels par contour, et de retenir le triplet dont le rapport $\sigma(i)/N_{moy}(i)$ est le plus faible. Les calculs de la moyenne du nombre de pixels et de l'écart type sont donnés ci-dessous :

$$N_{moy}(i) = \frac{N_1(i) + N_2(i) + N_3(i)}{3} \quad (3.15)$$

$$\sigma(i) = \sqrt{\frac{(N_1(i) - N_{moy}(i))^2 + (N_2(i) - N_{moy}(i))^2 + (N_3(i) - N_{moy}(i))^2}{2}} \quad (3.16)$$

où $N_1(i)$, $N_2(i)$ et $N_3(i)$ sont les nombres de pixels respectifs aux 3 contours d'un triplet i .

5. Le dernier critère permet de garantir la validité des 3 contours sélectionnés. L'orientation dans l'image de la droite passant par les centres de gravité des contours est calculée et comparée à l'angle de la droite obtenue dans l'image précédente. Etant donné que les images entrelacées sont acquises toutes les 40 ms, l'orientation de l'instrument n'a pas évolué significativement durant ce laps de temps. Par conséquent, nous validons la sélection des contours si la différence angulaire de la droite courante et de la droite précédente n'est pas supérieure à un seuil fixé à 20 degrés. Dans le cas où aucun triplet de contour n'est présent ou valide, un signal d'alerte est transmis au système de commande. Ce dernier utilise alors comme informations actuelles les dernières informations valides. Par mesure de sécurité, si plusieurs signaux d'alerte sont transmis successivement, le système active un mode d'alerte dans lequel l'instrument est maintenu immobile en attendant une réinitialisation du système par l'utilisateur.

Extraction des paramètres des ellipses à partir des contours retenus

Dans une seconde phase du traitement, nous proposons d'extraire les paramètres des ellipses qui s'adaptent le mieux aux 3 contours retenus, car contrairement aux centres de gravité des contours, les centres des ellipses donnent une localisation plus précise des centres des marqueurs lumineux dans l'image (cf. [WDA96]).

Une ellipse peut être représentée par la forme bi-quadratique suivante :

$$f(x, y) = ay^2 + bxy + cx^2 + dy + ex + f = 0 \quad (3.17)$$

avec la contrainte :

$$b^2 - 4ac < 0 \quad (3.18)$$

Les coefficients (a, b, c, d, e, f) représentent les paramètres de l'ellipse. Dans la littérature, il existe plusieurs méthodes qui permettent de déterminer ces paramètres, dont les méthodes basées sur la transformation de Hough [HH90, YTL94] et celles utilisant une résolution par moindres carrés [NTI84, PFF96]. Les méthodes basées sur la transformation de Hough ne sont pas appropriées à nos objectifs, car elles nécessitent un nombre élevé de points de contour, ne donnent pas une solution unique et demandent un temps de calcul important. Les méthodes par moindres carrés fournissent des résultats acceptables pour lesquels le contour est recouvert sur une large portion par l'ellipse obtenue. Cependant avec une résolution par moindres carrés, l'estimation des paramètres de l'ellipse est biaisée. Pour remédier à ce problème, plusieurs techniques utilisant un filtrage de Kalman étendu non biaisé sont proposées dans la littérature [RW90, Por90, WDA96].

Pour extraire les paramètres des 3 ellipses, nous proposons d'utiliser un algorithme des moindres carrés. Dans un premier temps, un changement de repère et

une normalisation sur les coordonnées des pixels appartenant au contour sont effectués pour conditionner correctement la résolution par moindres carrés. Pour chaque pixel i du contour de coordonnées $x(i)$ et $y(i)$ nous calculons les coordonnées normalisées $\tilde{x}(i)$ et $\tilde{y}(i)$:

$$\tilde{x}(i) = \frac{x(i) - \bar{u}}{\bar{d}} \quad \tilde{y}(i) = \frac{y(i) - \bar{v}}{\bar{d}} \quad (3.19)$$

où \bar{u} , \bar{v} sont respectivement les coordonnées du barycentre du contour et \bar{d} la distance moyenne séparant les points du contour au barycentre.

$$\bar{u} = \sum_{i=1}^n x(i)/n \quad \bar{v} = \sum_{i=1}^n y(i)/n \quad (3.20)$$

$$\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n \sqrt{(x(i) - \bar{u})^2 + (y(i) - \bar{v})^2}}{n\sqrt{2}} \quad (3.21)$$

avec n le nombre de pixels du contour. En posant $\mathbf{Q} = [x(i) \ y(i) \ 1]^T$ et $\tilde{\mathbf{Q}} = [\tilde{x}(i) \ \tilde{y}(i) \ 1]^T$ le calcul de normalisation peut s'écrire :

$$\tilde{\mathbf{Q}} = \mathbf{N}\mathbf{Q} \quad (3.22)$$

avec

$$\mathbf{N} = \begin{pmatrix} 1/\bar{d} & 0 & -\bar{u}/\bar{d} \\ 0 & 1/\bar{d} & -\bar{v}/\bar{d} \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

Pour une ellipse, la trace ($a+c$) ne peut jamais être égale à zéro. Avec la normalisation $a + c = 1$ et en utilisant les coordonnées normalisées des points du contour, nous pouvons écrire à partir de l'équation (3.17) :

$$f(\tilde{x}(i), \tilde{y}(i)) = \tilde{x}(i)^2 + \tilde{a}(\tilde{y}(i))^2 - \tilde{x}(i)^2 + \tilde{b}\tilde{x}(i)\tilde{y}(i) + \tilde{d}\tilde{y}(i) + \tilde{e}\tilde{x}(i) + \tilde{f} = 0 \quad (3.24)$$

où \tilde{a} , \tilde{b} , ($\tilde{c} = 1 - \tilde{a}$), \tilde{d} , \tilde{e} et \tilde{f} sont les paramètres de l'ellipse normalisée.

En considérant les n pixels du contour, l'équation (3.24) nous permet d'écrire le système matriciel :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \tilde{y}(1)^2 - \tilde{x}(1)^2 & \tilde{x}(1)\tilde{y}(1) & \tilde{y}(1) & \tilde{x}(1) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \tilde{y}(i)^2 - \tilde{x}(i)^2 & \tilde{x}(i)\tilde{y}(i) & \tilde{y}(i) & \tilde{x}(i) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \tilde{y}(n)^2 - \tilde{x}(n)^2 & \tilde{x}(n)\tilde{y}(n) & \tilde{y}(n) & \tilde{x}(n) & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{H}} \underbrace{\begin{bmatrix} \tilde{a} \\ \tilde{b} \\ \tilde{d} \\ \tilde{e} \\ \tilde{f} \end{bmatrix}}_{\tilde{\mathbf{P}}} = \underbrace{\begin{bmatrix} -\tilde{x}(1)^2 \\ \vdots \\ -\tilde{x}(i)^2 \\ \vdots \\ -\tilde{x}(n)^2 \end{bmatrix}}_{\mathbf{K}} \quad \mathbf{H}\tilde{\mathbf{P}} = \mathbf{K} \quad (3.25)$$

où $\tilde{\mathbf{P}}$ est le vecteur contenant les paramètres normalisés. Si le nombre n de pixels est supérieur ou égal à 5, alors $\tilde{\mathbf{P}}$ peut être estimé dans le sens des moindres carrés en calculant l'expression :

$$\tilde{\mathbf{P}} = (\mathbf{H}^T \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^T \mathbf{K} \quad (3.26)$$

Après avoir estimé les paramètres de l'ellipse normalisée, il est nécessaire de revenir aux paramètres de l'ellipse réelle. L'équation (3.24) peut être réécrite sous la forme :

$$\tilde{\mathbf{Q}}^T \tilde{\mathbf{C}} \tilde{\mathbf{Q}} = 0 \quad (3.27)$$

avec la matrice $\tilde{\mathbf{C}}$ dont les coefficients sont donnés par les valeurs des paramètres estimés $\tilde{\mathbf{P}}$:

$$\tilde{\mathbf{C}} = \begin{bmatrix} 1 - \tilde{a} & \tilde{b}/2 & \tilde{e}/2 \\ \tilde{b}/2 & \tilde{a} & \tilde{d}/2 \\ \tilde{e}/2 & \tilde{d}/2 & \tilde{f} \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

En injectant dans l'équation (3.27) la relation de normalisation (3.22), nous obtenons l'équation définissant l'ellipse réelle :

$$\begin{aligned} \mathbf{Q}^T \underbrace{\mathbf{N}^T \tilde{\mathbf{C}} \mathbf{N}}_{\mathbf{C}} \mathbf{Q} &= 0 \\ \mathbf{Q}^T \mathbf{C} \mathbf{Q} &= 0 \end{aligned} \quad (3.29)$$

où la matrice \mathbf{C} , par analogie avec la matrice $\tilde{\mathbf{C}}$, est fonction des paramètres de l'ellipse réelle :

$$\mathbf{C} = \mathbf{N}^T \tilde{\mathbf{C}} \mathbf{N} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} = (c_{11} + c_{22}) \begin{bmatrix} 1 - a & b/2 & e/2 \\ b/2 & a & d/2 \\ e/2 & d/2 & f \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

En tenant compte de la normalisation $a + c = 1$, nous obtenons les paramètres de l'ellipse dans l'image :

$$\begin{aligned} a &= \frac{c_{22}}{c_{11} + c_{22}} & b &= \frac{2c_{12}}{c_{11} + c_{22}} & c &= 1 - a \\ d &= \frac{2c_{23}}{c_{11} + c_{22}} & e &= \frac{2c_{31}}{c_{11} + c_{22}} & f &= \frac{c_{22}}{c_{11} + c_{22}} \end{aligned} \quad (3.31)$$

et vérifions que $b^2 - 4ac < 0$ (sachant que $a + c = 1$).

Finalement, à partir des paramètres de l'ellipse nous obtenons les coordonnées (x_c, y_c) du centre de l'ellipse :

$$x_c = \frac{2ae - bd}{b^2 - 4ac} \quad y_c = \frac{2cd - be}{b^2 - 4ac} \quad (3.32)$$

La figure 3.14 montre les contours des ellipses obtenus à partir des paramètres estimés ainsi que leurs centres respectifs. Les croix représentant la position du barycentre du motif laser et celles des trois marqueurs lumineux sont superposées à l'image initiale de la scène à la figure 3.15 .

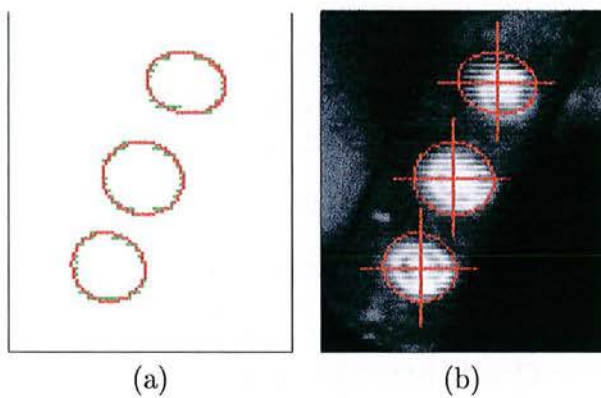


Fig. 3.14: Extraction des paramètres des ellipses : (a) extraction des ellipses - (b) coordonnées des centres des ellipses (croix)

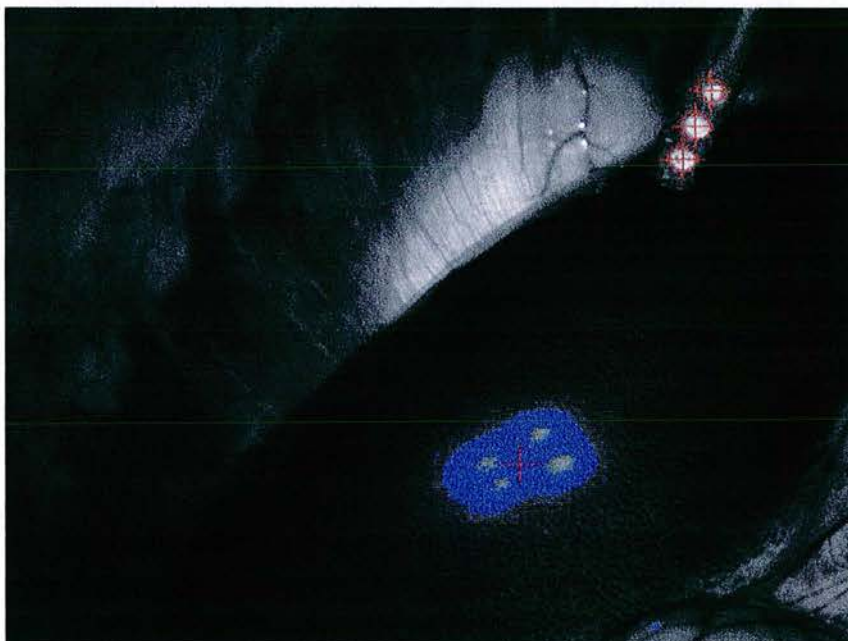


Fig. 3.15: Localisations du motif laser et des marqueurs lumineux

3.5 Mesure de la profondeur instrument-organe

3.5.1 Approche utilisant le bi-rapport

Pour effectuer le positionnement 3D de l'instrument chirurgical, il est nécessaire d'estimer la distance séparant l'instrument de la surface de l'organe pointé (distance d_3 sur la figure 3.16). Etant donné que les centres P_1 , P_2 et P_3 des 3 marqueurs lumineux sont placés le long de l'axe de l'instrument, nous pouvons considérer, bien qu'ils soient légèrement déportés de l'axe central de l'instrument, qu'ils sont colinéaires avec le barycentre P du motif laser. Sous cette hypothèse, un bi-rapport peut être calculé à partir de ces 4 points [May92, Mor92]. Cet invariant projectif peut également être calculé dans l'image à partir des projections respectives p , p_1 , p_2 , p_3 du point laser et des marqueurs lumineux (voir les figures 3.16 et 3.17). Ce bi-rapport est utilisé pour estimer la profondeur d_3 .

En d'autres termes, une base projective uni-dimensionnelle peut être ainsi définie, soit à partir des points $\{P_1, P_2, P_3\}$, soit par leurs projections respectives dans l'image $\{p_1, p_2, p_3\}$. Le bi-rapport est donc un invariant projectif construit avec 4 points (P ou p). Par conséquent, une homographie H existe entre ces 2 bases, de sorte qu'une droite Δ correspondant à l'axe de l'instrument est transformée dans l'image en une droite $\delta = H(\Delta)$ comme présentée à la figure 3.17.

Le bi-rapport τ est donné par :

$$\tau = \frac{\left(\frac{\overline{pp_2}}{p_1p_2}\right)}{\left(\frac{\overline{pp_3}}{p_1p_3}\right)} = \frac{\left(\frac{\overline{PP_2}}{P_1P_2}\right)}{\left(\frac{\overline{PP_3}}{P_1P_3}\right)} \quad (3.33)$$

$$d_3 = \overline{PP_1} = (1 - \tau) \frac{\overline{P_1P_3}}{\tau - \frac{P_1P_3}{P_1P_2}} = \alpha \frac{1 - \tau}{\tau - \beta} \quad (3.34)$$

où α et β dépendent uniquement des positions relatives connues de P_1 , P_2 et P_3 . Pour simplifier le calcul du bi-rapport dans le plan image, nous caractérisons la droite δ de manière à lier les coordonnées en pixels d'un point $p = [u \ v \ 1]^T$ dans l'image avec ses coordonnées projectives (homogènes) $[s\lambda \ s]^T$ exprimées sur la droite δ . Soit, $[-b \ a]^T$ le vecteur directeur normalisé de la droite δ et soit p_k un point sur δ . Nous pouvons écrire :

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} -b & u_k \\ a & v_k \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{F}} \begin{bmatrix} \lambda \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

où

$$\lambda = [-b \ a] \begin{bmatrix} u - u_k \\ v - v_k \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

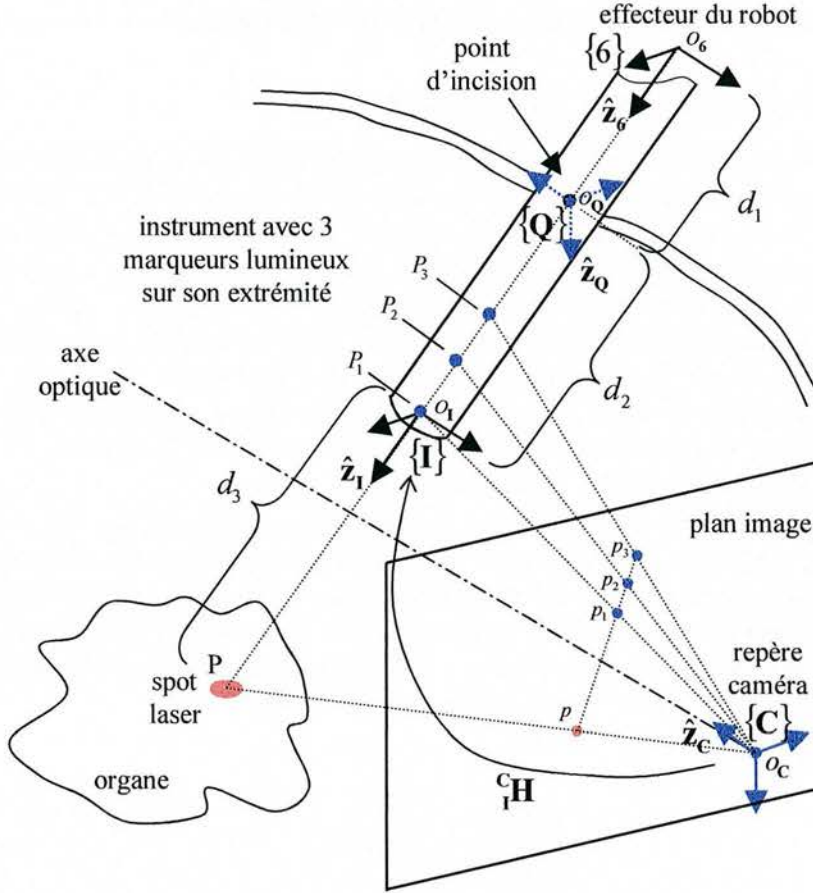


Fig. 3.16: Géométrie et projection perspective

avec pour un point sur la droite δ :

$$[a \ b \ c] \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = 0 \quad (3.37)$$

où $(-c)$ est la distance orthogonale de la droite δ à l'origine de l'image. Le calcul du bi-rapport est alors donné par :

$$\tau = \frac{\lambda_3 + \overline{p_1 p_2}}{\overline{p_1 p_2}} \frac{\overline{p_1 p_3}}{\lambda_3 + \overline{p_1 p_3}} \quad (3.38)$$

De l'équation (3.34), il en découle que $\dot{\lambda}_3$ est une fonction de $\dot{\tau}$ qui, exprimée dans le plan image, est une fonction de λ_3 , $\overline{p_1 p_2}$ et $\overline{p_1 p_3}$. Des calculs similaires conduisent à la même relation entre la distance d_2 et un autre bi-rapport μ défini à partir des points P_1, P_2, P_3, O_Q et leurs projections respectives p_1, p_2, p_3, o_q . Ce bi-rapport permet de localiser le point d'incision O_Q . Comme ce dernier n'est généralement pas

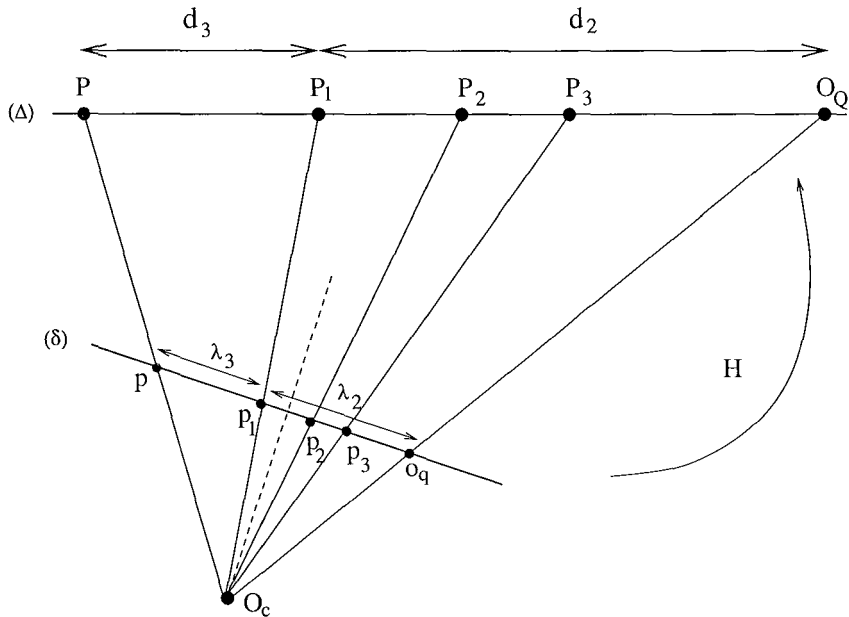


Fig. 3.17: Marqueurs lumineux P_1, P_2, P_3 sur l'axe de l'instrument Δ et leurs projections respectives p_1, p_2, p_3 sur la droite δ dans l'image. Remarque : $o_q = H(O_Q)$ est invariant durant les expérimentations.

dans le champ visuel de la caméra, il est nécessaire de considérer deux droites dans l'image, δ et δ' , qui correspondent à la projection de l'axe de l'instrument pour deux configurations différentes de l'instrument. Etant donné que le point d'incision est invariant, son point de projection o_q se trouve à l'intersection de ces deux droites. Nous obtenons ainsi :

$$\mu = \frac{\left(\frac{\overline{p_1 p_3}}{\overline{p_2 p_3}}\right)}{\left(\frac{\overline{p_1 o_q}}{\overline{p_2 o_q}}\right)} = \frac{\left(\frac{\overline{P_1 P_3}}{\overline{P_2 P_3}}\right)}{\left(\frac{\overline{P_1 O_Q}}{\overline{P_2 O_Q}}\right)} \quad (3.39)$$

$$d_2 = \overline{P_1 O_Q} = \frac{\frac{\alpha}{1-\beta}}{\mu + \frac{\beta}{1-\beta}} \quad (3.40)$$

3.5.2 Etude de sensibilité sur la mesure de la profondeur

La figure 3.18 présente les résultats d'une analyse de sensibilité sur la mesure de la profondeur vis-à-vis du bruit dans l'image. Ces résultats ont été obtenus par simulation à l'aide du logiciel MATLAB. L'écart-type σ_{d_3} de la mesure de profondeur est donné en fonction de l'écart type σ_p des coordonnées dans l'image (pixel) des marqueurs lumineux et du spot laser pour différentes configurations géométriques de la caméra et de l'instrument chirurgical. Ces configurations sont définies par l'angle α entre l'axe optique de la caméra et l'axe de l'instrument, la distance d_3 et la distance d_c séparant le centre optique de la caméra et le spot laser. Nous pouvons

remarquer que pour des configurations géométriques standards en laparoscopie, la sensibilité, $s_\sigma = \frac{d(\sigma_{d_3})}{d\sigma_p}$, de la mesure de la profondeur d_3 par rapport au bruit des coordonnées des marqueurs dans l'image est proportionnelle aux distances d_c et d_3 . Pour cette série de configuration, la sensibilité s_σ varie dans l'intervalle $[0,4 ; 3]$. Dans le cas où l'écart-type σ_p des coordonnées des marqueurs dans l'image est de 1 pixel, il en découle un bruit sur la mesure de profondeur dont l'écart type est compris dans l'intervalle $[0,4 ; 3]$ mm. Expérimentalement nous obtenons σ_p égal à 0,5 pixel, ce qui introduit un écart-type de 1 mm sur la mesure de la profondeur d_3 . Néanmoins, en pratique grâce au filtrage passe-bas introduit par l'asservissement visuel, ce bruit n'affecte pas la stabilité et la précision du positionnement.

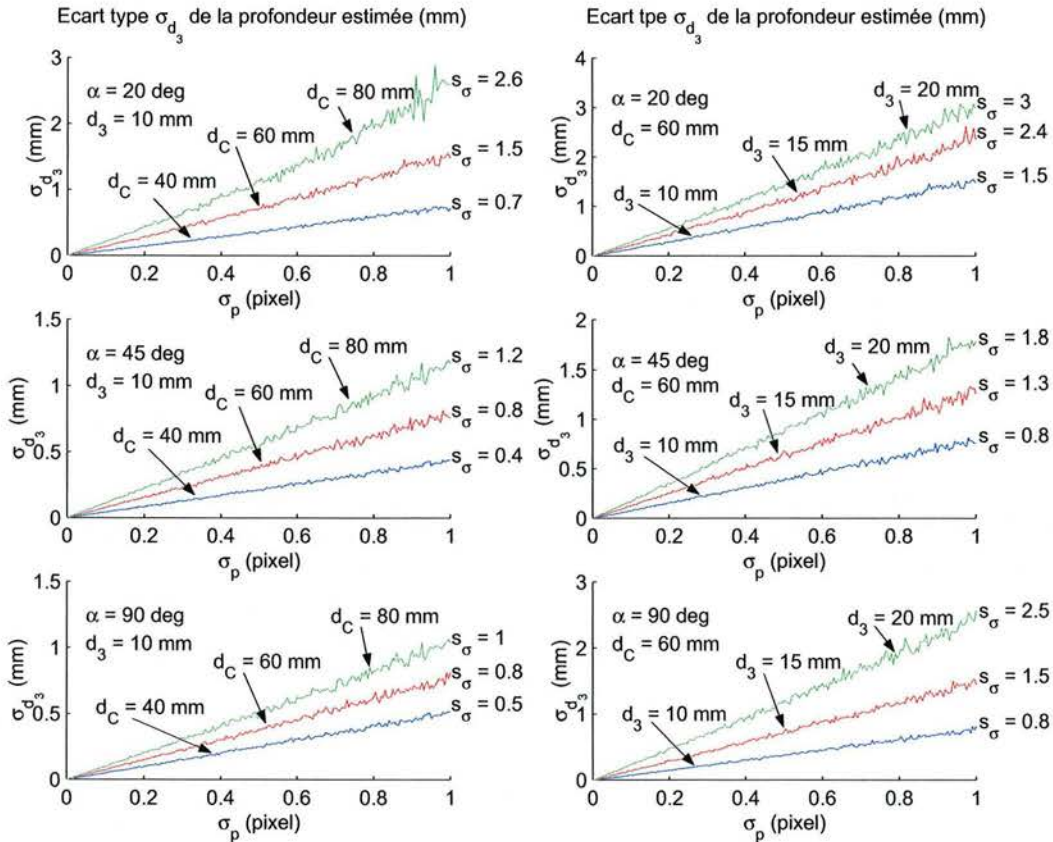


Fig. 3.18: Ecart-type σ_{d_3} de la profondeur estimée d_3 (mm) en fonction de l'écart-type σ_p des coordonnées dans l'image des marqueurs lumineux (pixel) pour différentes configurations géométriques entre l'instrument chirurgical et l'endoscope.

3.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une méthode robuste pour l'extraction des informations visuelles de l'image. Cette technique originale permet de détecter le mo-

tif laser et les marqueurs lumineux. Elle repose sur le principe de la synchronisation de l'allumage et l'extinction du laser et des marqueurs lumineux avec l'acquisition des trames paires et impaires de l'image. Cette synchronisation a pour effet de créer dans l'image entrelacée des motifs striés correspondant au laser et aux marqueurs lumineux qui sont aisément détectables en appliquant un filtrage passe-haut sur l'image. La position dans l'image du centre du motif laser est ensuite obtenue en calculant le barycentre du motif laser détecté. Les coordonnées des marqueurs lumineux sont obtenues en utilisant un algorithme d'extraction d'ellipses. Ce chapitre se termine par la présentation d'une technique utilisant le bi-rapport pour reconstruire l'information de profondeur entre l'extrémité de l'instrument chirurgical et l'organe pointé. Les résultats d'une analyse numérique de sensibilité sur la profondeur ont également été reportés.

Chapitre 4

Orientation de l'instrument chirurgical par asservissement visuel 2D

4.1 Objectifs

Dans ce chapitre, nous développons les lois de commande permettant d'orienter automatiquement l'instrument chirurgical. Les commandes étant réalisées par retour visuel, nous introduisons un bref aperçu sur les asservissements visuels usuellement employés. La seconde partie du chapitre présente le dispositif expérimental utilisé pour notre étude et nos développements au laboratoire ainsi qu'une description de l'environnement de nos expérimentations *in vivo* à l'IRCAD. Enfin, des commandes par asservissement visuel 2D fondées sur l'approche par fonction de tâche sont proposées et testées expérimentalement pour orienter automatiquement l'instrument chirurgical de manière à centrer le motif laser dans l'image endoscopique. Ne connaissant pas la position relative entre le manipulateur portant l'instrument et celui portant la caméra, nous choisissons d'estimer expérimentalement la matrice d'interaction utilisée dans la loi de commande. Cette matrice également connue sous le nom de *Jacobien Image* permet de relier les variations des informations visuelles à la vitesse de l'instrument. Deux commandes sont proposées et testées. Dans le cas de la première, la matrice d'interaction est estimée au démarrage de l'asservissement, puis est ensuite maintenue constante. La seconde commande est une commande adaptative où la matrice d'interaction est estimée en continu tout au long de l'asservissement.

4.2 Bref aperçu sur les asservissements visuels

La commande par vision, désignée également par "commande par asservissement visuel", consiste à commander les déplacements d'un robot à partir d'informations visuelles pour effectuer automatiquement une tâche donnée, comme le positionnement de l'effecteur du robot par rapport à un objet, ou le suivi d'un objet en mou-

vement. Les informations visuelles sont extraites d'images fournies par un imageur. Dans les travaux traitant de l'asservissement visuel, les imageurs les plus couramment rencontrés sont des systèmes d'acquisition vidéo composés d'une ou plusieurs caméras vidéo.

Les systèmes de vision se différencient par le nombre de capteurs utilisés pour effectuer l'asservissement visuel. Les plus couramment rencontrés sont les systèmes de vision monoculaires [ECR92, PTK93] où les informations visuelles sont extraites à partir d'un seul capteur. L'utilisation d'un système de vision monoculaire a pour avantage de minimiser le temps de traitement des images. En revanche, elle ne permet pas d'avoir directement l'information de profondeur qui doit alors être mesurée par une autre technique ou être estimée en ligne à partir de la connaissance a priori d'informations sur la géométrie de l'objet d'intérêt [Tsa87, DD95, PNK95].

Si aucune connaissance de la géométrie de l'objet n'est disponible, l'information de profondeur peut être extraite par une technique de triangulation à partir de deux images de la scène, prises depuis des points de vue différents. On parle alors d'asservissement visuel stéréoscopique [MYK⁺93, CBM01] où l'imageur utilisé est un système de vision avec deux capteurs visuels. Un calibrage fin de la position relative entre les deux capteurs visuels est nécessaire pour obtenir une information de profondeur précise. De plus, la synchronisation du déclenchement des capteurs est délicate à mettre en oeuvre. Enfin, le coût d'un système stéréoscopique est assez important.

4.2.1 Les différents types d'asservissement visuel

Une classification établie en 1980 par Sanderson *et al* permet de qualifier les différents types d'asservissement visuel selon 3 critères :

Le positionnement de la caméra

- **La caméra est embarquée** : Comme l'expression l'indique, la caméra est montée sur l'organe terminal du robot (voir figure 4.1). Cette configuration est dénommée "eye in hand" dans la littérature anglo-saxonne. L'objectif de l'asservissement est généralement de déplacer la caméra pour atteindre ou suivre par exemple un objet en mouvement.
- **La caméra est déportée** : Pour cette configuration la caméra n'est pas solidaire du robot asservi (voir figure 4.2) "eye to hand". L'objectif est de faire évoluer le robot par rapport à son environnement de travail, en percevant à l'aide de la caméra l'image du robot et des objets avec lesquels il interagit.

L'architecture de commande du robot

- **Asservissement visuel indirect** : Comme l'illustre la figure 4.3, dans un asservissement visuel indirect, le système de vision transmet les consignes de commande au contrôleur du robot fourni par le constructeur. Le contrôleur

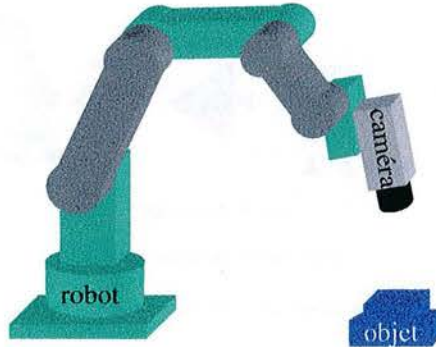


Fig. 4.1: Description de la configuration où la caméra est embarquée

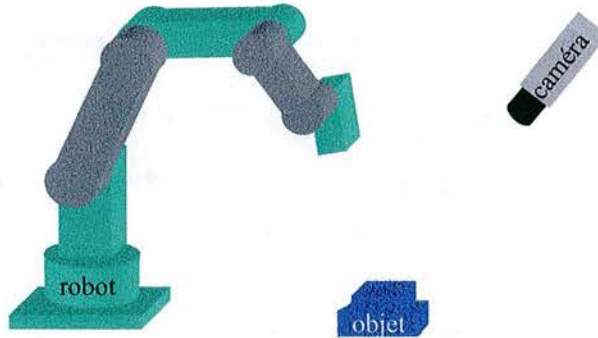


Fig. 4.2: Description de la configuration où la caméra est déportée

effectue à bas niveau l'asservissement en position des coordonnées articulaires. L'avantage de cette architecture réside dans sa simplicité, sa portabilité et sa robustesse, car le robot peut être considéré comme un système de positionnement autonome où les singularités et les sécurités sont gérées par le contrôleur de bas niveau du robot. Cependant les performances du système de vision sont liées à celles du contrôleur de bas niveau qui peut ralentir l'asservissement en introduisant des retards supplémentaires. Il n'est donc pas envisageable d'utiliser cette architecture pour réaliser des asservissements visuels pour lesquels le but recherché est la rapidité.

- **Asservissement visuel direct** : Lors d'un asservissement visuel direct (voir figure 4.4), le système de vision commande directement le robot en vitesse ou en couple en se substituant au contrôleur bas niveau du robot. Corke fut l'un des pionniers en matière d'asservissement visuel direct [CG96], [Cor96]. Il proposa différentes stratégies pour des systèmes simples à 2 ou 3 degrés de liberté. Cette architecture nécessite une cadence élevée du système de vision afin de garantir la convergence de la commande par vision. En utilisant la puissance de calcul des ordinateurs actuels et les dispositifs d'acquisition et de traitement rapide d'image, cette architecture permet de tirer pleinement parti des

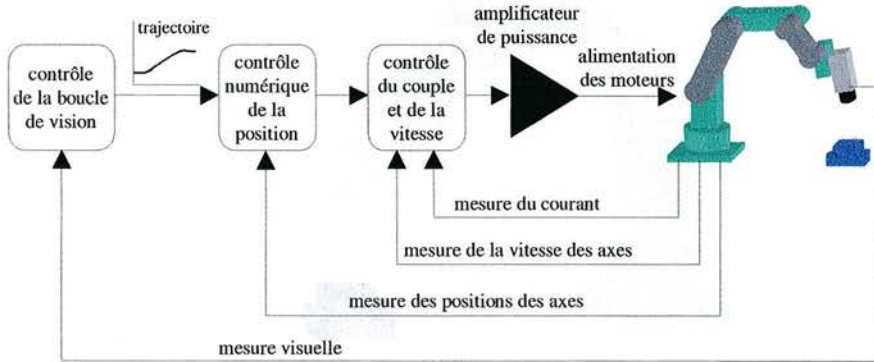


Fig. 4.3: Structure d'un asservissement visuel indirect

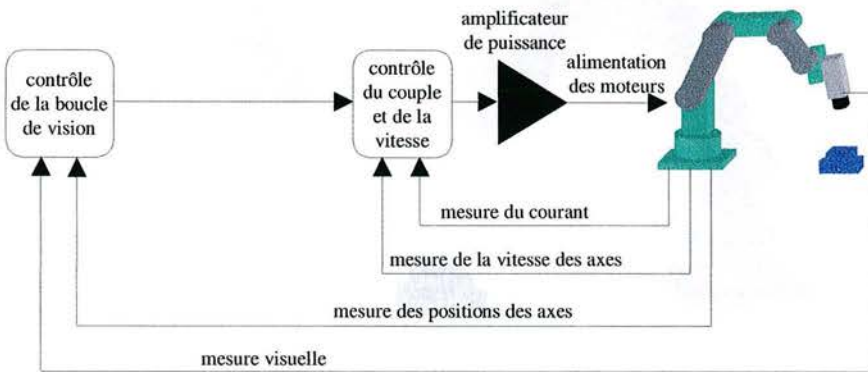


Fig. 4.4: Structure d'un asservissement visuel direct

possibilités dynamiques offertes par le robot pour réaliser des asservissements visuels rapides.

Les grandeurs asservies

– **Asservissement visuel 3D :**

Dans un asservissement visuel 3D l'objectif est de contrôler le déplacement du robot dans l'espace cartésien. Généralement, la grandeur à asservir correspond directement à l'attitude \mathbf{p} d'un repère lié rigidement à l'effecteur du robot par rapport à un repère attaché à l'objet d'intérêt. Le vecteur de mesure \mathbf{s} de la fonction de tâche est alors directement caractérisé par l'estimation $\hat{\mathbf{p}}$ de cette attitude.

La mesure de l'attitude $\hat{\mathbf{p}}$ peut être obtenue par triangulation en utilisant un système de vision stéréoscopique calibré, ou par des techniques de reconstruction de pose dans le cas d'un capteur monoculaire [Doi94, MDGD97]. Les techniques de reconstruction de pose utilisent des primitives extraites de l'image et le modèle géométrique de l'objet d'intérêt. Différentes méthodes numériques

existent pour estimer l'attitude d'un objet par rapport à la caméra. Les plus connues sont par exemple : la méthode de Tsai [Tsa86] qui utilise les coordonnées dans l'image de n points correspondant à des points coplanaires de l'objet d'intérêt. La méthode de Dementhon [DD95] utilise également les coordonnées dans l'image de points, mais contrairement à la méthode de Tsai ils ne correspondent pas forcément à des points coplanaires de l'objet. Cependant, la méthode de Dementhon est une méthode itérative dont le temps d'exécution n'est pas déterministe et elle ne fournit pas une matrice de rotation orthonormale. Ces deux méthodes nécessitent un nombre minimum de 4 points pour pouvoir estimer les 6 paramètres de l'attitude d'un objet de manière univoque. D'autres méthodes de reconstruction de pose utilisant une résolution par moindres carrés sont proposées par exemple dans [LHF90],[Low91],[Gol94]. Une méthode utilisant un filtrage de Kalman sur la mesure de la pose est proposée dans [WHB96]. Malheureusement quelle que soit la méthode de reconstruction de pose utilisée, l'estimation de l'attitude $\hat{\mathbf{p}}$ est très sensible aux bruits de mesure et aux erreurs de calibrage de la caméra. Ceci constitue le problème majeur de l'asservissement visuel 3D. En effet, bien que l'asservissement garantisse que $\hat{\mathbf{p}} = \mathbf{p}^*$ en régime établi, la position du robot par rapport à l'objet d'intérêt est biaisée car les erreurs de mesure, d'estimation et de modélisation introduisent un biais sur l'estimée de la pose de l'objet d'intérêt ($\mathbf{p} \neq \hat{\mathbf{p}}$). Néanmoins, une solution à ce problème est d'effectuer un apprentissage de la consigne \mathbf{p}^* , en plaçant le robot par un opérateur de manière à ce que $\mathbf{p} = \mathbf{p}^*$. Dans cette configuration désirée, l'estimation de la consigne $\hat{\mathbf{p}}^*$ est alors obtenue par la méthode de reconstruction de pose. En utilisant ensuite $\hat{\mathbf{p}}^*$ comme consigne de l'asservissement visuel, nous obtenons, lorsque le régime permanent est atteint, $\hat{\mathbf{p}} = \hat{\mathbf{p}}^*$. Comme la relation qui lie l'attitude réelle \mathbf{p} à son estimée $\hat{\mathbf{p}}$ est généralement bijective, nous déduisons que si $\hat{\mathbf{p}}^* = \hat{\mathbf{p}}$, alors $\mathbf{p}^* = \mathbf{p}$.

– **Asservissement visuel 2D :**

Dans un asservissement visuel 2D la grandeur à asservir est exprimée sous la forme de primitives visuelles dans l'image. Pour ce type d'asservissement, on parle également "d'asservissement dans le plan image ou référencé image". Contrairement à un asservissement visuel 3D, le contrôle du robot n'est pas effectué dans l'espace cartésien, mais directement dans l'image. Les primitives extraites de l'image sont généralement des formes géométriques élémentaires qui proviennent de la projection de l'objet d'intérêt dans le plan image. Différents types de primitives peuvent être utilisés. Des coordonnées de points dans l'image sont les plus couramment utilisées. Ces primitives peuvent également être des droites, des ellipses [Wer96], des cylindres [Cha90], des invariants projectifs [Hag94], etc... Pour des scènes complexes qui ne contiennent aucune primitive géométrique simple, l'information du mouvement dans l'image peut être choisie comme primitive visuelle [PTK93] [Cré98].

– **Asservissement visuel hybride :**

Nous désignons par "asservissements visuels hybrides", les asservissements visuels qui se différencient des asservissements visuels 3D ou 2D. L'asservissement visuel $2D\frac{1}{2}$ [Mal98, MCB99] où la commande est établie à la fois à partir de grandeurs exprimées dans le plan image et dans le repère de la caméra est un exemple de ce type d'asservissement. Les asservissements dont les grandeurs asservies proviennent de la vision et également de mesures fournies par d'autres types de capteurs (capteur d'effort, de position,...) sont également qualifiés d'asservissements visuels hybrides.

4.3 Dispositif expérimental

4.3.1 Dispositif expérimental du laboratoire

Pour développer notre système de commande par vision, nous avons mis en place dans notre laboratoire, un dispositif expérimental permettant de simuler la manipulation laparoscopique. Un robot médical AESOP est utilisé pour manipuler l'instrument à pointage laser. L'ensemble constitué du support à pointage laser et de l'instrument chirurgical est introduit par l'intermédiaire d'un trocart dans une boîte permettant de simuler l'abdomen du patient comme le montre la figure 4.5. La caméra endoscopique est également introduite dans la boîte par l'intermédiaire d'un second trocart pour acquérir l'image endoscopique de la scène observée. La

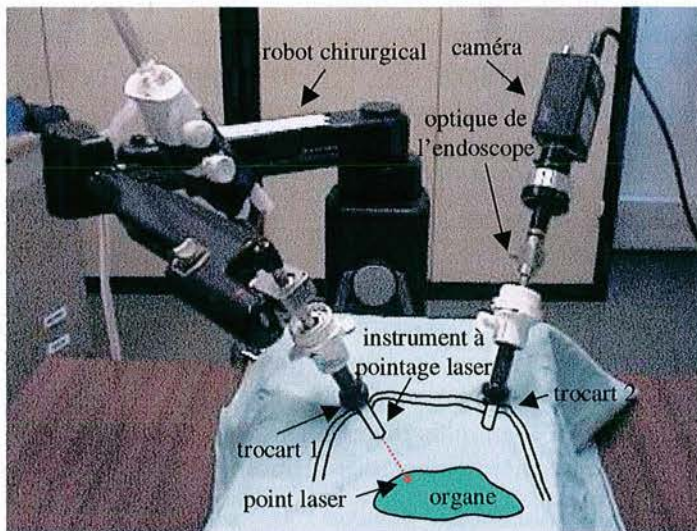


Fig. 4.5: Dispositif expérimental de développement

figure 4.6 illustre la composition du système complet. Nous utilisons un ordinateur de type PC, possédant deux processeurs Intel Pentium-4 cadencés à une fréquence de 1,7 Ghz, sous l'environnement Linux. Il permet d'effectuer le traitement d'image nécessaire à l'extraction des informations visuelles et de calculer la vitesse de commande articulaire à appliquer au manipulateur AESOP. Le PC communique avec

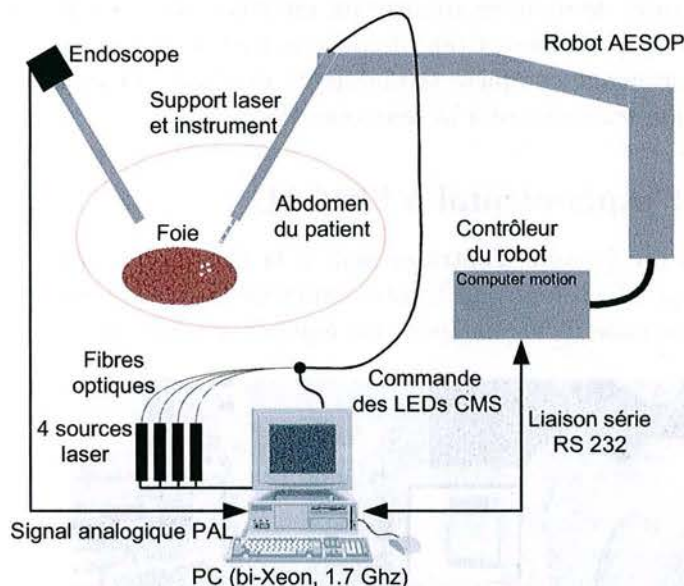


Fig. 4.6: Composition du système

le contrôleur en vitesse du manipulateur AESOP par l'intermédiaire d'une liaison série RS232. Il transmet les vitesses articulaires de consigne au contrôleur du robot qui lui renvoie les valeurs courantes des coordonnées articulaires du robot. La caméra endoscopique fournit un signal vidéo analogique PAL à 25 images/s entrelacées qui est numérisé par une carte de capture vidéo installée sur le bus PCI du PC. Comme l'image est entrelacée, elle est composée de deux trames contenant respectivement les lignes paires et les lignes impaires. Nous avons modifié le driver de la carte d'acquisition vidéo dans le but d'utiliser l'interruption matérielle de synchronisation verticale (Vertical Blanking) fournie entre chaque capture de trame de manière à synchroniser l'allumage des sources lasers durant la capture de la trame paire et de synchroniser l'allumage des marqueurs lumineux de l'instrument durant la capture de la trame impaire. Lorsque cette interruption est actionnée, des signaux électriques sont alors envoyés sur le port parallèle du PC pour enclencher l'allumage des sources lasers ou des marqueurs lumineux. Pour garantir l'extinction des sources lasers ou des marqueurs lumineux avant la capture de la trame suivante, il n'est pas possible d'utiliser à nouveau le signal d'interruption verticale car le temps de l'attente entre l'instant où l'interruption est activée et l'instant où les signaux sont modifiés sur le port parallèle est trop important. Pour remédier à ce problème, nous avons conçu un dispositif électronique construit à l'aide de deux circuits monostables qui permet d'allumer durant un délai inférieur à la durée d'acquisition d'une trame, respectivement les sources lasers ou les marqueurs lumineux si un signal impulsionnel commandant l'allumage des sources lasers ou des marqueurs lumineux est fourni par le port parallèle. Comme nous l'avons vu dans le paragraphe 3.3, cette synchro-

nisation permet d'extraire de manière robuste les informations visuelles nécessaires au système de commande par vision. Etant donné que les informations visuelles sont obtenues à partir d'une image complète (trame paire et trame impaire), le système de commande par vision est cadencé à la fréquence de 25 Hz.

4.3.2 Dispositif expérimental à l'IRCAD

La figure 4.7 présente la salle d'entraînement à la chirurgie laparoscopique de l'IRCAD où nous avons effectué nos différentes expérimentations en conditions chirurgicales réelles. Cette salle d'entraînement est équipée comme un bloc opératoire



Fig. 4.7: Salle d'entraînement à la chirurgie laparoscopique de l'IRCAD

et comporte 17 tables d'opération avec le matériel médical correspondant pour permettre aux chirurgiens de se former aux techniques de la chirurgie laparoscopique. Les animaux utilisés lors des travaux pratiques des chirurgiens sont des porcs car leur appareil digestif est très ressemblant à celui de l'homme. Durant les interventions, ils sont anesthésiés et leurs poumons sont ventilés par un dispositif de respiration artificielle. Des systèmes robotiques AESOP sont à disposition des chirurgiens pour maintenir la caméra endoscopique et la déplacer par commandes vocales. Les chirurgiens se forment ainsi aux techniques de laparoscopie manuelle et également à l'utilisation du système robotique télé-opéré ZEUS de Computer Motion. Après chaque intervention, les porcs sont euthanasiés, puis incinérés. Lorsqu'un chirurgien a terminé son intervention sur un porc, avant l'euthanasie, nous avons la possibilité d'effectuer nos expérimentations.

La figure 4.8 montre le dispositif expérimental utilisé durant l'essai du système de commande par vision. Deux trocarts posés préalablement par le chirurgien sur l'abdomen du porc permettent d'introduire la caméra endoscopique ainsi que l'ensemble

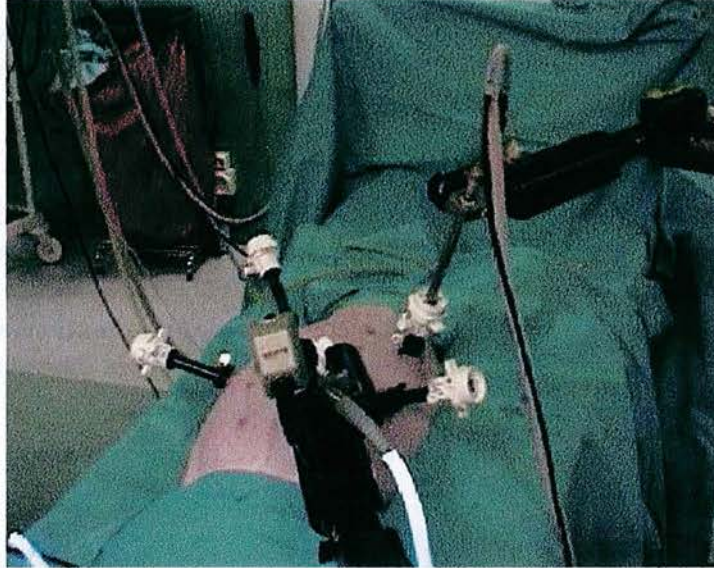


Fig. 4.8: Dispositif expérimental en conditions réelles

constitué du support à pointage laser et de l'instrument chirurgical. Les autres trocarts ne sont pas utilisés. Du gaz CO_2 est injecté et régulé à pression constante dans l'abdomen du porc par l'intermédiaire d'un trocart, ceci pour dilater l'abdomen et augmenter ainsi l'espace de travail. Un robot AESOP tenant l'instrument chirurgical avec son pointage laser est commandé par le système de vision pour réaliser les tâches de récupération et de positionnement automatique. Un second robot AESOP, non commandé, est utilisé comme support mécanique, pour maintenir la caméra endoscopique immobile durant les expériences. Une source de lumière est connectée à l'optique de l'endoscope par un réseau de fibres optiques pour éclairer l'intérieur de l'abdomen. Enfin, le système de commande par vision est celui décrit dans le paragraphe 4.3.1.

4.4 Centrage du motif laser sur une cible définie dans l'image

Nous présentons maintenant l'utilisation des asservissements visuels pour une tâche de centrage du motif laser sur une cible dans l'image endoscopique.

4.4.1 Asservissement visuel 2D

L'objectif de l'asservissement visuel est d'orienter l'instrument chirurgical autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du trocart de manière à amener la projection image du motif laser à une position indiquée sur l'image endoscopique. Nous définissons P le point 3D qui correspond au point d'intersection entre l'axe de l'instrument et la scène. Le point p correspond à la projection de P sur le plan image de la caméra. Pour extraire les

coordonnées du point p dans l'image, nous posons l'hypothèse que les coordonnées du barycentre de l'image du motif laser correspondent aux coordonnées image du point d'intersection entre l'axe de l'instrument et la scène. L'asservissement consiste alors à amener le point p sur une cible spécifiée dans l'image endoscopique.

Pour établir la loi de commande, nous utilisons l'approche par fonction de tâche introduit par Samson *et al* [SBE91] dont le principe est rappelé dans l'annexe B.2.

Les primitives visuelles à asservir correspondent aux coordonnées dans l'image $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ du point p . Le vecteur d'état \mathbf{s} contenant les informations visuelles courantes est par conséquent directement défini par les coordonnées dans l'image \mathbf{s}_p du barycentre du motif laser :

$$\mathbf{s} = \mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T \quad (4.1)$$

La consigne est $\mathbf{s}_p^* = [u_p^* \ v_p^*]^T$, avec u_p^* et v_p^* étant les coordonnées image de la cible à atteindre. Dans notre système, la caméra endoscopique n'est pas solidaire de l'instrument chirurgical dont nous cherchons à commander les déplacements. Nous sommes en effet, dans le contexte où la caméra est déportée. Dans l'hypothèse où la caméra reste immobile durant l'asservissement visuel, les variations des coordonnées dans l'image du barycentre du motif laser dépendent de la vitesse de l'instrument et du mouvement propre de la scène dû à la respiration du patient. La variation du vecteur de mesure \mathbf{s}_p qui en résulte peut être mise sous la forme :

$$\dot{\mathbf{s}}_p = \mathbf{L}_s \mathbf{w}_{op} + \frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t} \quad (4.2)$$

où, en utilisant le formalisme de l'approche par fonction de tâche (cf. annexe B.2) :

- \mathbf{L}_s est la matrice d'interaction de dimension (2×4) qui relie la variation des informations visuelles à la vitesse opérationnelle de l'instrument chirurgical $\mathbf{w}_{op} = [v_z \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$.
- $\frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t}$ est la variation propre de \mathbf{s}_p introduite par le mouvement de l'organe sur lequel est projeté le motif laser, et un éventuel mouvement de l'endoscope. Les mouvements de l'organe et de la caméra sont principalement dus à la respiration du patient.

Etant donné que le centre de la projection du motif laser correspond au point d'intersection P de la droite prolongeant l'axe de l'instrument avec la surface de l'organe, la translation et la rotation de l'instrument le long et autour de l'axe \hat{Z}_K ne modifient pas la position du point P . Par conséquent la variation des coordonnées image \mathbf{s}_p de la projection du point P sur le plan image est indépendante des composantes v_z et ω_z de la vitesse opérationnelle \mathbf{w}_{op} de l'instrument. Ce découplage se traduit par la présence de zéro sur la première et la quatrième colonne de la matrice d'interaction :

$$\mathbf{L}_s = \begin{bmatrix} 0 & J_{\omega 11} & J_{\omega 12} & 0 \\ 0 & J_{\omega 21} & J_{\omega 22} & 0 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Seuls les 2 degrés de liberté permettant d'orienter l'instrument chirurgical autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du repère du trocart permettent de positionner le motif laser dans l'image. La variation du vecteur de mesure \mathbf{s}_p peut alors être mise sous la forme :

$$\dot{\mathbf{s}}_p = \mathbf{J}_\omega \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \end{bmatrix} + \frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t} \quad (4.4)$$

où :

- $\mathbf{J}_\omega = \begin{bmatrix} J_{\omega 11} & J_{\omega 12} \\ J_{\omega 21} & J_{\omega 22} \end{bmatrix}$ est la matrice d'interaction qui permet d'exprimer la variation de \mathbf{s}_p en fonction des vitesses de rotation ω_x et ω_y de l'instrument chirurgical.
- $\frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t}$ est la variation propre de l'information visuelle.

Pour aligner le motif laser sur une cible définie dans l'image, l'asservissement consiste à réguler vers zéro la fonction de tâche de dimension $m = 2$ suivante :

$$\mathbf{e} = \mathbf{C}(\mathbf{s}_p - \mathbf{s}_p^*) \quad (4.5)$$

où \mathbf{C} est une matrice de combinaison permettant de prendre en compte plus d'informations que de degrés de liberté nécessaire pour réaliser la tâche. Etant donné que le vecteur de mesure \mathbf{s}_p est de dimension $k = 2 = m$, la matrice de combinaison \mathbf{C} est choisie égale à l'identité, $\mathbf{C} = \mathbf{I}_2$ de manière à ce que le comportement de \mathbf{s}_p soit similaire à celui de \mathbf{e} . Nous avons alors :

$$\mathbf{e} = \mathbf{s}_p - \mathbf{s}_p^* \quad (4.6)$$

En utilisant la commande cinématique décrite dans l'annexe B.2.3 qui garantit la décroissance exponentielle de la fonction de tâche \mathbf{e} , nous obtenons la loi de commande suivante :

$$\boldsymbol{\omega}^* = \begin{bmatrix} \omega_x^* \\ \omega_y^* \end{bmatrix} = -\widehat{\mathbf{J}}_\omega^{-1} \left(\lambda \mathbf{e} + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \right) \quad (4.7)$$

où :

- $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ est la valeur approchée de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω .
- $\lambda > 0$ est un gain définissant l'inverse de la constante de temps de la décroissance exponentielle de \mathbf{e} .
- $\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}$ est une estimation de la variation propre de la fonction de tâche \mathbf{e} .

A partir de l'équation (4.6) nous pouvons écrire :

$$\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} = \frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t} - \dot{\mathbf{s}}_p^* \quad (4.8)$$

avec :

- $\frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t}$ l'estimation de la variation propre de \mathbf{s}_p introduite par le mouvement de l'organe et un éventuel mouvement de la caméra
- $\dot{\mathbf{s}}_p^*$ la dérivée temporelle du signal de consigne.

A l'aide des équations (4.6), (4.7) et (4.8) nous pouvons exprimer la commande cinématique en fonction des informations visuelles :

$$\boldsymbol{\omega}^* = \begin{bmatrix} \omega_x^* \\ \omega_y^* \end{bmatrix} = \widehat{\mathbf{J}}_{\boldsymbol{\omega}}^{-1} \left(\lambda(\mathbf{s}_p^* - \mathbf{s}_p) + \dot{\mathbf{s}}_p - \widehat{\frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t}} \right) \quad (4.9)$$

En utilisant la matrice jacobienne $\mathbf{J}_{op}(\mathbf{q}, d_1)$, définie dans le paragraphe 1.4.4, qui relie les vitesses des coordonnées articulaires de commande $\dot{\mathbf{q}}_c$ du robot AESOP à la vitesse opérationnelle de l'instrument chirurgical \mathbf{w}_{op} , nous obtenons finalement la loi de commande fournissant les vitesses articulaires à appliquer au robot pour aligner le motif laser sur une cible dans l'image :

$$\dot{\mathbf{q}}_c^* = \mathbf{J}_{op}(\mathbf{q}, \widehat{d}_1)^{-1} \mathbf{w}_{op}^* \quad (4.10)$$

avec $\mathbf{w}_{op}^* = [v_z^* \ \omega_x^* \ \omega_y^* \ \omega_z^*]^T$ où v_z^* et ω_z^* sont les consignes de la vitesse de translation et de la vitesse de rotation de l'instrument le long et autour de l'axe \hat{Z}_K du repère du trocart. Ces vitesses correspondent aux 2 degrés de liberté qui n'interviennent pas dans la tâche de centrage du motif laser. Elles ne perturbent pas l'asservissement visuel de la position du motif laser dans l'image et peuvent par conséquent être appliquées pour réaliser une tâche complémentaire. La vitesse de translation v_z sera commandée pour introduire l'instrument dans l'abdomen du patient lors de la réalisation des tâches complètes de récupération et de positionnement automatique de l'instrument décrites dans le chapitre 5.

Etant donné que la variation de \mathbf{s}_p est découplée de la vitesse de translation v_z et de la vitesse de rotation ω_z de l'instrument, il n'est pas approprié d'utiliser l'approche de la tâche hybride [SBE91] pour réaliser la tâche complémentaire d'introduction de l'instrument. Cette approche dont le principe est donné dans l'annexe B.2.4 est intéressante pour réaliser une tâche secondaire qui utilise les degrés de liberté redondants à la réalisation de la tâche principale. Elle a pour intérêt de découpler la commande de sorte que la réalisation de la tâche secondaire ne perturbe pas la tâche principale. Dans notre cas, le système ne possède pas de degrés de liberté redondants pour réaliser l'alignement du motif laser car il n'y a pas de couplage entre la position du barycentre du motif laser et les vitesses ω_z et v_z . Ce découplage naturel permet d'utiliser les 2 degrés de liberté restant pour réaliser une tâche complémentaire sans perturber la tâche principale.

La figure 4.9 présente le schéma de commande permettant de centrer le motif laser sur une cible fixe ($\dot{\mathbf{s}}_p^* = 0$) dans l'image par asservissement visuel 2D. Généralement si aucune estimation du mouvement propre de \mathbf{s} n'est disponible, le terme $\widehat{\frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t}}$ n'est pas pris en compte dans la loi de commande. Pour réaliser cet asservissement, il est nécessaire de déterminer une approximation de la matrice d'interaction $\mathbf{J}_{\boldsymbol{\omega}}$ permettant de relier la vitesse de rotation $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y]^T$ de l'instrument chirurgical à la variation des primitives visuelles \mathbf{s}_p .

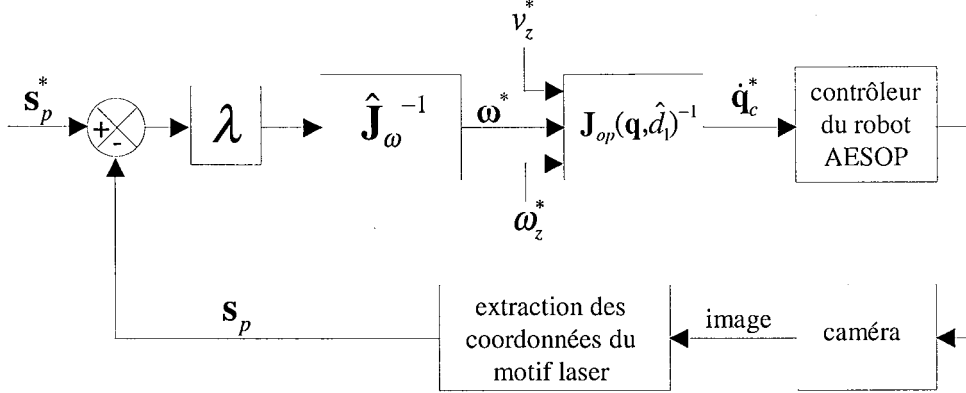


Fig. 4.9: Schéma de commande de la tâche de centrage

4.4.2 Approximation de la matrice d'interaction J_ω

Pour déterminer explicitement la matrice d'interaction J_ω , il est nécessaire de connaître les positions relatives entre la caméra, l'instrument et l'organe ainsi qu'un modèle géométrique de la surface de l'organe sur lequel est projeté le motif laser. En pratique, la complexité de la scène ne permet pas de définir un modèle mathématique de la surface. De plus, la surface n'est pas rigide et peut évoluer en fonction du temps. Il est donc impossible de déterminer la valeur exacte de la matrice d'interaction J_ω . Dans notre approche, nous proposons d'établir une approximation de J_ω .

Tout d'abord, nous cherchons à déterminer explicitement la relation qui donne la variation de s_p en fonction des vitesses de rotation ω_x , ω_y de l'instrument et de la variation de la distance $d = d_2 + d_3$ entre le point P de l'organe et le point d'incision où est introduit l'instrument chirurgical (voir figure 4.10). La variation de d permet de prendre en compte la géométrie de la surface de l'organe ainsi que le mouvement propre de l'organe. Elle est donnée par :

$$\dot{d} = f(\omega_x, \omega_y) + \frac{\partial d}{\partial t} \quad (4.11)$$

où :

- $f(\omega_x, \omega_y)$ est une fonction non linéaire, dépendante de la géométrie de l'organe, qui donne la variation de la distance d en fonction des vitesses de rotation ω_x et ω_y de l'instrument.
- $\frac{\partial d}{\partial t}$ est la variation de la distance d qui est introduite par le mouvement propre de l'organe (respiration).

Le calcul est mené sous les hypothèses suivantes :

- La position du point d'incision où est introduit l'instrument chirurgical est fixe.
- Le repère de la caméra est immobile.

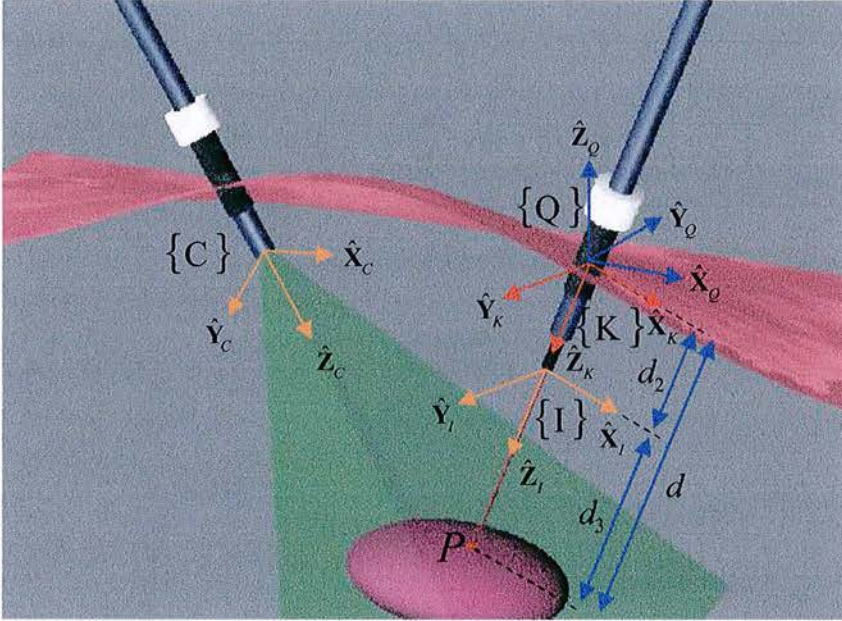


Fig. 4.10: Définition de la géométrie des repères abdomen $\{Q\}$, trocart $\{K\}$, instrument $\{I\}$ et caméra $\{C\}$ et point de projection P du faisceau laser sur la scène

- Le point 3D, P , de la surface de l'organe situé au centre du motif laser est aligné avec l'axe de l'instrument et sa projection p sur le plan image correspond au barycentre de l'image du motif laser.

La figure 4.10 présente la configuration géométrique des différents repères, dont le repère $\{Q\}$ attaché à l'abdomen du patient, le repère $\{K\}$ du trocart, le repère $\{I\}$ de l'extrémité de l'instrument et le repère $\{C\}$ de la caméra.

La première étape du calcul consiste à exprimer la variation des coordonnées, ${}^C\mathbf{P} = [x_P \ y_P \ z_P]^T$, du point P , exprimées dans le repère de la caméra en fonction de la vitesse opérationnelle $\mathbf{w}_{op} = [v_z \ \omega_x \ \omega_y \ \omega_w]^T$ de l'instrument chirurgical. La vitesse de l'origine du repère de l'instrument $\{I\}$ par rapport au repère de l'abdomen $\{Q\}$ exprimée dans $\{I\}$ est donnée par la relation cinématique :

$${}^I({}^Q\mathbf{V}_{O_I}) = {}^I({}^Q\mathbf{V}_{O_K}) + {}^I({}^K\mathbf{V}_{O_I}) + [{}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_K)]_{\times} {}^I({}^K\mathbf{O}_I) \quad (4.12)$$

Etant donné que l'origine du repère du trocart est confondue avec celle du repère de l'abdomen, $\mathbf{O}_K = \mathbf{O}_Q$, et que les repères du trocart $\{K\}$ et de l'instrument $\{I\}$ ont même orientation, la relation (4.12) se simplifie :

$$\begin{aligned} {}^I({}^Q\mathbf{V}_{O_I}) &= {}^I({}^K\mathbf{V}_{O_I}) + [{}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I)]_{\times} {}^I({}^K\mathbf{O}_I) \\ &= \begin{bmatrix} d_2\omega_y \\ -d_2\omega_x \\ v_z \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.13)$$

Nous pouvons exprimer la vitesse du point P par rapport au repère de la caméra

$\{C\}$ dans le repère de l'instrument $\{I\}$ par la relation cinématique :

$${}^I({}^C\mathbf{V}_P) = {}^I({}^C\mathbf{V}_{O_I}) + {}^I({}^I\mathbf{V}_P) + [{}^I({}^C\boldsymbol{\Omega}_I)]_{\times} {}^I P \quad (4.14)$$

D'après les hypothèses posées, le repère de la caméra $\{C\}$ est immobile par rapport au repère de l'abdomen $\{Q\}$, nous avons par conséquent, les égalités suivantes :

$${}^I({}^C\boldsymbol{\Omega}_I) = {}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I) \quad \text{et} \quad {}^I({}^C\mathbf{V}_{O_I}) = {}^I({}^Q\mathbf{V}_{O_I}) \quad (4.15)$$

En utilisant les équations (4.13) et (4.15), la relation (4.14) peut alors s'écrire :

$${}^I({}^C\mathbf{V}_P) = {}^I({}^K\mathbf{V}_{O_I}) + {}^I({}^I\mathbf{V}_P) + [{}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I)]_{\times} ({}^I({}^K\mathbf{O}_I) + {}^I P) \quad (4.16)$$

L'expression de la vitesse du point P par rapport au repère de la caméra $\{C\}$ dans le repère de la caméra est finalement donnée par :

$${}^C({}^C\mathbf{V}_P) = {}^C_I\mathbf{R} ({}^I({}^K\mathbf{V}_{O_I}) + {}^I({}^I\mathbf{V}_P) + [{}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I)]_{\times} ({}^I({}^K\mathbf{O}_I) + {}^I P)) \quad (4.17)$$

où ${}^C_I\mathbf{R} = [{}^C_I\mathbf{r}_1 \quad {}^C_I\mathbf{r}_2 \quad {}^C_I\mathbf{r}_3]^T$ est la matrice (3×3) définissant la rotation entre le repère de la caméra $\{C\}$ et le repère de l'instrument $\{I\}$. En développant cette expression avec les relations suivantes :

$${}^I({}^K\mathbf{V}_{O_I}) = [0 \quad 0 \quad v_z]^T \quad (4.18)$$

$${}^I({}^I\mathbf{V}_P) = [0 \quad 0 \quad \dot{d}_3]^T \quad (4.19)$$

$${}^I({}^Q\boldsymbol{\Omega}_I) = [\omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z]^T \quad (4.20)$$

$${}^I({}^K\mathbf{O}_I) = [0 \quad 0 \quad d_2]^T \quad (4.21)$$

$${}^I P = [0 \quad 0 \quad d_3]^T \quad (4.22)$$

nous obtenons :

$${}^C({}^C\mathbf{V}_P) = \begin{bmatrix} \dot{x}_P \\ \dot{y}_P \\ \dot{z}_P \end{bmatrix} = {}^C_I\mathbf{R} \begin{bmatrix} (d_2 + d_3)\omega_y \\ -(d_2 + d_3)\omega_x \\ v_z + \dot{d}_3 \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

Etant donné que la vitesse de translation de l'instrument v_z correspond directement à la variation de la distance d_2 entre l'extrémité de l'instrument et le point d'incision, $v_z = \dot{d}_2$, nous pouvons réécrire l'expression de la variation des coordonnées du point P exprimées dans le repère de la caméra par :

$${}^C({}^C\mathbf{V}_P) = \begin{bmatrix} \dot{x}_P \\ \dot{y}_P \\ \dot{z}_P \end{bmatrix} = {}^C_I\mathbf{R} \begin{bmatrix} d\omega_y \\ -d\omega_x \\ \dot{d} \end{bmatrix} \quad (4.24)$$

où $d = d_2 + d_3$ est la distance totale entre le point P de l'organe et le point d'incision où est introduit l'instrument chirurgical.

La deuxième étape du calcul consiste à relier la variation des coordonnées métriques

du point P exprimées dans le repère de la caméra à la variation des coordonnées image $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ en pixels de son point de projection perspective p dans le plan image. En utilisant le modèle du sténopé de la caméra défini dans l'annexe B.1, nous avons la relation :

$$z_P \begin{bmatrix} u_p \\ v_p \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

où $\mathbf{A} = (\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3)^T$ est la matrice (3×3) des paramètres intrinsèques de la caméra (cf. annexe B.1). De cette relation nous obtenons l'expression suivante :

$$z_P \begin{bmatrix} u_p \\ v_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

dont nous calculons la dérivée temporelle des termes de gauche et de droite :

$$\dot{z}_P \begin{bmatrix} u_p \\ v_p \end{bmatrix} + z_P \begin{bmatrix} \dot{u}_p \\ \dot{v}_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_P \\ \dot{y}_P \\ \dot{z}_P \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

Il en découle la relation liant la variation des coordonnées métriques du point P , exprimées dans le repère de la caméra, à la variation de ses coordonnées en pixels dans l'image :

$$z_P \begin{bmatrix} \dot{u}_p \\ \dot{v}_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{x}_P \\ \dot{y}_P \\ \dot{z}_P \end{bmatrix} - \dot{z}_P \begin{bmatrix} u_p \\ v_p \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

En substituant l'expression (4.24) de la vitesse du point P dans l'équation (4.28) nous obtenons finalement l'expression de $\dot{\mathbf{s}}_p$ en fonction des vitesses de rotation ω_x , ω_y et de \dot{d} :

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{s}}_p = \begin{bmatrix} \dot{u}_p \\ \dot{v}_p \end{bmatrix} &= \frac{1}{z_P} \left(\begin{bmatrix} \mathbf{a}_1 \\ \mathbf{a}_2 \end{bmatrix} {}^C_I \mathbf{R} - \begin{bmatrix} u_p \\ v_p \end{bmatrix} {}^C_I \mathbf{r}_3 \right) \begin{bmatrix} 0 & d & 0 \\ -d & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \dot{d} \end{bmatrix} \\ \dot{\mathbf{s}}_p &= \mathbf{J}_s \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \dot{d} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} J_{s11} & J_{s12} & J_{s13} \\ J_{s21} & J_{s22} & J_{s23} \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}_s} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \dot{d} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (4.29)$$

où ${}^C_I \mathbf{r}_3$ est le vecteur (1×3) constituant la troisième ligne de la matrice de rotation ${}^C_I \mathbf{R}$. La coordonnée z_P du point P selon l'axe \hat{Z}_C du repère de la caméra est donnée par :

$$\begin{aligned} z_p &= ({}^C \mathbf{O}_I + {}^C_I \mathbf{R} \cdot {}^I \mathbf{P}) \cdot \hat{Z}_C \\ &= {}^C_{O_I z} + {}^C_I r_{33} d_3 \end{aligned} \quad (4.30)$$

où ${}^C o_{Iz}$ est la composante selon l'axe \hat{Z}_C de la translation entre le repère de la caméra et le repère de l'instrument et ${}^C r_{33}$ est le coefficient correspondant à la troisième ligne et troisième colonne de la rotation ${}^C_I \mathbf{R}$. Nous pouvons noter que la matrice \mathbf{J}_s dépend de la matrice de rotation ${}^C_I \mathbf{R}$ entre le repère de la caméra et le repère de l'instrument, de la composante ${}^C o_{Iz}$ selon l'axe \hat{Z}_C de la translation entre le repère de la caméra et le repère de l'instrument, des coordonnées image \mathbf{s}_p du centre du motif laser, des distances d_3 et d et des paramètres intrinsèques de la caméra.

En écrivant la relation (4.29) sous la forme :

$$\dot{\mathbf{s}}_p = \underbrace{\begin{bmatrix} J_{s11} & J_{s12} \\ J_{s21} & J_{s22} \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}} \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} J_{s13} \\ J_{s23} \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}} \dot{d} \quad (4.31)$$

nous pouvons noter que l'expression de $\dot{\mathbf{s}}_p$ est donnée par la superposition de deux termes. Le terme \mathbf{A} correspond à la variation de \mathbf{s}_p qui est induite par la vitesse de rotation $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y]^T$ pour une distance d constante, c'est à dire dans le cas où la surface de l'organe aurait pour modèle l'intérieur d'une sphère de rayon d centrée sur le point d'incision. Le second terme \mathbf{B} correspond à la variation de \mathbf{s}_p induite par la variation de la distance d .

Nous choisissons comme approximation de \mathbf{J}_ω l'expression de \mathbf{J}_ω obtenue dans le cas où la surface de l'organe décrit l'intérieur d'une sphère de rayon d centrée sur le point d'incision ($\dot{d} = 0$) :

$$\widehat{\mathbf{J}}_\omega = \underbrace{\begin{bmatrix} J_{s11} & J_{s12} \\ J_{s21} & J_{s22} \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}_{s1}} \quad (4.32)$$

En réécrivant la relation (4.31) nous obtenons :

$$\dot{\mathbf{s}}_p = \widehat{\mathbf{J}}_\omega \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} J_{s13} \\ J_{s23} \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}_{s2}} \dot{d} \quad (4.33)$$

que nous pouvons mettre sous la forme :

$$\dot{\mathbf{s}}_p = \widehat{\mathbf{J}}_\omega \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \end{bmatrix} + \frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t} \quad (4.34)$$

avec

$$\frac{\partial \mathbf{s}_p}{\partial t} = \underbrace{\begin{bmatrix} J_{s13} \\ J_{s23} \end{bmatrix}}_{\mathbf{J}_{s2}} \dot{d} \quad (4.35)$$

Ici, contrairement à l'expression (4.4), le terme $\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}$ fournit la variation de \mathbf{s}_p introduite par le mouvement propre de l'organe et également la variation non-linéaire dépendante de la géométrie de la surface réelle qui est introduite par les vitesses de rotation ω_x et ω_y .

4.4.3 Schéma de commande

Dans ce paragraphe nous proposons une commande utilisant l'approximation $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ de la matrice d'interaction à la position courante pour aligner le motif laser sur une cible dans l'image. Nous utilisons la commande cinématique (4.9) avec l'approximation $\widehat{\mathbf{J}}_\omega = \mathbf{J}_{s1}$ donnée à l'équation (4.32). La loi de commande devient :

$$\boldsymbol{\omega}^* = \mathbf{J}_{s1}^{-1} \left(\lambda(\mathbf{s}_p^* - \mathbf{s}_p) + \dot{\mathbf{s}}_p^* - \frac{\partial \widehat{\mathbf{s}}_p}{\partial t} \right) \quad (4.36)$$

où le terme $\frac{\partial \widehat{\mathbf{s}}_p}{\partial t}$ est donné par l'équation (4.35) si l'on a un observateur fournissant une estimation de \hat{d} :

$$\frac{\partial \widehat{\mathbf{s}}_p}{\partial t} = \mathbf{J}_{s2} \hat{d} \quad (4.37)$$

En substituant (4.37) dans (4.36) et en considérant que la cible est fixe ($\dot{\mathbf{s}}_p^* = 0$) nous obtenons la commande cinématique :

$$\boldsymbol{\omega}^* = \mathbf{J}_{s1}^{-1} \left(\lambda(\mathbf{s}_p^* - \mathbf{s}_p) - \mathbf{J}_{s2} \hat{d} \right) \quad (4.38)$$

Nous proposons d'estimer \hat{d} en effectuant une dérivation numérique à différences finies du signal $\hat{d} = \hat{d}_2 + \hat{d}_3$:

$$\hat{d}(t) = \frac{\hat{d}(t) - \hat{d}(t-1)}{T} \quad (4.39)$$

avec T la période d'échantillonnage de la commande.

La distance d_2 est mesurée soit à partir de l'image (voir paragraphe 3.5.1) ou en calculant la différence $d_2 = l - d_1$ où l correspond à la longueur totale connue de l'instrument chirurgical et d_1 à la longueur externe entre le point d'incision et l'effecteur du robot. Nous rappelons que la distance d_1 est estimée en ligne pour calculer la matrice jacobienne \mathbf{J}_{op} du robot AESOP (voir paragraphe 1.4.5). La figure (4.11) présente le schéma de commande intégrant l'observateur du signal \hat{d} .

En pratique pour implémenter cette commande, il est nécessaire de connaître la valeur des paramètres intrinsèques de la caméra, les coefficients de la matrice de rotation ${}^C_I\mathbf{R}$ et la composante ${}^C_{O_{Iz}}$ selon l'axe \hat{Z}_C de la translation entre le repère de la caméra et le repère de l'instrument. L'obtention des paramètres intrinsèques de la caméra ne pose généralement aucune difficulté. Ils sont fournis soit par le constructeur, soit obtenus à l'aide d'une technique d'estimation effectuée une fois pour toutes. Par contre, l'obtention des coefficients de la matrice de rotation ${}^C_I\mathbf{R}$ et de la composante de translation ${}^C_{O_{Iz}}$ pose une difficulté majeure. En effet, la position relative entre l'instrument chirurgical et l'endoscope n'est pas connue dans le cas où les robots manipulateur n'ont pas de base commune et sont placés indépendamment l'un de l'autre sans procédure de calibrage. La mise en oeuvre d'une

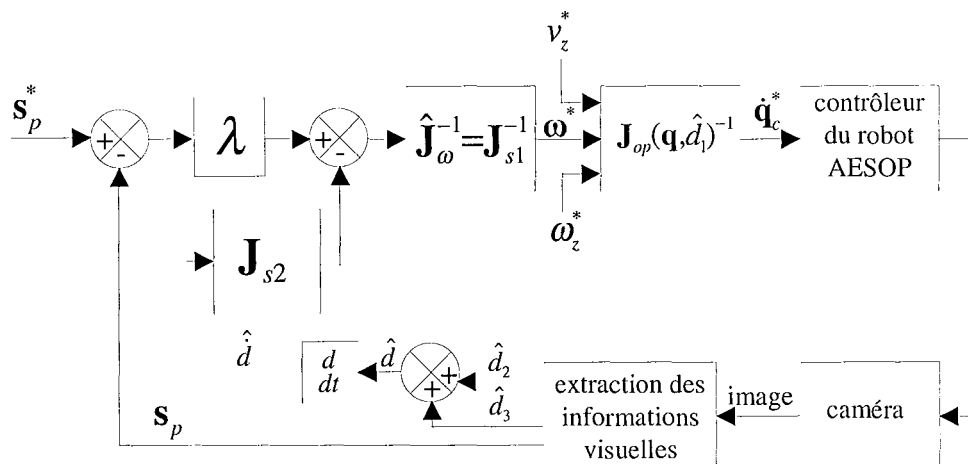
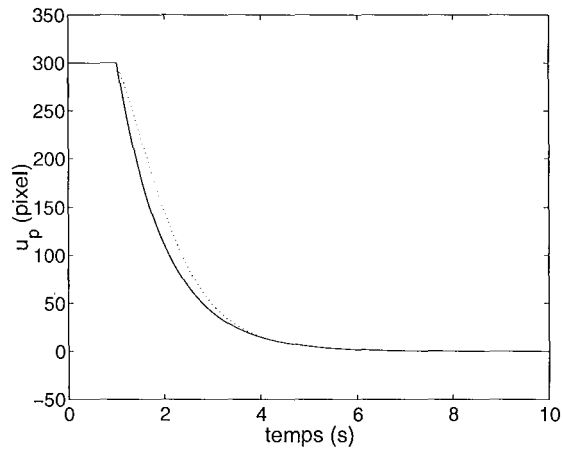
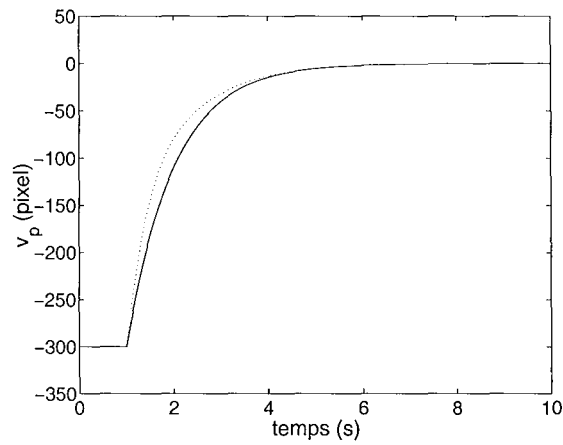
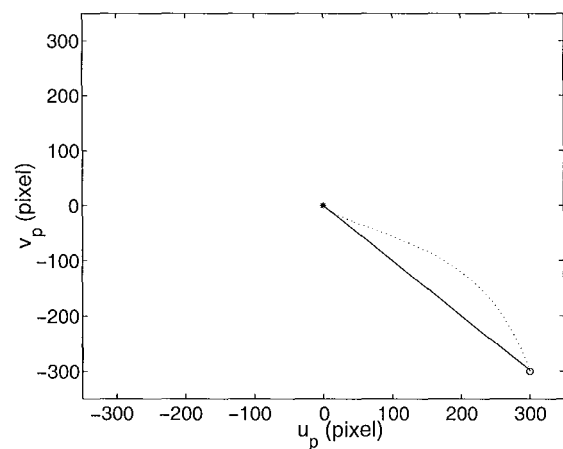


Fig. 4.11: Schéma de commande pour l'alignement le motif laser sur une cible avec prise en compte de la variation de d

technique de reconstruction de pose entre le repère de la caméra et le repère de l'instrument à partir d'un modèle géométrique de l'instrument et des informations visuelles extraites de l'image n'est pas appropriée dans notre contexte. En effet, une telle reconstruction est réalisable uniquement si l'instrument chirurgical est visible en permanence dans l'image, ce qui n'est pas le cas en pratique. Une solution serait d'utiliser comme dans [HN01] un système de vision externe qui observerait des cibles montées sur les effecteurs des deux robots et estimerait leur position relative. Notons également que les mesures des distances d_3 et $d = d_2 + d_3$ nécessaires au calcul de l'approximation de la matrice d'interaction \widehat{J}_ω et du signal \widehat{d} sont obtenues uniquement si l'instrument chirurgical est visible dans l'image. En effet, la distance d_3 entre l'extrémité de l'instrument chirurgical et le point de l'organe aligné est reconstruite à partir de l'image du motif laser et des marqueurs lumineux montés sur l'instrument.

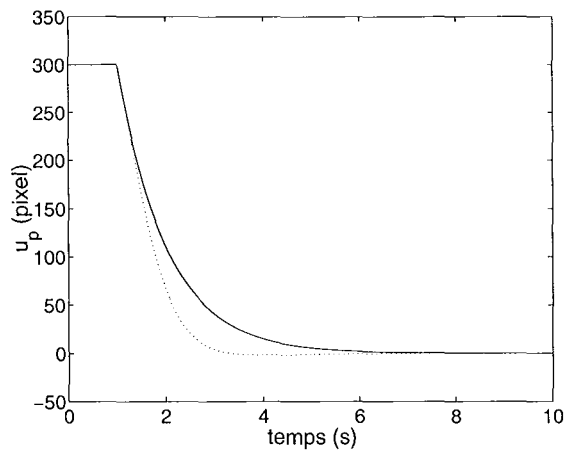
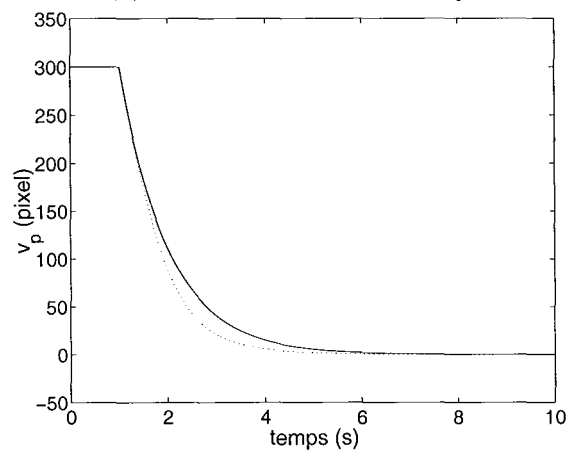
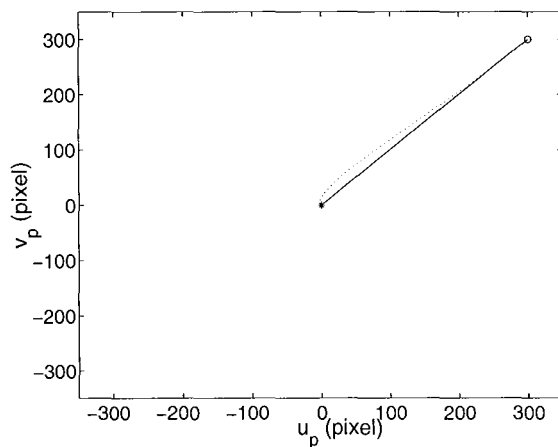
Nous vérifions l'efficacité de la commande donnée par les équations (4.36) et (4.37) par simulation numérique en considérant que la position relative entre la caméra et l'instrument est parfaitement connue et que l'instrument chirurgical est visible dans l'image endoscopique. La simulation est réalisée à l'aide du logiciel MATLAB. Le modèle de la surface de la scène utilisé pour cette simulation correspond à un plan. La caméra et l'instrument chirurgical sont positionnés initialement par rapport à ce plan de manière à reproduire une configuration standard de laparoscopie où le motif laser et l'instrument chirurgical sont visibles dans l'image.

Les figures (4.12), (4.13), (4.14) et (4.15) présentent les résultats de simulation de l'asservissement du centre du motif laser au milieu de l'image respectivement pour 4 orientations initiales de l'instrument chirurgical. Les courbes en trait plein correspondent aux résultats de l'asservissement lorsque la variation \dot{d} est prise en compte dans la loi de commande. Les courbes en trait discontinu décrivent les ré-

(a) réponse temporelle de u_p (b) réponse temporelle de v_p 

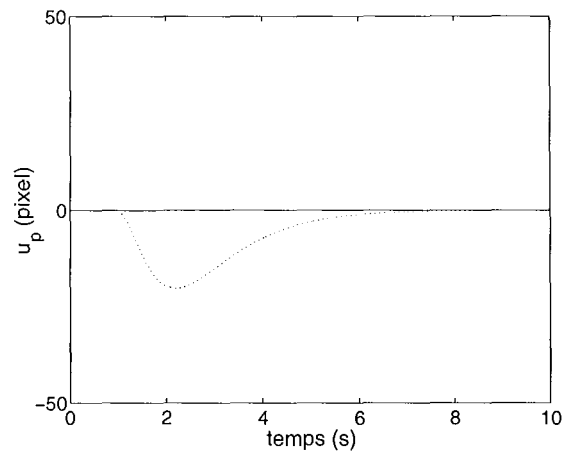
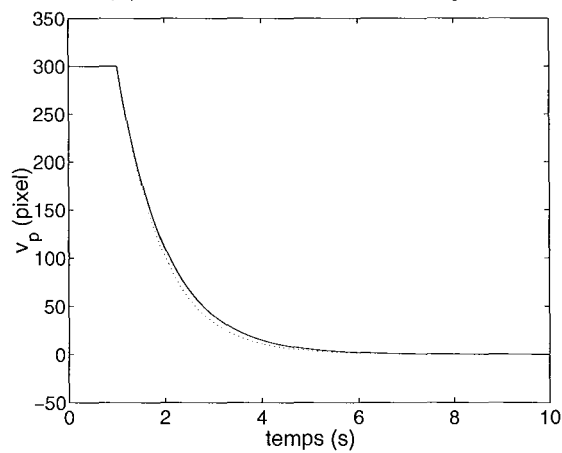
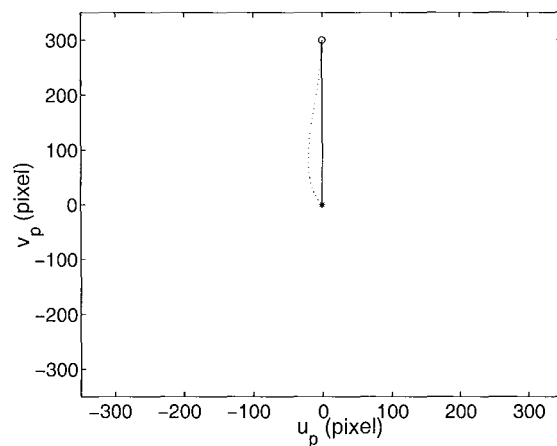
(c) trajectoire dans l'image

Fig. 4.12: Résultats de simulation (configuration initiale 1)

(a) réponse temporelle de u_p (b) réponse temporelle de v_p 

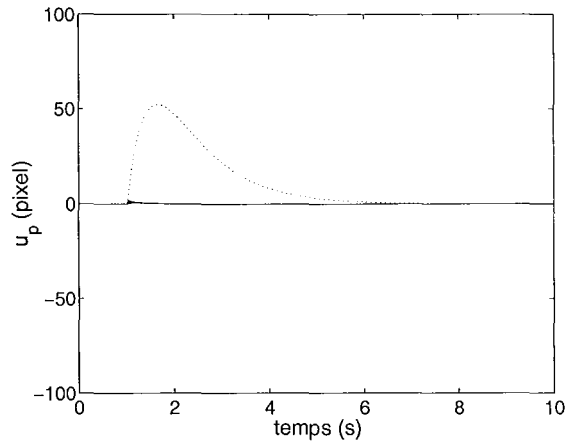
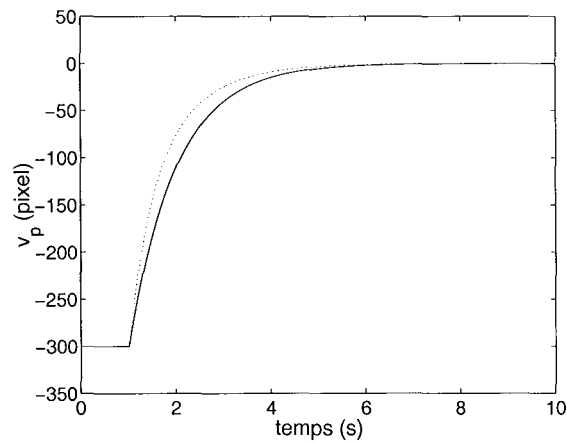
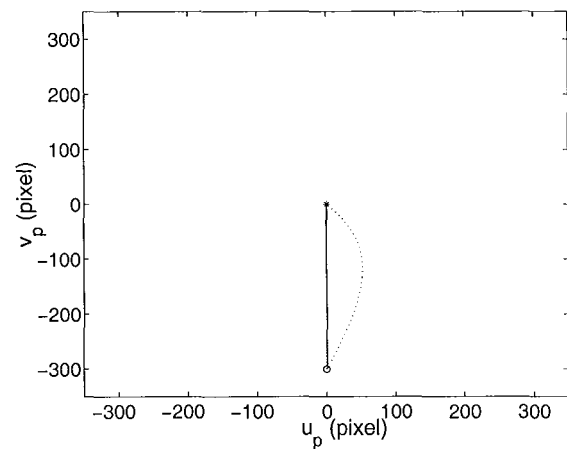
(c) trajectoire dans l'image

Fig. 4.13: Résultats de simulation (configuration initiale 2)

(a) réponse temporelle de u_p (b) réponse temporelle de v_p 

(c) trajectoire dans l'image

Fig. 4.14: Résultats de simulation (configuration initiale 3)

(a) réponse temporelle de u_p (b) réponse temporelle de v_p 

(c) trajectoire dans l'image

Fig. 4.15: Résultats de simulation (configuration initiale 4)

sultats de l'asservissement dans le cas où la variation \dot{d} n'est pas prise en compte dans la loi de commande en fixant volontairement $\dot{d} = 0$. Nous pouvons remarquer que le comportement de l'asservissement est idéal lorsque la variation \dot{d} est prise en compte dans la commande, car les trajectoires de l'image du point laser sont rectilignes, contrairement aux trajectoires dans l'image obtenues pour $\dot{d} = 0$. En fait comme nous l'avons déjà mentionné, négliger la variation de la distance d dans la loi de commande, revient à faire l'approximation que la surface où se projette le motif laser est une sphère de rayon d centrée sur le point d'incision où est introduit l'instrument chirurgical.

4.5 Estimation de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω

Dans cette section nous proposons deux approches pour estimer numériquement la matrice \mathbf{J}_ω reliant la vitesse de rotation $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y]^T$ à la variation des coordonnées image $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ du motif laser. Nous notons la valeur estimée de \mathbf{J}_ω :

$$\widehat{\mathbf{J}}_\omega = \begin{bmatrix} \hat{J}_{\omega 11} & \hat{J}_{\omega 12} \\ \hat{J}_{\omega 21} & \hat{J}_{\omega 22} \end{bmatrix} \quad (4.40)$$

4.5.1 Estimation en boucle ouverte

Dans une première approche, nous proposons d'estimer les coefficients de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω en boucle ouverte pour un point de fonctionnement donné. La méthode consiste à appliquer à l'instrument chirurgical uniquement une vitesse constante ω_x^* autour de l'axe \hat{X}_K du repère du trocart durant un court intervalle de temps ΔT et de mesurer les variations Δu_p et Δv_p des coordonnées du point p obtenues dans l'image. Les coefficients estimés de la première colonne de \mathbf{J}_ω sont ensuite calculés en effectuant :

$$\hat{J}_{\omega 11} = \frac{\Delta u_p}{\omega_x^* \Delta T} \quad \text{et} \quad \hat{J}_{\omega 21} = \frac{\Delta v_p}{\omega_x^* \Delta T} \quad (4.41)$$

De façon similaire, en appliquant à l'instrument uniquement une vitesse constante ω_y^* autour de l'axe \hat{Y}_K du repère du trocart durant un court intervalle de temps ΔT et en mesurant les variations Δu_p et Δv_p obtenues dans l'image, nous calculons les coefficients estimés de la seconde colonne :

$$\hat{J}_{\omega 12} = \frac{\Delta u_p}{\omega_y^* \Delta T} \quad \text{et} \quad \hat{J}_{\omega 22} = \frac{\Delta v_p}{\omega_y^* \Delta T} \quad (4.42)$$

4.5.2 Résultats expérimentaux de la commande avec $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ constante

Dans ce paragraphe nous présentons les résultats obtenus sur le dispositif expérimental du laboratoire concernant l'asservissement visuel 2D réalisé pour centrer

le motif laser au milieu de l'image, avec $\mathbf{s}_p^* = [0 \ 0]^T$. La matrice d'interaction \mathbf{J}_ω est estimée initialement en boucle ouverte. Etant donné que la consigne est fixe ($\dot{\mathbf{s}}_p^* = 0$) et que nous n'avons pas d'estimation de la variation propre des informations visuelles, la commande cinématique (4.9) se simplifie à :

$$\boldsymbol{\omega}^* = \lambda \widehat{\mathbf{J}}_\omega^{-1} (\mathbf{s}_p^* - \mathbf{s}_p) \quad (4.43)$$

Le schéma de commande implémenté est présenté à la figure 4.16. La figure 4.17.a

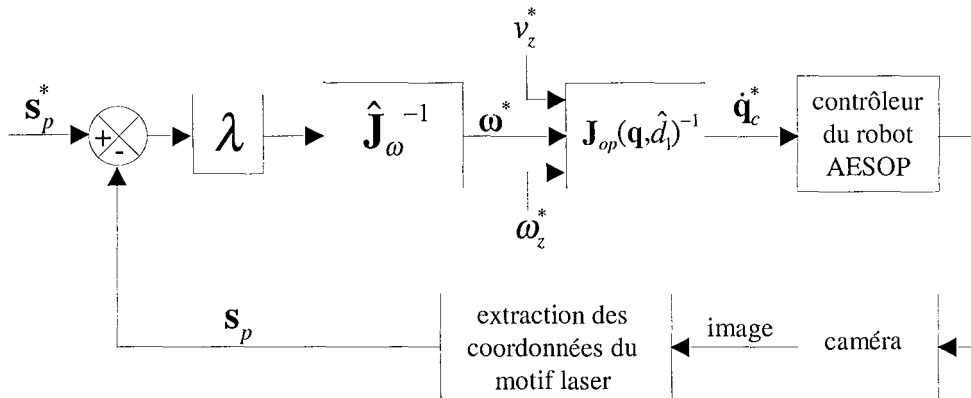


Fig. 4.16: Schéma de commande de la tâche de centrage

montre à partir de l'instant $t = 1,6$ seconde, la réponse temporelle des coordonnées dans l'image \mathbf{s}_p du point p à une variation en échelon du signal de référence \mathbf{s}_p^* lors de l'asservissement visuel. Les portions initiales des courbes sur l'intervalle de temps $t = [0; 1,6]$ seconde représentent les variations des coordonnées image générées par la procédure initiale d'estimation de $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ en boucle ouverte. Les vitesses de commande $\boldsymbol{\omega}^* = [\omega_x^* \ \omega_y^*]^T$ appliquées à l'instrument sont données sur la figure 4.17.b. La figure 4.18 fournit la trajectoire correspondante du point p dans l'image. La portion verte trace la trajectoire obtenue durant la procédure initiale d'estimation de la matrice d'interaction. La portion bleue correspond à la trajectoire obtenue durant l'asservissement dont les positions de référence dans l'image sont marquées par des cercles rouges.

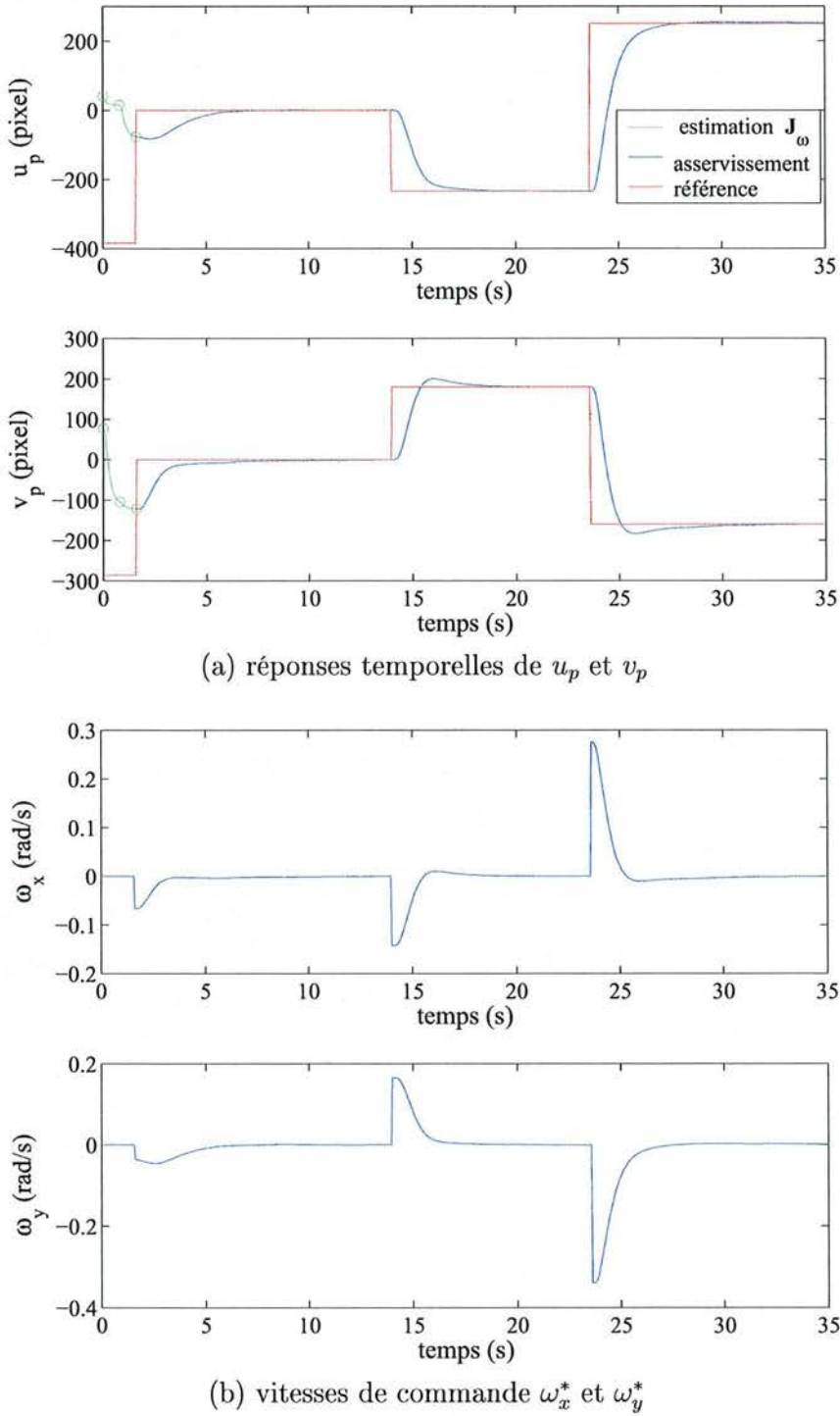


Fig. 4.17: Réponses temporelles des coordonnées image du point p et vitesses de commande durant l'asservissement visuel

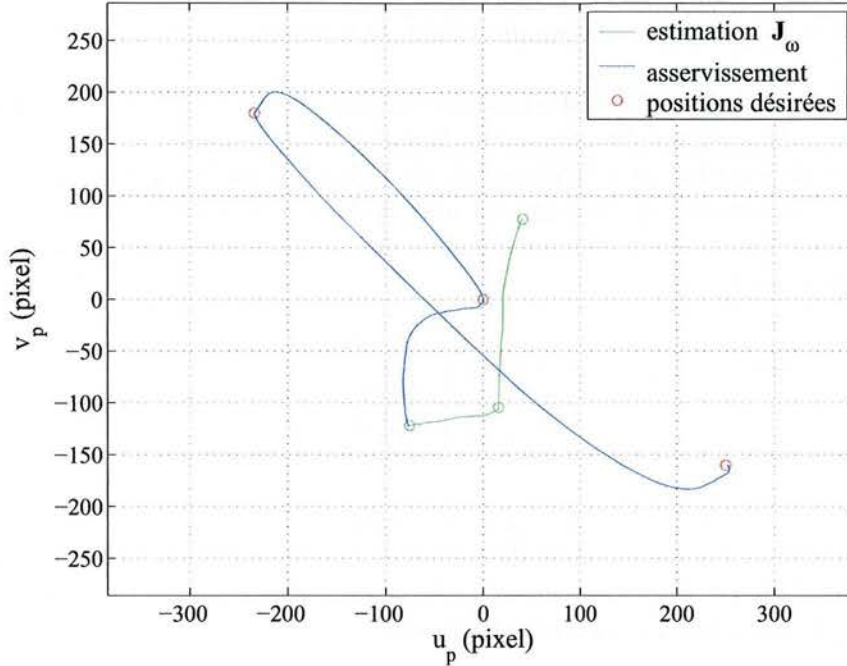


Fig. 4.18: Trajectoire du point p dans l'image durant l'asservissement visuel

4.5.3 Estimation continue par algorithme des moindres carrés

Dans une seconde approche, nous proposons d'estimer la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω tout au long l'asservissement. Dans la littérature, plusieurs travaux de recherche ont déjà été publiés à ce sujet. Des méthodes basées sur des résolutions par moindres carrés ont été présentées, dont, par exemple, [HA94]. Dans [JFN97, Pie99, PGL02], des algorithmes récursifs de type gradient et moindres carrés récursifs sont utilisés pour estimer la matrice d'interaction en continu. Cependant, pour que l'estimée converge à la valeur réelle, il est nécessaire d'avoir une trajectoire du robot fournissant une excitation importante selon les différents degrés de liberté commandés. En pratique, étant donné que l'objectif est généralement d'atteindre une cible, la trajectoire est par conséquent linéaire, ce qui ne procure pas d'informations suffisamment riches à l'estimateur. Il en découle une dégradation de la matrice d'interaction avec le temps. Dans [SSV97] les auteurs proposent pour résoudre ce problème de superposer des trajectoires dites "d'exploration" à celle nécessaire pour atteindre la cible, et permettre ainsi de réajuster l'estimée de la matrice d'interaction lorsque cette dernière s'est dégradée. Cependant, pour notre application, il n'est pas souhaitable de générer des trajectoires d'exploration qui pourraient être dangereuses pour le patient.

Nous proposons d'utiliser l'algorithme des moindres carrés qui est présenté dans [ML99]. Cet algorithme a pour originalité d'ajuster les paramètres estimés de la ma-

trice d'interaction uniquement selon les directions où l'information est suffisamment disponible.

Etant donné que les algorithmes des moindres carrés sont basés sur une modélisation paramétrique des systèmes linéaires, nous faisons l'approximation que la relation liant les vitesses de rotation ω à la vitesse \dot{s}_p du point p dans l'image est linéaire pour de faibles déplacements de l'instrument autour de son orientation courante. Le signal \dot{s}_p peut être décomposé en 2 expressions scalaires fournissant respectivement les variations de u_p et v_p :

$$\dot{u}_p(t) = \begin{bmatrix} \omega_x(t) & \omega_y(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{\omega_{11}}^*(t) \\ J_{\omega_{12}}^*(t) \end{bmatrix} + w_1(t) \quad (4.44)$$

$$\dot{v}_p(t) = \begin{bmatrix} \omega_x(t) & \omega_y(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{\omega_{21}}^*(t) \\ J_{\omega_{22}}^*(t) \end{bmatrix} + w_2(t) \quad (4.45)$$

où $J_{\omega_{11}}^*(t)$, $J_{\omega_{12}}^*(t)$, $J_{\omega_{21}}^*(t)$ et $J_{\omega_{22}}^*(t)$ sont les coefficients inconnus de la matrice $\mathbf{J}_\omega^*(t)$ à identifier, $w_1(t)$ et $w_2(t)$ sont des signaux inconnus qui représentent des perturbations ou du bruit. Lors de la discrétisation, chacune de ces expressions peut être écrite dans le formalisme couramment employé :

$$y(t+1) = \phi^T(t)\theta^*(t) + w(t+1) \quad (4.46)$$

où $y(t)$ est un signal scalaire mesuré, $\phi^T(t)$ est le vecteur régresseur dont les éléments sont connus à l'instant t , $\theta^*(t)$ sont les paramètres inconnus à identifier et $w(t)$ est le signal inconnu représentant les perturbations et le bruit. Nous proposons d'estimer les paramètres de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω en exécutant en parallèle deux algorithmes des moindres carrés identiques basés respectivement sur les équations (4.44) et (4.45). Pour raison de commodité, nous ne détaillons qu'un seul algorithme en utilisant le formalisme général de l'expression (4.46), dont les termes, pour le premier algorithme, correspondent à :

$$y(t) = \dot{u}_p(t) \quad (4.47)$$

$$\phi(t) = \begin{bmatrix} \omega_x(t) & \omega_y(t) \end{bmatrix}^T \quad (4.48)$$

$$\theta^*(t) = \begin{bmatrix} J_{\omega_{11}}^*(t) & J_{\omega_{12}}^*(t) \end{bmatrix}^T \quad (4.49)$$

$$w(t) = w_1(t) \quad (4.50)$$

et pour le second algorithme, correspondent à :

$$y(t) = \dot{v}_p(t) \quad (4.51)$$

$$\phi(t) = \begin{bmatrix} \omega_x(t) & \omega_y(t) \end{bmatrix}^T \quad (4.52)$$

$$\theta^*(t) = \begin{bmatrix} J_{\omega_{21}}^*(t) & J_{\omega_{22}}^*(t) \end{bmatrix}^T \quad (4.53)$$

$$w(t) = w_2(t) \quad (4.54)$$

La prédiction \hat{y} du signal y à l'instant $t+1$ est donnée par :

$$\hat{y}(t+1) = \phi^T(t)\hat{\theta}(t) \quad (4.55)$$

où $\hat{\theta}(t)$ est la valeur estimée des paramètres $\theta^*(t)$. Des équations (4.46) et (4.55), nous pouvons calculer l'erreur de prédiction *a priori* $e(t+1)$ qui est linéaire par rapport à l'erreur d'estimation paramétrique $\tilde{\theta}(t) = \hat{\theta}(t) - \theta^*(t)$:

$$e(t+1) = y(t+1) - \hat{y}(t+1) = y(t+1) - \phi^T(t)\hat{\theta}(t) \quad (4.56)$$

$$= w(t+1) + \phi^T(t)(\theta^*(t) - \hat{\theta}(t)) \quad (4.57)$$

$$= w(t+1) - \phi^T(t)\tilde{\theta}(t) \quad (4.58)$$

Nous rappelons que la méthode d'identification par moindres carrés consiste à calculer la valeur de l'estimée des paramètres $\hat{\theta}(t)$ qui minimise une fonction de coût quadratique $J(\hat{\theta}(t))$ laquelle est généralement la somme pondérée des erreurs de prédiction obtenues à chaque instant. Etant donné que les coefficients de la matrice \mathbf{J}_ω peuvent varier dans le temps, nous proposons de définir une fonction de coût avec facteur d'oubli et fenêtre glissante pour prendre en compte la variation des paramètres lors de l'estimation. La fonction de coût utilisée est :

$$J(\hat{\theta}(t)) = \sum_{i=t-N}^t \left(\frac{\lambda^{(t-i)}}{m^2(i-1)} \left(y(i) - \phi^T(i-1)\hat{\theta}(i) \right)^2 \right) \quad (4.59)$$

où $0 < \lambda \leq 1$ est un facteur d'oubli constant qui donne moins de poids aux anciennes mesures, N est la taille de la fenêtre glissante qui correspond au nombre des dernières mesures prises en compte et $m(t) = \sqrt{(1 + \phi^T(t)\phi(t))}$ est un signal de normalisation tel que $\phi(t)/m(t) \in L_\infty$. La fonction de coût est convexe en $\hat{\theta}(t)$ et son minimum est obtenu pour la valeur de $\hat{\theta}(t)$ qui annule son gradient :

$$\nabla J(\hat{\theta}(t)) = \sum_{i=t-N}^t \left(-\frac{\lambda^{(t-i)}}{m^2(i-1)} \left(y(i) - \phi^T(i-1)\hat{\theta}(i) \right) \phi(i-1) \right) \quad (4.60)$$

L'estimée des paramètres minimisant $J(\hat{\theta}(t))$ est donnée par :

$$\hat{\theta}(t) = \mathbf{R}(t)^{-1}\mathbf{Q}(t) \quad (4.61)$$

avec :

$$\mathbf{R}(t) = \sum_{i=t-N}^t \left(\frac{\lambda^{(t-i)}}{m^2(i-1)} \phi(i-1)\phi^T(i-1) \right) \quad (4.62)$$

et :

$$\mathbf{Q}(t) = \sum_{i=t-N}^t \left(\frac{\lambda^{(t-i)}}{m^2(i-1)} \phi(i-1)y(i-1) \right) \quad (4.63)$$

La matrice $\mathbf{R}(t)$ est symétrique et définie positive, $\mathbf{R}(t) = \mathbf{R}^T(t) > 0$. En pratique, l'expression (4.61) n'est pas directement implémentable, car la matrice $\mathbf{R}(t)$ peut

être mal conditionnée. En effet, si le système n'est pas suffisamment excité, les valeurs propres de la matrice $\mathbf{R}(t)$ tendent vers zéro et entraînent une augmentation sans limite de la matrice inverse $\mathbf{R}^{-1}(t)$, destabilisant ainsi l'estimation. L'expression (4.61) est généralement résolue par une méthode récursive dont plusieurs modifications peuvent être apportées pour garantir que $\mathbf{R}^{-1}(t)$ reste bornée. L'ajout d'une zone morte sur l'erreur d'estimation permet également d'obtenir une estimation plus robuste aux perturbations et au bruit. Cependant, les modifications introduites pour augmenter la robustesse de l'estimation diminuent les propriétés idéales de l'estimation. Nous préférons utiliser une méthode différente où nous résolvons directement et non pas récursivement le problème des moindres carrés. Cette méthode proposée dans [ML99] consiste à tester le conditionnement de la matrice $\mathbf{R}(t)$, en effectuant une décomposition en valeurs propres et en actualisant les paramètres uniquement dans la direction où il y a assez d'information. Etant donné que la matrice $\mathbf{R}(t)$ de dimension (2×2) est symétrique et définie positive, nous pouvons la décomposer sous la forme :

$$\mathbf{R}(t) = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1(t) & \mathbf{V}_2(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda_1(t) & 0 \\ 0 & \lambda_2(t) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1(t) & \mathbf{V}_2(t) \end{bmatrix} \quad (4.64)$$

où $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq 0$ sont les valeurs propres et $\mathbf{V}_1(t)$, $\mathbf{V}_2(t)$ les vecteurs propres de la matrice $\mathbf{R}(t)$. L'actualisation des paramètres est réalisée si la plus grande des valeurs propres λ_1 est supérieure à un seuil fixé ε_0 , en utilisant l'algorithme suivant :

$$\hat{\theta}(t) = \begin{cases} \mathbf{R}^{-1}(t)\mathbf{Q}(t) & \text{si } (\lambda_1 > \varepsilon_0 \text{ et } \lambda_2 > \varepsilon_0) \\ \mathbf{V}_1(t)\lambda_1^{-1}\mathbf{V}_1^T(t)\mathbf{Q}(t) + \mathbf{V}_2(t)\mathbf{V}_2^T(t)\hat{\theta}(t-1) & \text{si } (\lambda_1 > \varepsilon_0 \text{ et } \lambda_2 \leq \varepsilon_0) \\ \hat{\theta}(t-1) & \text{si } (\lambda_1 \leq \varepsilon_0 \text{ et } \lambda_2 \leq \varepsilon_0) \end{cases} \quad (4.65)$$

Le terme $\mathbf{V}_1(t)\lambda_1^{-1}\mathbf{V}_1^T(t)\mathbf{Q}(t)$ dans l'équation (4.65) permet de réactualiser les paramètres dans la direction où il y a assez d'information. Le terme $\mathbf{V}_2(t)\mathbf{V}_2^T(t)$ permet d'oublier la projection des paramètres $\hat{\theta}(t-1)$ dans la direction où il y a assez d'information ($\mathbf{V}_1(t)\mathbf{V}_1^T(t)$) et de conserver leur projection dans la direction où il n'y a pas assez d'information ($\mathbf{V}_2(t)\mathbf{V}_2^T(t)$). Le seuil ε_0 est choisi de manière que les perturbations ne faussent pas l'estimation des paramètres. Il peut être considéré comme une zone morte directionnelle. Les propriétés de stabilité et de convergence de cet algorithme sont démontrées dans [ML99].

4.5.4 Résultats expérimentaux de la commande adaptative

Dans ce paragraphe, nous présentons les résultats de l'estimation en ligne de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω , obtenus sur le dispositif expérimental du laboratoire. Nous implémentons la loi de commande (4.43) de manière adaptative, en réactualisant en continu la matrice d'interaction utilisée dans la loi de commande par sa valeur estimée $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ fournie par l'algorithme des moindres carrés. Dans une première

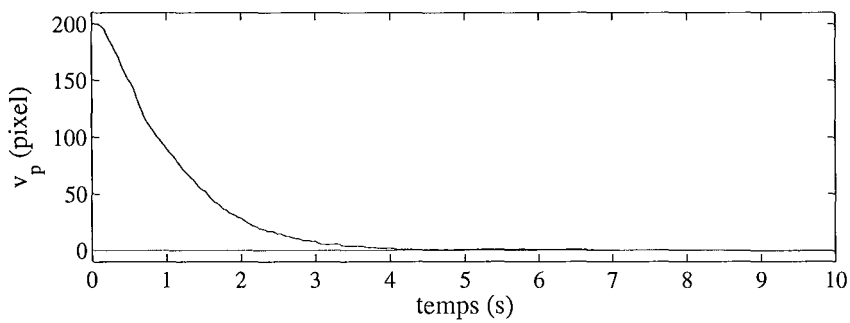
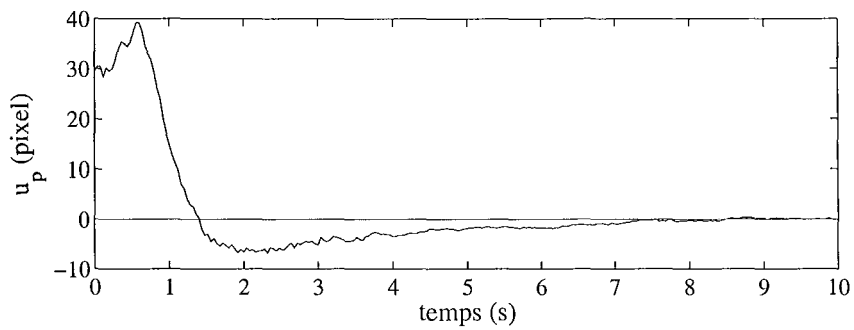
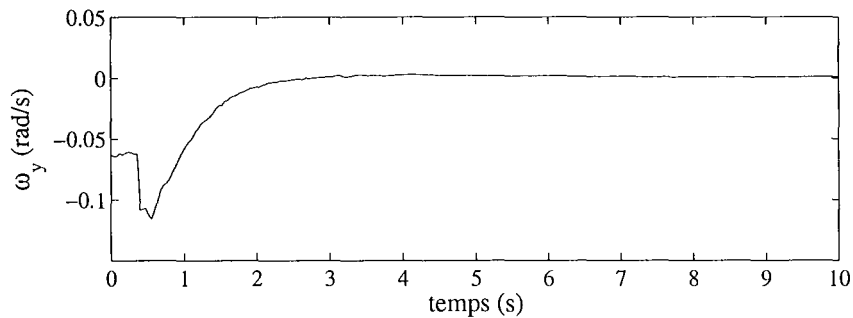
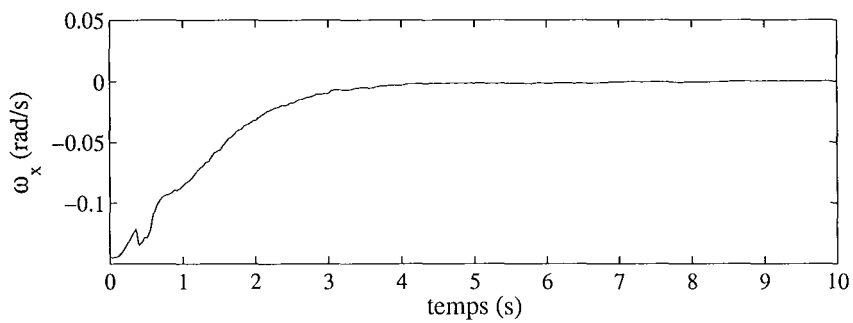
(a) réponse temporelle de u_p et v_p (b) vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*

Fig. 4.19: Réponses temporelles des coordonnées image du point p et vitesses de commande durant l'asservissement visuel

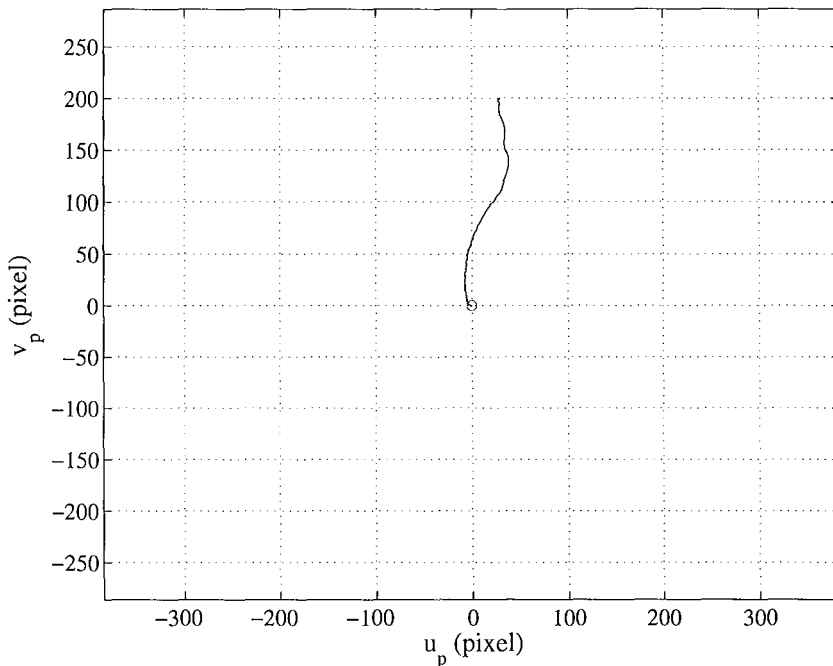


Fig. 4.20: Trajectoire du point p dans l'image durant l'asservissement visuel

expérience, nous réalisons l'asservissement du motif laser au centre de l'image en maintenant la caméra immobile. La taille de la fenêtre glissante de l'algorithme des moindres carrés est fixée à $N = 10$ échantillons, le facteur d'oubli à $\lambda = 0,98$. Les valeurs initiales des coefficients de $\widehat{\mathbf{J}}_{\omega}$ sont obtenus à l'aide de la procédure initiale d'estimation en boucle ouverte. La figure 4.19 présente la réponse temporelle des coordonnées du point p et les vitesses ω_x^* et ω_y^* générées par la commande durant l'asservissement visuel. La trajectoire du point p dans l'image obtenue durant l'asservissement visuel est décrite sur la figure 4.20. La figure 4.21 montre l'évolution temporelle des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_{ω} . Nous pouvons remarquer la présence, pour chaque paramètre estimé d'un plateau initial d'une durée de 360 ms. Ceci s'explique du fait que l'estimation des coefficients est gelée tant que le nombre de mesures est inférieur à la taille de la fenêtre de l'algorithme. La figure 4.22 présente les erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$ correspondant aux deux algorithmes des moindres carrés et la figure 4.23 représente les sommes des carrés des erreurs d'estimation :

$$\sum_{i=1}^t e_u^2(t) \quad \text{et} \quad \sum_{i=1}^t e_v^2(t) \quad (4.66)$$

L'amplitude des erreurs d'estimation diminue avec la convergence des paramètres estimés. Les courbes bleues de la figure 4.24 décrivent les signaux de mesure $y = \dot{u}_p$ et $y = \dot{v}_p$ utilisés respectivement par les deux algorithmes des moindres carrés. Les courbes rouges correspondent aux signaux de prédiction $\hat{y} = \hat{\dot{u}}_p$ et $\hat{y} = \hat{\dot{v}}_p$ respectifs

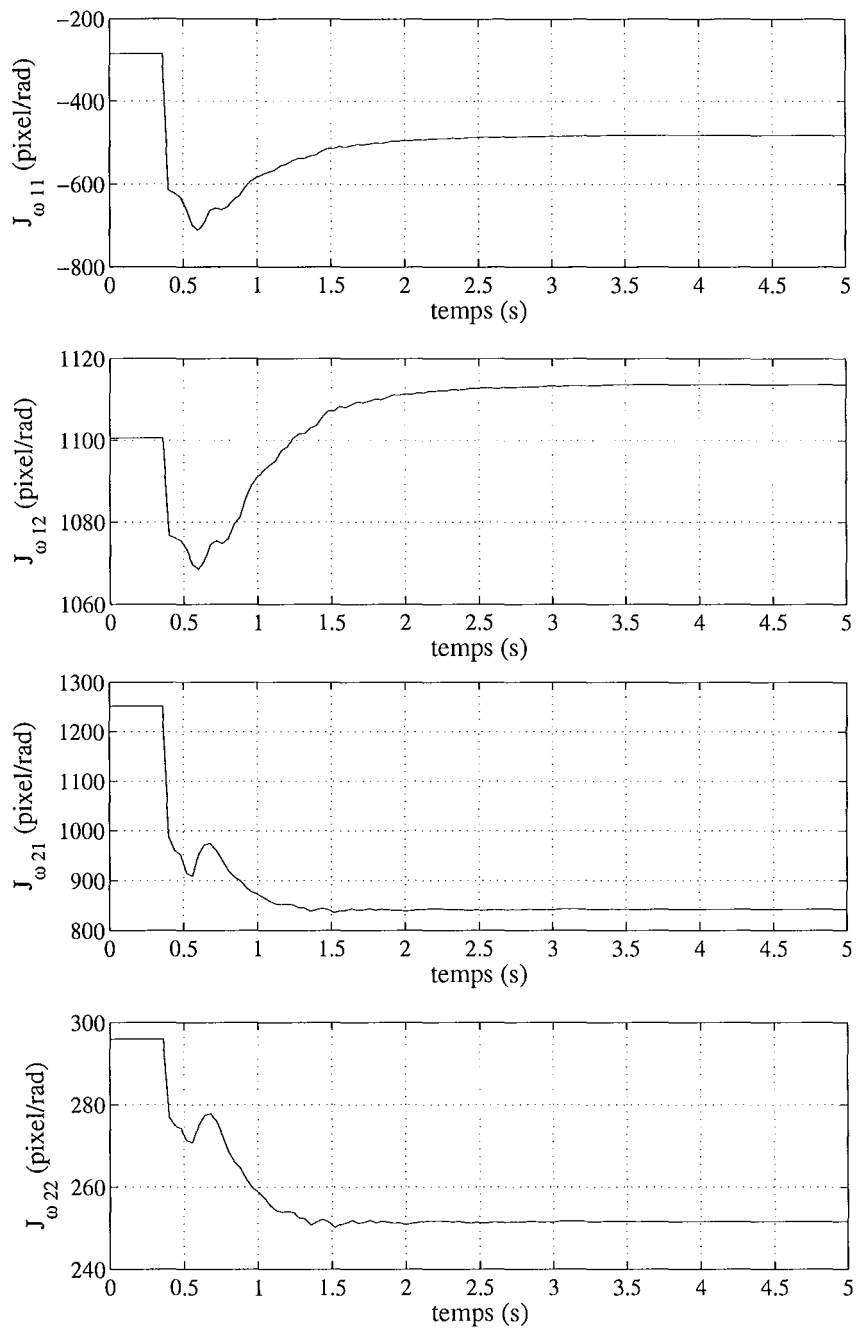


Fig. 4.21: Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω

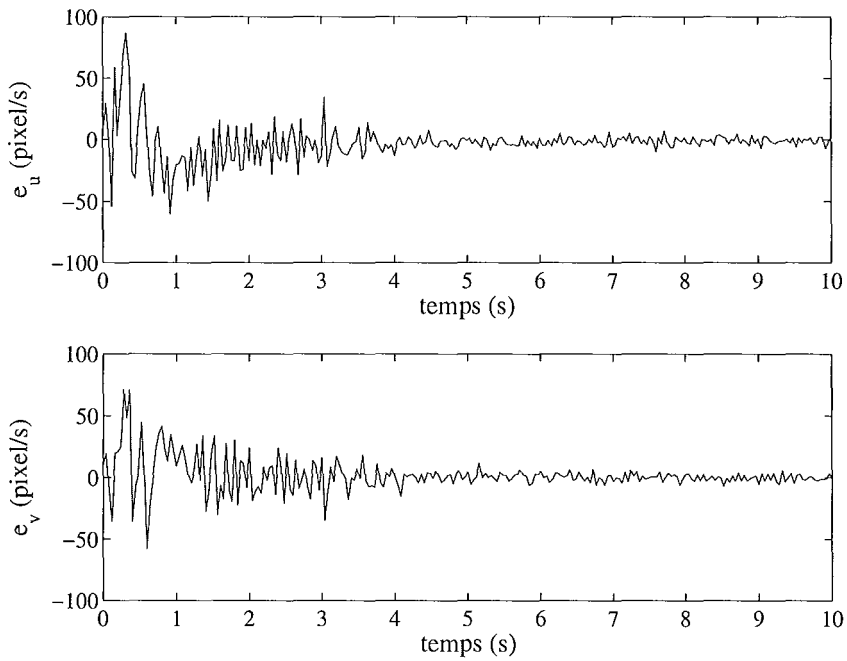


Fig. 4.22: Erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$

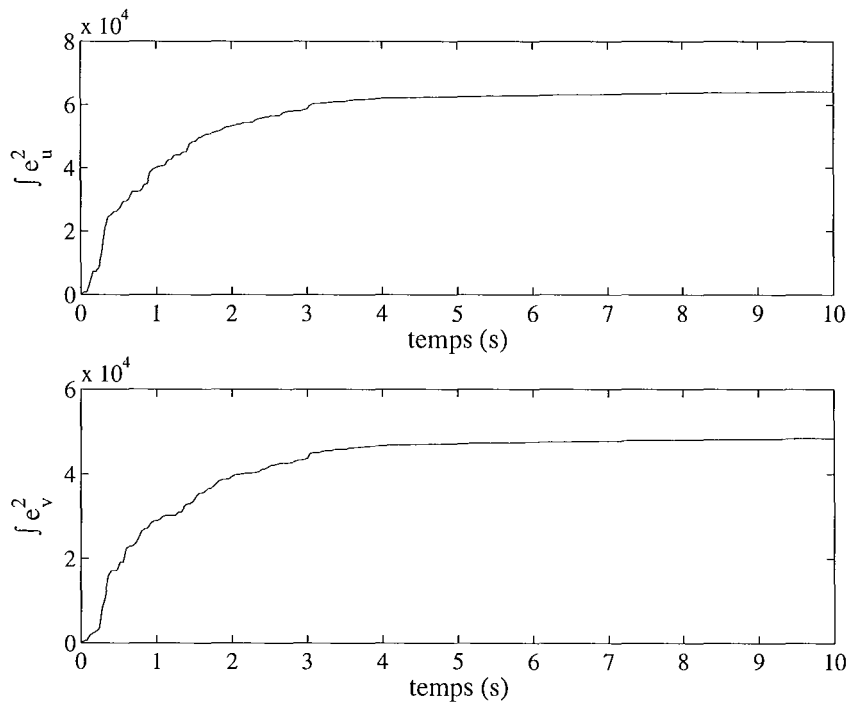


Fig. 4.23: Sommes des carrés des erreurs d'estimation $\sum_{i=1}^t e_u^2(t)$ et $\sum_{i=1}^t e_v^2(t)$

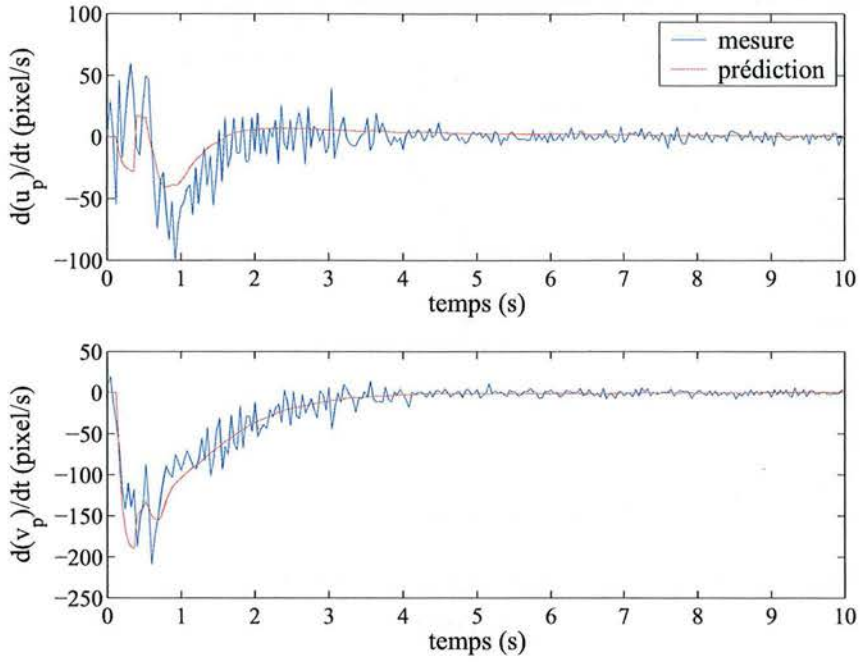


Fig. 4.24: Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image

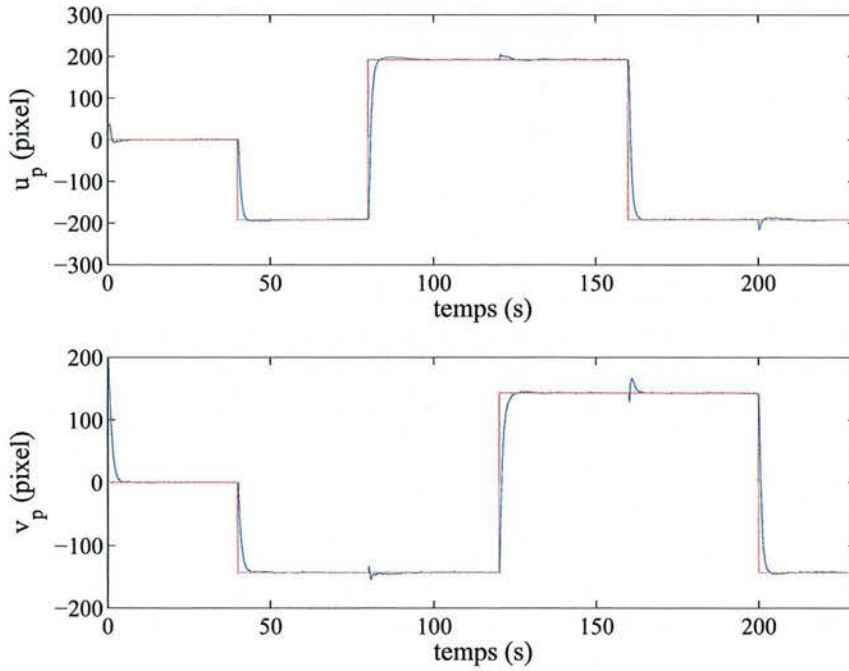


Fig. 4.25: Réponses temporelles des coordonnées image du point p durant l'asservissement visuel

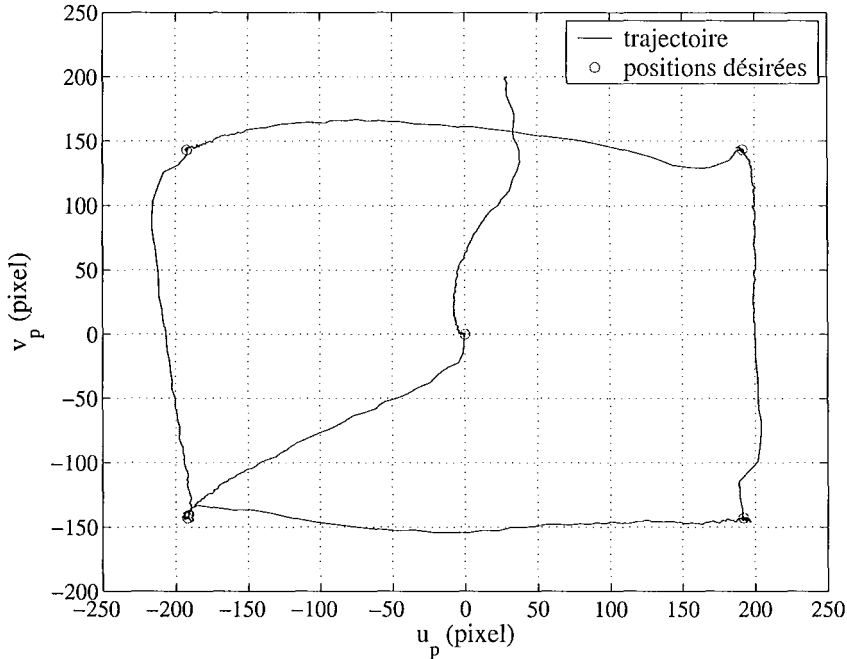


Fig. 4.26: Trajectoire du point p dans l'image durant l'asservissement visuel

aux deux algorithmes. Les signaux \dot{u}_p et \dot{v}_p sont très bruités car ils sont obtenus en calculant la dérivée numérique par différences finies des signaux u_p et v_p mesurés dans l'image.

$$\dot{u}_p(t) = \frac{u_p(t) - u_p(t-1)}{T} \quad (4.67)$$

$$\dot{v}_p(t) = \frac{v_p(t) - v_p(t-1)}{T} \quad (4.68)$$

avec T la période d'échantillonnage de la commande.

Nous pouvons noter que les signaux de prédiction \hat{u}_p et \hat{v}_p retracent correctement l'allure des variations des coordonnées u_p et v_p mesurées dans l'image. Les figures 4.25 et 4.26 présentent la réponse temporelle des coordonnées du point p et la trajectoire obtenue dans l'image durant l'asservissement visuel à différentes positions successives dans l'image en utilisant la commande adaptative. Nous pouvons remarquer à la figure 4.25 que la trajectoire d'une coordonnée du point p semble aller brièvement dans la mauvaise direction aux instants où la consigne est modifiée ($t = 80$, $t = 120$, $t = 160$ et $t = 200$ secondes). Ce phénomène se justifie par la présence d'un léger couplage entre u_p et v_p qui est introduit par l'erreur d'estimation de \mathbf{J}_ω . L'évolution des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω durant cet asservissement est donnée à la figure 4.27.

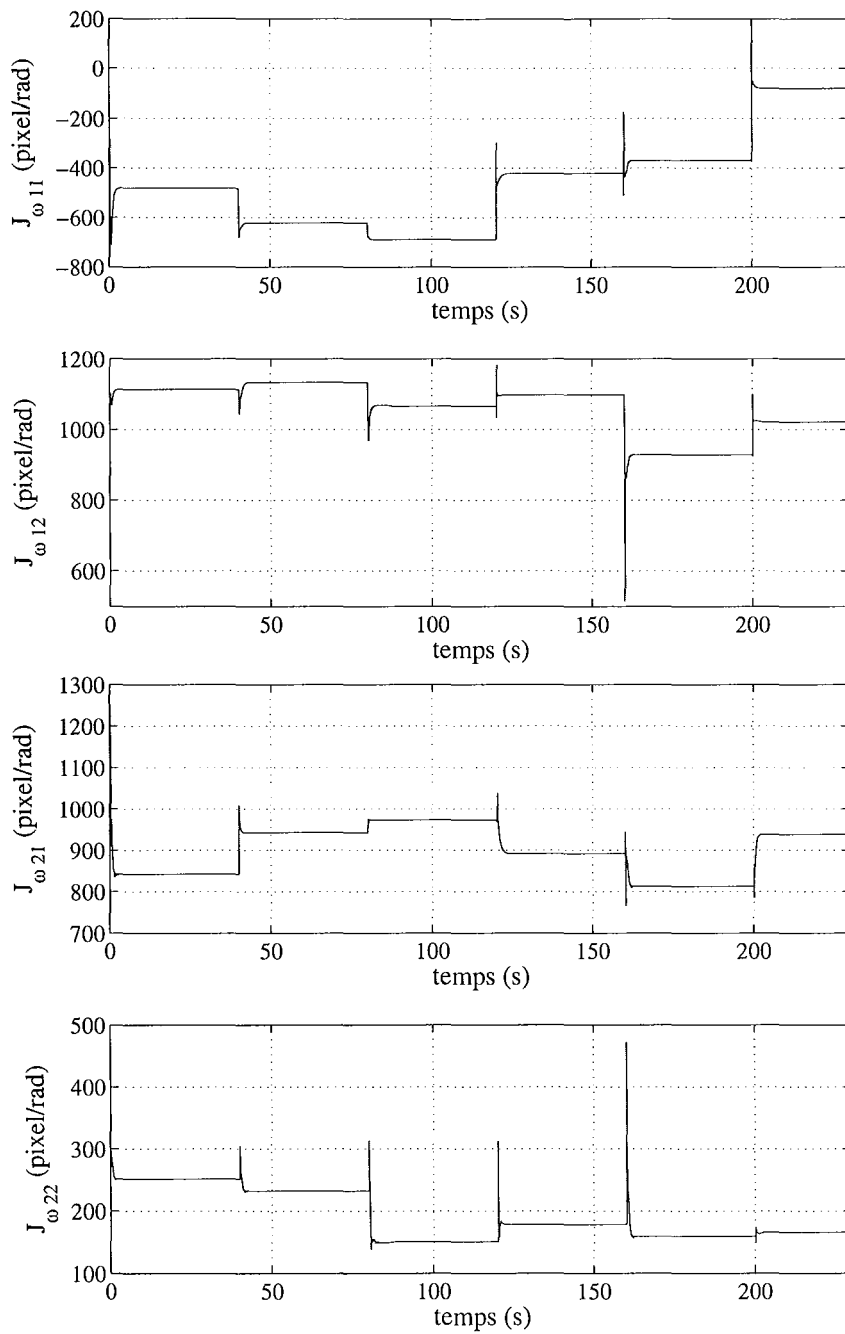


Fig. 4.27: Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interaction J_ω

Dans une seconde expérience, nous testons l'asservissement visuel du point p avec la commande adaptative, en tournant la caméra autour de son axe \hat{Z}_C de manière à provoquer un changement de la matrice d'interaction réelle. Dans le but d'obtenir suffisamment d'excitation pour estimer correctement les coefficients de \mathbf{J}_ω , nous superposons volontairement des signaux sinusoïdaux sur les consignes des coordonnées du point p à asservir dans l'image. Les signaux sinusoïdaux sont choisis avec une amplitude de 100 pixels, une fréquence de 0,5 Hz et sont déphasés de $\pi/2$ de manière à obtenir une trajectoire du point p circulaire et centrée dans l'image :

$$u_p^*(t) = 100 \sin(2\pi 0.5t) \quad (4.69)$$

$$v_p^*(t) = 100 \cos(2\pi 0.5t) \quad (4.70)$$

Lors d'un premier essai, la caméra est maintenue dans sa position initiale durant les 40 premières secondes de l'asservissement, puis tournée avec une vitesse constante autour de son axe \hat{Z}_C dans l'intervalle de temps $t = [40; 80]$ de manière à effectuer une rotation de 180 degrés entraînant ainsi l'inversion de l'image. Elle est ensuite maintenue immobile jusqu'à l'instant $t = 120$ s, puis tournée à nouveau avec une vitesse constante dans sa position initiale en effectuant une rotation de -180 degrés autour de son axe \hat{Z}_C durant l'intervalle de temps $t = [120; 160]$. La figure 4.28 présente le signal de référence et la réponse temporelle des coordonnées image du point p pour l'intervalle de temps $t = [40; 80]$. La figure 4.29 décrit la trajectoire du point p effectuée dans l'image tout au long de l'asservissement. La figure 4.30 présente l'évolution temporelle des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω . Les erreurs d'estimation respectives aux deux algorithmes des moindres carrés sont visualisées pour l'intervalle de temps $t = [40; 80]$ sur la figure 4.31. Les signaux de mesures \dot{u}_p , \dot{v}_p et leur prédiction sont également donnés pour cet intervalle de temps sur la figure 4.32. Nous pouvons noter que l'asservissement visuel est stable et robuste aux variations de la matrice d'interaction. En effet, malgré la rotation de la caméra autour de son axe \hat{Z}_C qui entraîne une variation importante des coefficients de la matrice d'interaction, la trajectoire du point p ne diverge pas et reste circulaire et centrée dans l'image. Nous pouvons remarquer que pour la configuration où la caméra est tournée d'un angle de 180 degrés, les valeurs estimées des coefficients de la matrice d'interaction sont opposées à celles obtenues pour la configuration initiale, ce qui est prévisible du fait de l'inversion de l'image.

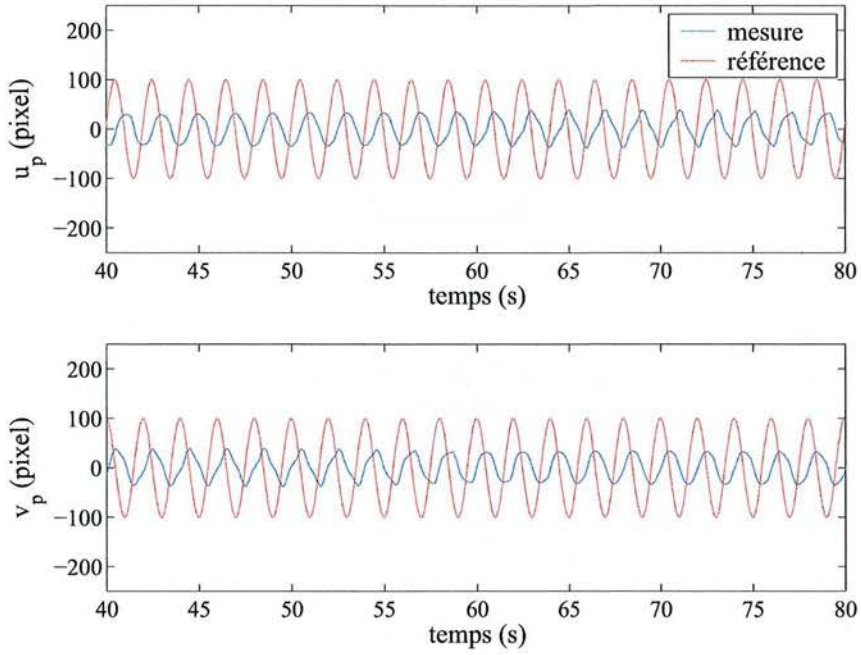


Fig. 4.28: Réponses temporelles des coordonnées image du point p durant l'asservissement visuel

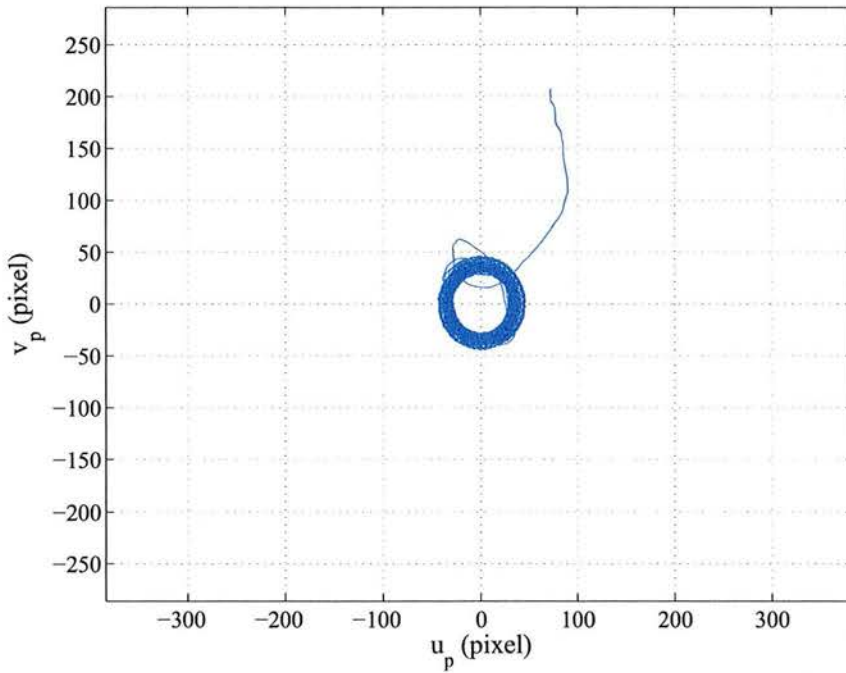


Fig. 4.29: Trajectoire du point p dans l'image

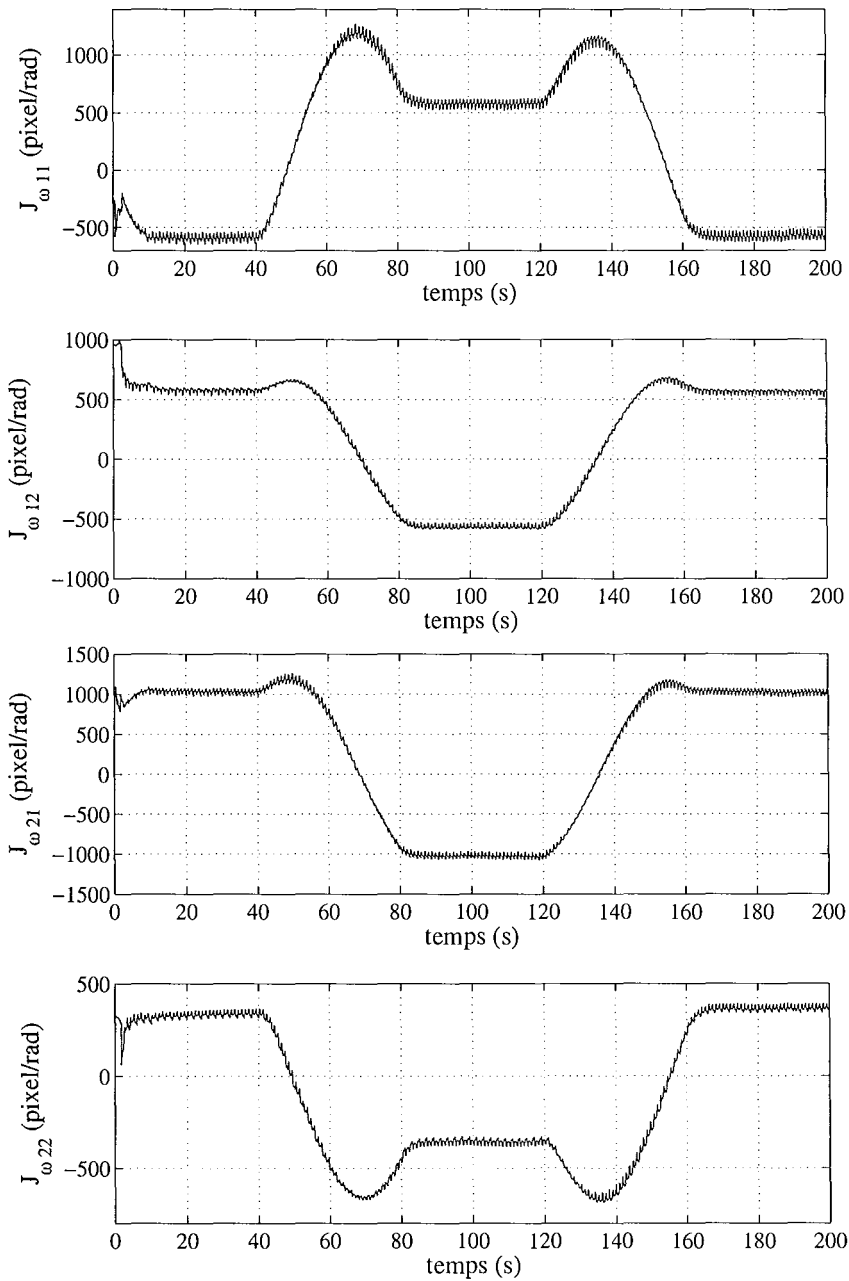


Fig. 4.30: Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interaction J_ω

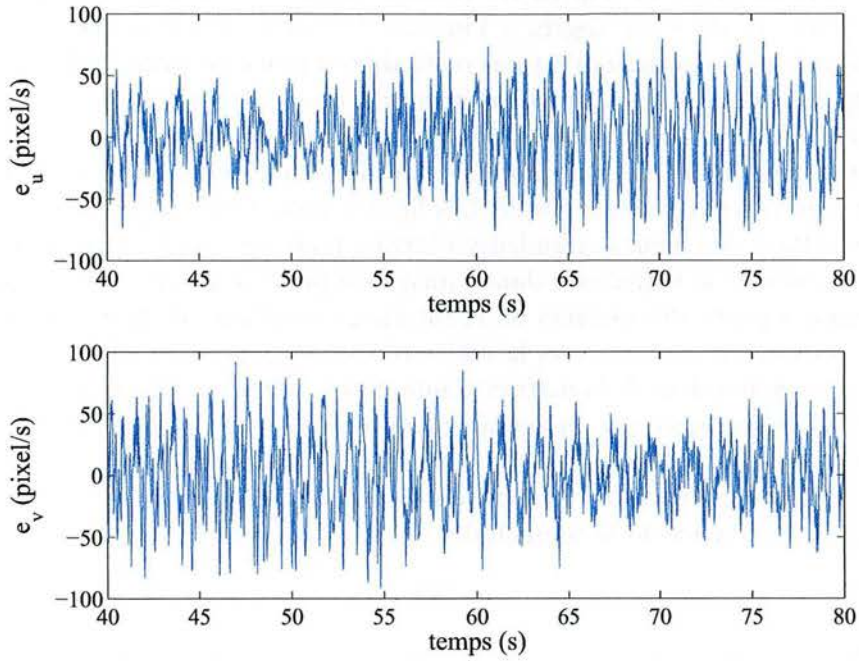


Fig. 4.31: Erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$

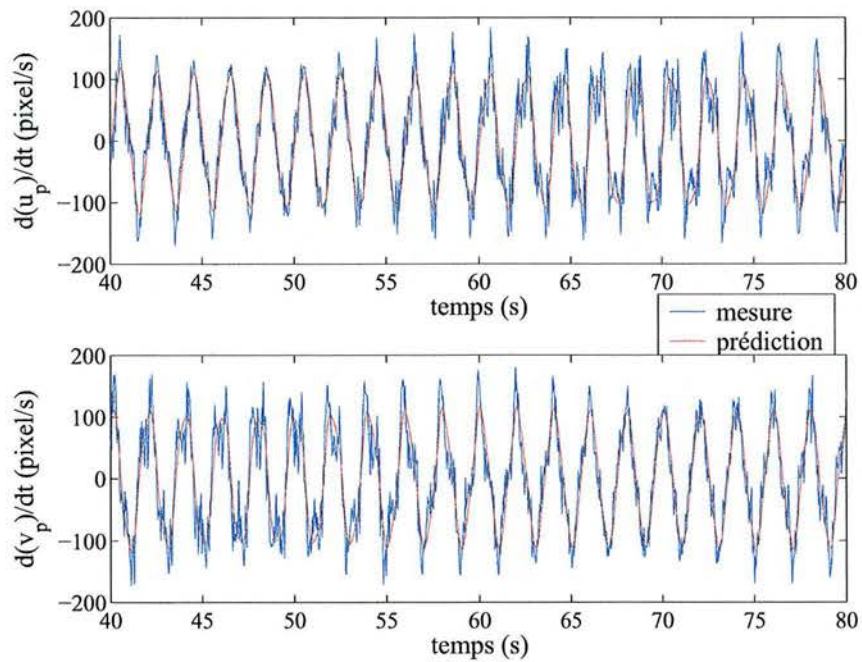


Fig. 4.32: Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image

Dans un deuxième essai, la caméra est tournée instantanément de 180 degrés à l'instant $t = 40$ s et de -180 degrés à l'instant $t = 80$ s. Etant donné que ce changement instantané de position n'est pas réalisable en pratique, nous l'effectuons de manière logicielle en effectuant un changement de base du repère de la caméra. L'objectif de cet essai est de montrer expérimentalement le comportement de la commande adaptative pour une variation extrême de la matrice d'interaction qui ne peut jamais être rencontrée en pratique. Les figures 4.33, 4.34, 4.35, 4.36 et 4.37 montrent les résultats des mêmes grandeurs obtenus pour cet essai expérimental. Nous pouvons noter que la trajectoire dans l'image du point p diverge pendant un bref laps de temps à partir des instants où la rotation instantanée de la caméra est effectuée, puis converge à nouveau vers la trajectoire de consigne. En effet, lors du changement brutal de la valeur de la matrice d'interaction réelle, les valeurs estimées des coefficients ne convergent pas instantanément vers les valeurs réelles, ce qui introduit un comportement divergent de la commande. Il en résulte une excitation importante du système qui entraîne une convergence rapide des paramètres estimés et un retour à la convergence de la commande.

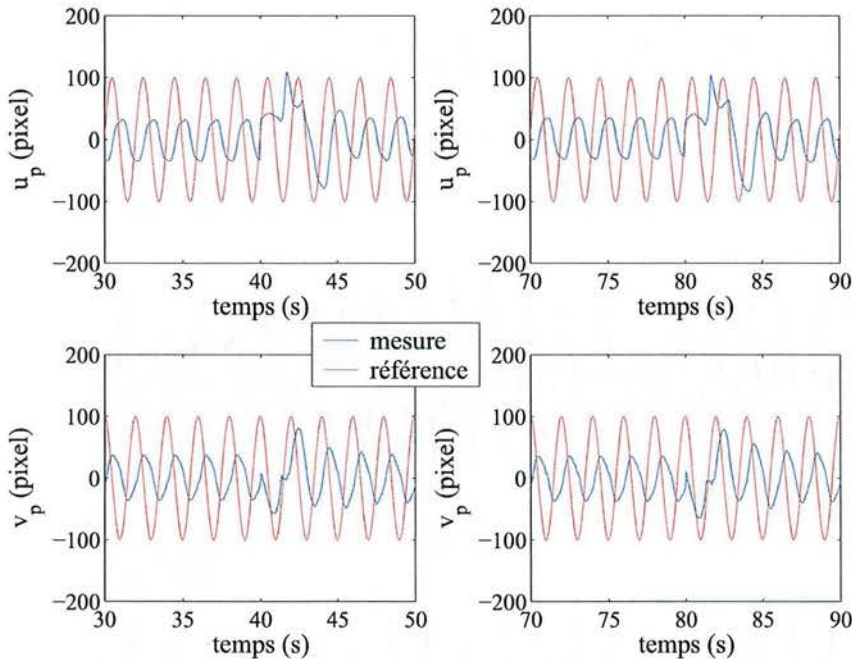
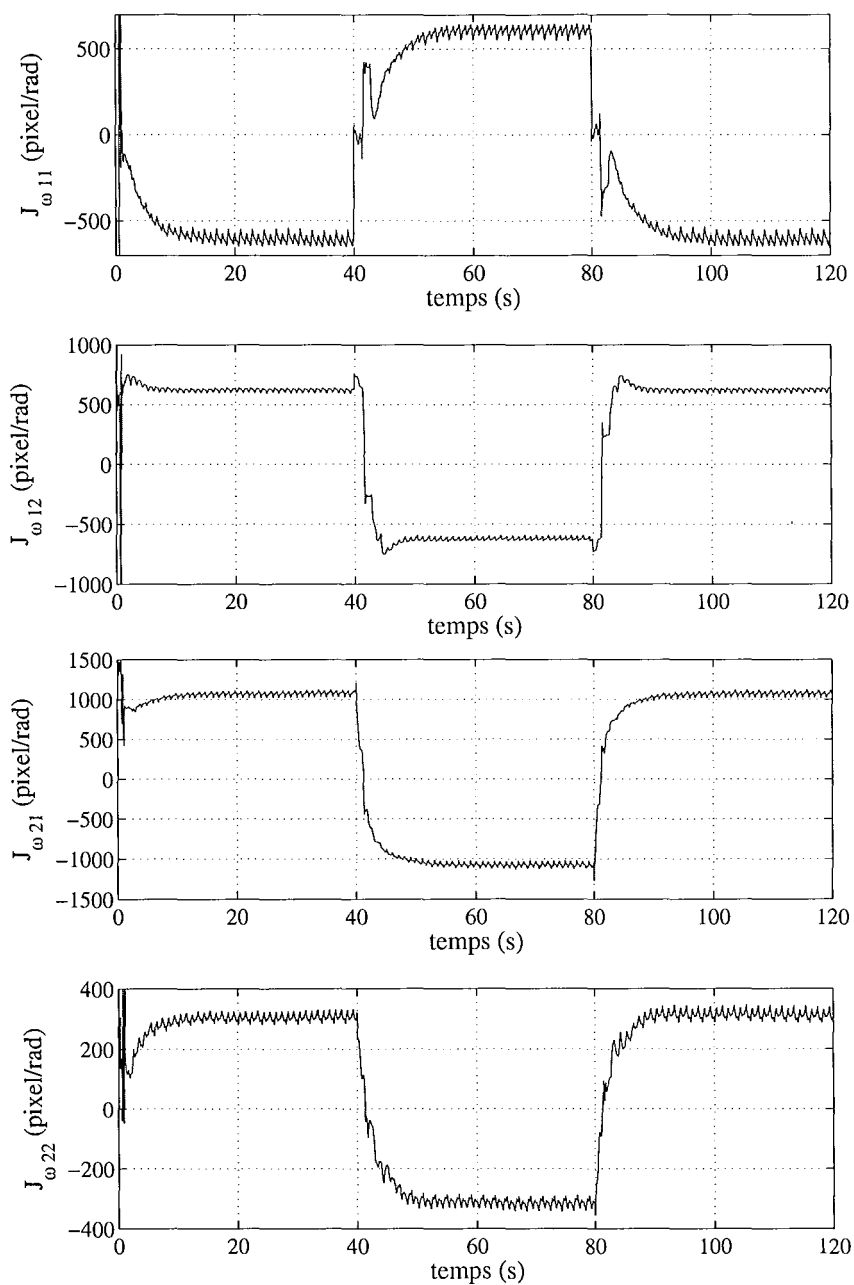


Fig. 4.33: Réponses temporelles des coordonnées image du point p durant l'asservissement visuel

Fig. 4.34: Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω

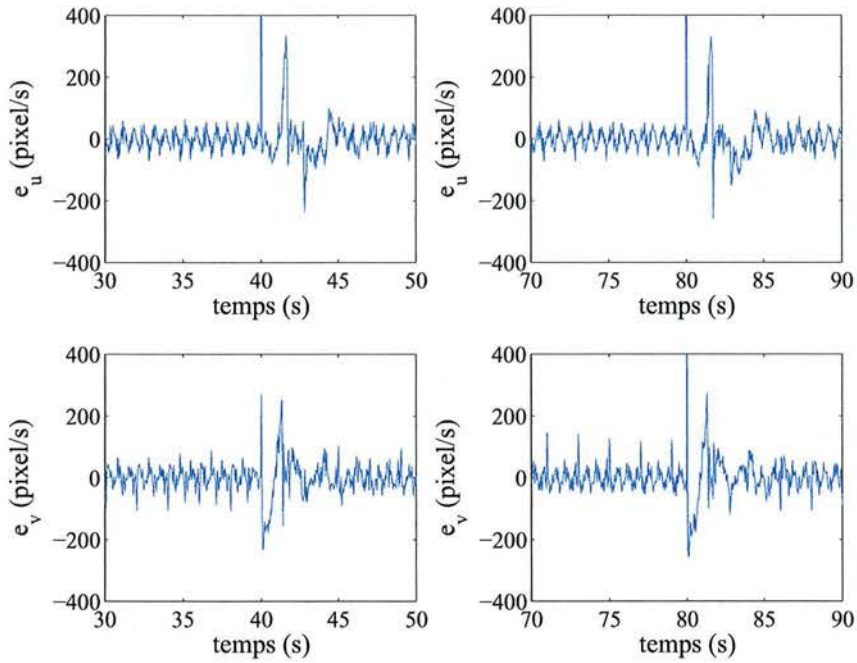


Fig. 4.35: Erreurs d'estimation $e_u = u_p - \hat{u}_p$ et $e_v = v_p - \hat{v}_p$

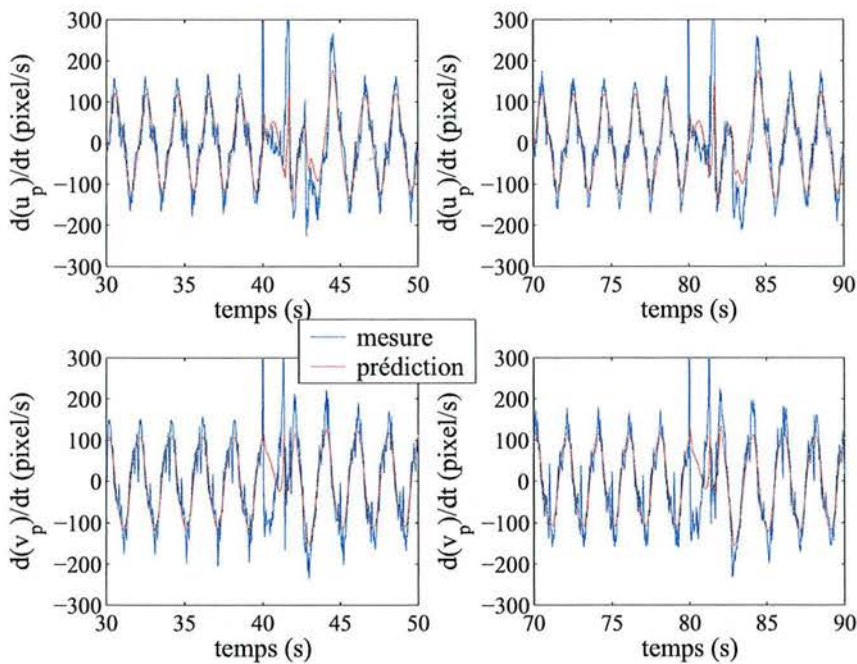


Fig. 4.36: Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image

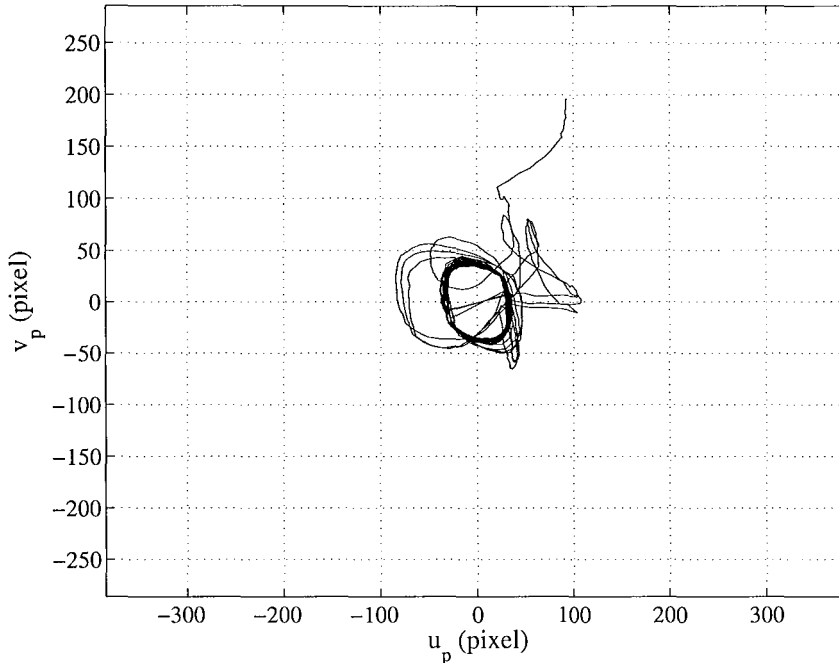


Fig. 4.37: Trajectoire du point p dans l'image

4.5.5 Expérimentations "in vivo"

Dans ce paragraphe nous présentons les résultats expérimentaux de l'asservissement visuel 2D obtenus en conditions chirurgicales réelles dans la salle d'entraînement à la laparoscopie de l'IRCAD. La commande permettant d'orienter l'instrument chirurgical de manière à centrer le motif laser sur une cible indiquée sur l'image a été expérimentée sur un cochon anesthésié en présence d'une équipe médicale .

Commande avec $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ constante

Lors d'un premier essai, les coefficients de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ utilisée dans la commande ont été estimés à l'aide de la procédure initiale en boucle ouverte et maintenus constants tout au long de l'asservissement. La figure 4.38.a montre la réponse temporelle des coordonnées dans l'image \mathbf{s}_p du point p lors du centrage du motif laser au milieu de l'image, avec $\mathbf{s}_p^* = [0 \ 0]^T$. Durant l'intervalle de temps $t = [0; 1, 6]$, les courbes représentent l'évolution des coordonnées du point p lors de la procédure initiale d'estimation de \mathbf{J}_ω puis, à partir de l'instant $t = 1, 6$, la réponse temporelle de l'asservissement visuel 2D. Les vitesses de commande en rotation ω_x^* et ω_y^* fournies par l'asservissement sont indiquées sur la figure 4.38.b. La trajectoire obtenue dans l'image est décrite sur la figure 4.39. La portion verte décrit la variation dans l'image générée lors de l'estimation en boucle ouverte de la matrice d'interaction et la trajectoire bleue correspond au chemin pris durant

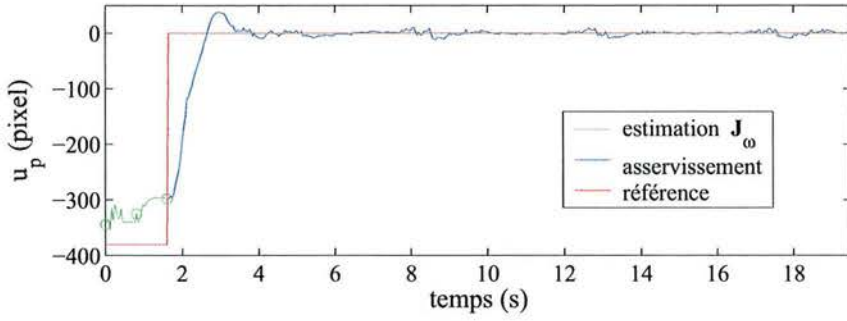
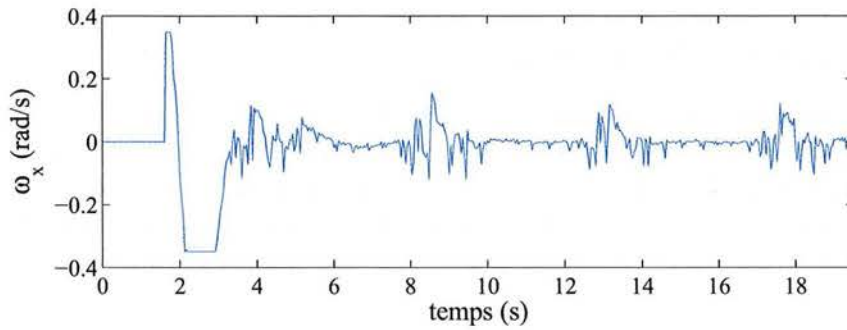
(a) réponses temporelles de u_p et v_p (b) vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*

Fig. 4.38: Réponses temporelles des coordonnées image du point p et des vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*

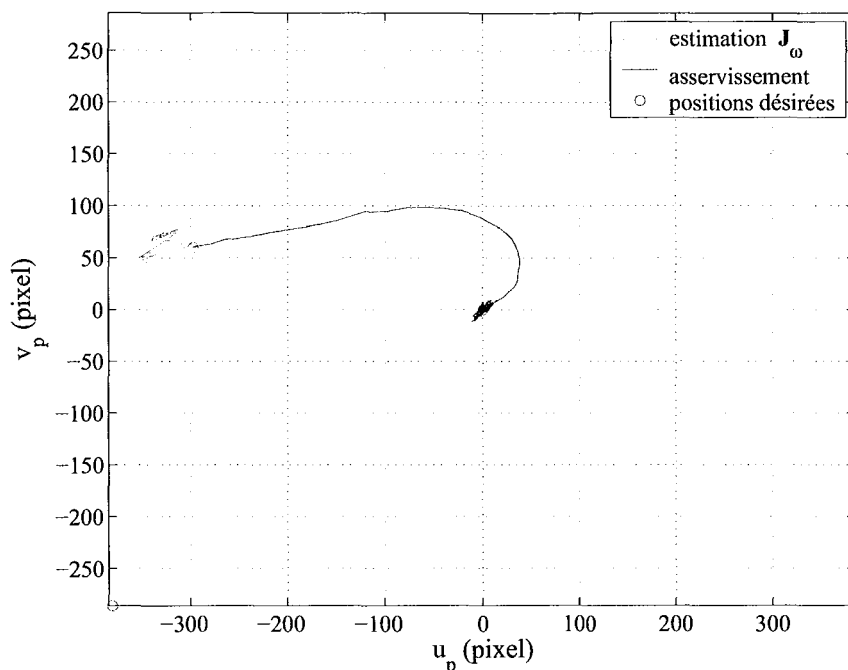


Fig. 4.39: Trajectoire du point p dans l'image

l'asservissement visuel. Nous pouvons constater que la projection image du motif laser converge avec succès au centre de l'image avec un temps de réponse de l'ordre de 2 secondes. Notons que cette durée peut être diminuée en augmentant le gain λ de la commande. Nous pouvons également constater une faible variation des coordonnées du motif laser autour du centre de l'image de l'ordre de 10 pixels qui est introduite par le mouvement des organes lié à la respiration et aux battements cardiaques. Pour rejeter cette perturbation, il serait nécessaire de développer un asservissement visuel rapide, tenant compte du modèle dynamique du robot. Ce que nous ne réaliserons pas dans le cadre de ce travail de thèse mais planifierons en perspective d'évolution.

Commande adaptative

Dans une seconde expérience, nous avons testé l'asservissement visuel 2D avec la commande adaptative où les coefficients de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω sont estimés en continu à l'aide de l'algorithme des moindres carrés. Les valeurs initiales des coefficients de $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ sont fournies par la procédure initiale d'estimation en boucle ouverte qui est réalisée comme précédemment durant l'intervalle de temps $t = [0; 1, 6]$. Au lieu de centrer le motif laser dans l'image, nous avons volontairement imposé un signal de référence \mathbf{s}_p^* en échelon pour asservir le motif laser sur différentes positions dans l'image et vérifier ainsi le comportement de la commande adaptative lors de la variation des coefficients réels de la matrice d'interaction. Les figures 4.41.a et 4.41.b présentent à partir de l'instant $t = 1, 6$ s la réponse temporelle des coordonnées \mathbf{s}_p du point p et les vitesses de commande en rotation ω_x^* et ω_y^* mesurées durant l'asservis-

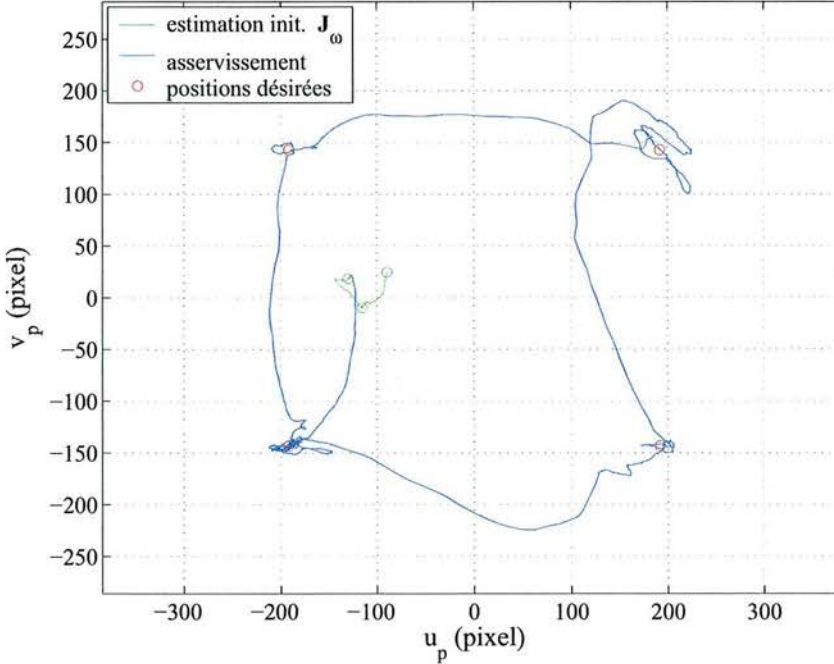


Fig. 4.40: Trajectoire du point p dans l'image

sement visuel 2D. La trajectoire obtenue dans l'image est décrite par la figure 4.40. La portion verte est décrite durant la procédure d'estimation en boucle ouverte des valeurs initiales des coefficients de $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$. Les références des positions à atteindre sont marquées par des cercles rouges et la trajectoire mesurée durant l'asservissement visuel est colorée en bleu. Notons que la trajectoire d'une des deux coordonnées du point p semble aller brièvement dans la mauvaise direction aux instants de transition de la consigne. Phénomène qui s'explique par le découplage non parfait entre \dot{u}_p et \dot{v}_p dû à l'erreur d'estimation de la matrice d'interaction. La figure 4.42 montre l'évolution temporelle des coefficients de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ fournis par l'algorithme des moindres carrés. Les erreurs d'estimation $e_u = \dot{u}_p - \hat{\dot{u}}_p$ et $e_v = \dot{v}_p - \hat{\dot{v}}_p$ correspondant aux deux algorithmes des moindres carrés sont présentées sur la figure 4.43. La figure 4.44 présente les signaux de mesure \dot{u}_p, \dot{v}_p utilisés par les algorithmes des moindres carrés et leur prédiction respective $\hat{\dot{u}}_p, \hat{\dot{v}}_p$. La convergence des coordonnées image du motif laser vers les points de référence, malgré la perturbation introduite par le mouvement respiratoire et cardiaque, nous permet de valider avec succès l'efficacité de cette commande adaptative.

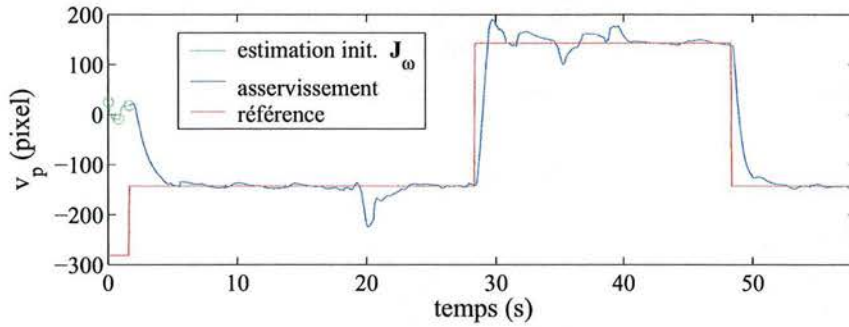
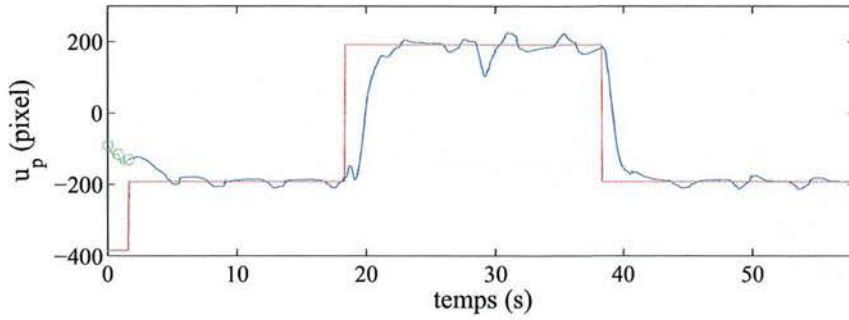
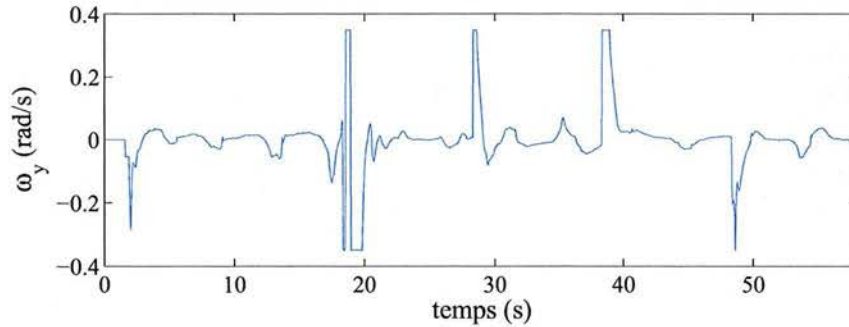
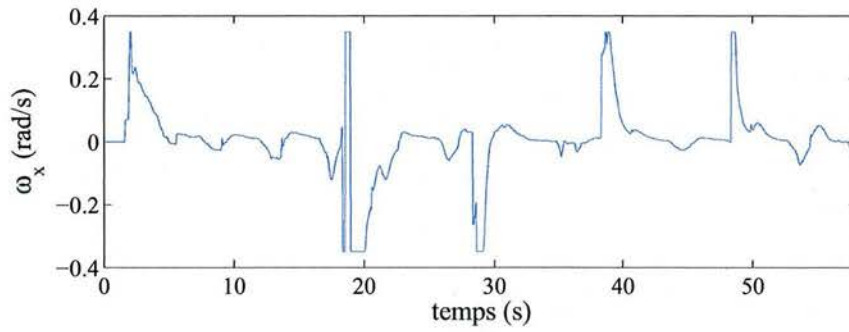
(a) réponses temporelles de u_p et v_p (b) vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*

Fig. 4.41: Réponses temporelles des coordonnées image du point p et des vitesses de commande ω_x^* et ω_y^*

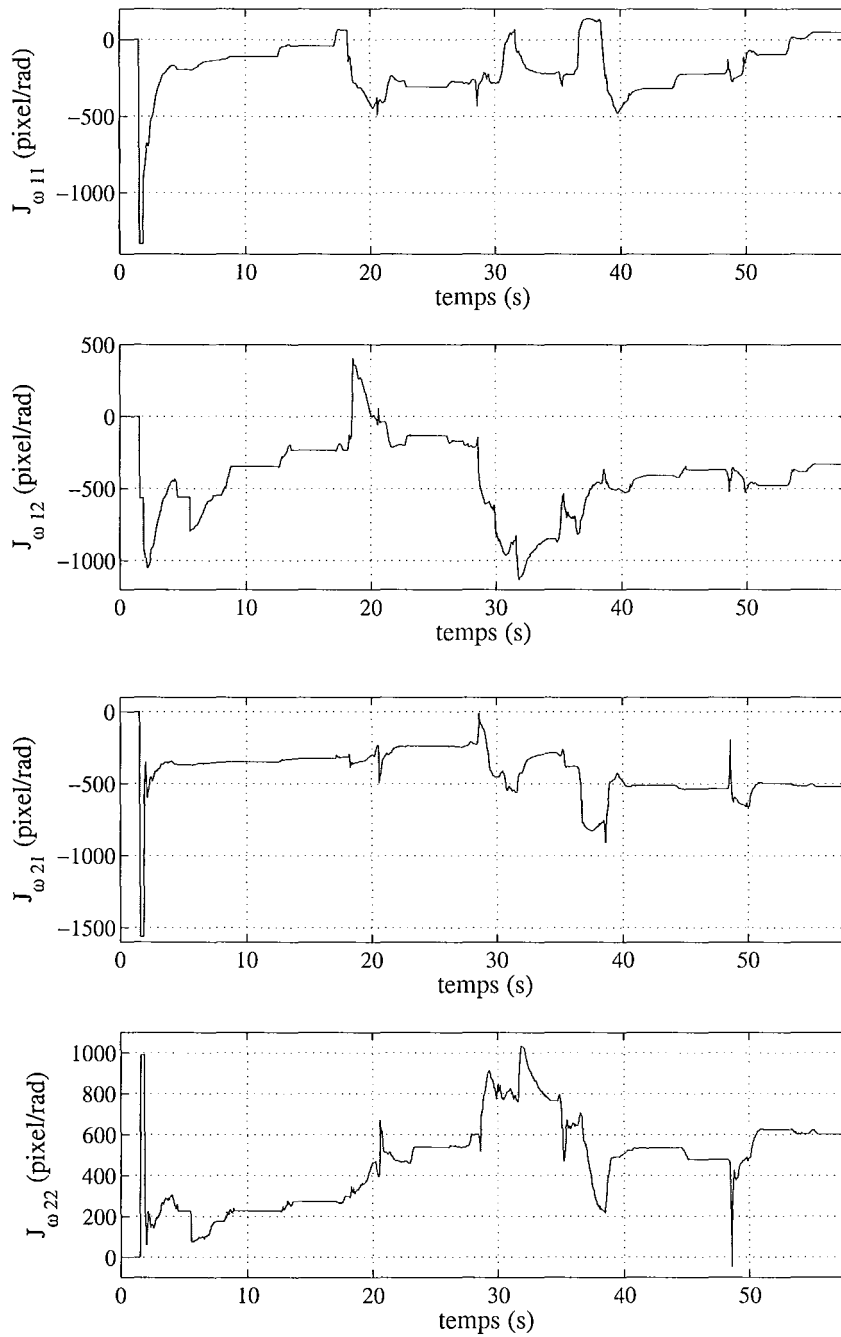


Fig. 4.42: Réponses temporelles des coefficients estimés de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω

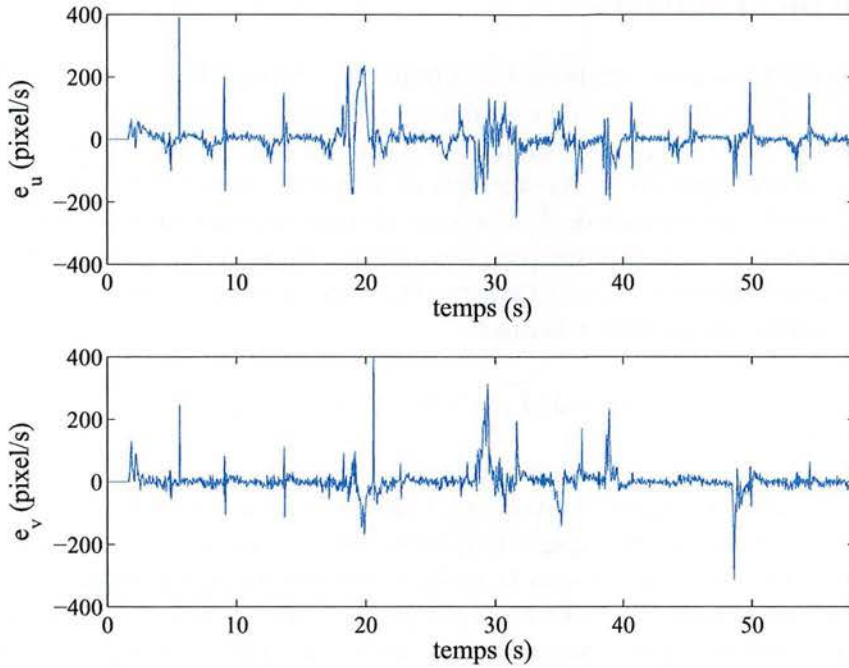
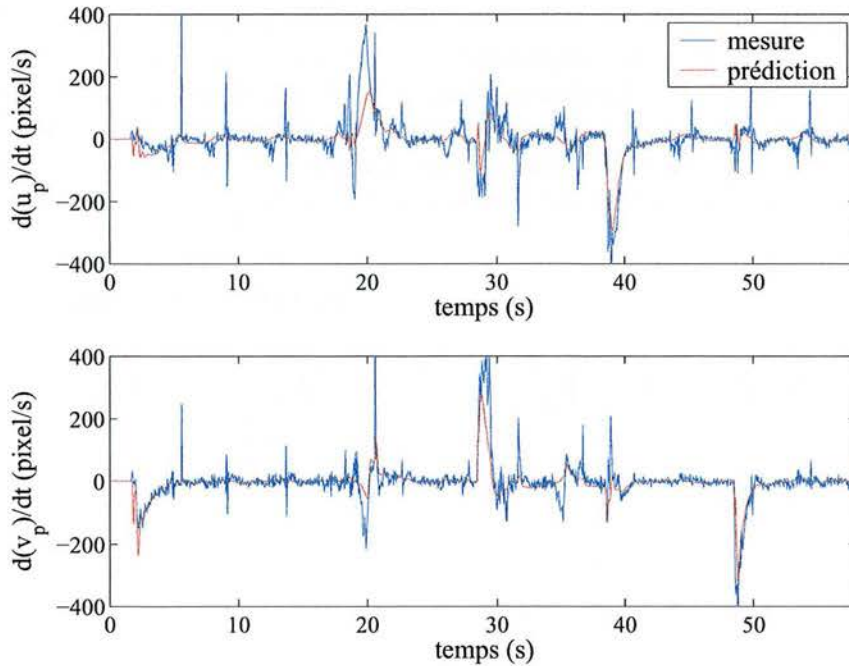


Fig. 4.43: Erreurs d'estimation

Fig. 4.44: Mesure et prédiction de la vitesse du point p dans l'image

4.6 Etude de la stabilité

Dans ce paragraphe, nous étudions la stabilité du système lorsque la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ utilisée dans la loi de commande est estimée initialement pour une configuration donnée et n'est pas réactualisée en ligne durant l'asservissement. Pour cette commande non adaptative, les coefficients de la matrice d'interaction réelle \mathbf{J}_ω s'éloignent des coefficients estimés de $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ d'autant plus que la configuration courante du système s'écarte de la configuration pour laquelle ils ont été estimés. La condition suffisante de stabilité démontrée dans l'annexe B.2 correspond pour notre système à garantir la positivité du produit matriciel :

$$\mathbf{Q} = \mathbf{J}_\omega \widehat{\mathbf{J}}_\omega^{-1} > 0 \quad (4.71)$$

Nous proposons de déterminer numériquement par simulation à l'aide du logiciel MATLAB, le volume dans lequel l'instrument chirurgical peut évoluer tout en garantissant la stabilité du système sous l'hypothèse que la caméra reste immobile. Pour cette simulation, nous modélisons la surface interne de l'abdomen du patient par un ellipsoïde, dans lequel le motif laser est projeté. La caméra et l'instrument chirurgical sont introduits dans l'ellipsoïde par des points d'incision fixes qui sont placés sur la surface de l'ellipsoïde. La caméra et l'instrument sont orientés initialement de manière à représenter une configuration laparoscopique standard et à visualiser le motif laser au centre de l'image. Pour cette configuration initiale, nous calculons numériquement la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ qui est utilisée dans la loi de commande. Le volume de stabilité dans lequel l'instrument peut évoluer est ensuite obtenu par un maillage que nous construisons en vérifiant la condition de stabilité pour différentes positions de l'instrument chirurgical. Etant donné que l'ellipsoïde représentant la surface est un modèle du second ordre, nous vérifions la stabilité de la commande par une approche d'automatique linéaire utilisée pour les systèmes du second ordre. La figure 4.45 décrit le schéma bloc de la commande par asser-

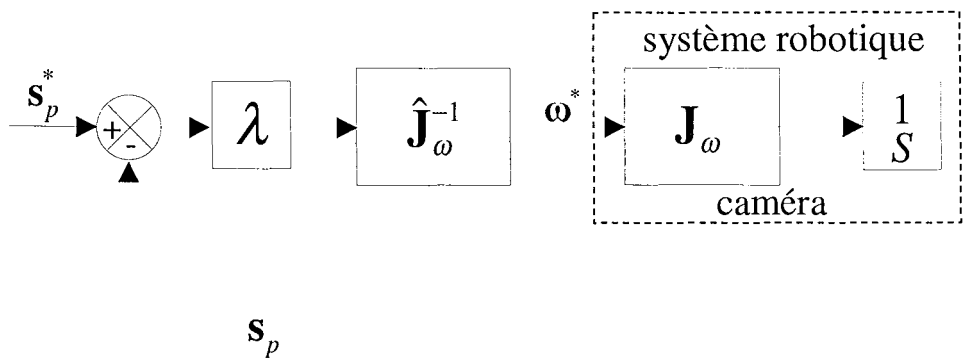


Fig. 4.45: Schéma bloc de la commande

vissement visuel en temps continu. Nous considérons la dynamique de l'ensemble

constitué par la matrice jacobienne inverse du robot \mathbf{J}_{op}^{-1} , le système de commande des vitesses articulaires du robot et l'extraction des informations visuelles comme étant un intégrateur pur, car la bande passante du contrôleur du robot est très élevée par rapport à celle de l'asservissement visuel. En boucle fermée, nous pouvons décrire le comportement dynamique du système par la représentation d'état :

$$\begin{aligned}\dot{\mathbf{x}}(t) &= \mathbf{A}(t)\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}(t)\mathbf{u}(t) \\ \mathbf{y}(t) &= \mathbf{C}(t)\mathbf{x}(t) + \mathbf{D}(t)\mathbf{u}(t)\end{aligned}$$

avec :

$$\mathbf{x}(t) = \mathbf{s}_p(t) \quad \mathbf{u}(t) = \mathbf{s}_p^*(t) \quad \mathbf{y}(t) = \mathbf{s}_p(t) \quad (4.72)$$

$$\mathbf{A} = -\lambda\mathbf{J}_\omega\hat{\mathbf{J}}_\omega^{-1} \quad \mathbf{B} = \lambda\mathbf{J}_\omega\hat{\mathbf{J}}_\omega^{-1} \quad \mathbf{C} = \mathbf{I}_2 \quad \mathbf{D} = \mathbf{0}_{[2 \times 2]} \quad (4.73)$$

En temps continu, la fonction de transfert du système en boucle fermée est donnée par :

$$\frac{\mathbf{y}(S)}{\mathbf{u}(S)} = \frac{\mathbf{s}_p(S)}{\mathbf{s}_p^*(S)} = \mathbf{C}(S\mathbf{I}_2 - \mathbf{A})^{-1}\mathbf{B} + \mathbf{D} \quad (4.74)$$

En calculant les valeurs propres de \mathbf{A} nous obtenons directement les deux pôles S_1 et S_2 du système. La stabilité de la commande est garantie, si la valeur de la partie réelle des pôles est négative. Cependant, dans le cas où les pôles sont complexes à partie réelle négative, bien que la commande soit stable, la réponse du système peut avoir un comportement oscillatoire. Pour un système du second ordre, les pôles sont alors complexes conjugués et peuvent être mis sous la forme :

$$S_1 = -\xi\omega_0 + j\sqrt{1 - \xi^2}\omega_0 \quad (4.75)$$

$$S_2 = -\xi\omega_0 - j\sqrt{1 - \xi^2}\omega_0 \quad (4.76)$$

où :

- ω_0 est la pulsation propre du système donnée par :

$$\omega_0 = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (4.77)$$

avec a la valeur de la partie réelle des pôles et b la valeur absolue de la partie imaginaire des pôles.

- ξ est le facteur d'amortissement du système.

Pour notre étude de stabilité nous considérons que le comportement de la commande est acceptable pour un facteur d'amortissement $\xi \geq 0,5$. La figure 4.46 montre l'espace de stabilité reconstruit par simulation. Le volume de couleur jaune décrit l'espace dans lequel l'instrument peut évoluer qui garantit la stabilité de la commande avec un facteur d'amortissement $\xi \geq 0,5$. Nous rappelons que l'asservissement visuel du centre du motif laser dans l'image est totalement découplé de la translation de l'instrument car le faisceau laser est aligné avec l'axe de l'instrument

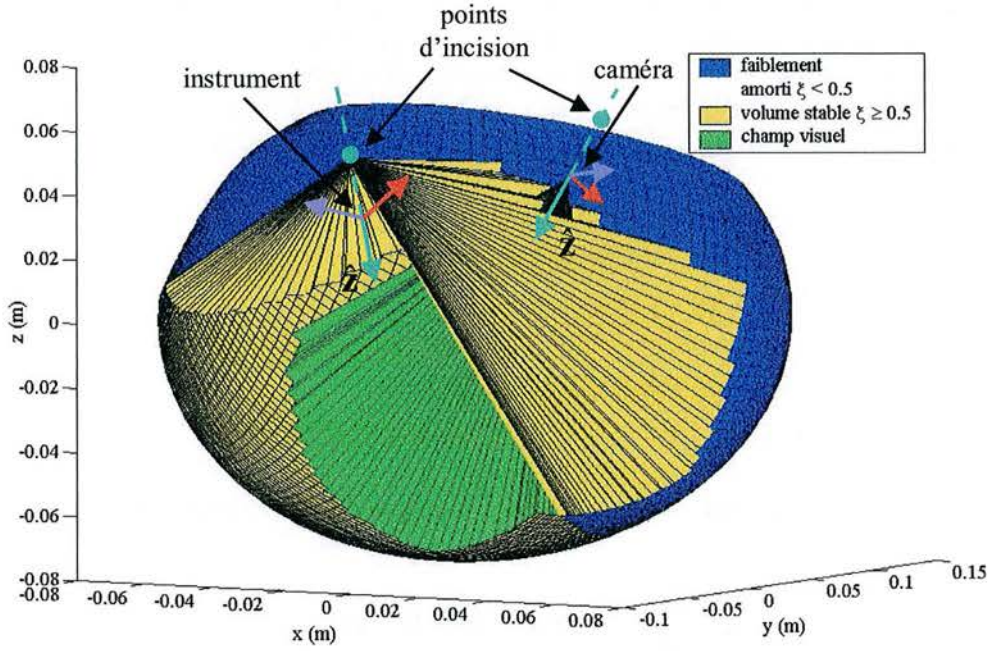


Fig. 4.46: Représentation de l'espace de stabilité

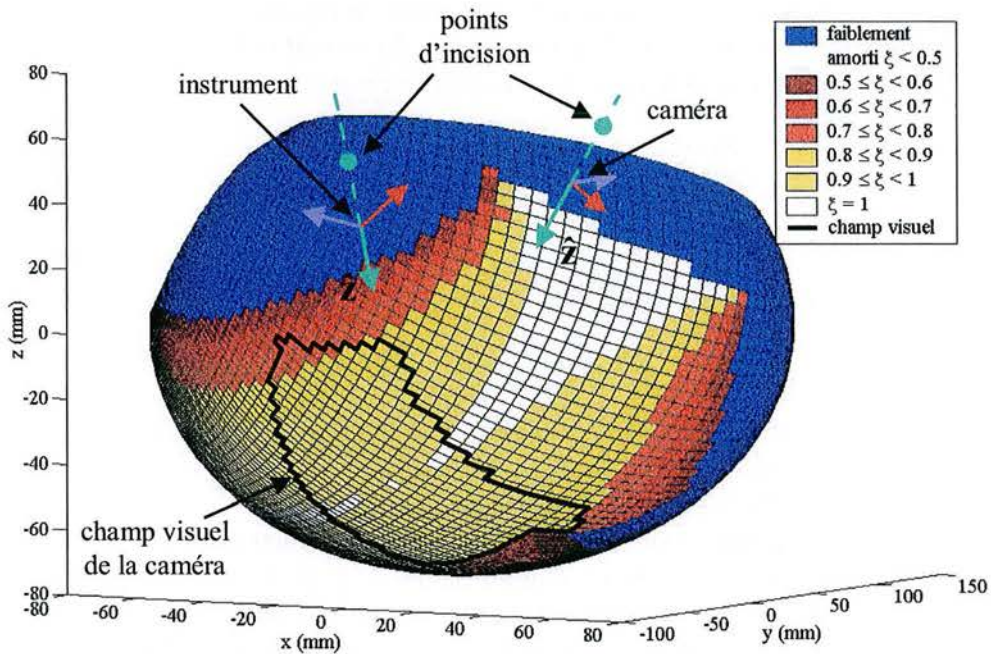


Fig. 4.47: Représentation de la surface en fonction du facteur d'amortissement ξ

chirurgical. Par conséquent, l'espace de stabilité est un volume conique dont la base correspond à une région sur la surface de la scène et le sommet correspond au point d'incision permettant d'introduire l'instrument chirurgical. La surface bleue de l'ellipsoïde représente la zone d'instabilité où le facteur d'amortissement $\xi < 0,5$. Le champ visuel de la caméra est représenté par le volume vert. Pour la même configuration géométrique, la figure 4.47 présente la surface de la scène décomposée en zones qui correspondent à différentes valeurs du facteur d'amortissement ξ . La zone entourée correspond à la surface de la scène observée par la caméra. Cette surface observée par la caméra est largement incluse dans la région où la commande est stable. De ces résultats de simulation, nous pouvons conclure que la commande, où les coefficients de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ sont identifiés et maintenus constants, est stable dans l'espace de travail observé par la caméra endoscopique.

4.7 Conclusion

La commande par asservissement visuel permettant d'orienter automatiquement l'instrument chirurgical de manière à centrer le motif laser sur une cible définie dans l'image endoscopique constitue la thématique de ce chapitre.

Après avoir dressé un très bref aperçu sur les asservissements visuels, nous avons proposé plusieurs commandes fondées sur l'approche par fonction de tâche pour centrer automatiquement le motif laser sur une cible définie dans l'image. Étant donné, que la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω de dimensions (2×2) , qui relie les variations des coordonnées du motif laser $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ à la vitesse de rotation de l'instrument $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y]^T$, est dépendante de la surface sur laquelle le spot laser est projeté, il est impossible de la calculer analytiquement sans connaître la géométrie de la surface de la scène.

Dans une première approche, nous avons déterminé analytiquement une approximation de \mathbf{J}_ω en exprimant les variations des coordonnées du motif laser \mathbf{s}_p en fonction des vitesses de rotation $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y]^T$ de l'instrument et de la variation \dot{d} de la distance d entre le point laser et le point d'incision. Pour établir la loi de commande, nous avons considéré la variation \dot{d} comme étant une perturbation à compenser que nous estimons en ligne à l'aide d'un observateur. Des résultats de simulation numérique ont permis de vérifier cette approche en présentant des trajectoires linéaires du motif laser dans l'image. Néanmoins, pour calculer l'approximation $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ il est nécessaire de connaître l'orientation et la profondeur de l'outil dans le repère caméra ainsi que la valeur des paramètres intrinsèques de la caméra. Or en pratique, la position relative entre la caméra et l'instrument chirurgical n'est pas connue. Cette position relative pourrait être reconstruite à partir d'informations visuelles dans l'image et du modèle géométrique de l'instrument, mais l'instrument n'est pas forcément visible dans l'image. Une autre solution serait d'utiliser un système de localisation externe comme par exemple le système optique OPTOTRAK ou POLARIS (Northern Digital Inc. [nor]). Cependant, cette dernière solution compliquerait la procédure de mise en place du système et réduirait son ergonomie.

Dans une seconde approche, nous proposons d'estimer expérimentalement la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω . Deux méthodes d'estimation numérique ont été présentées.

La première est réalisée en boucle ouverte lors d'une procédure initiale d'identification. Les coefficients de l'estimée $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ sont ensuite maintenus constants durant l'asservissement. Cette commande est réalisée à condition que la caméra reste immobile ou se déplace très faiblement autour de sa position courante (mouvements liés à la respiration du patient). Des expérimentations réalisées sur une maquette simulant l'abdomen et sur un cochon anesthésié, ont montré que l'asservissement est stable et converge avec succès bien que la matrice d'interaction ne soit pas réactualisée en ligne. De plus, une analyse numérique de stabilité nous a permis de conclure que pour les configurations géométriques de l'instrument chirurgical et de la caméra rencontrées dans le contexte de la laparoscopie, la commande du système est stable dans l'espace de travail observé par la caméra. En effet, comme la zone de travail observée dans laquelle l'instrument peut évoluer est très limitée, la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω ne varie pas énormément autour de sa valeur courante.

Nous avons également proposé une seconde méthode d'estimation qui est basée sur un algorithme des moindres carrés. Elle permet d'estimer en continu les coefficients de la matrice d'interaction \mathbf{J}_ω en tenant compte de ses variations tout au long de l'asservissement. A partir de cette méthode, nous avons implémenté et testé expérimentalement une commande adaptative où la matrice d'interaction estimée $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ est réactualisée en ligne à chaque itération de la commande. Des résultats expérimentaux ont montré que cette commande adaptative présente un comportement stable et satisfaisant malgré le déplacement de la caméra endoscopique et les mouvements des organes dus à la respiration et aux battements cardiaques.

Chapitre 5

Tâches de récupération et de positionnement automatique de l'instrument chirurgical

5.1 Introduction

Dans la première partie de ce dernier chapitre, nous décrivons la séquence des actions permettant de récupérer l'instrument chirurgical pour l'amener automatiquement dans le champ visuel de la caméra de manière sécurisée. Pour réaliser cette tâche, nous utilisons la commande par asservissement visuel 2D développée et vérifiée expérimentalement dans le chapitre précédent. La deuxième partie du chapitre est consacrée à l'étude de la tâche de positionnement automatique de l'instrument chirurgical dans l'espace de travail. Une commande par asservissement visuel hybride est proposée et le séquençage de la tâche est décrit. Les résultats expérimentaux obtenus sur la maquette du laboratoire et également sur un cochon anesthésié sont présentés. A la fin du chapitre, l'interface utilisateur actuellement utilisée et décrite et les durées nécessaires à la réalisation des tâches de récupération et de positionnement sont données.

5.2 Récupération automatique de l'instrument chirurgical

5.2.1 Séquençage et sécurité

Nous rappelons que l'objectif de cette tâche automatique est de décharger le chirurgien de la récupération manuelle d'un instrument chirurgical qui n'est pas présent dans le champ visuel de la caméra et d'éviter ainsi tout risque de contact dans l'abdomen du patient. Cette situation est généralement rencontrée au début d'une intervention télé-opérée ou en cours d'opération lorsque l'instrument est sorti du champ visuel.

Pour garantir la sécurité du patient en évitant tout risque de contact nous pro-

posons de décomposer la tâche de récupération automatique en 4 étapes successives dont le séquençage est donné par l'organigramme de la figure 5.1. Nous développons ci-dessous les différentes étapes de la séquence :

– **Étape1 :**

Dans la première étape, le système retire par mesure de sécurité l'instrument chirurgical le long de l'axe \hat{Z}_K sur une longueur définie en maintenant son orientation fixe, pour éviter tout risque de contact lors du changement d'orientation qui sera effectué durant les étapes 2 et 3 suivantes. L'extraction de l'instrument est réalisée en appliquant une commande de vitesse de translation v_z^* de manière à asservir la longueur de l'instrument extérieure à l'abdomen, d_1 à une consigne d_1^* . La distance d_1^* est fixée légèrement inférieure à la longueur totale l de l'instrument de sorte que ce dernier ne sorte pas complètement de l'abdomen. Cet asservissement est réalisé à l'aide d'un correcteur proportionnel et a pour loi de commande cinématique :

$$v_z^* = -k_1(d_1^* - d_1) \quad (5.1)$$

où $k_1 > 0$ est le gain du correcteur. Durant cette étape les vitesses de rotation de l'instrument sont maintenues nulles. Par conséquent, la vitesse opérationnelle de commande appliquée à l'instrument est :

$$\mathbf{w}_{op}^* = [v_z^* \ 0 \ 0 \ 0] \quad (5.2)$$

Lorsque la norme de l'erreur d'asservissement $\| d_1^* - d_1 \|$ est inférieure à une distance $\varepsilon_1 > 0$ prédéfinie, le système passe automatiquement à l'étape 2.

– **Étape2 :**

Durant cette étape, le système fait varier l'orientation de l'instrument selon une trajectoire de balayage définie autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du repère du trocart dans le but de balayer la surface de la scène avec le motif laser jusqu'à ce qu'il apparaisse dans l'image endoscopique. Nous faisons varier l'orientation de l'instrument dans un cône dont l'angle est défini à ± 20 degrés par rapport à la direction initiale de l'instrument chirurgical comme l'illustre la figure 5.2. En effet, pour une configuration standard des positions de la caméra et de l'instrument chirurgical, il y a dans la plupart des cas un chevauchement du cône avec le champ visuel de la caméra et par conséquent l'apparition du motif laser durant le suivi de trajectoire. La trajectoire est réalisée en appliquant en boucle ouverte une séquence définie de vitesses de commande en rotation ω_x^* et ω_y^* :

$$\mathbf{w}_{op}^* = [0 \ \omega_x^* \ \omega_y^* \ 0] \quad (5.3)$$

jusqu'à ce que le système de vision détecte le motif laser dans l'image. Pour l'étape suivante il est indispensable que le motif laser ne se trouve pas à proximité des bords de l'image. C'est pourquoi, la présence du motif laser est validée uniquement si ce dernier est présent dans une fenêtre centrée dans l'image. Si l'image du motif laser est initialement présente dans cette fenêtre ou y entre durant le balayage de la scène, le système passe automatiquement à l'étape 3.

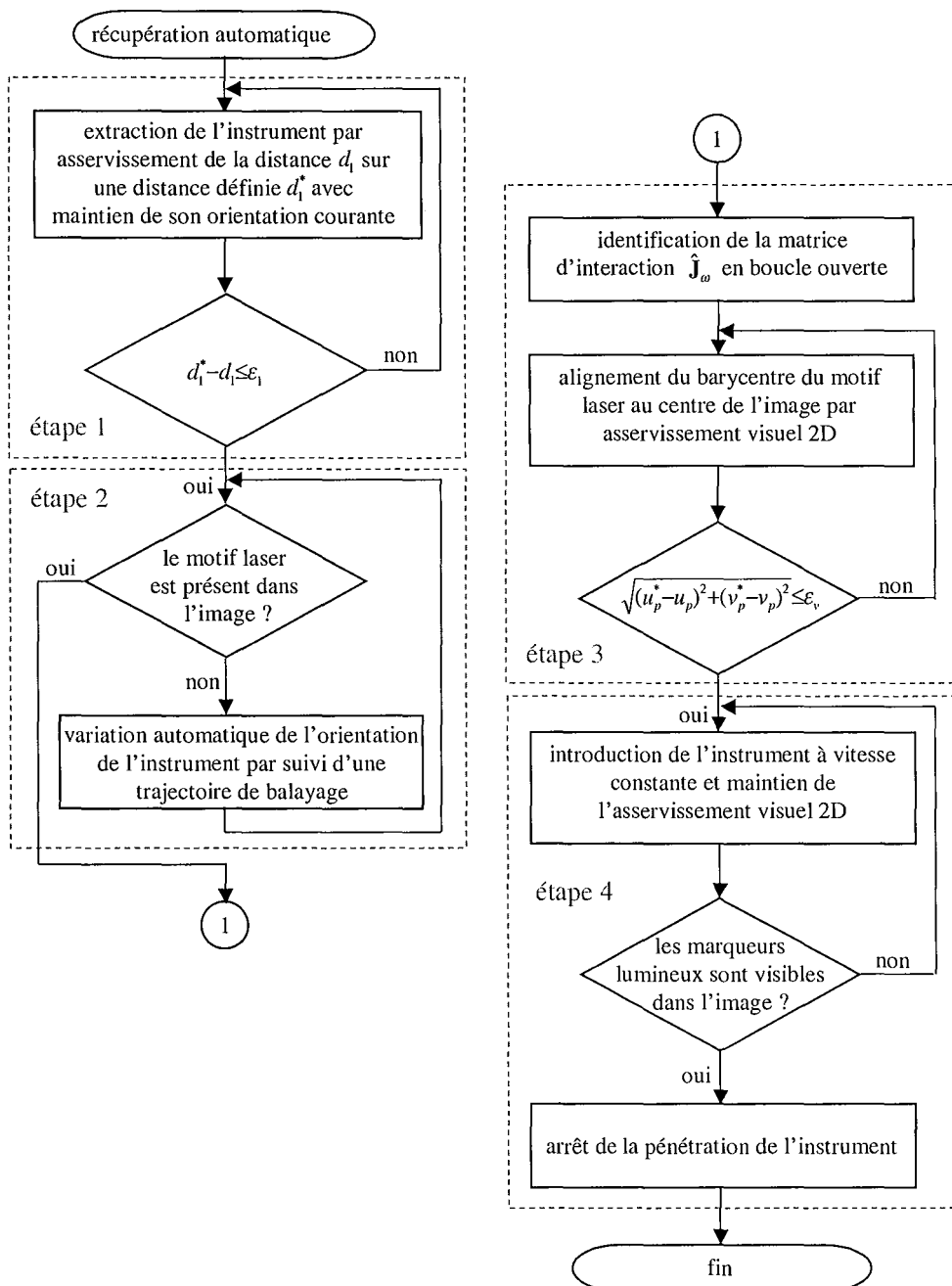


Fig. 5.1: Organigramme du séquençage de la tâche de récupération automatique de l'instrument chirurgical

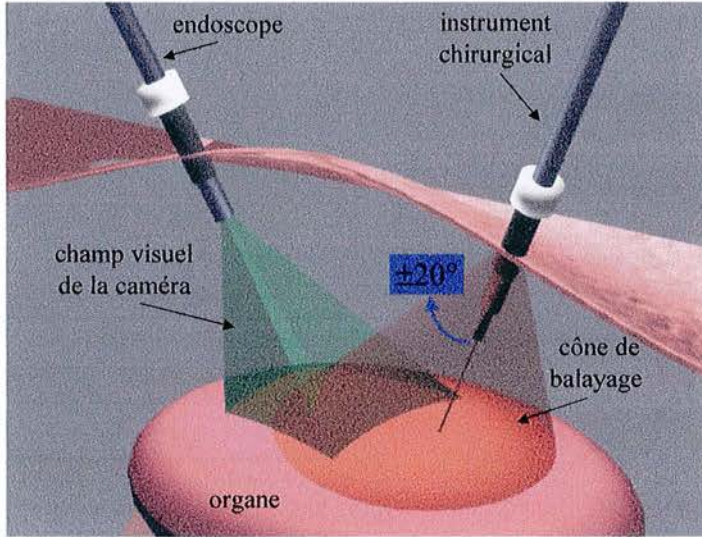


Fig. 5.2: Cône de balayage durant l'étape 2

– **Etape 3 :**

Dans cette étape le système oriente par asservissement visuel 2D l'instrument chirurgical autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du repère du trocart de manière à aligner l'axe de l'instrument avec le point 3D de la scène qui est visible au centre de l'image endoscopique. Au début de cette étape, la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ utilisée dans la loi de commande est estimée par la procédure en boucle ouverte décrite en 4.5.1. Ensuite, le système oriente l'instrument chirurgical pour amener l'image p du barycentre du motif laser au centre de l'image endoscopique. L'orientation est réalisée par l'asservissement visuel 2D des coordonnées image $\mathbf{s}_p = [u_p \ v_p]^T$ du point p aux coordonnées de référence $\mathbf{s}_p^* = [0 \ 0]^T$ définissant le centre de l'image. Durant cette étape les vitesses de rotation ω_x^* et ω_y^* de l'instrument sont fournies par la loi de commande développée dans le chapitre 4 (équation (4.43)).

Durant l'asservissement, la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ peut être soit maintenue constante, soit actualisée en ligne en utilisant l'algorithme des moindres carrés développé dans le paragraphe 4.5.3. La vitesse opérationnelle appliquée à l'instrument est alors :

$$\mathbf{w}_{op}^* = [0 \ \omega_x^* \ \omega_y^* \ 0] \quad (5.4)$$

Le système passe automatiquement à l'étape 4 lorsque la norme de l'erreur d'asservissement qui représente la distance dans l'image entre le point p et le centre de l'image est inférieure ou égale à un seuil $\varepsilon_v > 0$ fixé :

$$\sqrt{(u_p^* - u_p)^2 + (v_p^* - v_p)^2} \leq \varepsilon_v \quad (5.5)$$

– **Etape 4 :**

Dans cette dernière étape, le système introduit l'instrument chirurgical dans

l'abdomen du patient en appliquant en boucle ouverte une vitesse de commande constante v_z^* de 1 cm/s selon l'axe \hat{Z}_K du repère du trocart jusqu'à ce que l'instrument chirurgical apparaisse dans l'image. Cette introduction de l'instrument ne comporte aucun danger pour le patient, car le test de la présence du motif laser dans l'image garantit l'absence d'obstacle entre l'instrument et l'organe pointé. Le système de vision valide la présence de l'instrument et stoppe son introduction lorsque les marqueurs lumineux montés sur son extrémité sont détectés dans l'image. Durant l'introduction de l'instrument, l'asservissement visuel 2D du point p au milieu de l'image est maintenu pour compenser la dérive de la position du motif laser qui est introduite en pratique par le mouvement respiratoire du patient et l'élasticité du point d'incision.

5.3 Positionnement de l'instrument par asservissement visuel hybride

5.3.1 Commande hybride

L'objectif de cette tâche est de placer automatiquement l'instrument chirurgical à une position désirée dans l'espace de travail. Le positionnement est réalisé en alignant l'axe de l'instrument avec un point de la surface d'un organe défini par l'utilisateur et en atteignant une distance désirée entre l'extrémité de l'instrument et l'organe pointé. Les degrés de liberté nécessaires à cette tâche sont les deux rotations de l'instrument autour des axes \hat{X}_K et \hat{Y}_K du trocart et la translation le long de l'axe \hat{Z}_K . La rotation de l'instrument autour de l'axe \hat{Z}_K n'est pas incluse dans la tâche de positionnement. En pratique, ce quatrième degré de liberté est utilisé pour maintenir la visibilité dans l'image des marqueurs lumineux montés sur l'instrument. Cette visibilité est garantie en maximisant le rapport des axes des ellipses correspondant aux contours des marqueurs lumineux par un asservissement visuel lent. Pour la tâche de positionnement seules les 3 premières composantes du vecteur \mathbf{w}_{op} des vitesses opérationnelles de l'instrument chirurgical sont commandées. Ces 3 composantes constituent le vecteur des vitesses de commande que nous notons :

$$\mathbf{w}_{pos}^* = [v_z^* \ \omega_x^* \ \omega_y^*]^T \quad (5.6)$$

Pour indiquer au système de vision la position à atteindre, le chirurgien spécifie dans l'image, à l'aide d'un écran tactile ou d'un périphérique de type souris, les coordonnées image $\mathbf{s}_p^* = [u_p^* \ v_p^*]^T$ du point p^* correspondant à la projection sur le plan image du point P^* de la surface de l'organe à aligner avec l'axe de l'instrument, et règle à sa convenance la valeur désirée d_3^* de la profondeur à atteindre entre l'extrémité de l'instrument chirurgical et l'organe.

En raison de l'alignement du point P (correspondant au barycentre du motif laser dans l'espace) avec l'axe de l'instrument, l'asservissement visuel 2D est utilisé pour orienter l'axe de l'instrument avec le point désiré P^* de la surface de l'organe en amenant P sur P^* . Pour contrôler également la distance entre l'instrument chirurgical et l'organe pointé, nous proposons de réaliser un asservissement visuel hybride

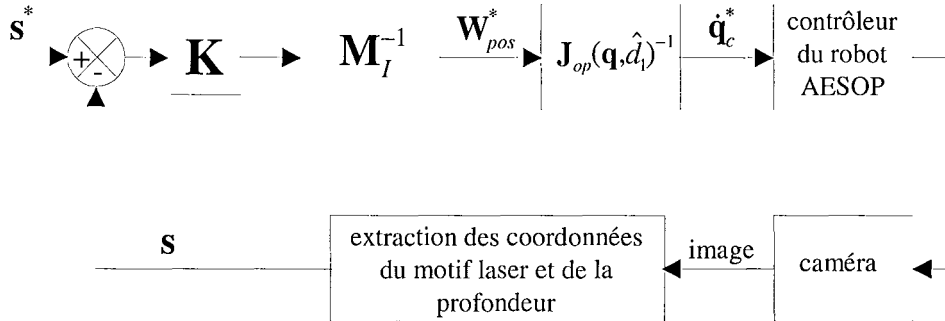


Fig. 5.3: Schéma de commande de l'asservissement visuel du point p dans l'image et de la profondeur instrument-organe

en combinant l'asservissement visuel du point p dans l'image et l'asservissement de la distance d_3 dont la mesure est extraite de l'image (voir paragraphe 3.5). Notons que la reconstruction de la distance d_3 et par conséquent l'asservissement de la profondeur sont réalisables à condition que le motif laser et les marqueurs lumineux de l'instrument soient présents dans l'image.

Nous rappelons que pour notre système, l'asservissement visuel du point p est totalement découplé de la vitesse de translation v_z permettant d'introduire l'instrument chirurgical. Par conséquent, il n'est pas utile d'appliquer l'approche par fonction de tâche hybride (cf. annexe B.2.4) pour définir une tâche secondaire d'introduction de l'instrument tout en maintenant la tâche principale d'alignement du motif laser dans l'image. En effet, cette approche est appropriée aux systèmes possédant des degrés de liberté redondants à la réalisation de la tâche principale et a pour intérêt de découpler la tâche principale de la tâche secondaire, ce qui est déjà le cas pour notre système.

C'est pourquoi, la commande de l'orientation de l'instrument est la même que celle utilisée pour le centrage du motif laser lors de la tâche de récupération, avec la matrice d'interaction estimée $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ qui est, soit maintenue constante, soit réactualisée en ligne. La seule différence concerne la consigne \mathbf{s}_p^* de la position du point p^* dans l'image qui n'est plus fixée au centre de l'image mais à la position choisie par le chirurgien. L'asservissement de la profondeur d_3 est réalisé en parallèle en commandant la vitesse de translation de l'instrument chirurgical.

En utilisant un correcteur proportionnel, nous implémentons la loi de commande suivante qui nous donne la vitesse de translation à appliquer à l'instrument :

$$v_z^* = -k_d(d_3^* - d_3) \quad (5.7)$$

où $k_d > 0$ est le gain du correcteur.

La figure 5.3 décrit le schéma de commande pour asservir simultanément la position du point p dans l'image et la distance d_3 séparant l'extrémité de l'instrument de l'organe pointé. La commande correspond à un asservissement visuel hybride où le vecteur de mesure \mathbf{s} est composé à la fois de primitives visuelles qui sont les

coordonnées dans l'image du point p et d'une information 3D qui est la distance d_3 :

$$\mathbf{s} = [d_3 \quad u_p \quad v_p]^T \quad (5.8)$$

La consigne à atteindre est $\mathbf{s}^* = [d_3^* \quad u_p^* \quad v_p^*]^T$. En utilisant les lois de commande (4.43) et (5.7) de l'asservissement du point p dans l'image et de l'asservissement de la profondeur, nous obtenons la loi de commande suivante :

$$\mathbf{w}_{pos}^* = \mathbf{M}_I^{-1} \mathbf{K} (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \quad (5.9)$$

La matrice d'interaction \mathbf{M}_I utilisée dans la commande a la structure suivante :

$$\mathbf{M}_I = \begin{bmatrix} -1 & \mathbf{0}_{[1 \times 2]} \\ \mathbf{0}_{[2 \times 1]} & \widehat{\mathbf{J}}_\omega \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

où $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ est la matrice d'interaction reliant les vitesses de rotation ω_x, ω_y aux variations des coordonnées du point p dans l'image. La matrice \mathbf{K} est une matrice (3×3) de gain positif :

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} k_d & 0 \\ 0 & \lambda \mathbf{I}_2 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

où $\lambda > 0$ et $k_d > 0$ sont respectivement les gains scalaires de l'asservissement du point p dans l'image et de l'asservissement de la profondeur d_3 .

Contrairement à la position du point p dans l'image qui n'est pas dépendante de la translation de l'instrument, la profondeur est dépendante de l'orientation de l'instrument chirurgical. Le changement d'orientation de l'instrument produit par l'asservissement visuel du point p dans l'image a pour effet d'introduire une variation de la profondeur d_3 qui constitue une perturbation pour l'asservissement de la profondeur. Dans notre approche, pour éviter que cette perturbation engendre une trajectoire dangereuse de l'instrument chirurgical selon l'axe \hat{Z}_K , nous proposons de réaliser de manière séquencée l'asservissement du point p dans l'image et l'asservissement de la profondeur.

5.3.2 Séquencement et sécurité

La séquence du positionnement automatique est décrite par l'organigramme de la figure 5.4. Elle est composée des 5 étapes suivantes :

– **Étapes 1 et 2 :**

Ces étapes sont identiques aux deux premières effectuées lors de la tâche de récupération automatique de l'instrument chirurgical.

– **Étape 3 :**

Au début de l'étape la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ utilisée dans la loi de commande est estimée par la procédure en boucle ouverte, puis le système oriente par asservissement visuel 2D l'instrument chirurgical de manière à aligner l'instrument avec le point P^* de la surface de la scène dont les coordonnées \mathbf{s}_p^* de

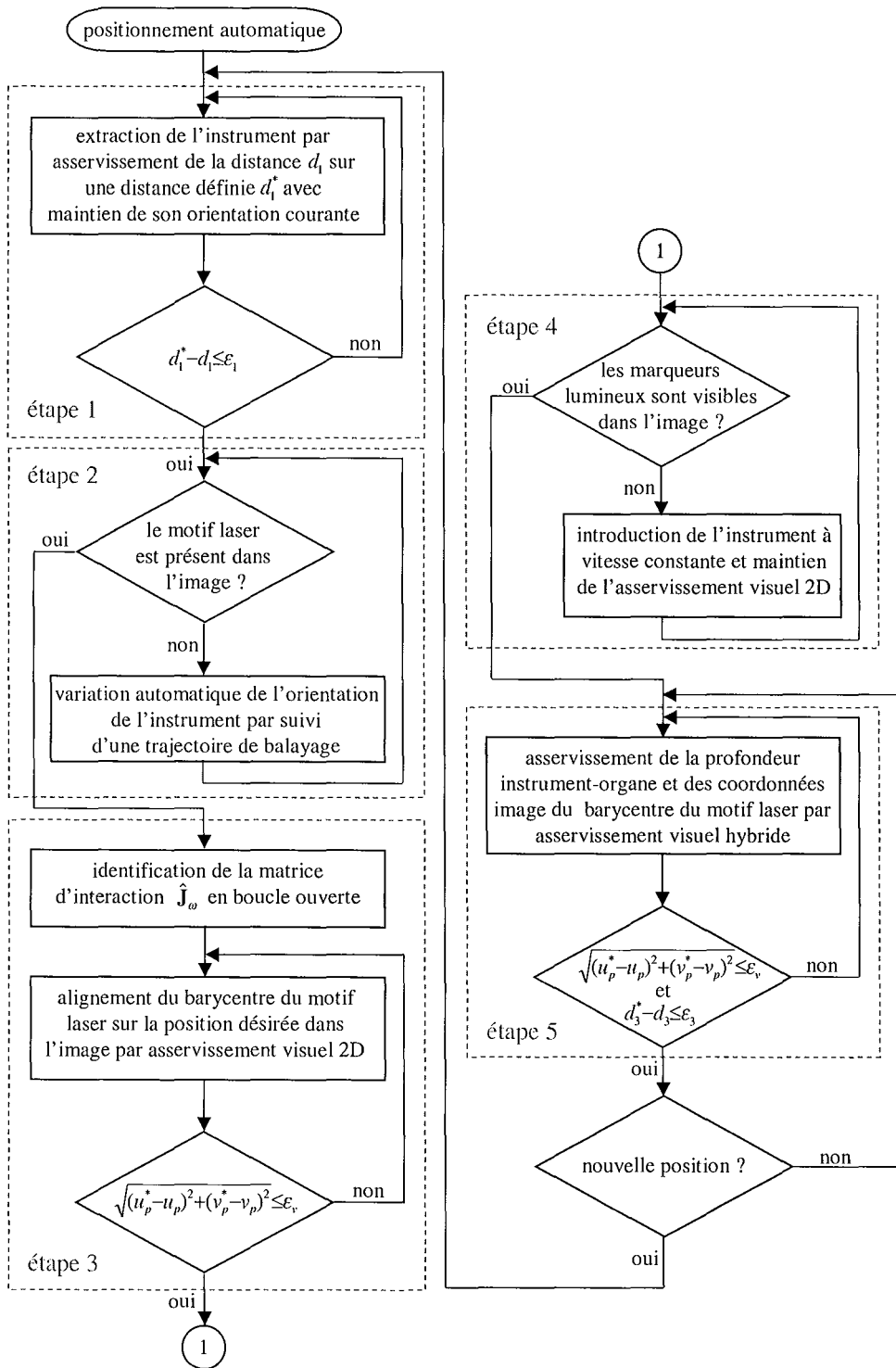


Fig. 5.4: Organigramme du séquençage de la tâche de positionnement automatique de l'instrument chirurgical

la projection p^* dans l'image ont été spécifiées par le chirurgien. Etant donné que la variation de la distance d_3 est couplée à la variation de l'orientation de l'instrument, nous proposons par mesure de sécurité de réaliser l'asservissement de la distance instrument-organe uniquement lorsque l'orientation a été réalisée. C'est pourquoi la translation de l'instrument n'est pas commandée dans cette étape :

$$\mathbf{w}_{op}^* = [0 \quad \omega_x^* \quad \omega_y^* \quad 0]^T \quad (5.12)$$

– **Étape 4 :**

Comme pour la tâche de récupération, l'instrument chirurgical est introduit jusqu'à ce que les marqueurs lumineux soient visibles dans l'image. L'asservissement visuel 2D est également maintenu pour garantir l'alignement du motif laser sur la cible.

– **Étape 5 :**

Lors de cette dernière étape, la distance courante d_3 entre l'instrument et l'organe pointé est reconstruite à partir des coordonnées dans l'image du barycentre du motif laser et des centres des marqueurs lumineux. L'asservissement de la profondeur est alors effectué pour atteindre la distance désirée d_3^* . Durant cette étape, l'asservissement du point p dans l'image est maintenu pour garder l'alignement de l'axe de l'instrument avec le point d'intérêt P^* de la surface de l'organe. Les commandes en vitesse v_z^* , ω_x^* et ω_y^* sont fournies par la loi de commande (5.9) de l'asservissement visuel hybride. Pour cet asservissement, $\mathbf{s} = [d_3 \quad u_p \quad v_p]^T$ est le vecteur des grandeurs à asservir et $\mathbf{s}^* = [d_3^* \quad u_p^* \quad v_p^*]^T$ est la référence à atteindre.

A tout moment et quelle que soit l'étape en cours, le chirurgien peut sélectionner une nouvelle position à atteindre en indiquant dans l'image les nouvelles coordonnées u_p^* , v_p^* de la projection du point cible P^* appartenant à la surface de l'organe et en réglant la distance désirée d_3^* à sa convenance, puis le système effectue automatiquement le positionnement. Pour éviter le risque de collision entre l'instrument et un organe lors d'un changement de position, le système retourne automatiquement à l'étape 1 où il retire l'instrument chirurgical en maintenant son orientation constante. Les coefficients de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ peuvent être, soit maintenus constants tout au long du fonctionnement de la tâche si la caméra reste immobile, soit être réactualisés en ligne par l'algorithme d'estimation des moindres carrés dans le cas où la caméra est en mouvement.

5.3.3 Résultats expérimentaux obtenus sur la maquette

Dans ce paragraphe, nous présentons les résultats expérimentaux concernant le positionnement 3D complet de l'instrument chirurgical, obtenus à partir du dispositif expérimental du laboratoire. Pour ces essais, nous plaçons le système dans une configuration initiale de telle sorte que l'instrument chirurgical soit retiré du champ visuel et que le motif laser soit présent dans l'image. Lors de l'asservissement, deux

positions à atteindre sont successivement indiquées par l'utilisateur. Pour la première position, le point p^* est fixé au centre de l'image $\mathbf{s}_p^* = [0 \ 0]^T$ et la distance désirée d_3^* entre l'instrument et l'organe est réglée à 15 mm. Pour la seconde position, les coordonnées dans l'image du point p^* sont fixées à $\mathbf{s}_p^* = [-208 \ 178]^T$ et la distance d_3^* est maintenue à 15 mm. La figure 5.5.a montre l'évolution temporelle des coordonnées dans l'image du point p lors du déroulement des étapes successives permettant de positionner l'instrument chirurgical. Les lignes verticales permettent de délimiter les différentes étapes qui sont également notées sur les graphiques. Pour les étapes 3 et 4, les vitesses de commande de rotation ω_x^* et ω_y^* sont fournies par la loi de commande de l'asservissement visuel 2D :

$$\boldsymbol{\omega}^* = \widehat{\mathbf{J}}_{\boldsymbol{\omega}}^{-1} k(\mathbf{s}_p^* - \mathbf{s}_p) \quad (5.13)$$

Durant l'étape 3, la vitesse de translation est maintenue nulle $v_z^* = 0$ pour éviter tout risque de contact avec un organe lors de l'orientation de l'instrument. L'étape 4 démarre lorsque la norme de l'erreur d'asservissement du point p dans l'image est inférieure à un seuil fixé. Dans cette étape, l'instrument est introduit dans l'abdomen du patient en appliquant une vitesse de commande constante v_z^* de 1 cm/s jusqu'à ce qu'il apparaisse dans le champ visuel de la caméra, puis le système passe à l'étape 5. Dans cette dernière étape, la présence des marqueurs lumineux dans l'image permet d'extraire la distance d_3 entre l'instrument et l'organe et d'effectuer ainsi l'asservissement visuel hybride dont la loi de commande est donnée par l'équation (5.9). L'asservissement visuel hybride permet d'atteindre la distance désirée d_3^* tout en maintenant l'asservissement du point p dans l'image.

La matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_{\boldsymbol{\omega}}$ utilisée dans les lois de commande (5.13) et (5.9) est estimée à l'aide de la procédure initiale et reste maintenue constante tout au long de l'asservissement. Cette estimation est réalisée en boucle ouverte au début de l'étape 3 durant l'intervalle de temps $t = [0 ; 1,6]$ seconde. Pour éviter tout risque de contact lors d'un changement de position, l'étape 1 qui consiste à retirer l'instrument sur une longueur prédéfinie est conduite à chaque instant où le chirurgien valide une nouvelle position à atteindre. Durant cette étape intermédiaire, l'asservissement visuel du point p dans l'image est maintenu avec la consigne précédente pour garantir la visibilité du motif laser dans l'image.

La figure 5.5.b donne les signaux de commande des vitesses ω_x^* et ω_y^* générées durant l'asservissement. La trajectoire du point p dans l'image est décrite à la figure 5.6. La portion verte trace la trajectoire effectuée lors de l'estimation de la matrice d'interaction en boucle ouverte et la portion bleue la trajectoire obtenue durant l'asservissement visuel. Les positions désirées des points dans l'image qui sont indiquées successivement par l'utilisateur sont représentées par des cercles rouges. Les réponses temporelles de la distance d_3 entre l'instrument et l'organe et du signal de commande de la vitesse de translation v_z^* sont présentées sur la figure 5.7. Les plages temporelles de la courbe où la distance d_3 n'est pas représentée correspondent aux intervalles de temps où les marqueurs lumineux de l'instrument ne sont pas présents dans le champ visuel de la caméra. La distance entre l'effecteur du robot et le point d'incision vérifie à chaque instant la relation géométrique suivante : $d_1 = l - d + d_3$

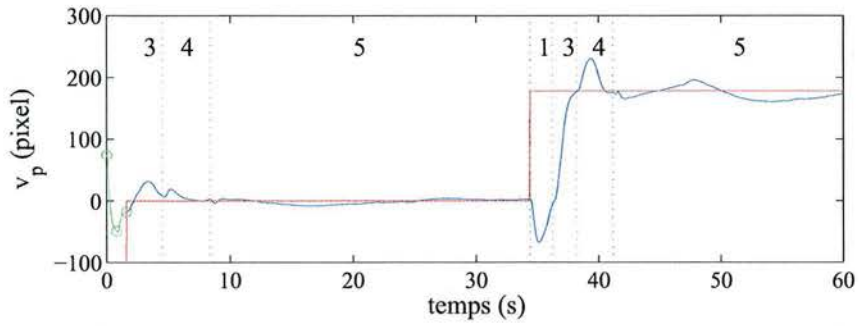
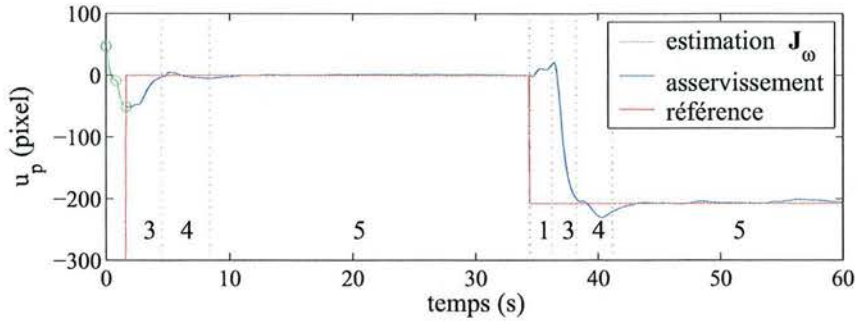
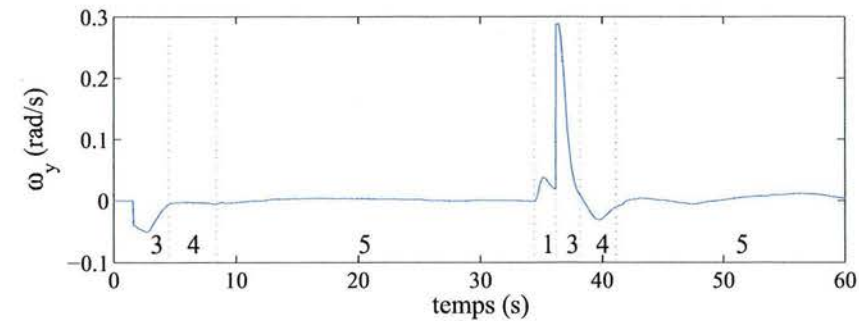
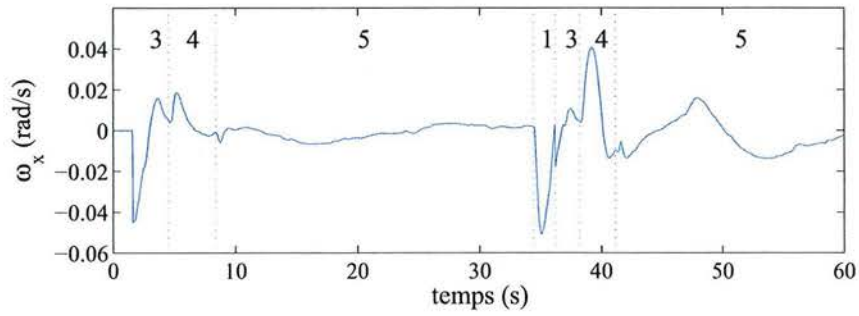
(a) réponses temporelles de u_p et v_p (avec n° des étapes)(b) vitesses de commande ω_x et ω_y (avec n° des étapes)

Fig. 5.5: Réponses temporelles des coordonnées image du point p et vitesses de commande ω_x et ω_y lors du positionnement de l'instrument

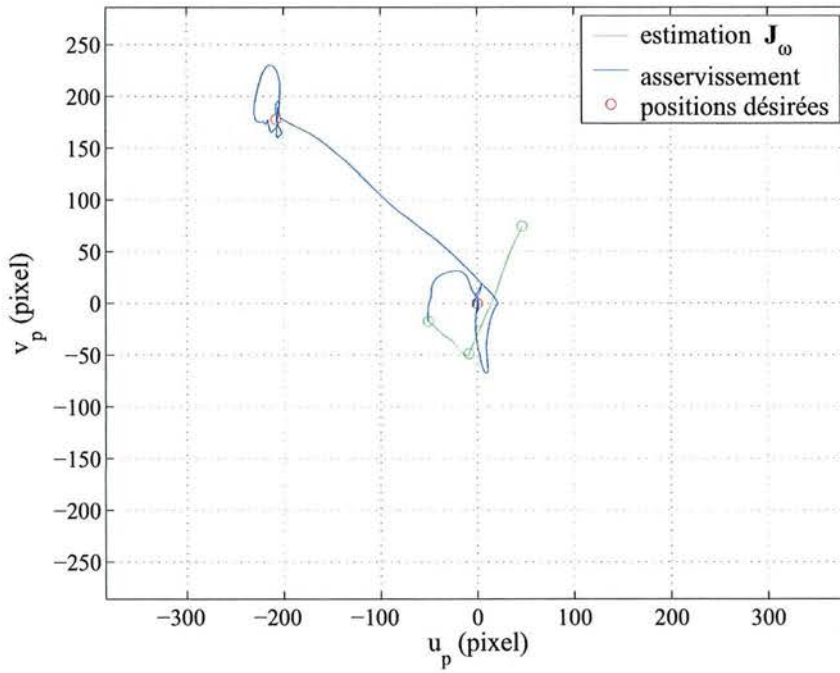


Fig. 5.6: Trajectoires du point p dans l'image lors du positionnement de l'instrument

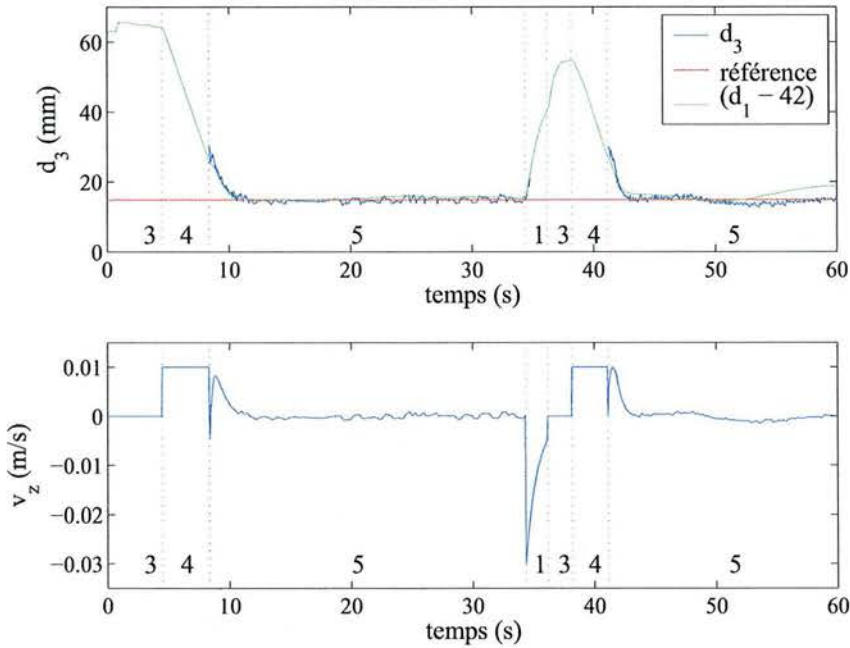


Fig. 5.7: Réponse temporelle de la distance d_3 et vitesse de commande v_z^* lors du positionnement de l'instrument

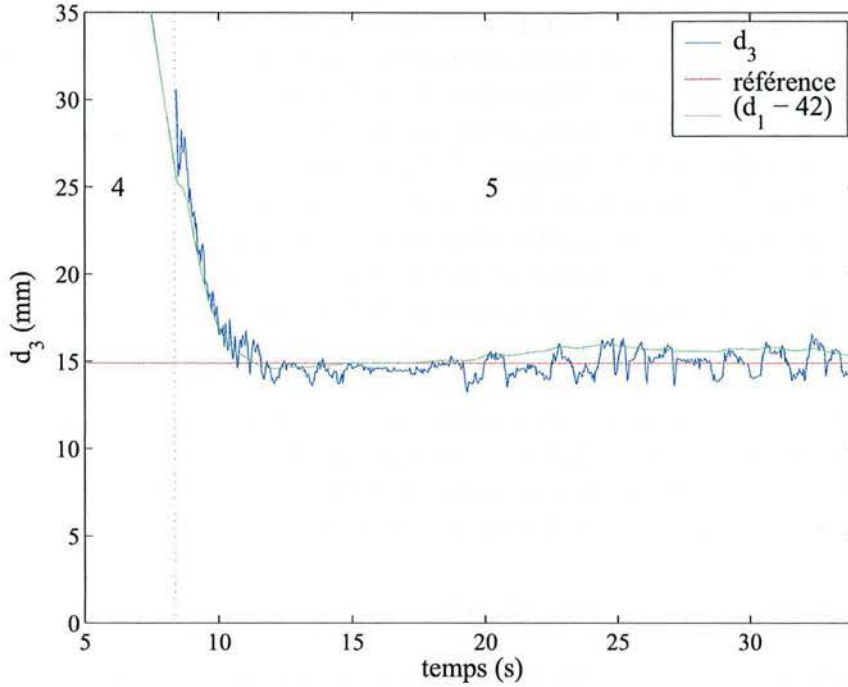


Fig. 5.8: Réponse temporelle de la distance instrument-organe lors de l'étape 5 du positionnement de l'instrument

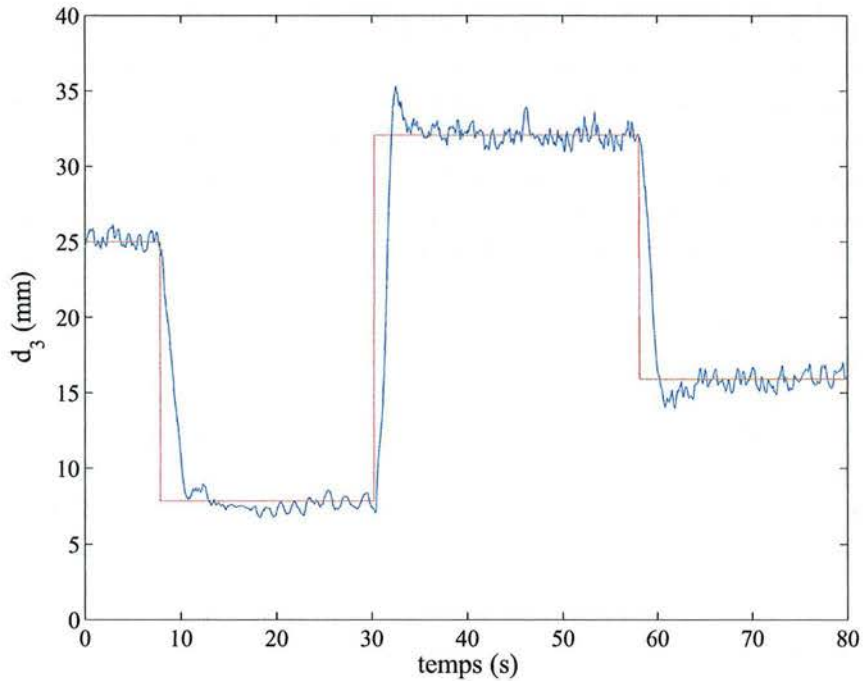


Fig. 5.9: Réponse temporelle de la distance instrument-organe à une consigne en échelon

(voir paragraphe 1.4). Lorsque l'orientation de l'instrument chirurgical est réalisée, la distance $d = d_2 + d_3$ reste constante durant les étapes 4 et 5 sous l'hypothèse que l'organe reste immobile, nous avons alors $\dot{d}_1 = \dot{d}_3$. Pour cette configuration où la distance d est constante, l'évolution de la distance d_3 est alors identique à une constante près à l'évolution de la distance d_1 . Le signal ($d_1 - 42$ mm) correspond à la superposition de l'estimation de la distance d_1 (voir paragraphe 1.4.5) et du signal d_3 . Nous pouvons vérifier que les variations des signaux sont identiques et que le signal d_1 nous donne l'évolution de la distance d_3 lorsque cette dernière ne peut pas être extraite de l'image. Nous pouvons vérifier que la distance d_3 décroît linéairement durant l'étape 4 avec une vitesse correspondant à $v_z^* = 0,01$ m/s, puis converge exponentiellement vers la valeur désirée durant l'asservissement visuel hybride de l'étape 5. Enfin, la figure 5.8 visualise à une échelle plus importante, la réponse temporelle de la distance d_3 lors du premier positionnement. La figure 5.9 présente la réponse de la distance d_3 à un signal de référence d_3^* en échelon pour une consigne p^* fixe dans l'image, lors de l'asservissement visuel hybride de l'étape 5.

5.3.4 Expérimentations "in vivo"

Dans ce paragraphe nous présentons les résultats expérimentaux concernant la tâche de positionnement automatique de l'instrument chirurgical obtenus en conditions chirurgicales réelles.

Lors du déroulement de la tâche, nous avons indiqué successivement deux positions à atteindre :

- pour la première position, les coordonnées en pixels du point p^* correspondant à la projection sur le plan image du point P^* appartenant à la surface de l'organe sont fixées à $\mathbf{s}_p^* = [0 \ 0]^T$ (centre de l'image) et la valeur désirée de la distance d_3^* entre l'instrument et l'organe est choisie à 25 mm.
- pour la seconde position, les coordonnées en pixels du point p^* dans l'image sont fixées à $\mathbf{s}_p^* = [-180 \ -22]^T$ et la distance désirée d_3^* à atteindre entre l'instrument et le nouveau point P^* de l'organe est maintenue à 25 mm.

La figure 5.10.a présente l'évolution temporelle des coordonnées dans l'image \mathbf{s}_p du point p à partir de l'instant où le motif laser est détecté dans l'image. Le découpage vertical délimite les différentes étapes menées durant les deux positionnements. Les 3 premiers intervalles de temps correspondent respectivement aux étapes 3, 4 et 5 conduites pour atteindre la première position de référence. Comme prévu, avant d'orienter l'instrument chirurgical pour atteindre la seconde position, le système retire d'abord l'instrument en maintenant son orientation constante dans l'étape 1. Notons que pour le second positionnement le système passe directement de l'asservissement visuel 2D de l'étape 3 à l'asservissement visuel hybride de l'étape 5, car les marqueurs lumineux sont restés dans le champ visuel de la caméra. L'erreur de positionnement périodique sur la figure 5.10.a est due à la respiration.

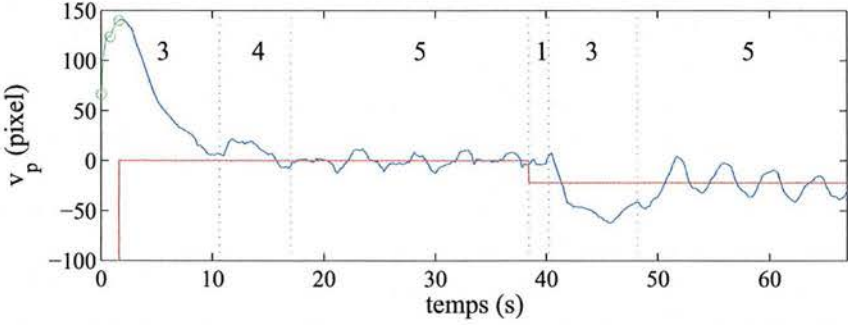
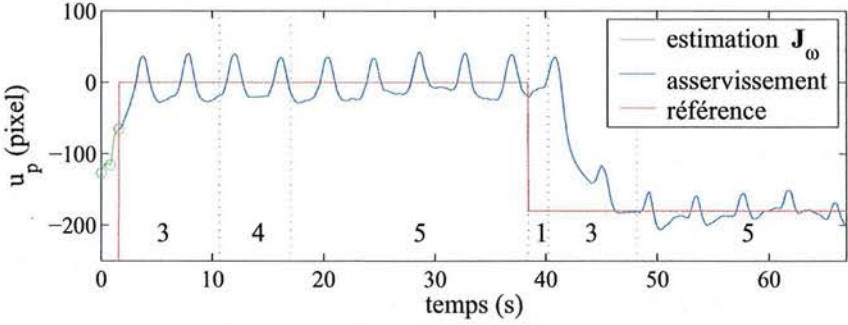
Durant cet essai, les coefficients de la matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ utilisés dans la loi de commande de l'asservissement visuel 2D et de l'asservissement visuel hybride

ont été estimés à l'aide de la procédure initiale réalisée en boucle ouverte durant l'intervalle de temps $t = [0 ; 1,6]$ au début de l'étape 3 du premier positionnement. La matrice d'interaction $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ est ensuite maintenue constante durant l'asservissement visuel qui démarre à l'instant $t = 1,6$ s. Notons que les coefficients de $\widehat{\mathbf{J}}_\omega$ peuvent également être estimés en continu à l'aide de l'algorithme des moindres carrés (équation (4.65)). L'asservissement visuel 2D et l'asservissement visuel hybride avec la commande adaptative expérimentée avec succès pour la tâche de centrage sont alors réalisés. Les vitesses de commande en rotation ω_x^* et ω_y^* fournies durant l'asservissement visuel du point p dans l'image sont données à la figure 5.10.b.

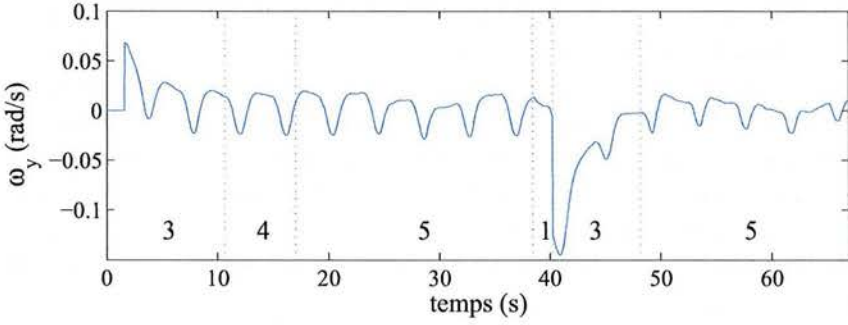
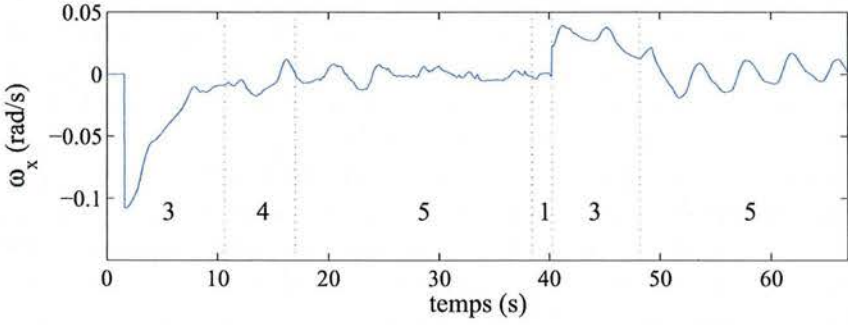
La trajectoire obtenue dans l'image pour atteindre successivement les deux positions est présentée à la figure 5.11. La portion verte décrit la variation des coordonnées dans l'image du point p , correspondant à la projection image du barycentre du motif laser, lors de l'estimation en boucle ouverte de la matrice d'interaction qui est effectuée au démarrage de l'étape 3 du premier positionnement. La portion bleue décrit la trajectoire du point p réalisée durant l'asservissement visuel. Les positions de référence p^* dans l'image qui ont été indiquées successivement par le chirurgien sont représentées par les deux cercles rouges.

L'évolution temporelle de la distance d_3 entre l'instrument et l'organe, ainsi que le signal de commande de la vitesse de translation v_z^* sont présentés sur la figure 5.12. La distance d_3 est uniquement affichée dans les intervalles de temps où les marqueurs lumineux de l'instrument sont visibles dans l'image. Lorsque l'orientation de l'instrument chirurgical est réalisée, et sous la condition que l'organe où se projette le motif laser est immobile, la variation de la distance instrument-organe d_3 correspond directement à la variation de la distance d_1 séparant le point d'incision à l'origine du repère de l'effecteur du robot. Durant les étapes 4, 5 et 1 où l'orientation de l'instrument est constante, nous pouvons vérifier l'évolution de la distance d_3 en superposant le signal d_1 fourni par l'algorithme d'estimation développé dans le paragraphe 1.4.5. Notons que pour cette expérience en conditions chirurgicales réelles, la distance d_3 extraite de l'image a une allure oscillatoire périodique qui est directement liée au déplacement de l'organe induit par le mouvement respiratoire du patient. Nous pouvons vérifier malgré l'absence des marqueurs lumineux permettant d'extraire la distance d_3 de l'image que la distance $d_3 = (d_1 - 0,048)$ décroît linéairement durant l'étape 4 avec une vitesse $v_z^* = 0,01$ m/s. Lorsque les marqueurs lumineux sont rentrés dans le champ visuel de la caméra, la valeur moyenne de la distance d_3 extraite de l'image converge exponentiellement vers la valeur désirée durant l'asservissement visuel hybride de l'étape 5. Nous pouvons vérifier que lorsque le chirurgien a indiqué une nouvelle position à atteindre, l'instrument est retiré par mesure de sécurité sous l'action de l'étape 1 avant d'être orienté vers le nouveau point d'intérêt de l'organe.

L'effet des mouvements induits par la respiration peut être relativement important comme nous le voyons aux figures 5.10 et 5.12. Une augmentation du gain k et donc de la bande passante de l'asservissement pourrait permettre de réduire cette erreur. Malheureusement, la commande du système AESOP est trop lente (temps de transfert = 160 ms) pour pouvoir augmenter le gain. L'utilisation d'un correc-



(a) réponses temporelles de u_p et v_p (avec n° des étapes)



(b) vitesses de commande ω_x^* et ω_y^* (avec n° des étapes)

Fig. 5.10: Réponses temporelles des coordonnées image du point p et des vitesses de commande ω_x^* et ω_y^* lors du positionnement de l'instrument

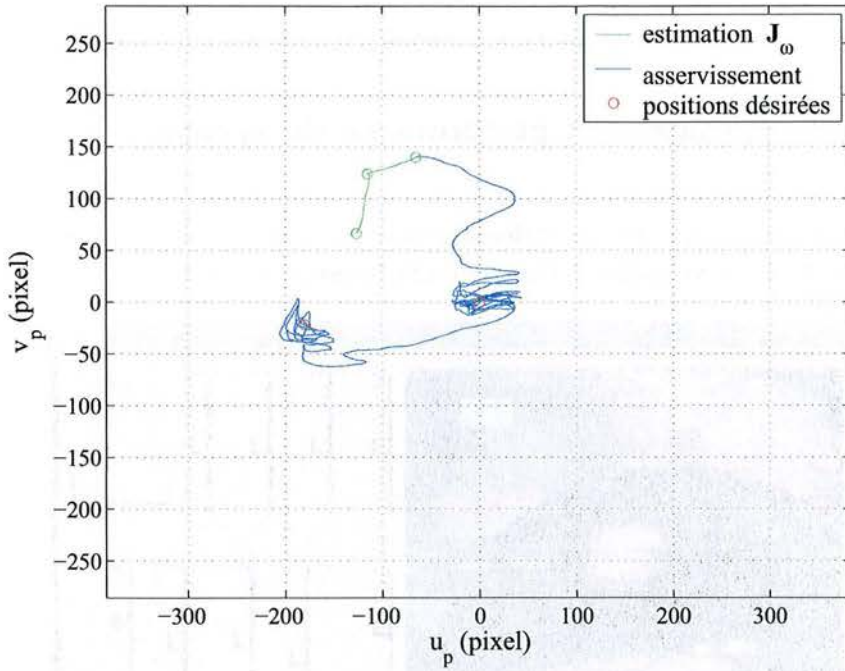


Fig. 5.11: Trajectoire du point p dans l'image lors du positionnement de l'instrument

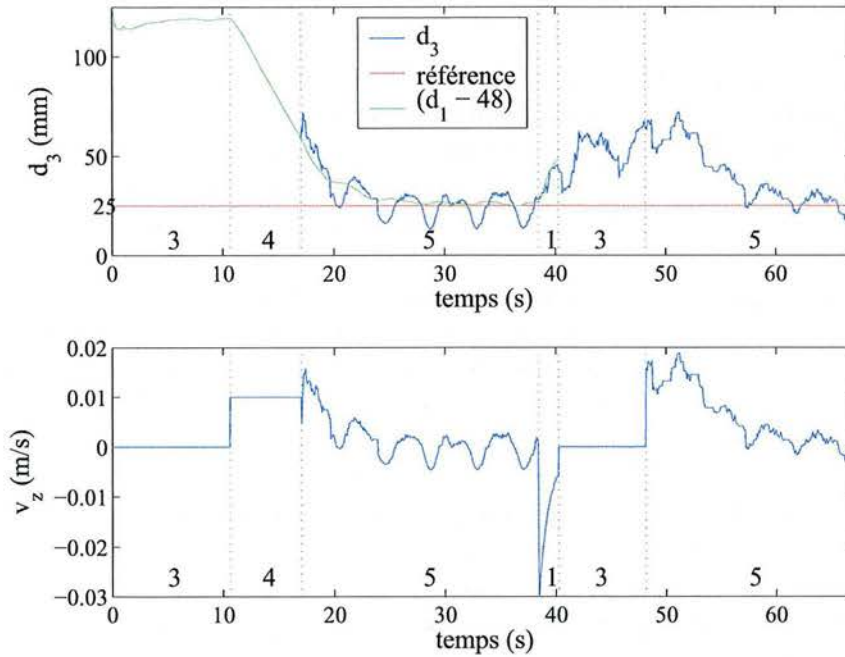


Fig. 5.12: Réponse temporelle de la distance instrument-organe et de la vitesse de commande v_z^* lors du positionnement de l'instrument

teur PID n'a pas amélioré les performances. Seules des stratégies de commande plus complexes ou un robot plus rapide permettraient de réduire ces écarts de position.

5.4 Interface utilisateur et performance du système

La figure (5.13) présente l'interface utilisateur actuelle du système. C'est une interface graphique qui comporte les différents boutons d'actions et tirettes de réglages, ainsi qu'un écran visualisant l'image endoscopique. La pression du bouton



Fig. 5.13: Interface utilisateur

"récupération" lance l'exécution de la tâche de récupération automatique de l'instrument. Pour positionner l'instrument le chirurgien indique dans l'image, à l'aide de la souris, le point cible de la scène et règle, en déplaçant la tirette "prof", la profondeur à atteindre entre l'instrument et l'organe. Le positionnement est ensuite exécuté après la pression du bouton "positionner". Le bouton "Com. manuelle", permet à tout moment de revenir au mode manuel de télé-opération. Dans cette version de l'interface prévue pour le développement, plusieurs tirettes de réglages sont également disponibles pour configurer certains paramètres du système de vision permettant d'extraire les informations de l'image. Dans une version finale, nous envisageons de simplifier cette interface et de l'intégrer directement sur la console de commande du système de télé-opération.

Le tableau 5.1 montre les performances temporelles de la tâche autonome de récupération avec les différentes durées correspondant à chaque étape. Une série de 10 essais a été réalisée expérimentalement sur la maquette simulant l'abdomen du patient pour différentes configurations initiales de la position entre l'instrument et l'endoscope. Pour toutes ces expériences, l'instrument et le motif laser n'étaient pas visibles dans l'image au démarrage de la tâche. Le temps moyen pour récupérer et amener l'instrument dans l'image est de 10 secondes. La tâche de récupération la plus rapide s'est déroulée en 4 secondes et la plus lente en 20 secondes. Cette différence de durée provient essentiellement du temps mis par le système durant

l'étape 1 pour faire apparaître le motif laser dans l'image en balayant la surface de la scène. Ces durées sont à comparer au temps que mettrait le chirurgien pour

n° de l'étape	temps moyen (s)	temps minimal (s)	temps maximal (s)
1	4,22	0,8	11,96
2	1,64	1,64	1,64
3	1,30	0,48	1,84
4	2,96	1,92	3,84
Total	10,12	4,84	19,28

Tab. 5.1: Performances de la tâche de récupération automatique

récupérer l'instrument chirurgical avec un système télé-opéré. Pour réaliser cette tâche, le chirurgien devrait dans un premier temps commander par la voix un système AESOP portant l'endoscope pour retrouver l'instrument chirurgical, puis dans un second temps replacer l'instrument et l'endoscope dans le champ opératoire par commandes vocales et télé-opération.

Les performances temporelles de la tâche de positionnement sont reportées dans le tableau 5.2. Ces résultats proviennent également d'une série de 10 essais réalisés sur la maquette simulant l'abdomen du patient. Pour cette série d'essais, le motif laser et l'instrument chirurgical étaient visibles au démarrage des tâches après avoir récupéré automatiquement l'instrument dans le champ visuel. Le temps moyen nécessaire au positionnement complet varie entre 2 et 8 secondes et sa moyenne est de 3 secondes. Pour valider cliniquement cette tâche de positionnement automatique,

n° de l'étape	temps moyen (s)	temps minimal (s)	temps maximal (s)
3	1,31	1	2,28
4	0,65	0	1,76
5	1,34	0,68	3,28
Total	3,30	1,68	7,32

Tab. 5.2: Performances de la tâche de positionnement automatique

il serait également intéressant de comparer les performances du système à celles du chirurgien utilisant un système télé-opéré. Nous projetons de réaliser cette étude en invitant plusieurs chirurgiens à réaliser les tâches manuellement en télé-opération puis à l'aide du système de commande automatique que nous proposons.

5.5 Vidéo

Une vidéo de démonstration présentant l'expérimentation de la tâche de récupération automatique et celle de positionnement automatique de l'instrument chirurgical, en conditions chirurgicales réelles sur un cochon anesthésié, est disponible sur le CD-ROM fourni avec ce manuscrit (format MPEG4 (Divx 5.02)). Cette dernière

peut également être téléchargée à partir du site internet de notre équipe de recherche EAVR [eav].

5.6 Conclusion

Dans ce dernier chapitre, nous avons décrit les différentes étapes suivies par le système de commande pour récupérer automatiquement l'instrument chirurgical dans le champ visuel de la caméra et également celles permettant de le placer à une position désirée dans l'espace de travail. Etant donné que la variation de la distance d_3 , entre l'extrémité de l'instrument et la surface de la scène pointée par le motif laser, est couplée avec la vitesse de rotation de l'instrument $\boldsymbol{\omega} = [\omega_x \ \omega_y]^T$, nous avons choisi, pour raison de sécurité, de décomposer le positionnement de l'instrument en deux temps, en réalisant séquentiellement son orientation autour du point d'incision, puis son enfoncement dans la cavité abdominale. Cette décomposition permet d'éviter l'effet du couplage orientation-distance dans la commande, lequel pourrait générer une variation de la profondeur d_3 dangereuse pour le patient. Dans un premier temps, la position du barycentre du motif laser \mathbf{s}_p est asservie pour être superposée sur l'image du point d'intérêt \mathbf{s}_p^* indiqué par le chirurgien. Cette orientation de l'instrument est réalisée en utilisant la commande de l'asservissement visuel 2D. Ensuite, la distance d_3 est asservie à la référence d_3^* fixée par le chirurgien en utilisant un asservissement visuel hybride qui permet également de maintenir la position du motif laser dans l'image. Des résultats expérimentaux obtenus sur une maquette simulant un abdomen et également sur un cochon anesthésié ont permis de vérifier l'efficacité de cette commande.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ce mémoire est le résultat d'un travail de recherche consacré à l'aide au geste chirurgical en laparoscopie opératoire assistée par robot. Dans ce travail, ont été réalisés l'étude, le développement et la validation expérimentale d'un système de vision permettant de déplacer, automatiquement par asservissement visuel, un instrument chirurgical en vue d'assister le chirurgien qui télé-opère un système robotique. Deux tâches automatiques sont proposées : la première consiste à récupérer l'instrument chirurgical pour l'amener au centre de l'image endoscopique s'il n'est pas présent dans le champ visuel de la caméra, la deuxième tâche permet au chirurgien de placer automatiquement l'instrument chirurgical à une position choisie dans l'espace de travail.

Dans le premier chapitre de ce mémoire, nous avons tout d'abord introduit le contexte de l'application médicale qui est la laparoscopie opératoire ou coelioscopie interventionnelle, ainsi qu'un état de l'art sur les systèmes robotiques permettant de manipuler l'endoscope et les instruments chirurgicaux. Le modèle géométrique du manipulateur AESOP utilisé pour nos expérimentations et la modélisation cinématique propre à la manipulation laparoscopique sont également développés.

Nos contributions apparaissent à partir du deuxième chapitre de cette thèse. Dans ce chapitre, nous décrivons les travaux existants sur l'aide au geste chirurgical en laparoscopie dans lesquels la commande par retour visuel est utilisée. Ensuite, nous présentons nos motivations concernant la réalisation de tâches automatiques de récupération et de positionnement de l'instrument chirurgical et les problématiques associées. Pour localiser l'instrument chirurgical, nous avons conçu un système à pointage laser qui permet de projeter un motif laser sur la surface de la scène suivant l'axe de l'instrument. Les coordonnées sur le plan image de ce motif laser et celles de marqueurs lumineux fixés sur l'extrémité de l'instrument sont les informations visuelles nécessaires à la commande du système.

Des méthodes robustes de traitement d'image permettant d'extraire les informations visuelles malgré de nombreuses difficultés liées à la complexité de la scène, au mouvement des organes ainsi qu'aux mauvaises conditions d'éclairage, ont été décrites dans le troisième chapitre. Un système original de clignotement des lasers et des marqueurs lumineux est présenté qui utilise la propriété d'entrelacement des trames paires et impaires dans l'images vidéo associée à un filtrage spatiale adéquat.

Dans le quatrième chapitre, différentes commandes par vision permettant d'orienter l'instrument chirurgical de manière à centrer le motif laser sur une cible sont détaillées. Les résultats expérimentaux obtenus à partir d'essais sur une maquette simulant l'abdomen du patient et également en conditions chirurgicales réelles sont

présentés. Pour éviter l'utilisation d'un système de localisation externe fournissant la position relative entre la caméra et l'instrument, nous avons proposé d'estimer en ligne la matrice d'interaction utilisée dans la commande. Une commande adaptative est également proposée.

Pour terminer ce mémoire, nous présentons dans le cinquième chapitre le séquençage des tâches automatiques permettant de récupérer et de positionner l'instrument chirurgical. Une commande par asservissement visuel hybride est proposée pour la tâche de positionnement. Les résultats du positionnement complet de l'instrument obtenus lors d'essais sur le dispositif du laboratoire et également d'expérimentations *in vivo* à l'IRCAD sont présentés.

Un long travail de recherche et de développement a été nécessaire pour aboutir aux résultats mentionnés, car aucun travail portant sur ce sujet n'avait précédemment été réalisé au sein du laboratoire. En effet, la mise en place du protocole de communication entre le PC et le robot, la commande cinématique du robot, la programmation des algorithmes de commande et du traitement d'image ainsi que la conception du dispositif à pointage laser avec le câblage des fibres optiques, des sources lasers et des collimateurs, s'intègrent dans le travail préliminaire à cette recherche. Cette mise en place du système expérimental m'a permis d'augmenter mes compétences dans différents domaines, complémentaires les uns aux autres, qui sont la robotique, le traitement d'image, la commande par vision, la commande par retour d'effort, l'automatique, l'informatique, l'électronique et l'optique.

L'une des difficultés rencontrées lors de cette recherche concerne l'application de la robotique à la chirurgie. N'ayant pas initialement de formation médicale, c'est sur le terrain que j'ai découvert les techniques pratiquées, ainsi que les équipements utilisés par les chirurgiens (appareillages, endoscopes, instruments chirurgicaux,...). Ceci a été rendu possible grâce à la très bonne collaboration avec nos partenaires de l'IRCAD (responsable Jacques Marescaux), qui ont régulièrement mis à notre disposition leurs équipements et des moyens médicaux, nous permettant ainsi de réaliser des expérimentations *in vivo*. Ainsi tout au long de mon travail de thèse, une vraie synergie s'est créée entre les médecins et ingénieurs.

Je souhaite aussi souligner que j'ai eu l'opportunité de disposer d'un robot médical AESOP, lequel nous a été prêté gracieusement par la Société Computer Motion, me permettant ainsi de réaliser des expérimentations sur des cochons anesthésiés.

Enfin, j'ai pu remarquer grâce aux expérimentations *in vivo* qu'un fossé important existe entre l'étude théorique, qui est validée par diverses simulations, et la réalité concrète et pratique. Ces différences s'expliquent par la grande complexité des tissus organiques. Lors des expérimentations, du fait que l'animal était vivant, nous avons ainsi observé très rapidement que les mouvements de respiration rendent difficile la détection des informations, cette difficulté est accentuée également par les mauvaises conditions d'éclairage et la complexité de la scène. Entre autres, la mise au point d'une technique robuste originale de détection des marqueurs lumineux par clicnotement et synchronisation est le fruit du retour sur expérience pratique.

Perspectives

Dans le prolongement direct de ces travaux de thèse, plusieurs études sont à envisager :

- Une étude clinique est planifiée pour comparer les performances du système de commande automatique avec celles de différents chirurgiens, débutants et experts, pilotant manuellement un système télé-opéré pour réaliser les tâches de récupération et de positionnement de l'instrument. Cette étude sera menée dans le but de valider cliniquement le système de commande proposé. De plus, pour respecter les contraintes médicales, comme par exemple l'aseptie, un projet de partenariat avec un industriel est actuellement en discussion concernant le développement d'un système de pointage laser pouvant être stérilisé dans un autoclave.
- Etant donné que le mouvement des organes, lié à la respiration et aux battements du coeur, est généré de manière cyclique, il serait intéressant d'étudier et de tester une commande prédictive qui tiendrait compte de cette perturbation pour suivre les organes en mouvement et augmenter ainsi la précision du positionnement. Cette étude est actuellement en cours dans le cadre d'une thèse au sein de notre laboratoire. Des premiers résultats positifs ont déjà été présentés [GKG⁺02]. Dans cette étude, une commande prédictive généralisée (CPG) est proposée pour rejeter la perturbation introduite par le mouvement de l'organe et maintenir la distance séparant l'instrument et l'organe pointé à une valeur constante.
- Il serait également intéressant de vérifier expérimentalement la commande théorique présentée dans le paragraphe 4.4.3 où une approximation de la matrice d'interaction est calculée analytiquement. Pour ce faire, il serait nécessaire de mesurer la position relative entre la caméra et l'instrument chirurgical. Une solution serait de reconstruire cette position relative à partir d'informations visuelles en utilisant une technique de reconstruction de pose basée sur la connaissance du modèle géométrique de l'instrument.
- Dans le chapitre 3, nous avons proposé de reconstruire la distance d_3 séparant l'instrument et l'organe pointé à l'aide du bi-rapport en utilisant les distances séparant les marqueurs lumineux dans l'espace et leurs projections respectives dans l'image. Cependant, une étude de sensibilité nous a montré que la précision de cette mesure est dépendante de la configuration géométrique entre la caméra, l'instrument, et l'organe, ce qui peut réduire la précision du positionnement de l'instrument. Une autre solution pour mesurer cette distance serait d'utiliser le système de pointage laser en tant que télémètre laser et d'augmenter ainsi la précision de la mesure.
- L'utilisation d'un modèle de diffusion de la lumière laser sur la surface des

organes, nous semble une solution intéressante à étudier pour extraire précisément les positions respectives des 4 spots lasers contrairement à l'extraction actuelle du barycentre de la tache laser qui résulte de la diffusion du motif laser sur la surface des organes. Nous pourrions ainsi éviter de poser l'hypothèse que l'image du point d'intersection entre le prolongement de l'axe de l'instrument et l'organe correspond au barycentre de l'image de la tâche laser diffusée. A partir des coordonnées images précises des 4 spots laser séparément, nous pourrions également envisager de reconstruire l'orientation de la surface où est projeté le motif laser par rapport au repère de l'instrument ou de la caméra. Ainsi, un modèle analytique de la matrice d'interaction tenant compte de l'orientation de la surface pourrait être considéré dans la commande du système.

- La réalisation d'autres tâches automatiques permettant d'assister le chirurgien durant l'intervention chirurgicale est également à l'étude. Nous avons pu constater que le geste permettant de réaliser une suture est très difficile à entreprendre en laparoscopie, que ce soit en intervention manuelle ou télé-opérée. Ainsi, au laboratoire une étude est en cours sur le développement d'une commande par vision permettant de réaliser automatiquement des points de suture.

Grâce aux recherches en cours, il est clair que la robotique médicale tient une place de plus en plus importante dans la recherche actuellement menée en robotique. Par les progrès qu'elle apporte ou promet d'apporter, elle suscite l'engouement et la passion de tous, à la fois de la communauté médicale, des scientifiques et du grand public. Le défi est énorme et passionnant !

ANNEXE

Annexe A

MODÈLES ET CALCULS

A.1 Modèle géométrique du manipulateur AESOP

A.1.1 Convention de Denavit-Hartenberg

La convention de Denavit-Hartenberg a été introduite en robotique pour formaliser et simplifier le modèle géométrique des bras manipulateurs en imposant 2 contraintes sur la position relative entre 2 repères consécutifs (voir Fig. A.1). Ces 2

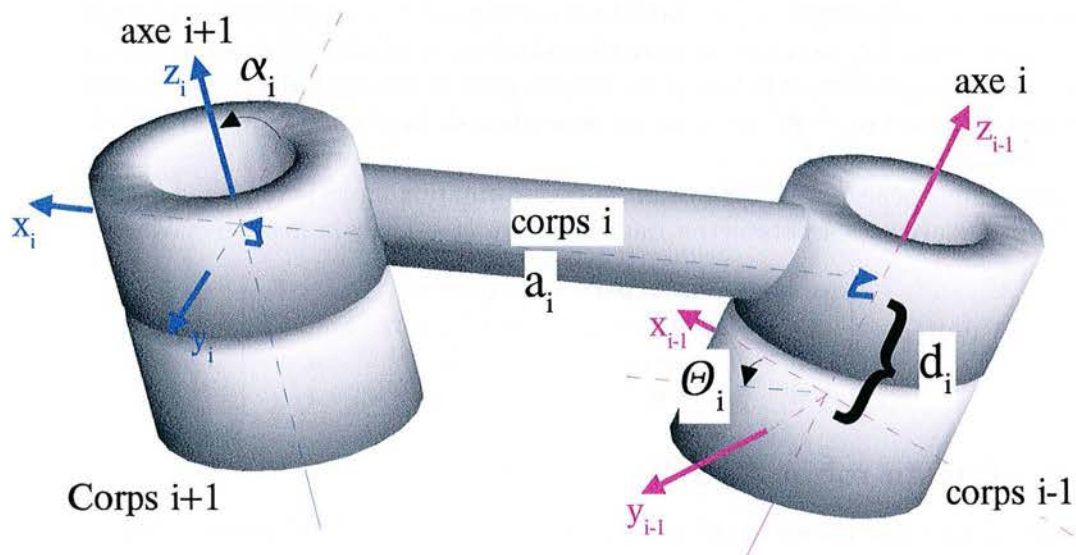


Fig. A.1: Positionnement relative entre 2 repères consécutifs d'après la convention de Denavit-Hartenberg non modifiée

contraintes permettent de réduire les 6 paramètres de l'attitude d'un repère $\{i\}$ par rapport à un repère $\{i-1\}$ à 4 paramètres uniques. Nous utilisons la convention de Denavit-Hartenberg non modifiée (voir [SV89]) où les 2 contraintes sont :

1. L'axe \hat{X}_i de $\{i\}$ est perpendiculaire à l'axe \hat{Z}_{i-1} de $\{i-1\}$
2. L'axe \hat{X}_i de $\{i\}$ et l'axe \hat{Z}_{i-1} de $\{i-1\}$ sont concourants.

De plus, afin de fixer la position des repères par rapport aux corps solides, il est convenu que \hat{Z}_{i-1} est confondu avec l'axe de l'articulation i .¹ La transformation entre $\{i-1\}$ et $\{i\}$ est par convention décomposée en 4 opérations élémentaires :

1. Rotation autour de l'axe \hat{Z}_{i-1} d'un angle θ_i .
2. Translation le long de l'axe \hat{Z}_{i-1} d'une longueur d_i .
3. Translation le long de l'axe \hat{X}_i d'une longueur a_i .
4. Rotation autour de l'axe \hat{X}_i d'un angle α_i .

Les termes a_i , d_i , θ_i et α_i sont appelés les paramètres de Denavit-Hartenberg. Les paramètres a_i et α_i sont constants et dépendent de la géométrie du corps i . Les paramètres d_i et θ_i sont variables ou constants en fonction du type de l'articulation i . Si la liaison est prismatique, d_i est variable et correspond à la coordonnée articulaire de l'axe i ($q_i = d_i$). Le paramètre θ_i reste alors constant et dépend de la géométrie du corps $(i-1)$. Inversement, si la liaison est rotoïde alors θ_i correspond à la coordonnée articulaire de l'axe i ($q_i = \theta_i$), et d_i qui est dépendant de la géométrie du corps $(i-1)$ reste constant.

La matrice homogène ${}^{(i-1)}_i\mathbf{H}$, définissant la transformation entre le repère $\{i-1\}$ et $\{i\}$, s'exprime avec ces 4 paramètres dans le repère $\{i-1\}$ de la manière suivante :

$${}^{(i-1)}_i\mathbf{H} = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.1})$$

A.1.2 Cas du robot AESOP

Etant donné que l'orientation autour de l'axe réglable 4 (cf. figure 1.19) du manipulateur AESOP est fixée initialement et reste constante durant l'utilisation du robot, les degrés de liberté du manipulateur sont réduits à 6 et, par conséquent, la coordonnée angulaire, que nous notons θ_c , autour de cet axe 4 n'intervient pas dans le vecteur des variables articulaires \mathbf{q} .

La figure A.2 présente le modèle géométrique du robot AESOP, avec les 6 variables articulaires. C'est à dire : q_1, q_2, q_3 correspondant aux axes 1,2,3 de la figure

¹ Il faut noter que le choix de la direction de \hat{Z}_{i-1} est laissé libre; il existe donc encore deux directions possibles pour \hat{Z}_{i-1} , l'une étant l'opposée de l'autre.

1.19 et q_4, q_5, q_6 aux axes 5,6,7, avec le positionnement des repères respectant la convention de Denavit-Hartenberg non modifiée. Le tableau A.1 donne les valeurs

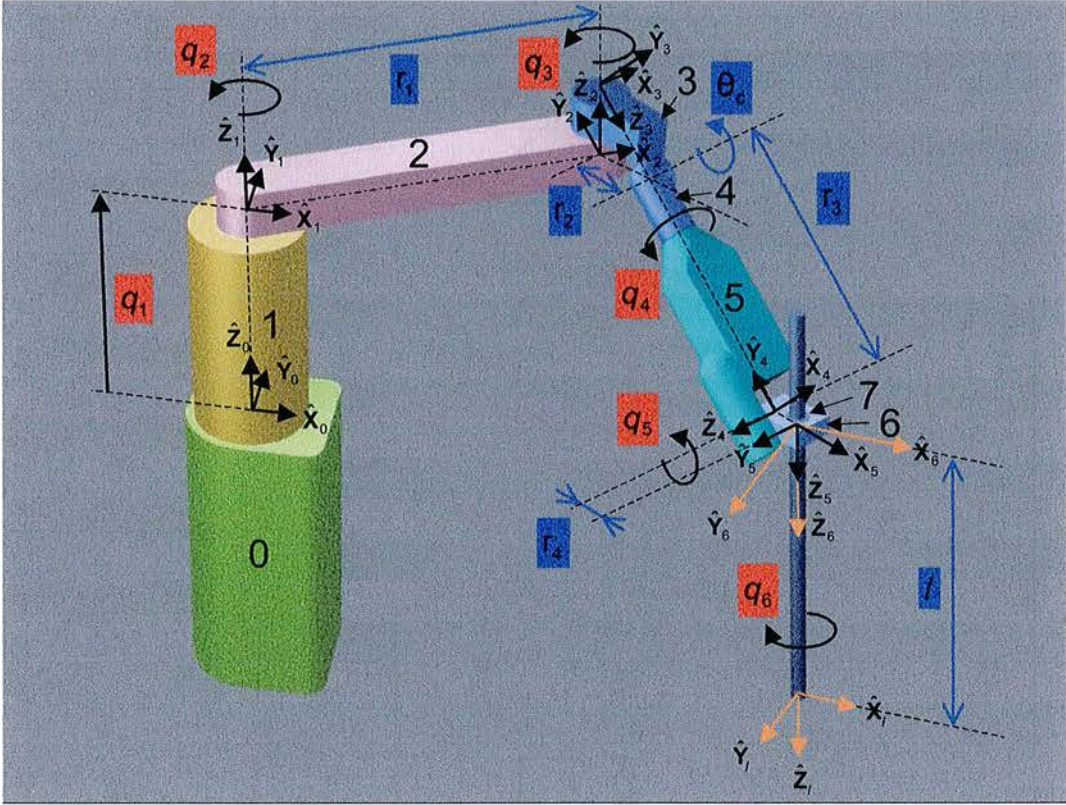


Fig. A.2: Le modèle géométrique du robot AESOP.

des paramètres de Denavit-Hartenberg du modèle géométrique du robot AESOP avec :

$$r_1 = 39 \text{ cm} \quad r_2 = 9 \text{ cm} \quad r_3 = 29,5 \text{ cm} \quad r_4 = 1,65 \text{ cm}$$

$$\theta_c = \begin{cases} -0,75 \text{ rad} & \text{(configuration 1)} \\ -0,5 \text{ rad} & \text{(configuration 2)} \\ 0,25 \text{ rad} & \text{(configuration 3)} \\ 0 \text{ rad} & \text{(configuration 4)} \\ 0,25 \text{ rad} & \text{(configuration 5)} \\ 0,5 \text{ rad} & \text{(configuration 6)} \\ 0,75 \text{ rad} & \text{(configuration 7)} \end{cases}$$

Nous pouvons ainsi définir 6 matrices homogènes réalisant les transformations euclidiennes entre deux repères successifs. Ces matrices homogènes propres au manipulateur AESOP sont les suivantes :

i	a_i	α_i	d_i	θ_i	$\min(q_i)$	$\max(q_i)$
1	0	0	q_1	0	0	36.8 cm
2	r_1	0	0	q_2	-2.878 rad	2.765 rad
3	0	$\pi/2 - \theta_c$	$-r_2 \tan \theta_c$	$q_3 + \pi/2$	-2.480 rad	2.395 rad
4	0	$-\pi/2$	$r_2/\cos \theta_c + r_3$	$q_4 + \pi/2$	-2.356 rad	2.343 rad
5	r_4	$\pi/2$	0	$q_5 - \pi/2$	-1.912 rad	1.544 rad
6	0	0	0	q_6	-	-

Tab. A.1: Paramètres de Denavit-Hartenberg du robot AESOP.

$$\begin{aligned}
{}^0\mathbf{H} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & q_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^1\mathbf{H} &= \begin{bmatrix} \cos q_2 & -\sin q_2 & 0 & r_1 \cos q_2 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 & r_1 \sin q_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^2\mathbf{H} &= \begin{bmatrix} -\sin q_3 & -\cos q_3 \sin \theta_c & \cos q_3 \cos \theta_c & 0 \\ \cos q_3 & -\sin q_3 \sin \theta_c & \sin q_3 \cos \theta_c & 0 \\ 0 & \cos \theta_c & \sin \theta_c & -r_2 \tan \theta_c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^3\mathbf{H} &= \begin{bmatrix} -\sin q_4 & 0 & -\cos q_4 & 0 \\ \cos q_4 & 0 & -\sin q_4 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & r_2/\cos \theta_c + r_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^4\mathbf{H} &= \begin{bmatrix} \sin q_5 & 0 & -\cos q_5 & r_4 \sin q_5 \\ -\cos q_5 & 0 & -\sin q_5 & -r_4 \cos q_5 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^5\mathbf{H} &= \begin{bmatrix} \cos q_6 & -\sin q_6 & 0 & 0 \\ \sin q_6 & \cos q_6 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Nous choisissons le repère de base du robot $\{B\}$ égal à $\{0\}$. La transformation homogène ${}^B\mathbf{H}$ entre le repère de base du robot, $\{B\}$ et le repère de l'effecteur, $\{E\} = \{6\}$, exprimée dans le repère de base est obtenue en effectuant le produit successif des 6 matrices homogènes :

$${}^B\mathbf{H} = {}^B\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H} {}^1\mathbf{H} {}^2\mathbf{H} {}^3\mathbf{H} {}^4\mathbf{H} {}^5\mathbf{H} \quad (\text{A.2})$$

A.2 Définition de la transformation T_6

Grâce à la décomposition d'une rotation en 3 rotations élémentaires, comme par exemple les angles de roulis, tangage et lacet (cf. [Cra89]), il est possible de convertir une matrice homogène en 6 coordonnées opérationnelles à l'aide de la transformation T_6 décrite dans cette section. Soit \mathbf{H} une matrice homogène définie par :

$$\mathbf{H} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & T_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & T_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & T_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.3})$$

Alors $T_6(\mathbf{H})$, où la rotation élémentaire est sous la forme angles de roulis θ_r , tangage θ_t et lacet θ_l , est donnée par :

$$T_6(\mathbf{H}) = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \\ \theta_r \\ \theta_t \\ \theta_l \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \\ \arctan2(r_{32}, r_{33}) \\ \arctan2(-r_{31}, \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2}) \\ \arctan2(r_{21}, r_{11}) \end{bmatrix} \quad (\text{A.4})$$

Notons qu'il existe des cas singuliers si $\theta_t = \pm 90$ deg. Pour ces cas particuliers, les angles sont donnés par :

$$\begin{aligned} \text{Si } \theta_t = 90 \text{ deg alors : } & \theta_r = 0 \quad \theta_t = 90 \quad \theta_l = \arctan2(r_{12}, r_{22}) \\ \text{Si } \theta_t = -90 \text{ deg alors : } & \theta_r = 0 \quad \theta_t = -90 \quad \theta_l = -\arctan2(r_{12}, r_{22}) \end{aligned}$$

Il faut noter que d'autres représentations de la rotation élémentaire existent, celles-ci sont décrites, par exemple, dans [Cra89] et [KD99] avec les transformations T_6 correspondantes.

A.3 Calcul de la matrice Jacobienne \mathbf{J} du manipulateur AESOP

Nous développons ici le calcul de la matrice Jacobienne \mathbf{J} du manipulateur AESOP qui relie la vitesse $\dot{\mathbf{q}}$ des coordonnées articulaires du robot à la vitesse cartésienne ${}^B(B)\nu_6$ de l'effecteur :

$${}^B(B)\nu_6 = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.5})$$

Nous utilisons la méthode de propagation des vitesses qui permet de construire la matrice Jacobienne \mathbf{J} avec la seule connaissance du modèle géométrique direct du robot et sans calculer de dérivée partielle (cf. [SV89]).

Pour un robot série constitué d'un chaînage de n corps, nous pouvons appliquer la loi de propagation des vitesses pour calculer la vitesse du repère de l'organe terminal $\{n\}$ par rapport au repère de base du robot $\{B\} = \{0\}$ en fonction des vitesses relatives entre deux repères successifs. La décomposition de la vitesse linéaire ${}^0({}^0\mathbf{V}_{O_n})$ est donnée par :

$$\begin{aligned}
{}^0({}^0\mathbf{V}_{O_n}) &= [{}^0({}^0\mathbf{V}_{O_1}) + {}^0({}^0\boldsymbol{\Omega}_1) \times {}^0({}^0\mathbf{O}_n)] \\
&+ [{}^0({}^1\mathbf{V}_{O_2}) + {}^0({}^1\boldsymbol{\Omega}_2) \times {}^0({}^1\mathbf{O}_n)] \\
&\vdots \\
&+ [{}^0({}^{n-1}\mathbf{V}_{O_n}) + {}^0({}^{n-1}\boldsymbol{\Omega}_n) \times {}^0({}^{n-1}\mathbf{O}_n)] \\
&= \sum_{i=1}^n [{}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_{O_i}) + {}^0({}^{i-1}\boldsymbol{\Omega}_i) \times {}^0({}^{i-1}\mathbf{O}_n)] \\
&= \sum_{i=1}^n {}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_i^{O_n}) \tag{A.6}
\end{aligned}$$

Nous définissons par la notation ${}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_i^{O_n})$ la vitesse du point \mathbf{O}_n obtenue par le mouvement du repère $\{i\}$ par rapport à $\{i-1\}$ exprimée dans le repère $\{0\}$ en considérant que les repères $\{i\}$ et $\{n\}$ sont solidaires entre eux. L'expression de la vitesse ${}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_i^{O_n})$ peut être réduite par le fait que l'articulation i entre deux corps successifs $(i-1)$ et (i) correspond soit à une liaison prismatique soit à une liaison rotoïde. De plus, en utilisant la convention de Denavit-Hartenberg, il est convenu que l'axe \hat{Z}_{i-1} du repère $\{i-1\}$ soit confondu avec l'axe de l'articulation i . La coordonnée articulaire q_i est ainsi directement la composante de la translation ou de la rotation selon l'axe \hat{Z}_{i-1} . Nous pouvons par conséquent simplifier l'expression de la vitesse ${}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_i^{O_n})$ en fonction du type de la liaison i pour les deux cas suivants :

$$\begin{aligned}
- \text{ Si la liaison est prismatique : } & {}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_i^{O_n}) = {}^0\hat{Z}_{i-1} \dot{q}_i \\
- \text{ Si la liaison est rotoïde : } & {}^0({}^{i-1}\mathbf{V}_i^{O_n}) = \dot{q}_i {}^0\hat{Z}_{i-1} \times {}^0({}^{i-1}\mathbf{O}_n) \\
& = \dot{q}_i {}^0\hat{Z}_{i-1} \times ({}_{i-1}^0\mathbf{R}^{i-1}\mathbf{O}_n) \tag{A.7}
\end{aligned}$$

La vitesse angulaire ${}^0({}^0\boldsymbol{\Omega}_n)$ du repère $\{n\}$ par rapport au repère $\{0\}$ en fonction des vitesses relatives entre repères successifs est définie par la décomposition suivante :

$${}^0({}^0\boldsymbol{\Omega}_n) = {}^0({}^0\boldsymbol{\Omega}_1) + {}^0({}^1\boldsymbol{\Omega}_2) + \dots + {}^0({}^{n-1}\boldsymbol{\Omega}_n) = \sum_{i=1}^n {}^0({}^{i-1}\boldsymbol{\Omega}_i) \tag{A.8}$$

A nouveau, en fonction du type de liaison de l'axe i , la vitesse angulaire du repère (i) par rapport au repère $(i-1)$ est donnée pour les deux cas suivants :

$$\begin{aligned}
- \text{ Si la liaison est prismatique : } & {}^0({}^{i-1}\boldsymbol{\Omega}_i) = 0 \\
- \text{ Si la liaison est rotoïde : } & {}^0({}^{i-1}\boldsymbol{\Omega}_i) = {}^0(\hat{Z}_{i-1})\dot{q}_i \tag{A.9}
\end{aligned}$$

A partir des équations (A.6), (A.7), (A.8) et (A.9), nous pouvons exprimer le torseur cinématique du repère $\{n\}$ de l'organe terminal par rapport au repère de base du robot $\{B\} = \{0\}$ en fonction des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$ du robot :

$${}^0({}^0\nu_n) = \begin{bmatrix} {}^0({}^0\mathbf{V}_{O_n}) \\ {}^0({}^0\boldsymbol{\Omega}_n) \end{bmatrix} = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.10})$$

où la matrice Jacobienne \mathbf{J} est obtenue en calculant :

$$\mathbf{J} = [\mathbf{J}_1 \quad \mathbf{J}_2 \quad \dots \quad \mathbf{J}_n] \quad (\text{A.11})$$

$$\begin{aligned} \text{avec :} \quad \mathbf{J}_i &= \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_{i-1}) \\ \mathbf{0}_{[3 \times 1]} \end{bmatrix} && \text{si la liaison } i \text{ est prismatique} \\ \text{et :} \quad \mathbf{J}_i &= \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_{i-1}) \times ({}_{i-1}^0\mathbf{R} \ {}^{i-1}\mathbf{O}_n) \\ {}^0(\hat{Z}_{i-1}) \end{bmatrix} && \text{si la liaison } i \text{ est rotoïde} \end{aligned} \quad (\text{A.12})$$

L'orientation de l'axe \hat{Z}_{i-1} par rapport au repère $\{0\}$, la matrice de rotation ${}_{i-1}^0\mathbf{R}$ décrivant la rotation du repère $\{i-1\}$ par rapport au repère $\{0\}$ et les coordonnées de l'origine \mathbf{O}_n exprimées dans le repère $\{i-1\}$ sont calculées directement à partir du modèle géométrique direct du robot.

La matrice Jacobienne \mathbf{J} du manipulateur AESOP exprime la vitesse ${}^B({}^B\nu_{O_6})$ de l'effecteur du robot en fonction du vecteur des 6 vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$ dans le repère de base du robot $\{B\}$. Elle est calculée numériquement à partir de la méthode de décomposition des vitesses en effectuant :

$$\mathbf{J} = [\mathbf{J}_1 \quad \mathbf{J}_2 \quad \mathbf{J}_3 \quad \mathbf{J}_4 \quad \mathbf{J}_5 \quad \mathbf{J}_6] \quad (\text{A.13})$$

avec

$$\mathbf{J}_1 = \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_0) \\ \mathbf{0}_{[3 \times 1]} \end{bmatrix} = [0 \quad 0 \quad 1 \quad 0 \quad 0 \quad 0]^T \quad (\text{A.14})$$

$$\mathbf{J}_2 = \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_1) \times ({}^0_1\mathbf{R} \ {}^1\mathbf{O}_6) \\ {}^0(\hat{Z}_1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0h_{13} \\ {}^1h_{23} \\ {}^0h_{33} \end{bmatrix} \times \left({}^0_1\mathbf{R} \begin{bmatrix} {}^1h_{14} \\ {}^1h_{24} \\ {}^1h_{34} \end{bmatrix} \right) \\ \begin{bmatrix} {}^0h_{13} \\ {}^1h_{23} \\ {}^0h_{33} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (\text{A.15})$$

où ${}^i_6\mathbf{H} = ({}^0_1\mathbf{H})^{-1} {}^0_6\mathbf{H}$ et où la matrice homogène décrivant la transformation entre le repère $\{i\}$ et le repère $\{j\}$ est notée :

$${}^i_j\mathbf{H} = \begin{bmatrix} {}^i_j\mathbf{R} & \begin{bmatrix} {}^i_jh_{14} \\ {}^i_jh_{24} \\ {}^i_jh_{34} \end{bmatrix} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^i_jh_{11} & {}^i_jh_{12} & {}^i_jh_{13} & {}^i_jh_{14} \\ {}^i_jh_{21} & {}^i_jh_{22} & {}^i_jh_{23} & {}^i_jh_{24} \\ {}^i_jh_{31} & {}^i_jh_{32} & {}^i_jh_{33} & {}^i_jh_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.16})$$

Ensuite,

$$\mathbf{J}_3 = \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_2) \times ({}^0\mathbf{R} {}^2\mathbf{O}_6) \\ {}^0(\hat{Z}_2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 2 \\ 0 \\ 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \times \left({}^0\mathbf{R} \begin{bmatrix} 2 \\ 6 \\ 2 \\ 6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{14} \\ h_{24} \\ h_{34} \end{bmatrix} \right) \\ \begin{bmatrix} 0 \\ 2 \\ 0 \\ 2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (\text{A.17})$$

où ${}^0\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H} {}^1\mathbf{H} {}^2\mathbf{H}$ et ${}^2\mathbf{H} = ({}^0\mathbf{H})^{-1} {}^0\mathbf{H}$.

$$\mathbf{J}_4 = \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_3) \times ({}^0\mathbf{R} {}^3\mathbf{O}_6) \\ {}^0(\hat{Z}_3) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 3 \\ 0 \\ 3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \times \left({}^0\mathbf{R} \begin{bmatrix} 3 \\ 6 \\ 3 \\ 6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{14} \\ h_{24} \\ h_{34} \end{bmatrix} \right) \\ \begin{bmatrix} 0 \\ 3 \\ 0 \\ 3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (\text{A.18})$$

où ${}^0\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H} {}^1\mathbf{H} {}^2\mathbf{H} {}^3\mathbf{H}$ et ${}^3\mathbf{H} = ({}^0\mathbf{H})^{-1} {}^0\mathbf{H}$.

$$\mathbf{J}_5 = \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_4) \times ({}^0\mathbf{R} {}^4\mathbf{O}_6) \\ {}^0(\hat{Z}_4) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 4 \\ 0 \\ 4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \times \left({}^0\mathbf{R} \begin{bmatrix} 4 \\ 6 \\ 4 \\ 6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{14} \\ h_{24} \\ h_{34} \end{bmatrix} \right) \\ \begin{bmatrix} 0 \\ 4 \\ 0 \\ 4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (\text{A.19})$$

où ${}^0\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H} {}^1\mathbf{H} {}^2\mathbf{H} {}^3\mathbf{H} {}^4\mathbf{H}$ et ${}^4\mathbf{H} = ({}^0\mathbf{H})^{-1} {}^0\mathbf{H}$.

Enfin,

$$\mathbf{J}_6 = \begin{bmatrix} {}^0(\hat{Z}_5) \times ({}^0\mathbf{R} {}^5\mathbf{O}_6) \\ {}^0(\hat{Z}_5) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 5 \\ 0 \\ 5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \times \left({}^0\mathbf{R} \begin{bmatrix} 5 \\ 6 \\ 5 \\ 6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{14} \\ h_{24} \\ h_{34} \end{bmatrix} \right) \\ \begin{bmatrix} 0 \\ 5 \\ 0 \\ 5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{13} \\ h_{23} \\ h_{33} \end{bmatrix} \end{bmatrix} \quad (\text{A.20})$$

où ${}^0\mathbf{H} = {}^0\mathbf{H} {}^1\mathbf{H} {}^2\mathbf{H} {}^3\mathbf{H} {}^4\mathbf{H} {}^5\mathbf{H}$.

A.4 Calcul de la matrice Jacobienne \mathbf{J}_ν du manipulateur AESOP

La matrice Jacobienne \mathbf{J}_ν du manipulateur AESOP exprime la vitesse ${}^6({}^B\boldsymbol{\nu}_6)$ de l'effecteur du robot en fonction du vecteur des 4 vitesses articulaires commandées $\dot{\mathbf{q}}_c$ dans le repère de l'effecteur $\{6\}$. Elle est calculée à partir de la matrice Jacobienne

\mathbf{J} décrite dans l'annexe A.4 et des relations décrivant le couplage de la vitesse de translation ${}^6(B\mathbf{V}_{O_6})$ avec la vitesse de rotation ${}^6(B\boldsymbol{\Omega}_6)$ qui sont rappelées ci-dessous :

$${}^6(B\mathbf{V}_{O_6}) {}^6(\hat{X}_6) = -d_1 {}^6(B\boldsymbol{\Omega}_6) {}^6(\hat{Y}_6) \quad (\text{A.21})$$

$${}^6(B\mathbf{V}_{O_6}) {}^6(\hat{Y}_6) = d_1 {}^6(B\boldsymbol{\Omega}_6) {}^6(\hat{X}_6) \quad (\text{A.22})$$

Le torseur cinématique de l'effecteur exprimé dans le repère $\{6\}$ est donné par :

$${}^6(B\nu_{O_6}) = \begin{bmatrix} {}^6_B\mathbf{R} & \mathbf{0}_{[3 \times 3]} \\ \mathbf{0}_{[3 \times 3]} & {}^6_B\mathbf{R} \end{bmatrix} \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} = {}^6\mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{A.23})$$

où

$${}^6\mathbf{J}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} j_{11}(\mathbf{q}) & \dots & j_{16}(\mathbf{q}) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ j_{61}(\mathbf{q}) & \dots & j_{66}(\mathbf{q}) \end{bmatrix} \quad (\text{A.24})$$

est la matrice Jacobienne du robot définissant la vitesse de l'effecteur dans le repère $\{6\}$. En développant les relations scalaires (A.21) et (A.22) en fonction des 6 variables articulaires, nous obtenons :

$$\begin{cases} j_{11}\dot{q}_1 + j_{12}\dot{q}_2 + j_{13}\dot{q}_3 + j_{14}\dot{q}_4 + j_{15}\dot{q}_5 + j_{16}\dot{q}_6 \\ \quad = -d_1(j_{51}\dot{q}_1 + j_{52}\dot{q}_2 + j_{53}\dot{q}_3 + j_{54}\dot{q}_4 + j_{55}\dot{q}_5 + j_{56}\dot{q}_6) \\ j_{21}\dot{q}_1 + j_{22}\dot{q}_2 + j_{23}\dot{q}_3 + j_{24}\dot{q}_4 + j_{25}\dot{q}_5 + j_{26}\dot{q}_6 \\ \quad = d_1(j_{41}\dot{q}_1 + j_{42}\dot{q}_2 + j_{43}\dot{q}_3 + j_{44}\dot{q}_4 + j_{45}\dot{q}_5 + j_{46}\dot{q}_6) \end{cases} \quad (\text{A.25})$$

A partir de ce système à 2 équations, nous pouvons exprimer les vitesses articulaires \dot{q}_4 et \dot{q}_5 en fonction des vitesses $\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \dot{q}_6$ et de la distance d_1 :

$$\begin{aligned} \dot{q}_4 &= \frac{(d_1 j_{51} + j_{11})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{41} - j_{21})(d_1 j_{55} + j_{15})}{(j_{14} + d_1 j_{54})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{44} - j_{24})(d_1 j_{55} + j_{15})} \dot{q}_1 \\ &\quad - \frac{(d_1 j_{52} + j_{12})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{42} - j_{22})(d_1 j_{55} + j_{15})}{(j_{14} + d_1 j_{54})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{44} - j_{24})(d_1 j_{55} + j_{15})} \dot{q}_2 \\ &\quad - \frac{(d_1 j_{53} + j_{13})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{43} - j_{23})(d_1 j_{55} + j_{15})}{(j_{14} + d_1 j_{54})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{44} - j_{24})(d_1 j_{55} + j_{15})} \dot{q}_3 \\ &\quad - \frac{(d_1 j_{56} + j_{16})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{46} - j_{26})(d_1 j_{55} + j_{15})}{(j_{14} + d_1 j_{54})(j_{25} - d_1 j_{45}) + (d_1 j_{44} - j_{24})(d_1 j_{55} + j_{15})} \dot{q}_6 \\ &= a_1(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_1 + a_2(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_2 + a_3(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_3 + a_4(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_6 \end{aligned} \quad (\text{A.26})$$

$$\begin{aligned} \dot{q}_5 &= \frac{(d_1 j_{51} + j_{11})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{41} - j_{21})(d_1 j_{54} + j_{14})}{(j_{15} + d_1 j_{55})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{45} - j_{25})(d_1 j_{54} + j_{14})} \dot{q}_1 \\ &\quad - \frac{(d_1 j_{52} + j_{12})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{42} - j_{22})(d_1 j_{54} + j_{14})}{(j_{15} + d_1 j_{55})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{45} - j_{25})(d_1 j_{54} + j_{14})} \dot{q}_2 \\ &\quad - \frac{(d_1 j_{53} + j_{13})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{43} - j_{23})(d_1 j_{54} + j_{14})}{(j_{15} + d_1 j_{55})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{45} - j_{25})(d_1 j_{54} + j_{14})} \dot{q}_3 \\ &\quad - \frac{(d_1 j_{56} + j_{16})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{46} - j_{26})(d_1 j_{54} + j_{14})}{(j_{15} + d_1 j_{55})(j_{24} - d_1 j_{44}) + (d_1 j_{45} - j_{25})(d_1 j_{54} + j_{14})} \dot{q}_6 \\ &= b_1(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_1 + b_2(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_2 + b_3(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_3 + b_4(\mathbf{q}, d_1) \dot{q}_6 \end{aligned} \quad (\text{A.27})$$

Ces relations décrivant le couplage des vitesses articulaires permettent ainsi de définir le vecteur $\dot{\mathbf{q}}$ des 6 vitesses articulaires en fonction du vecteur $\dot{\mathbf{q}}_c$ des 4 vitesses articulaires commandées :

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \\ \dot{q}_4 \\ \dot{q}_5 \\ \dot{q}_6 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ a_1(\mathbf{q}, d_1) & a_2(\mathbf{q}, d_1) & a_3(\mathbf{q}, d_1) & a_4(\mathbf{q}, d_1) \\ b_1(\mathbf{q}, d_1) & b_2(\mathbf{q}, d_1) & b_3(\mathbf{q}, d_1) & b_4(\mathbf{q}, d_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \\ \dot{q}_6 \end{bmatrix} \\ \dot{\mathbf{q}} &= \underbrace{\mathbf{C}(\mathbf{q}, d_1)}_{[6 \times 4]} \dot{\mathbf{q}}_c \end{aligned} \quad (\text{A.28})$$

Notons que la matrice \mathbf{C} réalisant le couplage des vitesses articulaires dépend des 6 coordonnées articulaires \mathbf{q} et de la distance réelle d_1 entre l'effecteur du robot et le point d'incision.

Enfin, la matrice Jacobienne \mathbf{J}_ν exprimant la vitesse ${}^6(B)\nu_6$ de l'effecteur du robot dans le repère $\{6\}$ en fonction des vitesses articulaires commandées $\dot{\mathbf{q}}_c$ est

obtenue en combinant les équations (A.23) et (A.28) :

$$\begin{aligned} {}^6({}^B\nu_6) &= {}^6\mathbf{J}(\mathbf{q})\mathbf{C}(\mathbf{q}, d_1)\dot{\mathbf{q}}_c \\ &= \underbrace{\mathbf{J}_\nu(\mathbf{q}, d_1)}_{[6 \times 4]}\dot{\mathbf{q}}_c \end{aligned} \quad (\text{A.29})$$

A.5 Estimation de la position du point d'incision

Dans cette annexe, nous développons l'algorithme des moindres carrés récursifs utilisé pour estimer la position du point d'incision dans le repère de base du robot et la distance d_1 entre l'effecteur du robot et le point d'incision.

A.5.1 Modélisation géométrique

Le vecteur inconnu ${}^B\mathbf{O}_Q = [o_{Qx} \ o_{Qy} \ o_{Qz}]^T$ exprimant la position du point d'incision \mathbf{O}_Q dans le repère de base du robot $\{B\}$ vérifie la relation géométrique suivante :

$${}^B\mathbf{O}_Q = {}^B\mathbf{O}_6 + d_1 {}^B\hat{Z}_6 \quad (\text{A.30})$$

où ${}^B\mathbf{O}_6 = [o_{6x} \ o_{6y} \ o_{6z}]^T$ est la position de l'origine du repère de l'effecteur exprimée dans le repère de base du robot et ${}^B\hat{Z}_6$ est le vecteur directeur de l'axe \hat{Z}_6 du repère de l'effecteur exprimé dans le repère de base. A partir de la relation (A.30) nous pouvons écrire :

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} o_{Qx} \\ o_{Qy} \\ o_{Qz} \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} o_{6x} \\ o_{6y} \\ o_{6z} \end{bmatrix} + d_1 {}^B\mathbf{R} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} o_{6x} \\ o_{6y} \\ o_{6z} \end{bmatrix} + d_1 \begin{bmatrix} r_{13} \\ r_{23} \\ r_{33} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (\text{A.31})$$

La position de l'effecteur ${}^B\mathbf{O}_6 = [o_{6x} \ o_{6y} \ o_{6z}]^T$ et le vecteur $[r_{13} \ r_{23} \ r_{33}]^T$ correspondant à la 3^{ème} colonne de la matrice de rotation ${}^B\mathbf{R}$ sont obtenus directement à partir du modèle géométrique direct du robot. En développant l'expression pour chaque coordonnée du point d'incision nous obtenons le système à 3 équations et 4 inconnues suivant :

$$\begin{cases} o_{Qx} = o_{6x} + d_1 r_{13} \\ o_{Qy} = o_{6y} + d_1 r_{23} \\ o_{Qz} = o_{6z} + d_1 r_{33} \end{cases} \quad (\text{A.32})$$

En effectuant, à partir des 3 équations, la somme $o_{Qx} + o_{Qy} + o_{Qz}$ nous pouvons exprimer la distance inconnue d_1 en fonction des 3 coordonnées inconnues du point d'incision par :

$$d_1 = \frac{r_{13}(o_{Qx} - o_{6x}) + r_{23}(o_{Qy} - o_{6y}) + r_{33}(o_{Qz} - o_{6z})}{r_{13}^2 + r_{23}^2 + r_{33}^2} \quad (\text{A.33})$$

or,

$$r_{13}^2 + r_{23}^2 + r_{33}^2 = 1 \quad (\text{A.34})$$

d'où :

$$d_1 = r_{13}(o_{Qx} - o_{6x}) + r_{23}(o_{Qy} - o_{6y}) + r_{33}(o_{Qz} - o_{6z}) \quad (\text{A.35})$$

En remplaçant dans chaque équation du système (A.32) la variable d_1 par l'expression (A.35) nous obtenons le système sous-déterminé suivant dont les inconnues correspondent uniquement aux coordonnées du point d'incision :

$$\begin{cases} o_{6x} - r_{13}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) = (1 - r_{13}^2)o_{Qx} - r_{13}r_{23}o_{Qy} - r_{13}r_{33}o_{Qz} \\ o_{6y} - r_{23}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) = -r_{13}r_{23}o_{Qx} - (1 - r_{23}^2)o_{Qy} - r_{23}r_{33}o_{Qz} \\ o_{6z} - r_{33}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) = -r_{13}r_{33}o_{Qx} - r_{23}r_{33}o_{Qy} - (1 - r_{33}^2)o_{Qz} \end{cases} \quad (\text{A.36})$$

En écrivant (A.36) sous forme vectorielle nous obtenons :

$$\mathbf{Y} = \Phi^T \boldsymbol{\theta} \quad (\text{A.37})$$

avec :

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} o_{6x} - r_{13}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) \\ o_{6y} - r_{23}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) \\ o_{6z} - r_{33}(r_{13}o_{6x} + r_{23}o_{6y} + r_{33}o_{6z}) \end{bmatrix} \quad (\text{A.38})$$

$$\Phi^T = \begin{bmatrix} (1 - r_{13}^2) & -r_{13}r_{23} & -r_{13}r_{33} \\ -r_{13}r_{23} & -(1 - r_{23}^2) & -r_{23}r_{33} \\ -r_{13}r_{33} & -r_{23}r_{33} & -(1 - r_{33}^2) \end{bmatrix} \quad (\text{A.39})$$

$$\boldsymbol{\theta} = [o_{Qx} \quad o_{Qy} \quad o_{Qz}]^T \quad (\text{A.40})$$

Ce système sous-déterminé ne peut pas être résolu directement (Φ^T n'est pas inversible), néanmoins en utilisant les informations obtenues aux instants antérieurs, il est possible d'effectuer une résolution par moindres carrés que nous développons dans les paragraphes suivants.

A.5.2 Paramétrisation linéaire en temps discret

Nous introduisons dans ce paragraphe le modèle paramétrique des systèmes linéaires sur lequel les algorithmes d'estimation sont construits. Dans la littérature [LT01], les modèles paramétriques sont généralement décrits pour des systèmes linéaires mono-dimensionnels. En temps discret, ils sont mis sous la forme :

$$y(t+1) = \phi^T(t)\boldsymbol{\theta}^*(t) + w(t+1) \quad (\text{A.41})$$

où $\theta^*(t)$ sont les paramètres inconnus à identifier (pouvant varier dans le temps), $\Phi^T(t)$ est le vecteur régresseur dont les éléments sont connus à l'instant t , $y(t)$ est un signal scalaire connu correspondant généralement à la sortie du système et $w(t)$ est un signal scalaire inconnu qui représente des perturbations ou du bruit. Notre système étant multidimensionnel, nous proposons d'étendre son modèle à une formulation vectorielle. A partir de l'équation (A.37) le modèle paramétrique est donné par :

$$\mathbf{Y}(t+1) = \Phi^T(t)\theta^*(t) + \mathbf{w}(t+1) \quad (\text{A.42})$$

Ici $\mathbf{Y}(t)$ est un signal vectoriel dont les 3 composantes sont mesurées à partir du modèle géométrique direct du robot, $\Phi^T(t)$ est la matrice de dimension 3 par 3 du régresseur dont les composantes sont également mesurées à partir du modèle géométrique direct du robot. Les coordonnées du point d'incision à identifier constituent le vecteur des paramètres $\theta^*(t) = [o_{Qx}^* \ o_{Qy}^* \ o_{Qz}^*]^T$ et $\mathbf{w}(t+1)$ est un signal vectoriel inconnu représentant des perturbations ou du bruit. A partir de la paramétrisation du système, il est possible de faire une prédiction $\hat{\mathbf{Y}}$ du signal \mathbf{Y} à l'instant $t+1$ de la manière suivante :

$$\hat{\mathbf{Y}}(t+1) = \Phi^T(t)\hat{\theta}(t) \quad (\text{A.43})$$

où $\hat{\theta}(t)$ est la valeur estimée des paramètres $\theta^*(t)$. De ces relations, nous pouvons en déduire l'équation de l'erreur de prédiction *a priori*, $\mathbf{E}(t+1)$, qui est linéaire par rapport à l'erreur d'estimation paramétrique $\tilde{\theta}(t) = \hat{\theta}(t) - \theta^*(t)$:

$$\begin{aligned} \mathbf{E}(t+1) &= \mathbf{Y}(t+1) - \hat{\mathbf{Y}}(t+1) = \mathbf{Y}(t+1) - \Phi^T(t)\hat{\theta}(t) \\ &= \mathbf{w}(t+1) + \Phi^T(t)(\theta^*(t) - \hat{\theta}(t)) \\ &= \mathbf{w}(t+1) - \Phi^T(t)\tilde{\theta}(t) \end{aligned} \quad (\text{A.44})$$

A.5.3 Algorithme des moindres carrés récursifs avec facteur d'oubli stabilisé et zone morte (temps discret)

La méthode d'identification par moindres carrés consiste à calculer la valeur de l'estimée des paramètres $\hat{\theta}(t)$ qui minimise une fonction de coût quadratique $J(\hat{\theta})$ qui est la somme pondérée des erreurs de prédiction obtenues à chaque instant. Cette fonction de coût $J(\hat{\theta})$ est convexe en $\hat{\theta}(t)$ à chaque instant t et est minimisée en recherchant la valeur de $\hat{\theta}(t)$ qui annule son gradient. A cette fin, nous considérons la fonction de coût suivante :

$$\begin{aligned} J(\hat{\theta}(t)) &= \sum_{i=1}^{t-1} \lambda^{t-1} [\mathbf{Y}(i) - \Phi^T(i-1)\hat{\theta}(t)]^T [\mathbf{Y}(i) - \Phi^T(i-1)\hat{\theta}(t)] \\ &\quad + [\mathbf{Y}(t) - \Phi^T(t-1)\hat{\theta}(t)]^T [\mathbf{Y}(t) - \Phi^T(t-1)\hat{\theta}(t)] \\ &\quad + \lambda^{t-1} [\hat{\theta}(t) - \theta_0]^T \mathbf{F}_0^{-1} [\hat{\theta}(t) - \theta_0] \end{aligned} \quad (\text{A.45})$$

où $0 < \lambda \leq 1$ est un facteur d'oubli constant qui donne moins de poids aux anciennes mesures pour permettre ainsi de suivre les variations lentes des paramètres. Le terme supplémentaire de la troisième ligne de (A.45) est ajouté pour pénaliser l'écart par

rapport à l'estimée initiale $\theta_0 = \theta_0(0)$ des paramètres, avec $\mathbf{F}_0 = \begin{bmatrix} f_0 & 0 & 0 \\ 0 & f_0 & 0 \\ 0 & 0 & f_0 \end{bmatrix}$

où $f_0 > 0$. Cette fonction étant convexe en $\hat{\theta}$ à chaque instant, elle nous permet d'estimer les paramètres qui minimisent $J(\hat{\theta})$ en annulant le gradient de $J(\hat{\theta})$ par rapport à $\hat{\theta}$:

$$\begin{aligned} \nabla J(\hat{\theta}(t)) &= 2\lambda^{t-1}\mathbf{F}_0^{-1}(\hat{\theta}(t) - \theta_0) \\ &\quad - 2\Phi(t-1)(\mathbf{Y}(t) - \Phi^T(i-1)\hat{\theta}(t)) \\ &\quad - 2\sum_{i=1}^{t-1} \lambda^{t-1}\Phi(i-1)(\mathbf{Y}(i) - \Phi^T(i-1)\hat{\theta}(t)) \\ &= 0 \quad \forall t > 0 \end{aligned} \tag{A.46}$$

A partir de cette équation, l'estimée des paramètres minimisant $\nabla J(\hat{\theta}(t))$ est donnée par la relation suivante :

$$\hat{\theta}(t) = \mathbf{F}(t) \left[\lambda^{t-1}\mathbf{F}_0^{-1}\theta_0 + \Phi(t-1)\mathbf{Y}(t) + \sum_{i=1}^{t-1} \lambda^{t-1}\Phi(t-1)\mathbf{Y}(i) \right] \tag{A.47}$$

avec :

$$\mathbf{F}(t) = \left[\lambda^{t-1}\mathbf{F}_0^{-1} + \Phi(t-1)\Phi^T(t-1) + \sum_{i=1}^{t-1} \lambda^{t-1}\Phi(t-1)\Phi^T(i-1) \right]^{-1} \tag{A.48}$$

La matrice $\mathbf{F}(t)$ correspond à la matrice de covariance. Elle est symétrique et définie positive, $\mathbf{F}(t) = \mathbf{F}^T(t) > 0$, avec pour valeur initiale $\mathbf{F}(0) = \mathbf{F}_0$. A partir de l'équation (A.48) nous obtenons l'équation récurrente donnant l'inverse de la matrice de covariance :

$$\mathbf{F}^{-1}(t) = \lambda\mathbf{F}^{-1}(t-1) + \Phi(t-1)\Phi^T(t-1) \tag{A.49}$$

L'équation (A.47) nous permet également d'obtenir l'équation récurrente suivante pour l'estimée des paramètres $\hat{\theta}(t)$:

$$\mathbf{F}^{-1}(t)\hat{\theta}(t) = \lambda\mathbf{F}^{-1}(t-1)\hat{\theta}(t-1) + \Phi(t-1)\mathbf{Y}(t) \tag{A.50}$$

En multipliant l'équation (A.49) par $\hat{\theta}(t-1)$ nous obtenons :

$$\lambda\mathbf{F}^{-1}(t-1)\hat{\theta}(t-1) = \mathbf{F}^{-1}(t)\hat{\theta}(t-1) - \Phi(t-1)\Phi^T(t-1)\hat{\theta}(t-1) \tag{A.51}$$

En introduisant cette relation dans l'équation (A.50) et en utilisant l'expression (A.44) exprimant l'erreur de prédiction *a priori* nous obtenons l'équation récurrente suivante qui nous donne l'estimée des paramètres :

$$\hat{\theta}(t) = \hat{\theta}(t-1) + \mathbf{F}(t)\Phi(t-1)\mathbf{E}(t) \quad \text{avec} \quad \hat{\theta}(0) = \theta_0 \quad (\text{A.52})$$

Notons que pour un système multidimensionnel, il est nécessaire d'effectuer l'inversion matricielle de $\mathbf{F}^{-1}(t)$, ce qui peut être évité dans le cas d'un système monodimensionnel en utilisant le lemme d'inversion matricielle. Cependant cet algorithme n'est pas directement implémenté car la matrice de covariance donnée par l'équation (A.49) peut diverger exponentiellement suivant la valeur de la matrice du régresseur Φ , en particulier si $\Phi(t) = 0 \quad \forall t > t_0$. La condition nécessaire pour éviter la divergence de $\mathbf{F}(t)$ est d'imposer une excitation persistante sur le régresseur $\Phi(t)$. Cette dernière est présente avec un niveau d'excitation η si :

$$\exists \sigma > \eta > 0 \quad \exists T > 0 \quad \text{tels que} \quad \eta \mathbf{I} \leq \frac{1}{T} \sum_{t=t_0}^{t_0+T-1} \Phi(t)\Phi^T(t) \leq \sigma \mathbf{I} \quad \forall t_0 \geq 0 \quad (\text{A.53})$$

Si le niveau d'excitation est insuffisant, une solution est de supprimer le facteur d'oubli en choisissant $\lambda = 1$. Néanmoins, la suppression du facteur d'oubli nous amènerait à un algorithme des moindres carrés récursifs classique qui ne tiendrait pas compte de la variation lente des paramètres. En effet, la matrice de covariance $\mathbf{F}(t)$ tendrait vers zéro si le régresseur possède une excitation persistante et que t tend vers l'infini, ce qui annulerait l'adaptation des paramètres après un certain temps. Dans la littérature, plusieurs modifications de la matrice de covariance sont proposées pour garantir qu'elle (et son inverse) restent bornées [LT01].

Nous proposons d'utiliser l'algorithme des moindres carrés récursifs avec facteur d'oubli stabilisé de Kreisselmeier [Kre90]. L'expression de la matrice de covariance $\mathbf{F}(t)$ donné par l'équation (A.48) est modifiée en introduisant un terme de stabilisation :

$$\mathbf{F}(t) = \left[\beta_0 \mathbf{I} + \lambda^{t-1}(\mathbf{F}_0^{-1} - \beta_0 \mathbf{I}) + \Phi(t-1)\Phi^T(t-1) + \sum_{i=1}^{t-1} \lambda^{t-1} \Phi(t-1)\Phi^T(t-1) \right]^{-1} \quad (\text{A.54})$$

avec la condition :

$$\mathbf{I} \leq \mathbf{F}(0) = \mathbf{F}_0 = \mathbf{F}_0^T \leq \frac{1}{\beta_0} \mathbf{I} \quad (\text{A.55})$$

La matrice $\mathbf{F}(t)$ est définie positive et symétrique et son inverse satisfait l'équation récurrente :

$$\mathbf{F}^{-1}(t) = \lambda \mathbf{F}^{-1}(t-1) + \Phi(t-1)\Phi^T(t-1) + (1-\lambda)\beta_0 \mathbf{I} \quad (\text{A.56})$$

L'objectif du terme supplémentaire $(1 - \lambda)\beta_0\mathbf{I}$ est d'empêcher la matrice $\mathbf{F}^{-1}(t)$ de devenir singulière. Par conséquent, la matrice de covariance $\mathbf{F}(t)$ reste bornée quelles que soient la valeur du régresseur $\Phi(t)$ et la valeur du facteur d'oubli λ .

Nous traitons à présent le problème rencontré lorsque la matrice régresseur $\Phi(t)$ perd de sa richesse d'information. En effet, le régresseur ne possède plus d'excitation persistante si l'orientation de l'instrument chirurgical par rapport au patient ne varie plus. Malheureusement, cette situation arrive durant l'intervention chirurgicale lorsque l'instrument est immobile. Dans ce cas, les paramètres dérivent sous l'influence des perturbations et du bruit. La solution pour remédier à ce problème consiste à introduire une zone morte qui gèle l'estimation des paramètres lorsque la norme euclidienne de l'erreur de prédiction, $e(t) = \|\mathbf{E}(t)\|$ devient faible par rapport aux perturbations et au bruit. En ajoutant la zone morte, l'algorithme des moindres carrés récursifs avec facteur d'oubli devient :

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}(t) = \hat{\boldsymbol{\theta}}(t-1) + \delta(e(t))\mathbf{F}(t)\Phi(t-1)\mathbf{E}(t) \quad (\text{A.57})$$

$$\mathbf{F}^{-1}(t) = \lambda\mathbf{F}^{-1}(t-1) + \delta(e(t))\Phi(t-1)\Phi^T(t-1) + (1-\lambda)\beta_0\mathbf{I} \quad (\text{A.58})$$

où $0 \leq \delta(e(t)) \leq 1$ est la fonction définissant la zone morte dont nous choisissons la forme introduite par Middleton *et al.* [MGHM88] :

$$\delta(e(t)) = \begin{cases} 1 - \frac{\epsilon_0}{e(t)} & \text{si } e(t) \geq \epsilon_0 \\ 0 & \text{si } e(t) < \epsilon_0 \end{cases} \quad (\text{A.59})$$

où ϵ_0 est la borne supérieure connue de la norme euclidienne du signal vectoriel $\mathbf{w}(t)$ représentant les perturbations et le bruit ($\epsilon_0 = \max(\|\mathbf{w}(t)\|)$).

A partir de l'estimée $\hat{\boldsymbol{\theta}}(t) = [o_{\hat{Q}_x}(t) \ o_{\hat{Q}_y}(t) \ o_{\hat{Q}_z}(t)]^T$ des paramètres obtenue par les relations (A.57) et (A.58), nous pouvons finalement calculer la distance estimée $\hat{d}_1(t)$ entre l'effecteur et le point d'incision en calculant la norme suivante :

$$\hat{d}_1(t) = \sqrt{(o_{6x}(t) - o_{\hat{Q}_x}(t))^2 + (o_{6y}(t) - o_{\hat{Q}_y}(t))^2 + (o_{6z}(t) - o_{\hat{Q}_z}(t))^2} \quad (\text{A.60})$$

où ${}^B\mathbf{O}_6(t) = [o_{6x}(t) \ o_{6y}(t) \ o_{6z}(t)]^T$ est la position de l'origine du repère de l'effecteur mesurée à l'instant t par l'intermédiaire du modèle géométrique direct du robot.

Annexe B

ASSERVISSEMENT VISUEL

B.1 Modélisation de la caméra

Il existe plusieurs modèles de caméra basés sur des projections perspectives, orthographiques ou para-perspectives [HM93, Fau93] et également des modèles plus complexes permettant de prendre en compte la distorsion [Tsa86, LL95]. Pour notre système, nous utilisons le modèle simple du sténopé [DH73] présenté à la figure B.1 dont nous établissons le modèle dans la suite de ce paragraphe. Ce modèle correspond à la projection perspective d'un point $P \in \mathbb{R}^3$ en un point image $p \in \mathbb{P}^2$ de coordonnées homogènes $\mathbf{s}_p = [u_p, v_p, 1]$ exprimées en pixels. Soient les coordonnées homogènes

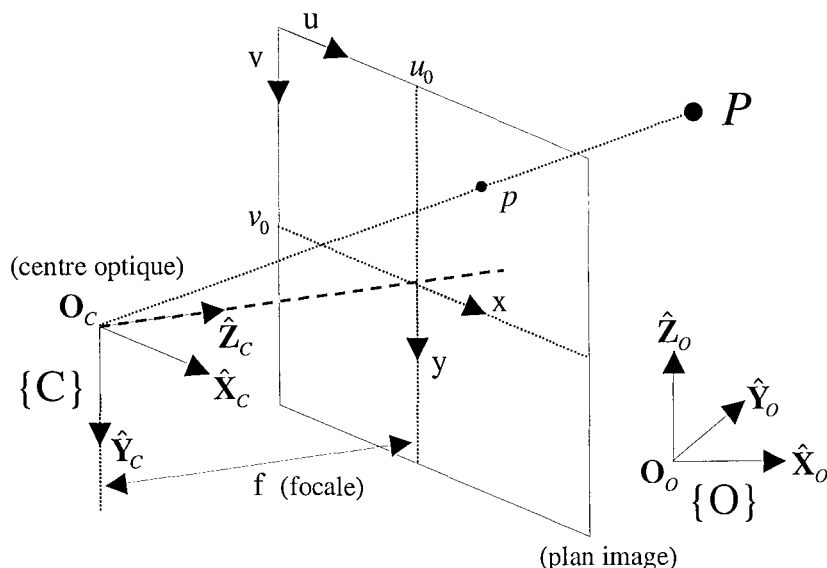


Fig. B.1: Modèle du sténopé

${}^o\mathbf{P} = [{}^oP_x \ {}^oP_y \ {}^oP_z \ 1]^T$ du point P définies dans un repère $\{O\}$ quelconque.

Les coordonnées de ce point dans le repère de la caméra $\{C\}$ sont données par :

$${}^C\mathbf{P} = [{}^C P_x \quad {}^C P_y \quad {}^C P_z \quad 1]^T = {}^C\mathbf{H} \circ \mathbf{P} \quad (\text{B.1})$$

où ${}^C\mathbf{H}$ est la matrice homogène décrivant la position relative entre le repère de la caméra $\{C\}$ et le repère $\{O\}$. La projection perspective permet ensuite de calculer les coordonnées homogènes métrique du point p correspondant à la projection du point P sur le plan rétinien de la caméra :

$$\mathbf{p} = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{{}^C P_z} [{}^C P_x \quad {}^C P_y \quad 1]^T = \begin{bmatrix} \frac{{}^C P_x}{{}^C P_z} \\ \frac{{}^C P_y}{{}^C P_z} \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{pour } {}^C P_z < \infty \quad (\text{B.2})$$

Les coordonnées en pixels $\mathbf{s}_p = [u_p \quad v_p \quad 1]^T$ du point image p sont données par la transformation affine :

$$\mathbf{s}_p = \mathbf{A} \mathbf{p} \quad (\text{B.3})$$

où \mathbf{A} est la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} f k_u & 0 & u_o \\ 0 & f k_v & v_o \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.4})$$

où f est la distance focale de l'optique de la caméra, k_u et k_v sont les facteurs d'échelle en pixels/mètres, u_o et v_o sont les coordonnées en pixels de l'intersection de l'axe optique avec le plan CCD. A partir des équations (B.1, B.2, B.3), nous obtenons finalement le modèle du sténopé :

$$\mathbf{s}_p = \frac{1}{{}^C P_z} \mathbf{A} [{}^C P_x \quad {}^C P_y \quad 1]^T = {}^C\mathbf{H} \circ \mathbf{P} \quad (\text{B.5})$$

B.2 Approche fonction de tâche appliquée aux asservissements visuels

B.2.1 Définitions

Un formalisme introduit par Samson *et al* [SBE91] permet d'exprimer une tâche robotique à effectuer comme étant la régulation vers zéro d'une fonction $e(\mathbf{q}, t)$ appelée fonction de tâche. Cette fonction de dimension n appartient à la classe C^2 et est dépendante du vecteur \mathbf{q} contenant les coordonnées articulaires du robot. Elle exprime l'erreur entre la configuration courante et la configuration souhaitée. Pour les asservissements visuels nous définissons la fonction de tâche par :

$$\mathbf{e}(\mathbf{q}, t) = \mathbf{C}(\mathbf{s}(\mathbf{r}(\mathbf{q}, t), t) - \mathbf{s}^*(t)) \quad (\text{B.6})$$

où :

- \mathbf{s} est le vecteur de mesure de dimension k obtenu à partir des informations visuelles courantes qui est à définir convenablement, il dépend de la position $\mathbf{r}(\mathbf{q}, t)$ entre la caméra et son environnement :

$$\mathbf{s} = \mathbf{s}(\mathbf{r}(\mathbf{q}, t), t) \quad (\text{B.7})$$

- \mathbf{s}^* est la consigne désirée de \mathbf{s} ,
- \mathbf{C} est une matrice de combinaison de dimensions $n \times k$, avec n correspondant au nombre de degrés de liberté du robot à commander. Elle permet de prendre en compte par combinaison plus d'informations que de degrés de liberté, de manière à gérer une éventuelle redondance de l'information.

Pour poser correctement le problème de la régulation de la fonction de tâche, Samson *et al* [SBE91] ont introduit une condition d'admissibilité de la tâche qui est vérifiée si e possède certaines propriétés énumérées ci-dessous :

- La première condition est l'existence d'une trajectoire idéale unique de classe C^2 des variables articulaires \mathbf{q} de façon à ce que la fonction de tâche soit nulle à chaque instant le long de cette trajectoire.
- La seconde condition est la régularité du jacobien de la fonction de tâche $\mathbf{J}_e = \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial \mathbf{q}}(\mathbf{q}, t)$ autour de la trajectoire idéale.
- Pour une commande par vision, il est également nécessaire que les informations visuelles restent observables lors de la réalisation de la tâche.

B.2.2 Matrice d'interaction

La vitesse $\dot{\mathbf{s}}$ correspondant aux variations dans l'images des informations visuelles peut être exprimée à partir de la différentielle de \mathbf{s} :

$$\frac{d\mathbf{s}}{dt} = \dot{\mathbf{s}} = \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial \mathbf{r}} \frac{\partial \mathbf{r}}{\partial t} + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} = \mathbf{L}_s \mathbf{}^C ({}^{s_c} \boldsymbol{\nu}_C) + \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} \quad (\text{B.8})$$

où \mathbf{L}_s est une matrice jacobienne de dimension $(k \times n)$, avec k la dimension du vecteur \mathbf{s} et n le nombre de degrés de liberté à commander. Dans la littérature, cette matrice est couramment appelée *jacobien image* ou *matrice d'interaction*. Elle lie le torseur cinématique relatif, ${}^C(S^c\nu_C)$, exprimant, dans le repère de la caméra, la vitesse relative entre la caméra et un repère de la scène $\{Sc\}$, à la variation de \mathbf{s} . Le terme $\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}$ introduit la variation propre de \mathbf{s} qui n'est généralement pas connue à l'avance et tient également compte des effets non géométriques (photométriques par exemple) qui font varier \mathbf{s} indépendamment de la configuration géométrique (erreur de localisation des informations visuelles dans l'images lors de la segmentation (bruit), variation de l'intensité lumineuse, variation des sources lumineuses,...).

B.2.3 Régulation de la fonction de tâche

Généralement, la régulation à zéro de la fonction de tâche est réalisée par une commande cinématique garantissant une décroissance exponentielle de $\|\mathbf{e}\|$. Usuellement, cette décroissance est obtenue pour chaque composante de \mathbf{e} en vérifiant l'équation différentielle du premier ordre suivante :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{e} \quad (\text{B.9})$$

où $\lambda > 0$ correspond directement à l'inverse de la constante de temps de la décroissance exponentielle de chaque composante de \mathbf{e} .

Nous présentons ici la commande cinématique dans le cas où la matrice de combinaison \mathbf{C} est constante. La dérivée temporelle de la fonction de tâche est alors :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C} (\dot{\mathbf{s}} - \dot{\mathbf{s}}^*) \quad (\text{B.10})$$

En tenant compte de l'équation (B.8), cette expression peut s'écrire directement en fonction du torseur cinématique ${}^C(S^c\nu_C)$ du repère de la caméra :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}\mathbf{L}_s {}^C(S^c\nu_C) + \mathbf{C}\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t} - \mathbf{C}\dot{\mathbf{s}}^* \quad (\text{B.11})$$

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}\mathbf{L}_s {}^C(S^c\nu_C) + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \quad (\text{B.12})$$

Le terme $\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}$ représente les variations de \mathbf{e} dues à la variation propre de \mathbf{s} et à la variation de la consigne \mathbf{s}^* . En remplaçant le terme de gauche par l'équation (B.9), nous obtenons la commande cinématique permettant de réguler exponentiellement la fonction de tâche vers zéro :

$${}^C(S^c\nu_C) = -(\mathbf{C}\mathbf{L}_s)^{-1}(\lambda \mathbf{e} + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}) \quad (\text{B.13})$$

La mise en oeuvre d'une telle commande est d'ordre théorique, car elle suppose que :

- les dynamiques du système soient négligeables et n'interviennent pas,

- la matrice d'interaction \mathbf{L}_s soit exactement connue, ce qui implique la connaissance des paramètres de la caméra, de la géométrie de la projection perspective, et voire même de la géométrie de l'environnement,
- la matrice \mathbf{CL}_s doit être inversible et en particulier carrée et telle que \mathbf{e} soit de dimension égale au nombre de degrés de liberté n du robot. En effet, si $\dim(\mathbf{e}) > n$, le système est sous-actionné et il n'est pas possible en général de faire converger \mathbf{e} vers $\mathbf{0}$. Si $\dim(\mathbf{e}) < n$, le système est redondant.
- la vitesse $\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}$ propre des informations visuelles doit être connue à l'avance, ce qui est rarement le cas.

En pratique, la matrice d'interaction \mathbf{L}_s est souvent construite sur des hypothèses fortes qui l'éloignent de son exactitude. Dans la majorité des cas, elle dépend des paramètres intrinsèques de la caméra dont les valeurs sont généralement estimées expérimentalement. En pratique, la loi de commande réellement appliquée est donc :

$$c_{(S_c \nu_C)^*} = - \left(\widehat{\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial \mathbf{r}}} \right)^{-1} \left(\lambda \mathbf{e} + \widehat{\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}} \right) \quad (\text{B.14})$$

$$c_{(S_c \nu_C)^*} = -(\mathbf{CL}_s)^{-1} \left(\lambda \mathbf{e} + \widehat{\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}} \right) \quad (\text{B.15})$$

où $\widehat{\mathbf{L}}_s$ est la valeur approchée de la matrice d'interaction et $\widehat{\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}}$ est une prédiction de la variation propre de \mathbf{e} . En combinant (B.12) et (B.15) nous obtenons alors :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{CL}_s (\mathbf{CL}_s)^{-1} \mathbf{e} - \mathbf{CL}_s (\mathbf{CL}_s)^{-1} \widehat{\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t}} + \frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} \quad (\text{B.16})$$

En supposant que $\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial t} = 0$ nous obtenons :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{CL}_s (\mathbf{CL}_s)^{-1} \mathbf{e} \quad (\text{B.17})$$

En pré-multipliant l'expression (B.17), par \mathbf{e}^T :

$$\mathbf{e}^T \dot{\mathbf{e}} = -\mathbf{e}^T \lambda \mathbf{Q} \mathbf{e} \quad (\text{B.18})$$

nous obtenons l'expression de la dérivée de la norme de la fonction de tâche :

$$\frac{1}{2} \frac{d\|\mathbf{e}\|}{dt} = -\mathbf{e}^T \lambda \mathbf{Q} \mathbf{e} \quad (\text{B.19})$$

Etant donné que la décroissance de $\|\mathbf{e}\|$ est assurée si $\frac{d\|\mathbf{e}\|}{dt} < 0$, la positivité de la matrice \mathbf{Q} constitue la condition suffisante de décroissance de $\|\mathbf{e}\|$. La condition suffisante de stabilité peut donc s'écrire :

$$\mathbf{Q} = \mathbf{CL}_s (\mathbf{CL}_s)^{-1} > 0 \quad (\text{B.20})$$

ou sous la forme générale :

$$\mathbf{Q} = \left(\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial \mathbf{r}} \right) \left(\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial \mathbf{r}} \right)^{-1} > 0 \quad (\text{B.21})$$

Bien que cette relation soit simple, l'étude de la stabilité du système en tenant compte des erreurs de mesure et d'estimation reste un problème complexe qui est toujours d'actualité.

La loi de commande qui fournit la consigne $\dot{\mathbf{q}}^*$ de la vitesse des coordonnées articulaires à appliquer au robot est donnée par :

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{q}}^* &= \widehat{\mathbf{C}}\mathbf{J}^{-1} {}^C(S^c \boldsymbol{\nu}_C)^* \\ \dot{\mathbf{q}}^* &= -(\mathbf{C}\widehat{\mathbf{L}}_s \widehat{\mathbf{C}}\mathbf{J})^{-1} (\lambda \mathbf{C}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*) - \mathbf{C}\dot{\mathbf{s}}^* + \mathbf{C} \frac{\widehat{\partial \mathbf{s}}}{\partial t}) \end{aligned} \quad (\text{B.22})$$

où :

- $\widehat{\mathbf{C}}\mathbf{J}$ est la valeur approchée de la matrice jacobienne ${}^C\mathbf{J}$ reliant la vitesse des coordonnées articulaires du robot, $\dot{\mathbf{q}}$, au torseur cinématique relatif entre la caméra et la scène ${}^C(S^c \boldsymbol{\nu}_C)$. Cette matrice est donnée dans l'annexe B.3 pour la configuration où la caméra est embarqué et celle où elle est déportée.
- $\frac{\widehat{\partial \mathbf{s}}}{\partial t}$ est une prédiction de la vitesse propre $\frac{\partial \mathbf{s}}{\partial t}$ des informations visuelles. Si cette vitesse n'est pas connue à l'avance, ce qui est généralement le cas, le terme $\frac{\widehat{\partial \mathbf{s}}}{\partial t}$ utilisé dans la commande est négligé et fixé à zéro.
- Si \mathbf{s} est de dimension $k = n$, la matrice de combinaison \mathbf{C} est généralement choisie égale à l'identité \mathbf{I}_n de sorte que le comportement de \mathbf{s} soit le même que celui de \mathbf{e} . Dans le cas où les informations visuelles sont redondantes $k > n$, \mathbf{C} est souvent choisie égale à la pseudo-inverse d'une approximation de la matrice d'interaction à la position désirée $\mathbf{C} = \widehat{\mathbf{L}}_s^{*+}$ (cf. [Cha02]).

Le schéma de commande permettant de minimiser la fonction de tâche est présenté à la figure B.2.

B.2.4 Tâche hybride

Pour une application donnée, l'objectif de l'asservissement n'est pas forcément de réguler une tâche visuelle unique qui contraint les n degrés de liberté du système. En effet, il peut être intéressant de combiner une tâche visuelle qui commande $m < n$ degrés de liberté avec une tâche secondaire dont les mesures proviennent soit directement de l'image, soit de la reconstruction d'informations à partir de l'image, ou d'autres types de capteurs (capteur de proximité, position, force...). Dans ce paragraphe, nous rappelons le formalisme de la fonction de tâche hybride détaillée dans [SBE91] qui a été adaptée notamment dans [Cha02] pour les asservissements visuels. Dans cette approche, la tâche visuelle est considérée prioritaire devant une tâche secondaire qui consiste à minimiser une fonction de coût sous la contrainte

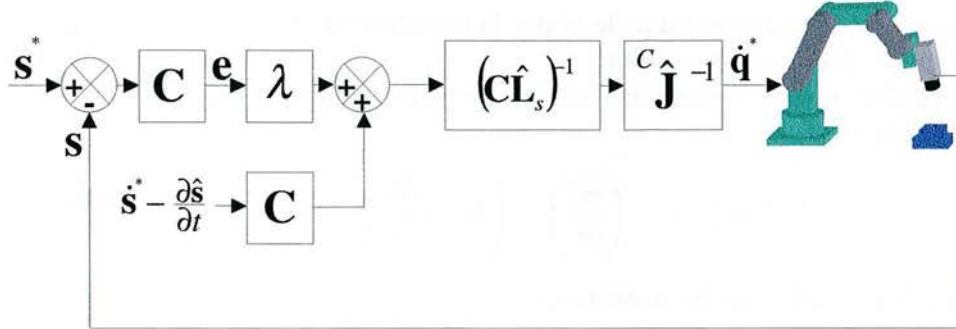


Fig. B.2: Schéma de commande permettant de minimiser la fonction de tâche

que la tâche visuelle soit réalisée.

La tâche visuelle que nous notons e_1 est de dimension m inférieure aux n degrés de liberté du système :

$$e_1 = C(s - s^*) \quad (B.23)$$

La matrice de combinaison C est à présent de dimension $m \times k$ et doit être de plein rang m afin de commander les m degrés de liberté souhaités. Le jacobien J_1 de la tâche e_1 de dimension $m \times n$ s'écrit :

$$J_1 = \frac{\partial e_1}{\partial r} = CL_s \quad (B.24)$$

La fonction de tâche globale est définie par :

$$e = W^+ e_1 + \alpha(I_n - W^+ W) e_2 \quad (B.25)$$

où :

- W est une matrice $m \times n$ de rang plein m telle que son noyau soit identique au noyau de la matrice d'interaction L_s :

$$\ker(W) = \ker(L_s) \quad (B.26)$$

Comme la valeur exacte de L_s est en général inconnue, W est construit à partir d'une approximation ou d'une estimation de L_s à la position désirée.

- $(I_n - W^+ W)$ est un opérateur qui réalise la projection orthogonale sur le noyau de L_s . Cette projection permet de limiter les mouvements induits par la tâche secondaire e_2 afin qu'ils ne perturbent pas la tâche prioritaire e_1 . Notons que la limitation des mouvements ne garantit pas que la tâche secondaire soit atteinte au final.
- e_2 est la tâche secondaire dont la transposée e_2^T est définie par le gradient de la fonction de coût h_s à minimiser :

$$e_2^T = \frac{\partial h_s}{\partial r} \quad (B.27)$$

- $\alpha > 0$ est un gain permettant de régler la pondération de la tâche principale par rapport à la tâche secondaire.

Nous rappelons que la commande cinématique permettant de réguler la fonction de tâche vers zéro est :

$${}^C({}^{Sc}\nu_C)^* = - \left(\frac{\widehat{\partial \mathbf{e}}}{\partial \mathbf{r}} \right)^{-1} \left(\lambda \mathbf{e} + \frac{\widehat{\partial \mathbf{e}}}{\partial t} \right) \quad (\text{B.28})$$

et que la condition suffisante de stabilité est :

$$\left(\frac{\partial \mathbf{e}}{\partial \mathbf{r}} \right) \left(\frac{\widehat{\partial \mathbf{e}}}{\partial \mathbf{r}} \right)^{-1} > 0 \quad (\text{B.29})$$

Cette condition est en générale respectée (cf. [SBE91]) si on a :

$$\frac{\partial \mathbf{e}_1}{\partial \mathbf{r}} \mathbf{W}^+ > 0 \quad (\text{B.30})$$

Nous pouvons alors fixer $\frac{\widehat{\partial \mathbf{e}}}{\partial \mathbf{r}} = \mathbf{I}_n$, ce qui donne la commande cinématique suivante :

$${}^C({}^{Sc}\nu_C)^* = -\lambda \mathbf{e} - \frac{\widehat{\partial \mathbf{e}}}{\partial t} \quad (\text{B.31})$$

avec :

$$\mathbf{e} = \mathbf{W}^+ \mathbf{C}(\mathbf{s} - \mathbf{s}^*) + \alpha (\mathbf{I}_n - \mathbf{W}^+ \mathbf{W}) \left(\frac{\partial h_s}{\partial \mathbf{r}} \right)^T \quad (\text{B.32})$$

et si l'on a une estimation $\frac{\widehat{\partial \mathbf{e}_1}}{\partial t}$ et l'on connaît $\frac{\partial \mathbf{e}_2}{\partial t}$:

$$\frac{\widehat{\partial \mathbf{e}}}{\partial t} = \mathbf{W}^+ \frac{\widehat{\partial \mathbf{e}_1}}{\partial t} + \alpha (\mathbf{I}_n - \mathbf{W}^+ \mathbf{W}) \frac{\partial \mathbf{e}_2}{\partial t} \quad (\text{B.33})$$

Concernant le choix de \mathbf{C} , si $k = m$ il est judicieux de prendre $\mathbf{C} = \mathbf{I}_m$ afin d'obtenir une décroissance exponentielle de \mathbf{s} . Dans ce cas, la condition de stabilité (B.30) s'écrit :

$$\mathbf{L}_s \mathbf{W}^+ > 0 \quad (\text{B.34})$$

Si les informations visuelles sont redondantes $k > m$ alors la matrice de combinaison est généralement choisie $\mathbf{C} = \mathbf{W} \widehat{\mathbf{L}}_s^+$, avec $\widehat{\mathbf{L}}_s^+$ étant une estimation de la matrice d'interaction à la position désirée. La condition de stabilité s'écrit alors :

$$\mathbf{W} \widehat{\mathbf{L}}_s^+ \mathbf{L}_s \mathbf{W}^+ > 0 \quad (\text{B.35})$$

Ce bref aperçu sur l'approche par fonction de tâche et tâche hybride est loin d'être exhaustif. En effet, il est également possible d'utiliser des matrices \mathbf{C} non constantes. Nous invitons le lecteur à se reporter à [SBE91] et aux travaux de Chaumette [Cha90] sur l'adaptation du formalisme de la fonction de tâche aux asservissements visuels.

B.3 Commande articulaire du robots en asservissement visuel

Nous présentons dans cette section l'expression de la vitesse de commande des coordonnées articulaires \mathbf{q}^* en fonction du torseur cinématique relatif de commande ${}^C({}^{Sc}\boldsymbol{\nu}_C)^*$ de la caméra par rapport à un repère de la scène $\{Sc\}$ pour les deux configurations possibles de la caméra :

1. Dans le cas où la caméra est embarquée, le torseur cinématique relatif correspond à la vitesse de la caméra par rapport à un repère fixe, tel que le repère de base du robot, nous avons alors :

$${}^C({}^{Sc}\boldsymbol{\nu}_C) = {}^C({}^B\boldsymbol{\nu}_C) \quad (\text{B.36})$$

En fonction des vitesses articulaires du robot, ce torseur s'exprime par :

$${}^C({}^{Sc}\boldsymbol{\nu}_C) = {}^C\mathbf{T} {}^E\mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (\text{B.37})$$

où :

- ${}^E\mathbf{J}(\mathbf{q})$ est la matrice jacobienne du robot qui relie les vitesses des coordonnées articulaires \mathbf{q} au torseur cinématique de l'effecteur ${}^E({}^B\boldsymbol{\nu}_E)$ exprimé dans son propre repère $\{E\}$:

$${}^E({}^B\boldsymbol{\nu}_E) = {}^E\mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (\text{B.38})$$

- ${}^C\mathbf{T}$ est la matrice de transformation géométrique permettant de lier le torseur cinématique de la caméra ${}^C({}^B\boldsymbol{\nu}_C)$, au torseur cinématique de l'effecteur ${}^E({}^B\boldsymbol{\nu}_E)$:

$${}^C({}^B\boldsymbol{\nu}_C) = {}^C\mathbf{T} {}^E({}^B\boldsymbol{\nu}_E) \quad (\text{B.39})$$

Si la caméra est rigidement liée à l'effecteur, cette matrice est constante et donnée par :

$${}^C\mathbf{T} = \begin{bmatrix} {}^C\mathbf{R} & [{}^C\mathbf{O}_E]_{\times} {}^C\mathbf{R} \\ \mathbf{0}_{[3 \times 3]} & {}^C\mathbf{R} \end{bmatrix} \quad (\text{B.40})$$

avec ${}^C\mathbf{R}$ la matrice de rotation entre le repère de la caméra et le repère de l'effecteur et $[{}^C\mathbf{O}_E]_{\times}$ la matrice anti-symétrique du vecteur ${}^C\mathbf{O}_E$ exprimant les coordonnées de l'origine de l'effecteur dans le repère de la caméra.

2. Dans la configuration où la caméra est déportée ou dite "extérieure", en étant fixe ou montée sur un système mécanique autre que le robot à asservir, le torseur cinématique relatif entre la caméra et la scène correspond à la vitesse

de la caméra par rapport à un repère $\{Eo\}$ lié rigidement à l'effecteur du robot. Nous avons alors :

$$\begin{aligned} {}^C(S^c\nu_C) &= {}^C(Eo\nu_C) \\ &= -{}^C(C\nu_{Eo}) \end{aligned} \quad (B.41)$$

Généralement lorsque la caméra est déportée, elle est fixe par rapport à la base du robot, ce qui donne :

$$\begin{aligned} {}^C(S^c\nu_C) &= -{}^C(B\nu_{Eo}) \\ &= - \begin{bmatrix} {}^C_{Eo}\mathbf{R} & \mathbf{0}_{[3\times 3]} \\ \mathbf{0}_{[3\times 3]} & {}^C_{Eo}\mathbf{R} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^{Eo}\mathbf{R} & [{}^{Eo}\mathbf{O}_E]_{\times} {}^{Eo}\mathbf{R} \\ \mathbf{0}_{[3\times 3]} & {}^{Eo}\mathbf{R} \end{bmatrix} {}^E(B\nu_E) \\ &= -{}^C_E\mathbf{T} {}^E(B\nu_E) \end{aligned} \quad (B.42)$$

Le torseur cinématique ${}^C(S^c\nu_C)$ est exprimé ci-dessous, à partir des vitesses articulaires du robot :

$${}^C(S^c\nu_C) = -{}^C_E\mathbf{T} {}^E\mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (B.43)$$

Nous pouvons remarquer par rapport à l'expression (B.37) un changement de signe qui se justifie par le changement de configuration du capteur par rapport aux grandeurs à asservir. Notons que si la caméra est déportée, la matrice de transformation ${}^C_E\mathbf{T}$ n'est pas constante car la caméra n'est pas solidaire de l'effecteur du robot. Dans ce cas, si la caméra est immobile, il est préférable d'exprimer les vitesses de commande de l'effecteur dans un repère fixe tel que le repère de base du robot. Les vitesses articulaires sont alors liées au torseur cinématique de l'effecteur ${}^B(B\nu_E)$ en utilisant la matrice jacobienne ${}^B\mathbf{J}$ du robot exprimée dans le repère de base :

$${}^B(B\nu_E) = {}^B\mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (B.44)$$

Le torseur cinématique relatif ${}^C(S^c\nu_C)$, exprimant la vitesse relative entre la caméra et la scène dans le repère de la caméra est alors donné par l'expression :

$${}^C(S^c\nu_C) = {}^C(Eo\nu_C) = -{}^C_B\mathbf{T} {}^B\mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (B.45)$$

avec la matrice de transformation :

$${}^C_B\mathbf{T} = \begin{bmatrix} {}^C_B\mathbf{R} & [{}^C\mathbf{O}_B]_{\times} {}^C_B\mathbf{R} \\ \mathbf{0}_{[3\times 3]} & {}^C_B\mathbf{R} \end{bmatrix} \quad (B.46)$$

Si la caméra est fixe, la matrice de transformation ${}^C_B\mathbf{T}$ est constante et peut être estimée au préalable à l'aide de techniques de localisation 3D hors ligne. En revanche, si la caméra est mobile, cette matrice est considérée comme une transformation instantanée et doit être estimée en ligne à chaque itération de la commande.

Pour tenir compte de la configuration où la caméra est embarquée et celle où elle est déportée, en utilisant le même formalisme, nous introduisons ${}^C\mathbf{J}$ comme étant la matrice jacobienne reliant la vitesse des coordonnées articulaires du robot au torseur cinématique relatif ${}^C({}^{Sc}\boldsymbol{\nu}_C)$:

$${}^C({}^{Sc}\boldsymbol{\nu}_C) = {}^C\mathbf{J}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} \quad (\text{B.47})$$

avec, en utilisant les relations (B.37) ou (B.45) :

$${}^C\mathbf{J} = {}^C_E\mathbf{T} {}^E\mathbf{J} \quad \text{si la caméra est embarquée} \quad (\text{B.48})$$

$${}^C\mathbf{J} = -{}^C_B\mathbf{T} {}^B\mathbf{J} \quad \text{si la caméra est déportée} \quad (\text{B.49})$$

La mise en oeuvre d'une telle commande est d'ordre théorique, car elle suppose que :

- la matrice jacobienne du robot ${}^E\mathbf{J}$ exprimée dans le repère de l'effecteur ou bien ${}^B\mathbf{J}$ exprimée dans le repère de base soit connue, ce qui implique une parfaite connaissance de la géométrie du robot.
- la matrice de transformation ${}^C_E\mathbf{T}$ dans le cas où la caméra est embarquée, ou bien ${}^C_B\mathbf{T}$ si la caméra est déportée, soit parfaitement connue.

En pratique, les valeurs de ces différentes matrices ne peuvent pas être exactes, car elles sont dépendantes des erreurs de mesure et d'estimation. Dans la configuration où la caméra est déportée, la matrice de transformation ${}^C_B\mathbf{T}$ est généralement obtenue par des techniques de localisation 3D qui introduisent une sensibilité importante aux erreurs de mesures surtout si la caméra est mobile. Par conséquent, nous ne pouvons pas considérer dans la loi de commande, les valeurs exactes de ces matrices, mais uniquement des valeurs approchées. La consigne $\dot{\mathbf{q}}^*$ de la vitesse des coordonnées articulaires réellement appliquée pour la commande du robot est donc :

$$\dot{\mathbf{q}}^* = (\widehat{{}^C\mathbf{J}})^{-1} {}^C({}^{Sc}\boldsymbol{\nu}_C)^* \quad (\text{B.50})$$

où $\widehat{{}^C\mathbf{J}}$ est la valeur approchée de la matrice jacobienne reliant la vitesse des coordonnées articulaires du robot au torseur cinématique relatif entre la caméra et la scène :

$$\widehat{{}^C\mathbf{J}} = \widehat{{}^C_E\mathbf{T}} \widehat{{}^E\mathbf{J}} \quad \text{si la caméra est embarquée} \quad (\text{B.51})$$

$$\widehat{{}^C\mathbf{J}} = -\widehat{{}^C_B\mathbf{T}} \widehat{{}^B\mathbf{J}} \quad \text{si la caméra est déportée} \quad (\text{B.52})$$

BIBLIOGRAPHIE

- [Aga90] J.E. Agapakis. Approaches for recognition and interpretation of workpiece surface features using structured lighting. *International Journal of Robotics Research*, 9(5) :3–16, October 1990.
- [AGS⁺99] S. Aiono, J.M. Gilbert, B. Soin, P.A. Finlay, et A. Gordon. Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (Endo Assist) for laparoscopic cholecystectomy. Dans *Proceedings of the 11th Annual Scientific Meeting Society for Minimally Invasive Therapy*, pages 9–16, Boston, Septembre 1999.
- [arm] Armstrong-healthcare ltd. <http://www.armstrong-healthcare.com>.
- [BCT⁺02a] P. Berkelman, P. Cinquin, J. Troccaz, J. Ayoubi, et C. Letoublon. Development of a compact cable-driven laparoscopic endoscope manipulator. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 17–24, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [BCT⁺02b] P. Berkelman, P. Cinquin, J. Troccaz, J. Ayoubi, C. Letoublon, et F. Bouchard. A compact, compliant laparoscopic endoscope manipulator. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1870–1875, Washington, DC, Mai 2002.
- [BFK03] S. Boudjabi, A. Ferreira, et A. Krupa. Modeling and vision-based control of a micro catheter head for teleoperated in-pipe inspection. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Taipei, Taiwan, Septembre 2003.
- [BJHM01] P. Ballester, Y. Jain, K.R. Haylett, et R.F. McCloy. Comparison of task performance of robotic camera holders EndoAssist and Aesop. Dans *Proceedings of the 15th International Congress and Exhibition Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS)*, pages 1100–1103, Berlin, Germany, Juillet 2001. Excerpta Medica International Congress Series 1230, Elsevier Science.
- [Bov00] A. Bovik. *Handbook of Image and Video Processing*. Academic Press, 2000. ISBN 0-12-119790-5.
- [BSGG99] I. Baaea, C. Schultz, L. Grzybowski, et V. Gotzen. Voice-controlled robotic arm in laparoscopic surgery. *Croatian Medical Journal*, 40(3) :409–412, Septembre 1999.

- [CAL96] A. Casals, J. Amat, et E. Laporte. Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 895–900, Minneapolis, Minnesota, USA, Avril 1996.
- [CAPL95] A. Casals, J. Amat, D. Prats, et E. Laporte. Vision guided robotic system for laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the ICAR International Congress on Advanced Robotics*, pages 33–36, Barcelona, Spain, 1995.
- [Cas98] A. Casals. *Robots in Surgery*. Autonomous Robotic Systems. Springer Verlag. A.T. de Almeida and O. Khatib (Eds), Février 1998.
- [Cav00] M.C. Cavusoglu. *Telesurgery and Surgical Simulation : Design, Modeling, and Evaluation of Haptic Interfaces to Real and Virtual Surgical Environments*. Thèse de doctorat, University of California, Berkeley, 2000.
- [CBM01] E. Cervera, F. Berry, et P. Martinet. Stereo visual servoing with a single point : a comparative study. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Advanced Robotics (ICAR'01)*, pages 213–218, Budapest, Hungary, Août 2001.
- [CG96] P.I. Corke et M.C. Good. Dynamic effects in visual closed-loop systems. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12(5) :671–683, 1996.
- [Cha90] F. Chaumette. *La relation vision-commande : théorie et application à des tâches robotiques*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, IRISA, 1990.
- [Cha02] F. Chaumette. Asservissement visuel. Dans W. Khalil, rédacteur, *La commande des robots manipulateurs*, Traité IC2, chapitre 3, pages 105–150. Hermès, 2002.
- [CMP96] C. Cao, C. MacKenzie, et S. Payandeh. Task and motion analyses in endoscopic surgery. Dans *ASME IMECE Conference Proceedings : 5th Annual Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pages 583–590, 1996.
- [com] Computer motion inc. <http://www.computermotion.com>.
- [Cor96] P.I. Corke. *Visual control of robots*. Research Studies Press Ltd., Taunton, Somerset, U.K., 1996.
- [Cré98] A. Créteil. *Asservissement visuel à partir d'informations de mouvement dans l'image*. Thèse de doctorat, Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, IRISA, Novembre 1998.
- [Cra89] J.J. Craig. *Introduction to Robotics : Mechanics and Control*. Addison-Wesley, deuxième édition, 1989.
- [CTCS99] M.C. Cavusoglu, F. Tendick, M. Cohn, et S.S. Sastry. A laparoscopic telesurgical workstation. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 15(4) :728–739, Août 1999.

- [CWTS01] M.C. Cavusoglu, W. Williams, F. Tendick, et S.S. Sastry. Robotics for telesurgery : second generation Berkeley/UCSF laparoscopic telesurgical workstation and looking towards the future applications. Dans *Proceedings of the 39th Allerton Conference on Communication, Control and Computing*, Monticello, IL, Octobre 2001.
- [Dav93] B. Davies. Safety of medical robots. Dans *Proceedings of the 6th International Conference on Advanced Robotics (ICAR)*, pages 311–317, Tokyo, Japan, Novembre 1993.
- [DD95] D. Dementhon et L.S. Davis. Model-based object pose in 25 lines of code. *International Journal of Computer Vision*, 15(1/2) :123–141, Juin 1995.
- [DGAC96] P. Dario, E. Guglielmelli, B. Allotta, et M.C. Carrozza. Robotics for medical applications. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 3(3) :44–56, Septembre 1996.
- [DH73] R.O. Duda et P.E. Hart. *Pattern recognition and scene analysis*. New York, Wiley, 1973.
- [DH96] N.J. Dowler et S.R.J. Holland. The evolutionary design of an endoscopic telemanipulator. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, pages 38–45, Décembre 1996.
- [Doi94] C. Doignon. *Etude et réalisation d'un système de vision monoculaire pour la reconnaissance et la localisation d'objets en robotique*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Janvier 1994.
- [Dou92] E.R. Dougherty. *An introduction to morphological image processing*, tome TT 9. SPIE - The International Society for Optical Engineering, 1992. ISBN 0-8194-0845-X.
- [DPP99] J. Dargahi, S. Payandeh, et M. Parameswaran. A micromachined piezoelectric teeth-like laparoscopic tactile sensor : theory, fabrication and experiments. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 299–304, Detroit, Michigan, Mai 1999.
- [eav] Equipe en Automatique et Vision Robotique (EAVR)- Laboratoire des Sciences de l'Image, de l'Informatique et de la Télédétection (LSIIT) de Strasbourg. <http://eavr.fr>.
- [ECR92] B. Espiau, F. Chaumette, et P. Rives. A new approach to visual servoing in robotics. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, 8(3) :313–326, Juin 1992.
- [EGL⁺96] B. Eldridge, K. Gruben, D. LaRose, J. Funda, S. Gomory, J. Karidis, G. McVicker, R. Taylor, et J. Anderson. A remote center of motion robotic arm for computer assisted surgery. *Robotica*, 14 :103–109, 1996.
- [Fau93] O. Faugeras. *Three-dimensional computer vision : a geometric view point*. MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1993.

- [fda] Food and drug administration (FDA), U.S. Department of Health and Human Services. <http://www.fda.gov>.
- [FO95] P.A. Finlay et M.H. Ornstein. Controlling the movement of a surgical laparoscope. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 14(3) :289–299, 1995.
- [FP97] A. Faraz et S. Payandeh. A robotic case study : optimal design for laparoscopic positioning stands. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1553–1560, Albuquerque, New Mexico, Avril 1997.
- [FP99] A. Faraz et S. Payandeh. On inverse kinematics and trajectory planning for tele-laparoscopic manipulation. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1734–1739, Detroit, Michigan, Mai 1999.
- [FTE96] J. Funda, R.H. Taylor, et B. Eldridge. Constrained cartesian motion control for teleoperated surgical robots. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 12(3) :453–465, Juin 1996.
- [GBW02] M. Ghodoussi, S.E. Burtner, et Y. Wang. Robotic surgery - the transatlantic case. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1882–1888, Washington, DC, Mai 2002.
- [giv] Given imaging ltd. <http://www.givenimaging.com>.
- [GKG⁺02] R. Ginhoux, A. Krupa, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, et L. Soler. Active mechanical filtering of breathing-induced motion in robotized laparoscopy. Dans *Proceedings of the first Surgetica European Conference on Computer aided medical interventions : tools and applications*, pages 69–76, Grenoble, France, Septembre 2002.
- [GKMW96] W.P. Geis, C. Kim, E.J. McAfee, et Y. Wang. Robotic arm enhancement to accommodate improved efficiency and decreased resource utilization in complex minimally invasive surgical procedures. Dans *Proceedings of the 4th International Symposium Medicine Meets Virtual Reality*, pages 471–481, San Diego, USA, Janvier 1996.
- [Gol94] R. Goldberg. Constrained pose refinement of parametric objects. *International Journal on Computer Vision*, 2 :181–211, 1994.
- [GOSH02] M. Groger, T. Ortmaier, W. Sepp, et G. Hirzinger. Tracking local motion on the beating heart. Dans *Proceedings of the SPIE Medical Imaging Conference*, tome 4681, pages 233–241, San Diego, California, USA, Février 2002.
- [GS00] G.S. Guthart et J.K. Salisbury. The IntuitiveTM telesurgery system : Overview and application. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 618–621, San Francisco, Avril 2000.

- [GSOH01] M. Gröger, W. Sepp, T. Ortmaier, et G. Hirzinger. Reconstruction of image structure in presence of specular reflections. Dans *Pattern Recognition. Proceedings 23rd DAGM Symposium*, tome 2191, pages 53–60, Munich, Germany, Septembre 2001. LNCS (Springer).
- [HA94] K. Hosoda et M. Asada. Versatile visual servoing without knowledge of true jacobian. Dans *Proceedings of the IEEE/RSJ/GI International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 186–193, Munich, Germany, Septembre 1994.
- [Hag94] G.D. Hager. Real-time feature tracking and projective invariance as a basis for hand-eye coordination. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 533–539, Los Alamitos, Californie, Juin 1994.
- [HCTD02] T. Hu, A.E. Castellanos, G. Tholey, et J.P. Desai. Real-time haptic feedback in laparoscopic tools for use in gastro-intestinal surgery. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 66–74, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [HDBG94] R. Hurteau, S. DeSantis, E. Begin, et M. Gagner. Laparoscopic surgery assisted by a robotic cameraman : concept and experimental results. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2286–2289, San Diego, Mai 1994.
- [HGJ+94] J.W. Hill, P.S. Green, J.F. Jensen, Y. Gorfou, et A.S. Shah. Telepresence surgery demonstration system. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2302–2307, San Diego, CA, 1994.
- [HH90] C.C. Hsu et J. Huang. Partitionned Hough transform for ellipsoid detection. *Pattern Recognition*, 23(3) :275–282, 1990.
- [HM93] R. Horaud et O. Monga. *Vision par ordinateur, outils fondamentaux*. Hermès, Paris, France, 1993.
- [HN01] M. Hayashibe et Y. Nakamura. Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3D geometric registration. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1543–1548, Seoul, Korea, May 2001.
- [IDHH02] K. Ikuta, S. Daifu, T. Hasegawa, et H. Higashikawa. Hyper-finger for remote minimally invasive surgery in deep area. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 173–181, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [int] Intuitive surgical inc. <http://www.intuitivesurgical.com>.
- [IT02] IRCAD et France Telecom. Argonaute 3D : vers l'opération chirurgicale virtuelle à distance? Conférence de presse, IRCAD, France Telecom, 5 novembre 2002. <http://www.websurg.com>.

- [JFN97] M. Jagersand, O. Fuentes, et R. Nelson. Experimental evaluation of uncalibrated visual servoing for precision manipulation. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2874–2880, Albuquerque, New Mexico, Avril 1997.
- [JMS⁺02] M. Jinno, N. Matsuhira, T. Sunaoshi, T. Hato, T. Miyagawa, Y. Morikawa, T. Furukawa, S. Ozawa, M. Kitajina, et K. Nakazawa. Development of a master slave combined manipulator for laparoscopic surgery - functional model and its evaluation. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 52–59, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [JT01] L. Joskowicz et R.H. Taylor. Computers in imaging and guided surgery. *Computers in Science and Engineering*, 3(5) :65–72, Septembre/Octobre 2001.
- [KCW⁺02] Y. Kobayashi, S. Chiyoda, K. Watabe, M. Okada, et Y. Nakamura. Small occupancy robotic mechanisms for endoscopic surgery. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 75–82, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [KD99] W. Khalil et E. Dombre. *Modélisation, identification et commande des robots*. Hermès, Paris, 1999.
- [KD02] W. Khalil et E. Dombre. *Modeling, identification and control of robots*. Hermès Sciences Europe, 2002.
- [KDG⁺00] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, et G. Morel. Towards semi-autonomy in laparoscopic surgery through vision and force feedback control. Dans *Proceedings of the Seventh International Symposium on Experimental Robotics (ISER)*, pages 122–127, Hawaii, Decembre 2000.
- [KDG⁺02a] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, et G. Morel. Autonomous retrieval and positioning of a surgical tool in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. Dans *Video Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington, DC, Mai 2002.
- [KDG⁺02b] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, M. de Mathelin, G. Morel, L. Soler, J. Leroy, et M. Ghodoussi. Towards semi-autonomy in laparoscopic surgery : first live experiments. Dans *Proceedings of the 8th International Symposium on Experimental Robotics (ISER)*, pages 435–444, Sant’Angelo d’Ischia, Italy, Juillet 2002. Experimental Robotics VIII, Editeurs B. Siciliano and P. Dario, Springer.
- [KDG^M02] A. Krupa, C. Doignon, J. Gangloff, et M. de Mathelin. Combined image-based and depth visual servoing applied to robotized laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the IEEE/RSJ International*

- Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 323–329, Lausanne, Switzerland, Septembre 2002.
- [KGM⁺02] A. Krupa, J. Gangloff, M. de Mathelin, C. Doignon, G. Morel, L. Soler, J. Leroy, et J. Marescaux. Autonomous retrieval and positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing and laser pointers. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3769–3774, Washington, DC, Mai 2002.
- [KKDS02] D. Kim, E. Kobayashi, T. Dohi, et I. Sakuma. A new compact MR-compatible surgical manipulator for minimally invasive liver surgery. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 99–106, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [KMAP95] L.R. Kavoussi, R.G. Moore, J.B. Adams, et A.W. Partin. Comparison of robotic versus human laparoscopic camera control. *World Journal of Urology*, 154 :2134–2136, 1995.
- [KMD⁺01] A. Krupa, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, G. Morel, L. Soler, et J. Marescaux. Development of semi-autonomous control modes in laparoscopic surgery using visual servoing. Dans *Proceedings of the Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 1306–1307, Utrecht, The Netherlands, Octobre 2001.
- [KMD⁺02a] A. Krupa, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, G. Morel, L. Soler, J. Leroy, et J. Marescaux. Automatic 3-D positioning of surgical instruments during robotized laparoscopic surgery using automatic visual feedback. Dans *Proceedings of Fifth International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 9–16, Tokyo, Japan, Septembre 2002.
- [KMD⁺02b] A. Krupa, M. de Mathelin, C. Doignon, J. Gangloff, G. Morel, L. Soler, J. Leroy, et J. Marescaux. Automatic positioning of surgical instruments during laparoscopic surgery with robots using automatic visual feedback. Dans *Proceedings of Conference on Modeling and Simulation for Computer - aided Medicine and Surgery (MS4CMS'02), ESAIM-Proceedings*, tome 12, pages 75–83, Rocquencourt, France, Novembre 2002.
- [KMG⁺02] A. Krupa, M. de Mathelin, J. Gangloff, C. Doignon, et G. Morel. A vision system for automatic 3-d positioning of surgical instruments for laparoscopic surgery with robot. Dans *Proceedings of 12th International Symposium on Measurement and Control in Robotics*, Bourges, France, Juin 2002.
- [KMM⁺95] D. Khadraoui, G. Motyl, P. Martinet, J. Gallice, et F. Chaumette. Visual servoing in robotics scheme using a camera/laser-stripe sensor. Publication interne 898, IRISA, Rennes, France, Janvier 1995.

- [KMM99] A. Krupa, G. Morel, et M. de Mathelin. Vision based control of a micro-endoscope head actuated with shape memory alloy wires. Dans *Proceedings of the IARP Workshop on Micro Robots, Micro Machines and Systems*, pages 122–127, Moscou, Russie, Novembre 1999.
- [KMM02] A. Krupa, G. Morel, et M. de Mathelin. Achieving high precision laparoscopic manipulation through adaptive force control. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1864–1869, Washington, DC, Mai 2002.
- [KOB⁺02] M. Kitagawa, A.M. Okamura, B.T. Bethea, V.L. Gott, et W.A. Baumgartner. Analysis of suture manipulation forces for teleoperation with force feedback. Dans *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 155–162, Tokyo, Japon, Septembre 2002.
- [Kre90] G. Kreisselmeier. Stabilized least-squares type adaptive identifiers. *IEEE Transaction on Automatic Control*, AC-35 :306–310, 1990.
- [KW01] H. Kang et J.T. Wen. Endobot : a robotic assistant in minimally invasive surgeries. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2031–2036, Seoul, Korea, Mai 2001.
- [KW02] H. Kang et J.T. Wen. Robotic knot tying in minimally invasive surgeries. Dans *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1421–1426, Seoul, Korea, Octobre 2002.
- [LH00] F. Lai et R.D. Howe. Evaluating control modes for constrained robotic surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 603–609, San Francisco, Avril 2000.
- [LHF90] Y. Liu, T.S. Huang, et O.D. Faugeras. Determination of camera location from 2D to 3D line and point correspondances. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1 :28–37, 1990.
- [LL95] M. Li et J.M. Lavest. Some aspects of zoom-lens camera calibration. Rapport technique ISRN KTH/NA/P-95/03-SE, Computational Vision and Active Perception Laboratory, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, Février 1995.
- [Low91] D.G. Lowe. Fitting parametrized three-dimensional models to images. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 5 :441–450, 1991.
- [LT01] R. Lozano et D. Taoutaou. *Identification et commande adaptative*. Hermès Science, 2001.

- [LTG⁺92] S. Lavalée, J. Troccaz, L. Gaborit, P. Cinquin, A.L. Benabid, et D. Hoffman. Image guided robot : a clinical application in stereotactic neurochirurgie. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 618–625, Nice, France, 1992.
- [Mad98] A.J. Madhani. *Design of teleoperated surgical instruments for minimally invasive surgery*. Thèse de doctorat, Department of Mechanical Engineering, MIT, 1998.
- [Ma198] E. Malis. *Contributions à la modélisation et à la commande en asservissement visuel*. Thèse de doctorat, Université de Rennes 1, IRISA, Novembre 1998.
- [May92] S.J. Maybank. *The cross-ratio and J-invariant*, chapitre Geometric invariance in computer vision, pages 107–109. MIT press, J.L. Mundy and A. Zisserman édition, 1992.
- [MCB99] E. Malis, F. Chaumette, et S. Boudet. 2 1/2 visual servoing. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, 15(2) :238–250, Avril 1999.
- [MDGD97] P. Martinet, N. Daucher, J. Gallice, et M. Dhome. Robot control using 3D monocular pose estimation. Dans *Proceedings of the Workshop on New Trends in Image Based Robot Servoing, IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS'97*, pages 1–12, Grenoble, Septembre 1997.
- [MDP⁺02] M. Michelin, E. Dombre, P. Poignet, F. Pierrot, et L. Eckert. Path planning under a penetration point constraint for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 1475–1480, Lausanne, Switzerland, Septembre 2002.
- [MGDGFL⁺01] D.V.F. Munoz, J. Gomez-De-Gabriel, J. Fernandez-Lozano, I. Garcia-Morales, R. Molina-Mesa, C. Perez del Pulgar, J. Seron-Barba, et M. Azouaghe. Design and control of a robotic assistant for laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the 9th International Symposium on Intelligent Robotic Systems (SIRS'2001)*, Toulouse, France, Juin 2001.
- [MGHM88] R.H. Middleton, G.C. Goodwin, D.J. Hill, et D.Q. Mayne. Design issues in adaptive control. *IEEE Transaction on Automatic Control*, AC-33 :50–58, 1988.
- [MIJ98] L. Mettler, M. Ibrahim, et W. Jonat. One year of experience working with the aid of a robotic assistant (the voice-controlled optic holder AESOP) in gynaecological endoscopic surgery. *Human Reproduction*, 13(10) :2748–2750, 1998.
- [ML99] M. de Mathelin et R. Lozano. Robust adaptive identification of

- slowly time-varying parameters with bounded disturbances. *Automatica*, 35 :1291–1305, July 1999.
- [MLG⁺01] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S.E. Butner, et M.K. Smith. Transatlantic robotic assisted remote tele-surgery. *Nature*, 413 :379–380, 2001.
- [MM99] M. Minor et R. Mukherjee. A dexterous manipulator for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2057–2064, Detroit, Michigan, Mai 1999.
- [MNS98] A.J. Madhani, G. Niemeyer, et J.K. Salisbury. The black falcon : A teleoperated surgical instrument for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Victoria B.C., Canada, Octobre 1998.
- [Mor92] L. Morin. *Quelques contributions des invariants projectifs à la vision par ordinateur*. Thèse de doctorat, Institut National de Polytechnique de Grenoble, 1992.
- [Mot92] G. Motyl. *Couplage d'une caméra et d'un faisceau laser en commande référencée vision*. Thèse de doctorat, Université de Clermont-Ferrand, France, Septembre 1992.
- [MTY⁺00] M. Mitsuishi, S. Tomisaki, T. Yoshidome, H. Hashizume, et K. Fujiwara. Tele-micro-surgery system with intelligent user interface. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1607–1614, San Francisco, Avril 2000.
- [MVTD⁺00] V.F. Munoz, C. Vara-Thorbeck, J.G. DeGabriel, J.F. Lozano, E. Sanchez-Badajoz, A. Garcia-Cerezo, R. Toscano, et A. Jimenez-Garrido. A medical robotic assistant for minimally invasive surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2901–2906, San Francisco, Avril 2000.
- [MYK⁺93] N. Maru, S. Yamada, H. Kase, A. Nishikawa, et F. Miyazaki. Manipulation control by visual servoing with stereo vision. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Yokohama, Juillet 1993.
- [NHK⁺01] A. Nishikawa, T. Hosoi, K. Koara, D. Negoro, A. Hikita, S. Asano, F. Miyazaki, M. Sekimoto, Y. Miyake, M. Yasui, et M. Monden. Real-time visual tracking of the surgeon's face for laparoscopic surgery. Dans *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing and Computer-assisted intervention (MICCAI)*, pages 9–16, Utrecht, Pays-Bas, Octobre 2001.
- [NKK01] Y. Nakamura, K. Kishi, et H. Kawakami. Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery. Dans *Proceedings of the IEEE Interna-*

- tional Conference on Robotics and Automation*, pages 2014–2019, Seoul, Korea, Mai 2001.
- [nor] Northern Digital Inc. <http://www.ndigital.com>.
- [NTI84] T. Nagat, T. Tamura, et K. Ishibahi. Detection of an ellipse by use of a recursive least squares estimator. *J. Robotic Systems*, 2(2) :163–177, July 1984.
- [OFU⁺99] K. Omote, H. Feussner, A. Ungeheuer, K. Arbter, G.-Q; Wei, J.R. Siewert, et G. Hirzinger. Self-guided robotic camera control for laparoscopic surgery compared with human camera control. *The American Journal of Surgery*, 177(4) :321–324, Avril 1999.
- [OH00] T. Ortmaier et G. Hirzinger. Cartesian control issues for minimally invasive robot surgery. Dans *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Takamatsu, Japan, Octobre 2000.
- [ORSH01] T. Ortmaier, D. Reintsema, U. Seibold, et G. Hirzinger. The dlr minimally invasive robotics surgery scenario. Dans *Workshop on Advances in Interactive Multimodal Telepresence Systems*, Munich, Germany, 29-30 mars 2001.
- [PBM⁺92] H. Paul, W. Bargar, B. Mittlestadt, B. Musit, R. Taylor, P. Kazanzides, B. Williamson, et W. Hanson. Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and related research*, 285 :57–66, Décembre 1992.
- [PFF96] M. Pilu, A.W. Fitzgibbon, et R.B. Fisher. Ellipse-specific direct least-square fitting. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing*, Lausanne, 1996.
- [PGL02] J.A. Piepmeier, B.A. Gumpert, et H. Lipkin. Uncalibrated eye-in-hand visual servoing. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 568–573, Washington, DC, Mai 2002.
- [Pie99] J.A. Piepmeier. *A dynamic quasi-newton method for model independent visual servoing*. Thèse de doctorat, Georgia Institute of Technology, 1999.
- [PMG⁺02] L. Phee, A. Menciassi, S. Gorini, G. Pernorio, A. Arena, et P. Dario. An innovative locomotion principle for minirobots moving in the gastrointestinal tract. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1125–1130, Washington, DC, Mai 2002.
- [PNK95] N.P. Papanikolopoulos, B.J. Nelson, et P.K. Khosla. Six degrees of freedom hand/eye visual tracking with uncertain parameters. *IEEE Transaction on Automatic Control*, 11(5), 1995.

- [POH01] C. Preusche, T. Ortmaier, et G. Hirzinger. Teleoperation concepts in minimal invasive surgery. Dans *Proceedings of the IFAC Conference on Telematics Application in Automation and Robotics.*, Weingarten, Germany, Juillet 2001.
- [Por90] J. Porril. Fitting ellipses and predicting confidence envelopes using a bias-corrected extended kalman filter. *Image and Vision Computing*, 8(1) :37–41, 1990.
- [Pra91] W.K. Pratt. *Digital image processing*. A Wiley-Interscience publication, deuxième édition, 1991. ISBN 0-471-85766-1.
- [PTK93] N.P. Papanikolopoulos et P.K. Khosla ans T. Kanade. Visual tracking of a moving target by a camera mounted on a robot : combination of control and vision. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, 9(1) :14–35, 1993.
- [RDM⁺99] H. Reichensperner, R. Damiano, M. Mack, D. Boehm, H. Gulbins, C. Detter, B. Meiser, R. Ellgass, et B. Reichart. Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting. *Journal of Thoracic and Cardiovasc Surgery*, 1999.
- [Rib01] Miguel Ribot. State of the art report on optical tracking. Rapport technique, VRVis, TU Wien, Septembre 2001.
- [Rob65] L.G. Roberts. *Machine Perception of Three-Dimensional Solids*. MIT Press, Cambridge, MA, 1965.
- [RW90] P.L. Rosin et G.A.W. West. Segmenting curves into elliptic arcs and straight lines. Dans *Proceedings of the third International Conference on Computer Vision*, pages 75–78, Osaka, 1990.
- [SBE91] C. Samson, M. Le Borgne, et B. Espiau. *Robot Control : the Task Function Approach*, tome 22 de *Oxford Engineering Science Series*. Clarendon Press, Oxford, Royaume Uni, 1991.
- [SG01] G.T. Sung et I.S. Gill. Robotic laparoscopic surgery : A comparison of the da VINCITM and ZEUSTM systems. *Urology*, 58(6) :893–898, 2001.
- [SSV97] H. Sutanto, R. Sharma, et V. Varma. Image based autodocking without calibration. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 974–979, Albuquerque, New Mexico, Avril 1997.
- [ST01] O. Schneider et J. Troccaz. A six degree of freedom passive arm with dynamic constraints (PADyC) for cardiac surgery application : preliminary experiments. Dans *Proceedings of the International Workshop on Computer Assisted Surgery and Rapid Prototyping in Medicine*, Nurnberg, Germany, Octobre 2001.
- [SV89] M.W. Spong et M. Vidyasagar. *Robot Dynamics and Control*. John Wiley and Sons, New York, 1989.

- [SW94] J. Sackier et Y. Wang. Robotically assisted laparoscopic surgery : From concept to development. *Surgical endoscopy*, 8 :63–66, 1994.
- [SWJ+97] J.M. Sackier, C. Wooters, L. Jacobs, A. Halversen, D. Uecker D, et Y Wang. Voice activation of a surgical robotic assistant. *Am J Surg*, 174 :406–409, 1997.
- [TFE+95] R.H. Taylor, J. Funda, B. Eldridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, L. Kavoussi, et J. Anderson. A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine Special Issue on Robotics in Surgery*, 14(3) :279–291, 1995.
- [TFLT92] R. Taylor, J. Funda, D. LaRose, et M. Treat. A telerobotic system for augmentation of endoscopic surgery. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology*, pages 1054–1056, Paris, France, Octobre 1992.
- [Tro00] J. Troccaz. *Applications non manufacturières de la robotique*, chapitre Robotique médico-chirurgicale, pages 165–192. P. Dauchez, édition Hermès, 2000.
- [Tsa86] R.Y. Tsai. An efficient and accurate camera calibration technique for 3D machine vision. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 364–374, Miami, Juin 1986.
- [Tsa87] R.Y. Tsai. A versatile camera calibration technique for accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV camera and lenses. *IEEE Journal of Robotic and Automation*, 3(4), 1987.
- [TWT+01] A. Thakral, J. Wallace, D. Tomlin, N. Seth, et N.V. Thakor. Surgical motion adaptive robotic technology (SMART) : Taking the motion out of physiological motion. Dans *Proceedings of the 4th International Conference of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 317–325, Utrecht, The Netherlands, Octobre 2001.
- [UCWW95] D.R. Uecker, L. Cheolwhan, Y.F. Wang, et Y. Wang. Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery. *Journal of Image Guided Surgery*, 1 :308–325, 1995.
- [VA90] S. Venkatesan et C. Archibald. Real-time tracking in five degrees of freedom using two wrist-mounted laser range finders. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2004–2010, Cincinnati, Ohio, USA, 1990.
- [WAH97a] G.-Q. Wei, K. Arbter, et G. Hirzinger. Automatic tracking of laparoscopic instruments by color coding. Dans *Proceedings of of the First Joint Conf. of Computer Vision, Virtual Reality and Robotics (CRVMED)II and Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS)III*, pages 357–366, 1997.

- [WAH97b] G.-Q. Wei, K. Arbter, et G. Hirzinger. Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 16(1) :40–45, 1997.
- [WDA96] N. Werghi, C. Doignon, et G. Abba. Ellipse fitting and three-dimensional localization of objects based on elliptic features. Dans *Proceedings of the IEEE International Conference on Image Processing*, tome 1, pages 57–60, Lausanne, Switzerland, September 1996.
- [Wer96] N. Werghi. *Analyse et interprétation d'images pour la reconnaissance et la localisation d'objets en robotique*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg, LSIIT, Décembre 1996.
- [WHB96] W. Wilson, C. Hulls, et G. Bell. Relative end-effector control using cartesian position-based visual servoing. *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, 12(5) :684–696, Octobre 1996.
- [WUW96] Y.F. Wang, D.R. Uecker, et Y. Wang. Choreographed scope maneuvering in robotically-assisted laparoscopy with active vision guidance. Dans *IEEE workshop on applications of computer vision*, pages 187–192, Saratoga, FL, 1996.
- [WUW98] Y.F. Wang, D.R. Uecker, et Y. Wang. A new framework for vision-enabled and robotically assisted minimally invasive surgery. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 22 :429–437, 1998.
- [YTL94] R. Yip, P. Tam, et D. Leung. Modification of Hough transform for circles and ellipses detection using a 2-dimensional array. *Pattern Recognition*, 25(9) :1007–1022, July 1994.

**AUTORISATION DE SOUTENANCE DE THESE
DU DOCTORAT DE L'INSTITUT NATIONAL
POLYTECHNIQUE DE LORRAINE**

o0o

VU LES RAPPORTS ETABLIS PAR :

Madame Jocelyne TROCCAZ, Directeur de Recherche, GMCA, Faculté de Médecine, La Tronche
Monsieur Philippe MARTINET, Professeur, LASMEA, Université Blaise Pascal, Aubière

Le Président de l'Institut National Polytechnique de Lorraine, autorise :

Monsieur KRUPA Alexandre

à soutenir devant un jury de l'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE,
une thèse intitulée :

" Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique "

en vue de l'obtention du titre de :

DOCTEUR DE L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE

Spécialité : « **Automatique et Traitement du Signal** »

Fait à Vandoeuvre, le 29 Mars 2003

Le Président de l'Institut National Polytechnique de Lorraine

L. SCHUFFENECKER



NANCY BRABOIS
2, AVENUE DE LA
FORET-DE-HAYE
BOITE POSTALE 3
F - 54501
VANOEUVRE CEDEX

Service Commun de la Documentation
INPL
Nancy-Brabois

Résumé :

Ce travail présente l'étude et la réalisation d'un système de vision robotique qui récupère et positionne automatiquement les instruments chirurgicaux lors d'une intervention en chirurgie laparoscopique assistée par robot. L'instrument est actionné par un robot chirurgical commandé par asservissement visuel. L'objectif de la tâche autonome est de déplacer en toute sécurité l'instrument d'une position inconnue ou non-visible à une position 3-D désirée. Des marqueurs lumineux sont fixés sur l'extrémité de l'instrument et un porte-outil est utilisé pour projeter un motif laser sur la surface des organes à l'aide de fibres optiques. Ces marqueurs visuels sont extraits de l'image endoscopique et permettent de localiser l'instrument dans la scène. L'instrument est amené et centré dans l'image au moyen d'une commande référencée dans le plan image. A l'aide de ce système, le chirurgien peut indiquer une position relative à atteindre entre l'instrument et l'organe pointé.

Mots clé :

Robotique médicale, chirurgie mini-invasive, laparoscopie, gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO), asservissement visuel, vision.

Abstract :

This work presents a robotic vision system that automatically retrieves and positions surgical instruments during robotized laparoscopic surgical operations. The instrument is mounted on the end-effector of a surgical robot which is controlled by visual servoing. The goal of the automated task is to safely bring the instrument at a desired 3-D location from an unknown or hidden position. Light Emitting Diodes are attached on the tip of the instrument and a specific instrument-holder fitted with optical fibers is used to project laser dots on the surface of the organs. These optical markers are detected in the endoscopic image and allow to localize the instrument with respect to the scene. The instrument is recovered and centered in the image plane by means of a visual servoing algorithm using feature errors in the image. With this system, the surgeon can specify a desired relative position between the instrument and the pointed organ.

Keywords :

Medical robotics, minimally invasive surgery, laparoscopy, computer-integrated surgery, visual servoing, computer vision.