



HAL
open science

Navigation augmentée d'informations de fluorescence pour la chirurgie laparoscopique robot-assistée

Anthony Agustinos

► **To cite this version:**

Anthony Agustinos. Navigation augmentée d'informations de fluorescence pour la chirurgie laparoscopique robot-assistée. Ingénierie assistée par ordinateur. Université de Grenoble, 2016. Français. NNT: . tel-01504974v1

HAL Id: tel-01504974

<https://hal.science/tel-01504974v1>

Submitted on 10 Apr 2017 (v1), last revised 26 Jan 2018 (v2)

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

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

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité : **Biotechnologie, instrumentation, signal et imagerie pour la biologie, la médecine et l'environnement (BIS)**

Arrêté ministériel : du 7 août 2006

Présentée par

Anthony AGUSTINOS

Thèse dirigée par **Philippe CINQUIN**
et codirigée par **Sandrine VOROS**

préparée au sein du **laboratoire Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications de Grenoble (TIMC-IMAG)** et de l'école doctorale **Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement (EDISCE)**

Navigation augmentée d'informations de fluorescence pour la chirurgie laparoscopique robot-assistée

Thèse soutenue publiquement le **06 avril 2016**,
devant le jury composé de :

Mme. Jocelyne TROCCAZ

DR CNRS, TIMC-IMAG, Grenoble, Présidente

Mme. Marie-Odile BERGER

CR INRIA, HDR, LORIA, Nancy Grand Est, Rapporteur

M. Christophe DOIGNON

PU, ICube, Université de Strasbourg - CNRS, Rapporteur

M. Pierre MOZER

PU-PH, ISIR, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Université Pierre et Marie Curie, Paris, Examineur

M. Guillaume MOREL

PU, ISIR, Université Pierre et Marie Curie, Paris, Examineur

M. Philippe CINQUIN

PU-PH, TIMC-IMAG, UJF-CNRS, Grenoble, Directeur de thèse

Mme. Sandrine VOROS

CR INSERM, TIMC-IMAG, UJF-CNRS, Grenoble, Co-Directrice de thèse



REMERCIEMENTS

À Marcelina et Enrique Agustinos

Je tiens tout d'abord à remercier très chaleureusement mes directeurs Sandrine Voros et Philippe Cinquin pour m'avoir permis de réaliser ce travail de thèse. Merci de votre confiance et de votre soutien scientifique et moral qui ont su me guider tout en me laissant un sentiment de liberté durant ces trois années de thèse.

Je remercie Jocelyne Troccaz pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury de ma thèse. Je tiens également à remercier Marie-Odile Berger et Christophe Doignon d'avoir accepté de rapporter ce travail, ainsi que Pierre Mozer et Guillaume Morel d'avoir accepté de l'évaluer en faisant parti de ce jury.

Un grand merci à Bertrand pour m'avoir appris de nombreux de nouveaux mots en partageant son expertise dans la chirurgie et pour m'avoir aidé durant les expérimentations au laboratoire d'anatomie. Je tiens également à remercier Arnold pour ses conseils scientifiques autour d'un café ou encore pour nos soirées *décompression* et Arnaud pour le partage de son expérience et pour ses conseils dans les moments de doute en fin de thèse.

Un merci particulier à Sonia pour son soutien dans les dernières étapes de ma thèse et pour nos escapades *oxygénation* en montagne, Mathieu pour sa bonne humeur et pour *nos nombreuses nuits blanches au laboratoire*, Johan pour nos *BerThoM anonymes* et Paul pour... Un grand merci également à tous ceux qui contribuent ou ont contribué à l'ambiance exceptionnelle qui règne dans l'équipe des GMCAO : *les permanents* Céline Fouard, Matthieu Chabanas, Yohan Payan, *les doctorants, post-doctorants et ingénieurs* Ahmad, Alvin, Anna, Antoine, Baptiste, Benjamin, Brahim, Fanny, Florian, Gabriel, Guillaume, Ivonne, Nassos, Nicolas, Nikolai, Pierre-Loup, Prasad, Rémi, Vincent et tous ceux que j'oublie... Je tiens également à remercier l'équipe système Nouredine et Olivier ainsi que Corinne pour m'avoir apporté bien plus qu'un soutien informatique et administratif.

Enfin, je tiens à remercier ma famille pour leur soutien sans faille dans tout ce que j'ai entrepris et pour m'avoir permis d'arriver où je suis. Merci à Amani d'avoir été présente à chaque instant de ces trois années de thèse et à la Flottt pour tous les moments détentes.

Table des figures	9
Liste des tableaux	13
Introduction	15
1 Assistance au geste chirurgical pour la chirurgie laparoscopique	19
1.1 Chirurgie mini-invasive : la laparoscopie	20
1.1.1 Principe de laparoscopie opératoire	21
1.1.2 Avantages et inconvénients de la laparoscopie	22
1.2 Systèmes robotiques pour l'aide à la laparoscopie	23
1.2.1 Manipulation de l'endoscope	23
1.2.2 Assistance au geste chirurgical	26
1.3 Imagerie médicale pour la laparoscopie : la fluorescence	32
1.3.1 Échographie	33
1.3.2 Fluoroscopie	33
1.3.3 Fluorescence	34
1.4 Fusion multimodale pour un assistant de haut niveau	40
1.4.1 Laparoscopie augmentée d'informations multimodales	40
1.4.2 Assistance robotique guidée par l'image	43
1.4.3 Approche proposée dans ces travaux	48
1.5 Contexte et problématique de thèse	48
1.5.1 Projet FuoRoMIS : systèmes robotique et d'imagerie développés	49
1.5.2 Cible clinique retenue : la cholécystectomie	51
1.5.3 Objectifs et contributions	55
2 Extraction d'informations visuelles dans des images endoscopiques	57
2.1 Introduction	58

2.2	Calibrage d'un système	58
2.2.1	Calibrage d'une caméra	58
2.2.2	Calibrage caméra-robot	62
2.2.3	Vision stéréoscopique	64
2.3	Développement d'une méthode de suivi d'instruments chirurgicaux à partir de l'image laparoscopique	67
2.3.1	Le suivi d'instruments chirurgicaux	68
2.3.2	Détection d'un instrument dans une image laparoscopique	74
2.3.3	Suivi d'un instrument chirurgical	88
2.3.4	Estimation de la pose 3D d'un instrument	92
2.4	Développement d'une méthode de suivi de cibles anatomiques à partir de l'image de fluorescence	95
2.4.1	Détection du canal cystique dans une image de fluorescence	95
2.4.2	Suivi du canal cystique	98
2.4.3	Estimation de la pose 3D d'une cible anatomique dans l'image de fluorescence	101
2.5	Conclusion	105
3	Contrôle de robots porte-endoscope et porte-instrument par asservissement visuel	107
3.1	Introduction	108
3.2	Modélisation d'une loi de commande en asservissement visuel	108
3.3	Asservissement visuel d'un robot porte-endoscope	111
3.3.1	Choix d'un asservissement visuel pour un robot porte-endoscope ViKY	111
3.3.2	Mise en œuvre d'un asservissement visuel pour un robot porte-endoscope ViKY	112
3.4	Asservissement visuel d'un robot porte-instrument	114
3.4.1	Calibrage entre des robots porte-endoscope et porte-instrument	115
3.4.2	Mise en œuvre d'un asservissement visuel pour un robot porte-instrument ViKY	120
3.5	Conclusion	123
4	Vers un environnement robotisé non rigidement lié pour la laparoscopie augmentée d'informations de fluorescence	125
4.1	Introduction	126
4.2	Évaluation des différentes composantes	126
4.2.1	Calibrage du système	127
4.2.2	Suivi d'instruments chirurgicaux	134
4.2.3	Suivi d'une cible anatomique fluorescente	143
4.2.4	Suivi de primitives visuelles par asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY	150
4.2.5	Contrôle du robot porte-instrument ViKY	157

4.3	Évaluation de la mise en commun des composantes	163
4.3.1	Distance entre une cible 3D et la pointe d'un instrument	163
4.3.2	Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D	165
4.4	Expérimentation sur spécimen anatomique	166
4.4.1	Suivi du canal cystique dans des images de fluorescence	167
4.4.2	Estimation qualitative de la position de la pointe d'un instrument par rapport à une cible 3D	167
4.4.3	Asservissement visuel du robot porte-endoscope	168
4.5	Discussion et conclusion	169
4.5.1	Méthode de localisation des instruments chirurgicaux	169
4.5.2	Méthode de suivi d'une cible anatomique de fluorescence	171
4.5.3	Asservissement visuel du robot porte-endoscope	172
4.5.4	Asservissement visuel du robot porte-instrument	172
4.5.5	Mise en commun des composantes	174
4.5.6	Expérimentation sur spécimen anatomique	174
Conclusion et perspectives		177
Annexes		183
A Cholécystectomie sous laparoscopie		185
B Modélisation géométrique et cinématique du robot ViKY		191
C Asservissement visuel des robots porte-endoscope et porte-instrument ViKY		195
C.1	Suivi de l'intersection des axes centraux de deux instruments	196
C.2	Changement d'instrument à suivre au cours d'un asservissement visuel	197
C.3	Suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel	198
C.4	Prise en compte du zoom pour le suivi d'une cible fluorescente	199
C.5	Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D : mode fonc- tionnement basé calibrage	200
C.6	Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D : mode fonc- tionnement combiné	201
Bibliographie		203

TABLE DES FIGURES

1.1	Vers la chirurgie mini-invasive	20
1.2	La laparoscopie opératoire	21
1.3	Représentation du robot porte-endoscope AESOP	24
1.4	Représentation du robot porte-endoscope EndoAssist	24
1.5	Représentation des robots portes-endoscope ViKY et FreeHand	25
1.6	Représentation du système de télé-chirurgie Zeus	26
1.7	Représentation du système de télé-chirurgie Da Vinci	27
1.8	Représentation du système de télé-chirurgie Telelap ALF-X	28
1.9	Représentation du porte-aiguille robotisé JAiMY	29
1.10	Représentation du système de comanipulation pour la chirurgie endoscopique MC²E	30
1.11	Représentation du système PADyC et son mécanisme à roue libre	31
1.12	Représentation des systèmes de comanipulation Acrobot Sculptor et Rio pour l'orthopédie	31
1.13	Représentation des systèmes de comanipulation Neuromate et PathFinder pour la neurochirurgie	32
1.14	Diagramme de Jablonski simplifié	34
1.15	Résection hépatique sous imagerie de fluorescence	36
1.16	Résection de nodules tumoraux en cas d'hépatocarcinome	37
1.17	Analyse de la viabilité des anastomoses digestives	37
1.18	Représentation du système d'imagerie de fluorescence PinPoint	38
1.19	Représentation du système d'imagerie de fluorescence Artemis	39
1.20	Modélisation 3D des organes intra-abdominaux d'un patient	41
1.21	Projet FluoRoMIS	49
1.22	Représentation du prototype Achille d'Haption	50
1.23	Représentation du système d'imagerie de fluorescence FluoMIS	52
1.24	Schéma de l'anatomie des voies biliaires	53
1.25	Variation anatomique du canal cystique	54

2.1	Illustration des différents changements de repères entrant en jeu dans la modélisation d'une caméra	59
2.2	Système de coordonnées CCD	60
2.3	Relation géométrique X entre le repère caméra R_c et le repère effecteur du robot R_{EF}	62
2.4	Perte de profondeur de l'objet tridimensionnel par la projection	64
2.5	Géométrie épipolaire	65
2.6	Relation entre la disparité (x) et la profondeur (Z) pour une paire d'images rectifiées	66
2.7	Conversion d'une image de chirurgie laparoscopique dans les espaces colorimétriques TSL et TSV	75
2.8	Représentation de l'espace colorimétrique CIELab	77
2.9	Différence de couleurs entre deux points sans la luminosité dans l'espace CIE-Lab	77
2.10	Conversion d'une image endoscopique dans l'espace colorimétrique CIELab .	78
2.11	Segmentation d'un instrument chirurgical	79
2.12	Approximation d'un contour par une ellipse et sa boîte englobante orientée .	80
2.13	Extraction de régions candidates	81
2.14	Extraction de contours en utilisant les approches basées sur le gradient et le laplacien image	82
2.15	Extraction des contours d'un instrument	85
2.16	Paramétrisation d'une droite dans l'espace de Hough	86
2.17	Méthode pour identifier les deux bords d'un instrument dans une région candidate	87
2.18	Extraction des bords d'un instrument	88
2.19	Suivi d'un instrument dans l'image avec le filtre de Kalman	92
2.20	Estimation de la pose d'un instrument dans l'espace	93
2.21	Exemple de détection de la pointe d'un instrument	94
2.22	Extraction de régions de fluorescence dans des images de cholécystectomie .	96
2.23	Détection du canal cystique dans des images de fluorescence d'une cholécystectomie	97
2.24	Suivi du canal cystique dans l'image de fluorescence avec le filtre de Kalman .	100
2.25	Principe de mise en correspondance par corrélation	103
2.26	Paire d'images rectifiées de fluorescence et carte de disparité associée	104
2.27	Estimation tridimensionnelle du canal cystique avec le système FluoMis	105
3.1	Schéma de commande d'un asservissement visuel 2D	112
3.2	Dispositif d'évaluation basé sur deux robots ViKY	115
3.3	Représentation des différents repères et transformations géométriques pour le calibrage entre des robots porte-instrument et porte-endoscope	117
3.4	Dispositif expérimental mis en place au laboratoire ISIR, constitué d'un endoscope et du bras de comanipulation Haption à retour d'effort	119

3.5	Schéma de commande d'un asservissement visuel hybride	123
4.1	Représentation du dispositif d'expérimentation	127
4.2	Exemple de détection des coins d'une mire pendant la procédure de calibrage	129
4.3	Représentation des mouvements effectués par le robot pendant le calibrage calibrage main-œil	130
4.4	Exemple d'évaluation de la précision du calibrage du système	133
4.5	Illustration de l'influence du paramètre σ du filtre de Frangi	135
4.6	Exemple de résultats obtenus pour l'évaluation de la méthode de suivi d'in- struments	137
4.7	Représentation de la transformation géométrique ${}_cT^{01}$ entre les repères de la caméra et le robot porte-instrument	139
4.8	Exemple de résultats obtenus pour le calibrage manuel entre la caméra et le robot porte-instrument	141
4.9	Évaluation de l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument chi- rurgical	142
4.10	Exemple de trajectoires obtenues par la méthode de suivi d'instruments . . .	143
4.11	Exemple d'images extraites de l'évaluation de la méthode de suivi du canal cystique	146
4.12	Exemple d'un nuage de points 3D obtenu par la reconstruction d'une mire de calibrage pour deux prises de vue	149
4.13	Exemple d'un nuage de points 3D obtenu par la reconstruction d'une ampoule visible dans l'image de fluorescence	149
4.14	Suivi d'un instrument chirurgical par asservissement visuel : mode direct . .	153
4.15	Suivi d'un instrument chirurgical par asservissement visuel : mode dégradé .	154
4.16	Prise en compte du zoom pour le suivi d'un instrument chirurgical par asser- vissement visuel : mode direct	155
4.17	Prise en compte du zoom pour le suivi d'un instrument chirurgical par asser- vissement visuel : mode dégradé	156
4.18	Représentation des résultats obtenus pour 50 calibrages entre une caméra en- doscopique et un robot porte-instrument	158
4.19	Positionnement de la pointe d'un instrument par asservissement visuel . . .	161
4.20	Représentation des consignes de commande et des trajectoires pour le posi- tionnement d'un instrument chirurgical par asservissement visuel	162
4.21	Trajectoire de la pointe d'un instrument pour le pointage d'une cible 3D . . .	164
4.22	Exemple de résultats obtenus pour l'évaluation de l'estimation de la distance entre la pointe d'un instrument et une cible 3D	165
4.23	Représentation du dispositif d'expérimentation sur spécimen anatomique au laboratoire d'anatomie de Grenoble	166
4.24	Exemple de résultats obtenus pour le suivi du canal cystique de la vésicule biliaire sur spécimen anatomique	167

4.25	Exemple de résultats obtenus pour l'estimation de la position de la pointe d'un instrument par rapport à une cible 3D sur spécimen anatomique	168
4.26	Exemple de résultats obtenus pour l'asservissement visuel du robot porte-endoscope VIKY	169
A.1	Voies d'abord pour la cholécystectomie	185
A.2	Exposition de la vésicule biliaire	187
A.3	Dissection du triangle de Calot	188
A.4	Contrôle sous cholangiographie	188
A.5	Ligature et section du canal et de l'artère cystique	188
A.6	Exérèse de la vésicule biliaire	189
B.1	Représentation géométrique des différents degrés de liberté ainsi que des repères relatifs des degrés de liberté du robot porte-endoscope ViKY	191
C.1	Suivi de l'intersection des axes centraux de deux instruments chirurgicaux par asservissement visuel	196
C.2	Changement d'instrument à suivre au cours d'un asservissement visuel	197
C.3	Suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel	198
C.4	Prise en compte du zoom pour le suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel	199
C.5	Mode de commande basé calibrage : positionnement automatique de la pointe d'un instrument chirurgical porté par un robot porte-instrument sur une cible 3D	200
C.6	Mode de commande combiné : positionnement automatique de la pointe d'un instrument chirurgical porté par un robot porte-instrument sur une cible 3D	201

2.1	Interprétation des structures linéaires possibles dans une image à partir des valeurs propres de la matrice hessienne	84
4.1	Erreurs en translation et en rotation de la matrice main-œil estimée par un calibrage	130
4.2	Résultats de l'évaluation de la précision du calibrage pour 10 positions du robot porte-endoscope ViKY	134
4.3	Caractéristiques des séquences vidéos pour l'évaluation de l'algorithme de suivi des instruments chirurgicaux dans des images endoscopiques	136
4.4	Évaluation de la localisation d'un instrument dans l'image en fonction du paramètre σ	136
4.5	Évaluation de la localisation 2D d'un instrument après redimensionnement de l'image d'entrée du filtre de Frangi	138
4.6	Résultats obtenus pour un calibrage manuel entre la caméra endoscopique et le robot porte-instrument	140
4.7	Résultats pour l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument	142
4.8	Caractéristiques des séquences vidéos pour l'évaluation de l'algorithme de suivi du canal cystique dans des images de fluorescence	144
4.9	Évaluation des différents descripteurs sur des séquences de cholécystectomie	147
4.10	Fréquences de l'algorithme de suivi de cibles anatomiques fluorescentes	147
4.11	Résultats obtenus pour l'évaluation de la précision de la reconstruction 3D d'une mire de calibrage	148
4.12	Résultats obtenus pour 50 calibrages entre une caméra endoscopique et un robot porte-instrument	159
4.13	Résultats obtenus pour le positionnement automatique de la pointe d'un instrument sur une cible 3D	163
B.1	Tableau des paramètres Denavit-Hartenberg du robot porte-endoscope ViKY	192

INTRODUCTION

Cette thèse a été réalisée au sein de l'équipe Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) du laboratoire Techniques de l'Ingénierie Médicale et de la Complexité - Informatique, Mathématiques et Applications de Grenoble (TIMC-IMAG), sous la direction de Philippe Cinquin et de Sandrine Voros.

Mes travaux ont pour contexte clinique la chirurgie laparoscopique. Il s'agit d'une technique chirurgicale mini-invasive de la cavité abdominale sous endoscopie, qui est devenue une réelle alternative à la chirurgie classique (la laparotomie). Cette approche consiste à s'aider d'un endoscope (instrument optique) pour l'exploration de la cavité abdominale et la réalisation de l'intervention par de petites incisions où sont placés des trocarts qui permettent le passage d'instruments chirurgicaux.

Bien que séduisante et bénéfique pour le patient par son caractère mini-invasif, la laparoscopie ne demeure pas moins une technique chirurgicale difficile. L'équipe médicale doit s'adapter à un environnement contraint où la complexité du geste chirurgical est accrue en comparaison à la chirurgie conventionnelle.

Afin d'améliorer la qualité et l'ergonomie du geste chirurgical au profit du patient, la chirurgie laparoscopique est en constante évolution. Elle adapte ses techniques et ses outils en bénéficiant des avancées technologiques en robotique, imagerie et informatique notamment au travers de la discipline des GMCAO.

Les GMCAO visent une collaboration optimale entre l'homme (le praticien) et la machine (ordinateur et capteur) en tirant du meilleur de chacun, dans le but de réaliser des gestes diagnostiques ou thérapeutiques de façon précise et quantifiée dans les meilleures conditions de sécurité et de mini-invasivité. De cette coopération, résulte une amélioration des capacités du chirurgien et de la qualité des soins au profit du patient. La plupart des applications liées aux GMCAO peuvent s'inscrire dans une méthodologie définie par un formalisme emprunté à la robotique. Cette méthodologie est une boucle qui se décompose en trois grandes étapes [Lavalée and Cinquin, 1990] :

- la *perception* multisensorielle est l'acquisition de données médicales (pré-, per- ou post-opératoires) riches d'information sur le patient et l'environnement de l'intervention. Cette fonction est essentielle pour réaliser des tâches complexes de localisation, d'interprétation ou de modélisation.
- la *planification* est la définition d'une stratégie opératoire optimale en interprétant

les informations multimodales recueillies. Pour améliorer davantage la qualité de ces informations, elles pourront être fusionnées, et exploitées directement par le chirurgien ou par des systèmes informatiques.

- l'*action* est l'aide à la reproduction la plus précise de la stratégie définie. Le chirurgien peut alors être assisté par des systèmes de navigation et de guidage.

Les GMCAO assistent donc le geste médical pour améliorer la qualité des interventions, dans l'optique d'être toujours le plus précis et le moins invasif possible.

Le chapitre 1 sera consacré à la présentation des outils robotiques et d'imagerie qui ont été développés pour aider le chirurgien à réaliser une chirurgie laparoscopique, avec leurs avantages et limites.

Objectif et problématique

Les travaux menés dans ce cadre clinique et scientifique se situent dans les trois étapes de la boucle des GMCAO et visent à combiner la robotique, la vision par ordinateur et l'imagerie de fluorescence peropératoire afin d'offrir au chirurgien une solution d'assistance à la chirurgie laparoscopique.

La fluorescence est une technique d'imagerie non-invasive, dont l'utilisation en laparoscopie est relativement récente. Elle permet de mettre en évidence des structures anatomiques invisibles ou difficilement visualisables sous endoscopie classique (tumeurs, lésions, réseaux vasculaires, voies biliaires). L'identification de ces structures apporte une information visuelle supplémentaire au chirurgien pour l'assister dans sa prise de décisions notamment pour la détermination des zones à opérer ou à éviter. De plus, l'imagerie optique de fluorescence assure une acquisition temps-réel des informations sur ces structures, et ce sans danger pour le patient. Ces aspects font d'elle une modalité d'imagerie prometteuse et bien adaptée pour guider des systèmes robotiques à partir de l'image peropératoire.

L'objectif de mon travail en particulier est d'apporter de nouvelles primitives de navigation et des solutions pour contrôler des robots porte-endoscope et porte-instrument légers et non-rigidement liés à partir des informations visuelles bimodales (laparoscopique/fluorescence).

Ces primitives de navigation exploitent les positions des instruments chirurgicaux dans l'image laparoscopique et des structures anatomiques d'intérêt dans l'image de fluorescence, en vue de contrôler des robots (porte-endoscope et porte-instrument) dans un environnement modulaire. Cette modularité permettrait de proposer au chirurgien une assistance robotique moins encombrante que celle proposée par les systèmes utilisés aujourd'hui au bloc chirurgical, mais elle implique d'être capable d'estimer l'ensemble des relations spatiales entre les différents systèmes.

Pour atteindre cet objectif, j'ai conçu, développé et évalué une nouvelle méthode de localisation des instruments chirurgicaux dans des images laparoscopiques, en me basant sur des travaux antérieurs de l'équipe GMCAO (chapitre 2, partie 2.3). J'ai également conçu, développé et évalué une méthode de localisation et de suivi en temps-réel de

structures anatomiques dans des images de fluorescence (chapitre 2, partie 2.4).

L'acquisition temps-réel de ces informations visuelles m'a permis de mettre en place un environnement multimodal robotisé pour assister le chirurgien au cours d'une chirurgie laparoscopique au sein duquel :

- un robot porte-endoscope est contrôlé par asservissement visuel référencé image (chapitre 3, partie 3.3). Ce contrôle permet de libérer l'assistant manipulant l'endoscope et d'apporter une stabilité et des trajectoires fluides dans l'image endoscopique.
- Un robot porte-instrument est guidé par asservissement visuel grâce à la connaissance de la position tridimensionnelle de l'instrument chirurgical, d'une cible d'intérêt, ainsi que l'estimation par un calibrage compatible avec les contraintes cliniques de la relation spatiale entre le robot porte-instrument et le robot porte-endoscope (chapitre 3, partie 3.4).

Les méthodes proposées dans ces travaux ont été conçues pour être les plus génériques et transparentes possibles sans modifier l'environnement du chirurgien. Les différentes composantes de l'environnement proposé ont été évaluées quantitativement grâce à des expériences sur banc d'essai réaliste en laboratoire et l'environnement complet a été évalué qualitativement au cours d'une première expérience sur pièce anatomique au Laboratoire d'Anatomie des Alpes Françaises (LADAF).

Cette thèse s'inscrit dans le cadre du projet FluoRoMIS¹ (2012-2015), porté par la société grenobloise EndoControl et financé par le Fonds Unique Interministériel (FUI) dont l'ambition était :

- de concevoir et développer un dispositif endoscopique de fluorescence (dont une version 3D) et un robot de comanipulation adapté à la chirurgie laparoscopique
- et de proposer une utilisation combinée des deux systèmes pour guider et sécuriser le geste du chirurgien en extrayant des images bimodales les informations nécessaires à la commande du robot.

Ce projet, présenté plus en détail partie 1.5 réunissait cinq partenaires :

Trois PME :

- EndoControl, spécialiste en robotique chirurgicale et acteur du marché de l'endoscopie,
- Fluoptics, expert en systèmes d'imagerie par fluorescence
- et Haption, spécialiste en interface haptique.

Trois laboratoires de recherche :

- l'ISIR (le laboratoire de robotique de l'Université Pierre et Marie Curie, Paris),
- l'équipe des GMCAO de l'Université Joseph-Fourier (TIMC-IMAG, Grenoble)
- et le département des micro-Technologies pour la Biologie et la Santé du CEA-LETI (DTBS, Grenoble).

Un institut clinique : le département de pathologie digestive de l'Institut Mutualiste Montsouris (Paris).

1. www.minalogic.com/fr/projet/fluoromis-ii

Organisation du manuscrit

Ce mémoire de thèse comporte quatre chapitres.

Dans le *chapitre 1*, le principe de la laparoscopie et ses avantages et inconvénients sont présentés. Je dresse un bref état de l'art des systèmes robotiques et d'imagerie peropératoire ainsi que des principaux axes de recherche associés en précisant leurs motivations pour l'assistance à la laparoscopie. J'introduis ensuite le contexte et la cible clinique de mes travaux et identifie mes objectifs et contributions.

Dans le *chapitre 2*, je m'intéresse à l'extraction d'informations visuelles dans les images endoscopiques bimodales pour la définition de primitives de navigation. Les méthodes de traitement d'images proposées afin de suivre des instruments chirurgicaux et des structures anatomiques sont détaillées en expliquant la démarche que j'ai choisi. Je présente ensuite l'estimation de la pose d'un instrument chirurgical dans l'espace à partir de sa détection dans l'image et de son modèle géométrique. Enfin, une estimation de la reconstruction dans l'espace d'une structure anatomique à partir d'une paire d'images stéréoscopiques est proposée.

Dans le *chapitre 3*, je me concentre sur l'exploitation des informations visuelles pour le contrôle par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope. Des lois de commande pour la manipulation automatique de l'endoscope sont définies. Je détaille ensuite l'approche proposée pour estimer la relation spatiale entre un robot porte-instrument et la caméra endoscopique à partir de la méthode de localisation des instruments. Enfin, je propose une commande par asservissement visuel afin d'évaluer la faisabilité du contrôle d'un robot porte-instrument à partir des primitives de navigation référencées image.

Dans le *chapitre 4*, je présente dans une première partie, les évaluations de chacune des composantes proposées dans ces travaux. Les résultats obtenus des méthodes de suivi des instruments chirurgicaux et de structures anatomiques dans des séquences d'images de chirurgie et l'estimation de leur précision dans l'espace sur un banc expérimental sont présentés. Je définis ensuite les stratégies adoptées pour les asservissements visuels des robots porte-endoscope et porte-instrument et les évalue sur le banc expérimental. Dans une seconde partie, j'évalue la mise en commun de toutes les composantes de ces travaux et termine en présentant des résultats obtenus lors d'une première expérimentation sur spécimen anatomique. Je discute enfin des résultats obtenus pour l'ensemble des composantes de ce travail.

Enfin, je conclus et présente les perspectives de ces travaux de thèse.

CHAPITRE 1

ASSISTANCE AU GESTE CHIRURGICAL POUR LA CHIRURGIE LAPAROSCOPIQUE

Sommaire

1.1 Chirurgie mini-invasive : la laparoscopie	20
1.1.1 Principe de laparoscopie opératoire	21
1.1.2 Avantages et inconvénients de la laparoscopie	22
1.2 Systèmes robotiques pour l'aide à la laparoscopie	23
1.2.1 Manipulation de l'endoscope	23
1.2.2 Assistance au geste chirurgical	26
1.3 Imagerie médicale pour la laparoscopie : la fluorescence	32
1.3.1 Échographie	33
1.3.2 Fluoroscopie	33
1.3.3 Fluorescence	34
1.4 Fusion multimodale pour un assistant de haut niveau	40
1.4.1 Laparoscopie augmentée d'informations multimodales	40
1.4.2 Assistance robotique guidée par l'image	43
1.4.3 Approche proposée dans ces travaux	48
1.5 Contexte et problématique de thèse	48
1.5.1 Projet FuoRoMIS : systèmes robotique et d'imagerie développés	49
1.5.2 Cible clinique retenue : la cholécystectomie	51
1.5.3 Objectifs et contributions	55

1.1 Chirurgie mini-invasive : la laparoscopie

La laparoscopie ou cœlioscopie est définie comme étant une technique chirurgicale mini-invasive de la cavité abdominale sous endoscopie. Elle est une réelle alternative à la chirurgie classique : la laparotomie.

La *laparotomie* ou chirurgie ouverte (illustrée figure 1.1a) consiste à réaliser une grande incision (pouvant aller du pubis au bord inférieur du sternum), réalisée sur la paroi abdominale. Le chirurgien réalise l'intervention chirurgicale avec une vision directe du champ opératoire et à l'aide d'instruments chirurgicaux conventionnels. Bien que relativement sûre et maîtrisée, cette chirurgie demeure lourde et traumatisante pour le patient avec des risques liés à la cicatrisation, aux douleurs importantes engendrées et caractérisée par un temps d'hospitalisation conséquent.

L'*endoscopie* (de endo "à l'intérieur de" et -scopie "regarder") est une méthode d'exploration visuelle d'une cavité qui utilise un endoscope (instrument optique).

La *laparoscopie* (de laparo "paroi" et -scopie "regarder") ou cœlioscopie (de cœlio "ventre" et -scopie "regarder") est donc une technique chirurgicale mini-invasive aidée d'un endoscope pour l'exploration de la cavité abdominale.

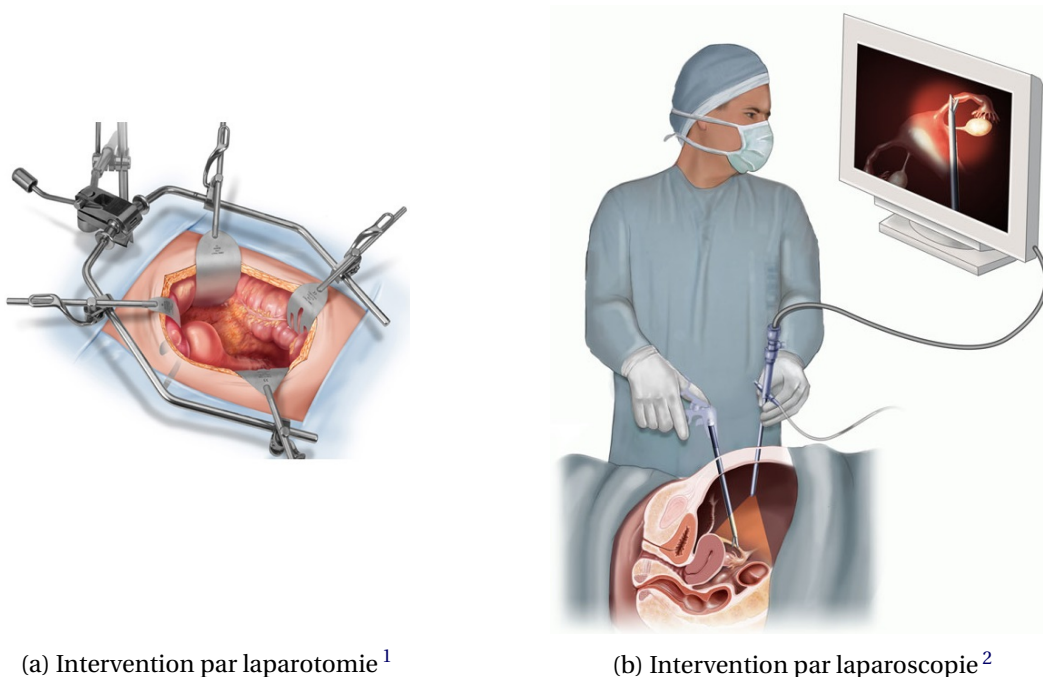


FIGURE 1.1. – Vers la chirurgie mini-invasive

L'apparition de la laparoscopie a été motivée par les contraintes engendrées par la laparotomie précédemment citées. Ainsi, la première cœlioscopie diagnostique à la re-

1. Source : www.ostetriciaeginecologia.sm

2. Source : www.summitmedicalgroup.com

cherche d'une pathologie pelvienne, fut réalisée par le chirurgien gynécologue Raoul Palmer en 1955. Le début de la chirurgie laparoscopique interventionnelle quant à lui, se situe dans les années 80, avec les premières ablations de vésicule biliaire sous endoscopie, des chirurgiens digestifs Eric Mohe [Reynolds, 2001] et Philippe Mouret [Mouret, 1996]. Aujourd'hui, avec les avancées dans l'instrumentation, cette technique tend à se démocratiser dans toutes les spécialités de la chirurgie abdominale : urologie, digestive, thoracique et gynécologie.

1.1.1 Principe de laparoscopie opératoire

La chirurgie laparoscopique s'effectue sous anesthésie générale et nécessite de créer un espace de travail opératoire, appelé le pneumopéritoine. Pour cela, du gaz carbonique est insufflé directement dans la cavité abdominale par l'intermédiaire d'un trocart (gaines munies de valves pour garantir l'étanchéité), généralement positionné au niveau de l'ombilic.

Une fois le pneumopéritoine mise en place, 1 à 4 petites incisions cutanées de 5 à 12 mm de diamètre sont pratiquées sur l'abdomen du patient, aux endroits stratégiques, selon le type d'intervention. Via ces incisions, des trocarts sont positionnés pour permettre l'insertion des instruments chirurgicaux et de l'endoscope (figure 1.2).

Une caméra endoscopique est fixée sur l'endoscope pour permettre de visualiser la scène chirurgicale sur un moniteur. Le chirurgien opère ainsi en manipulant les instruments chirurgicaux à l'extérieur de l'abdomen et en suivant l'intervention sur un écran.

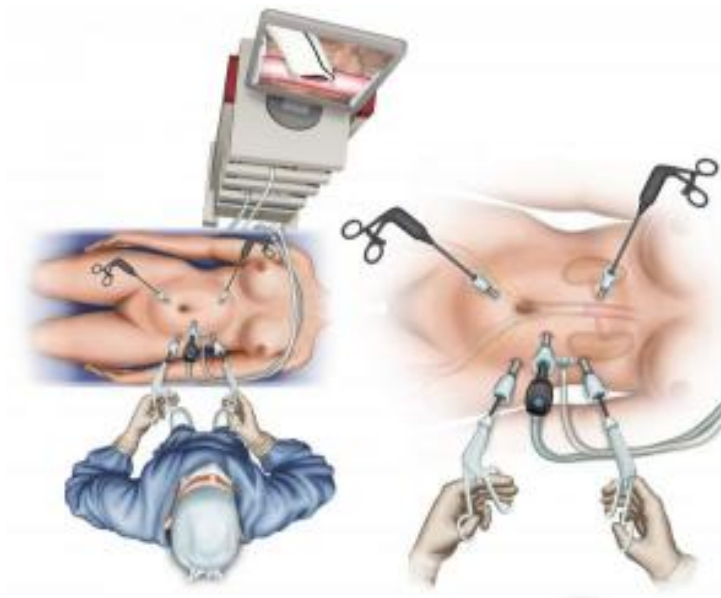


FIGURE 1.2. – La laparoscopie opératoire³

3. Source : www.chirurgie-vasculaire-var.fr

1.1.2 Avantages et inconvénients de la laparoscopie

En comparaison avec la chirurgie ouverte, la chirurgie laparoscopique offre de nombreux avantages pour le patient. La réduction significative de la taille des incisions permet une diminution [Agha and Muir, 2003a] :

- des saignements peropératoire,
- des risques infectieux,
- et de la douleur postopératoire.

D'un point de vue médico-économique cette technique permet de réduire le temps de retour au travail et de la durée d'hospitalisation du patient. Selon l'acte chirurgical, la laparoscopie peut être réalisée en ambulatoire. De plus, le résultat esthétique est nettement amélioré, remplaçant la longue cicatrice disgracieuse de la laparotomie, par 4 ou 5 petites cicatrices qui disparaissent généralement après quelques années.

Si la chirurgie laparoscopique apparaît comme étant très avantageuse pour le patient, il s'agit d'une intervention chirurgicale difficile où la complexité des gestes chirurgicaux est accrue, en comparaison avec la chirurgie conventionnelle. Les contraintes sont en majeure partie de type ergonomique [Park et al., 2010] :

- les degrés de liberté des instruments chirurgicaux contraints par leur point d'insertion (fixe) implique une perte de dextérité dans le geste chirurgical ;
- l'extrémité distale des instruments se déplacent dans la direction opposée de la main du chirurgien (effet de levier) [Agha and Muir, 2003b] ;
- le chirurgien doit utiliser des outils pour interagir avec les tissus plutôt que de manipuler directement avec les mains ce qui réduit considérablement le sens tactile [van der Putten et al., 2008] ;
- l'endoscope ne permet qu'une vision 2D et surfacique de la zone à opérer ce qui rend difficile l'appréciation de profondeur et l'identification de zones à opérer [Breedveld et al., 1999] ;
- la manipulation de l'endoscope par un assistant peut entraîner des problèmes de stabilité et de précision dans le suivi de la scène chirurgicale [Jaspers et al., 2004] ;
- le chirurgien n'a plus une vision directe de la scène chirurgicale, il la visionne sur un écran ce qui complique la coordination main-œil [Wentink and Breedveld, 2001].

La réalisation d'une chirurgie par voie laparoscopique nécessite une grande adaptabilité du chirurgien et de l'équipe médicale. Le chirurgien est confronté à un environnement qui demande une habilité motrice non-intuitive. Un long apprentissage généralement sur banc d'entraînement ou simulateur de laparoscopie est donc nécessaire [Gurusamy et al., 2009].

Pour assister le chirurgien dans l'environnement complexe de la laparoscopie de nombreux systèmes robotiques et d'imagerie ont été proposés. De nombreux travaux de développement dans la robotique médicale ont été proposés depuis les années 90 [Kazanides et al., 2008, Hager et al., 2008, Troccaz, 2012], afin d'apporter davantage de confort au chirurgien et augmenter son geste opératoire.

En parallèle avec le développement de la robotique médicale, plusieurs modalités d'imagerie non-invasives ont été introduites au bloc opératoire. Ces modalités permettent

d'augmenter les capacités de perception du chirurgien en visualisant une représentation des structures internes du corps humain basée sur leurs propriétés physiques ou chimiques.

1.2 Systèmes robotiques pour l'aide à la laparoscopie

Les champs d'application principaux de la robotique en laparoscopie visent à apporter une assistance au chirurgien pour manipuler l'endoscope ou pour améliorer la dextérité et la précision de son geste dans la cavité abdominale du patient.

1.2.1 Manipulation de l'endoscope

Durant une laparoscopie classique qui peut durer plusieurs heures, l'endoscope est manipulé par un assistant pour atteindre ou maintenir une position sous les ordres du chirurgien. En comparaison avec un assistant humain, la manipulation de l'endoscope par un dispositif robotisé vise à apporter une image intra-abdominale plus stable, plus précise et directement obtenue sous le contrôle du chirurgien [Jaspers et al., 2004].

Le premier robot chirurgical approuvé par la *Food and Drug Administration* (FDA) en 1993 est le robot porte-endoscope AESOP (société Computer Motion, rachetée en 2003 par Surgical Intuitive) [Sackier and Wang, 1994]. Ce bras manipulateur de type SCARA à poignet passif, illustré dans la figure 1.3, possède quatre degrés de liberté (ddl) actifs et deux ddl passifs pour respecter la contrainte du trocart (limiter les efforts au niveau du point d'insertion fixe). Le contrôle de ce bras robotique fixé sur le rail latéral de la table d'opération est réalisé via une commande vocale qui a remplacé la commande à pédale des premiers modèles [Allaf et al., 1998]. Le chirurgien muni d'un casque microphone peut orienter l'endoscope à partir d'ordres simples (23 possibilités). L'AESOP a été le système porte-endoscope le plus populaire et le plus répandu dans les hôpitaux (>5000 unités vendues).

De nombreux autres dispositifs ont suivi l'arrivée de l'AESOP. Dans [Taniguchi et al., 2010], vingt sept robots portes-endoscope commerciaux ou expérimentaux ont été référencés. Parmi ces robots, nous retrouvons le porte-endoscope robotisé EndoAssist [Aiono et al., 2002] (Amstrong Healthcare, devenue ProSurgics en 2006) qui a été approuvé par la FDA en 2005. Ce bras robotique (figure 1.4) monté sur un charriot mobile possède une architecture à centre de rotation déporté. Ce type d'architecture nécessite d'axer le centre des rotations avec le trocart. Cette étape est réalisée en début d'opération à l'aide d'un système de guidage laser. Les trois ddl actifs du robot porte-endoscope EndoAssist sont commandés à partir des mouvements de la tête du chirurgien à l'aide d'un casque muni d'un émetteur infrarouge. Le contrôle de l'endoscope est alors réalisé, après appui du chirurgien sur une pédale de validation, en fonction des mesures de l'orientation de sa tête par un récepteur infrarouge positionné au dessus de l'écran.

Le robot porte-endoscope Lapman [Polet and Donnez, 2004] (Medsys) a également reçu une approbation de la FDA en 2003. Ce robot positionné sur un support mobile



FIGURE 1.3. – Représentation du robot porte-endoscope AESOP^{4, 5}

a été conçu pour des interventions gynécologiques. Il est composé de trois ddl actifs et son installation en début d'intervention est également réalisée à partir d'un système de guidage laser (alignement avec le point d'incision). Le contrôle du Lapman est réalisé via une télécommande fixée sur un des instruments. Le chirurgien oriente alors l'endoscope en actionnant les boutons composant cette télécommande.



FIGURE 1.4. – Représentation du robot porte-endoscope EndoAssist⁶

Ces trois premiers systèmes encombrants ont laissé place, par la suite, à une nouvelle génération de manipulateurs endoscopiques plus légers. Parmi ces portes-endoscope compacts, nous trouvons, par exemple, le robot ViKY [Berkelman et al., 2003, Long et al., 2007, Gumbs et al., 2007] (EndoControl) ou encore le robot FreeHand [Stolzenburg et al., 2011] (Prosurgics).

4. Source: www.biomed.brown.edu

5. Source: www.spineuniverse.com

6. Source: www.bristolsurgery.com

Le robot ViKY (figure 1.5) développé par l'équipe GMCAO du laboratoire TIMC-IMAG et le CHU de Grenoble, a reçu l'autorisation de FDA en décembre 2008. Ce robot relativement léger (1 Kg) est entièrement stérilisable par autoclave et se dispose directement sur l'abdomen du patient autour du trocart grâce à un bras articulé passif fixé sur le rail latéral de la table d'opération. Son architecture à trois ddl actifs comporte trois moteurs correspondant chacun à un ddl. Deux interfaces de commande sont actuellement disponibles : une commande vocale et une commande à pédale. Plus de 10000 interventions chirurgicales ont été pratiquées avec ce système dans différents domaines de chirurgie : digestif, urologie ou encore gynécologie.

Le robot FreeHand, illustré dans la figure 1.5, a quant à lui, reçu l'approbation de la FDA en 2009. Ce robot léger se positionne au dessus du patient par fixation sur le rail latéral de la table d'opération. Il est commandé par les mouvements de la tête du chirurgien selon le même principe que son prédécesseur le robot EndoAssist.



FIGURE 1.5. – Représentation des robots portes-endoscope ViKY⁷ et FreeHand⁸

7. Source : www.endocontrol-medical.com

8. Source : www.freehandsurgeonus.com

1.2.2 Assistance au geste chirurgical

Les déplacements des instruments classiques (rigides) en laparoscopie, contraints par le point d'incision sont limités à quatre ddl : trois rotations et une translation.

Les développements d'instruments à forte dextérité ont permis d'améliorer considérablement la maniabilité et d'augmenter le nombre de ddl dans la cavité abdominale. De plus, les systèmes robotiques actuels manipulant les instruments assurent un filtrage des tremblements et la démultiplication des mouvements du chirurgien afin d'améliorer la précision et la sûreté du geste chirurgical.

- A - Systèmes télémanipulateurs

L'une des avancées majeures dans la chirurgie robot-assistée est l'arrivée des deux systèmes complets de télé-chirurgie : le Zeus (Computer Motion) et le Da Vinci (Intuitive Surgical).

Le système Zeus [Marescaux and Rubino, 2003], introduit en 1996 et ayant reçu l'approbation de la FDA en 2001, est une évolution du robot porte-endoscope AESOP. La première opération avec ce système a été pratiquée pour un pointage coronarien en 1999 [Reichenspurner et al., 1999]. Il est composé de trois bras robotiques esclaves indépendant, fixés sur les rails latéraux de la table d'opération. Deux de ces bras robotiques possèdent quatre ddl actifs et permettent de tenir des instruments chirurgicaux. Ils sont commandés à distance par le chirurgien via une console maître intégrant deux bras articulés à cinq ddl et un écran restituant l'image endoscopique. Cette console apporte au chirurgien un vision 3D à l'aide d'un endoscope stéréoscopique et des lunettes polarisantes. Le troisième bras, quant à lui, est un robot porte-endoscope AESOP utilisant une commande vocale pour manipuler l'endoscope. Une quarantaine d'instruments pouvant avoir une articulation supplémentaire à leur extrémité pour orienter leur pointe ont été spécifiquement conçus pour ce système. Ce système de télé-chirurgie a notamment permis de pratiquer une cholécystectomie (figure 1.6) depuis New York d'une patiente située à Strasbourg par le Professeur Marescaux [Marescaux et al., 2001].

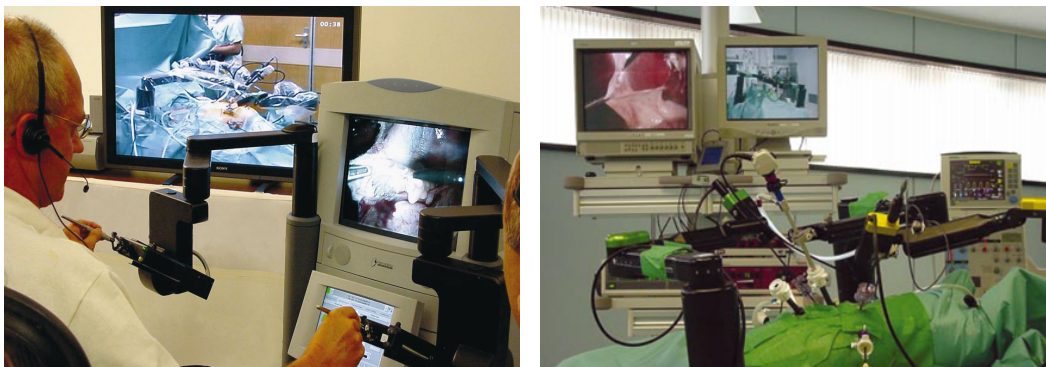


FIGURE 1.6. – Représentation du système de télé-chirurgie Zeus durant l'opération transatlantique "Lindbergh" [Marescaux et al., 2001]

Le robot Da Vinci [Guthart and Jr, 2000] est le premier système de télé-chirurgie à avoir reçu l'autorisation de la FDA en 1997. La première opération avec ce système a été pratiquée pour une cholécystectomie [Himpens et al., 1998] en 1997. Ce système possède trois ou quatre bras robotiques esclaves rigidement liés tenant des instruments et un endoscope. Comme pour le robot Zeus, le chirurgien opère à distance, en position assise, via une console maître illustrée dans la figure 1.7. Cette console munie de deux manipulateurs de commande à six ddl pour contrôler les bras robotiques, permet au chirurgien de s'immerger dans le champ opératoire (sensation de chirurgie ouverte) grâce à la restitution sur deux écrans d'une image stéréoscopique. Cette image est obtenue via un endoscope stéréoscopique à deux canaux et deux caméras contrôlé par l'intermédiaire d'une pédale. Les extrémités des instruments sont alignées avec les manipulateurs de la console pour assurer des mouvements intuitifs et améliorer la coordination main-œil. Ces instruments (au nombre d'une quarantaine pour le Da Vinci) augmentent le nombre de ddl intra-abdominal à sept grâce à un poignet à trois ddl actionnés par des câbles et des poulies (EndoWrist).

Le système de télé-chirurgie Da Vinci rencontre actuellement un grand succès commercial dans la chirurgie robotisée et est devenu la référence dans le domaine de l'urologie.



FIGURE 1.7. – Représentation du système de télé-chirurgie Da Vinci et de son instrumentation^{9, 10}

9. Source : www.urology.ucla.edu

10. Source : www.medicalexpo.com

Ces systèmes de télé-chirurgie permettent au chirurgien d'opérer à distance assis dans une position ergonomique. De plus, l'immersion et la dextérité accrue dans la cavité abdominale apporte une diminution de la courbe d'apprentissage [Rassweiler et al., 2005]. L'une des difficultés majeures que rencontrent les chirurgiens avec ce type de systèmes est la perte totale de sensation tactile et haptique.

Pour répondre à cette difficulté, le nouveau système Telelap ALF-X (SOFAR) [Stark et al., 2012] dans le domaine de la télé-chirurgie propose au chirurgien un retour haptique via la console de contrôle. Ce système a reçu le marquage CE en 2011 et est en attente depuis Juin 2015 de l'autorisation de la FDA. Le retour haptique (cockpit) est obtenu à partir de la mesure des forces d'interaction entre la pointe des instruments et les tissus, par un dispositif externe avec une sensibilité annoncée de 35 grammes [Stark et al., 2015]. Comme pour le robot Da Vinci, ce système (illustré figure 1.8) possède trois ou quatre bras robotiques esclaves et une console de contrôle maître. Les instruments sont également articulés et la console fournit une vision 3D au chirurgien muni de lunettes polarisantes. Une autre particularité de ce système est le contrôle de l'endoscope via une interface de suivi oculaire. Le chirurgien déplace la caméra endoscopique en regardant un point centré dans l'image de l'écran d'affichage. L'activation des instruments à contrôler est également réalisée via cette interface en fixant leur icône respectif sur l'écran d'affichage.



FIGURE 1.8. – **Représentation du système de télé-chirurgie Telelap ALF-X**¹¹

Les systèmes de télé-chirurgie restent les robots les plus aboutis mais également les plus chers (plus d'un million d'euros pour le système Da Vinci avec un coût d'entretien annuel d'environ 100000 €) et les plus encombrants dans le domaine de l'assistance laparoscopique. Pour des interventions de longue durée, la posture assise adoptée par le chirurgien pour opérer permet de limiter les effets de la fatigue et donc d'améliorer la qualité du geste en comparaison avec la laparoscopie conventionnelle où le chirurgien opère debout au dessus du patient. Toutefois, le rapport entre le coût considérable de ces systèmes et les bénéfices apportés au patient est souvent discuté [Breitenstein et al., 2008].

11. Source : www.alf-x.com

L'un des inconvénients majeurs de la télé-chirurgie est l'isolement du chirurgien de l'environnement de la salle d'opération, du personnel de l'équipe médicale et plus particulièrement du patient. Cette perte de proximité peut compliquer l'appréciation de la situation générale du patient par le chirurgien [Morel et al., 2012].

- B - Systèmes comanipulateurs

D'autres travaux dans le domaine de la chirurgie robotisée se sont donc intéressés à la comanipulation qui visent à porter la même capacité interventionnelle que la télé-chirurgie tout en gardant une proximité entre le chirurgien et le patient. La manipulation directe des instruments reste la façon la plus intuitive pour le chirurgien de pratiquer une opération. La comanipulation permet la réalisation d'un geste chirurgical à partir de la contribution simultanée du chirurgien et du dispositif robotisé. Deux principes de comanipulation sont rencontrés dans l'ensemble des comanipulateurs dédiés à la chirurgie [Morel et al., 2012, Zhan et al., 2015] : les systèmes série et parallèle.

⇒ Comanipulateurs séries

Comme pour les instruments de télé-chirurgie, un comanipulateur série permet d'accroître la dextérité et la précision des mouvements du chirurgien. Le chirurgien peut contrôler, par exemple, les ddl supplémentaires de la partie distale d'un instrument robotisé dans la cavité abdominale par sa partie proximale (extrémité). L'ensemble des instruments actifs à mobilités intra-corporelles commandables peuvent donc être considérés comme des comanipulateurs série. Nous pouvons citer, par exemple, le porte-aiguille robotisé JAiMY (EndoControl) [Zahraee et al., 2010] qui est le premier instrument actif compatible avec des trocarts de 5 mm. Cet instrument (illustré figure 1.9) possède deux ddl intra-corporels commandés via une bague de contrôle située sur sa poignée. Cette poignée intègre deux moteurs à courant continu (alimentés par une console déportée) permettant d'activer la flexion bidirectionnelle et la rotation de l'effecteur distal ainsi qu'une gâchette pour la fermeture ou l'ouverture des mors de la pince.

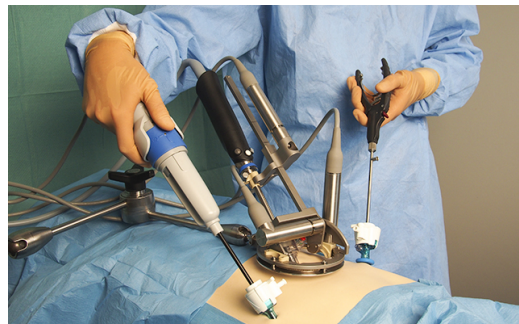


FIGURE 1.9. – Représentation du porte-aiguille robotisé JAiMY¹²

12. Source: www.endocontrol-medical.com

D'autres instruments actifs tels que le Micron [Riviere et al., 2003, Ang, 2004] et le *Motion Compensation Instrument* (MCI) [Yuen et al., 2009] ont été développés respectivement pour filtrer les tremblements des déplacements du chirurgien pour des opérations de microchirurgie de l'œil et compenser les mouvements physiologique pour des interventions à cœur battant.

⇒ Comanipulateurs parallèles

Un comanipulateur parallèle permet d'exercer des efforts sur un instrument soumis également à ceux produits par le chirurgien. La manipulation de l'instrument est donc partagée par le robot et le chirurgien. La configuration des comanipulateurs parallèles offre alors la possibilité d'augmenter l'information tactile (interaction intra-abdominale), de fluidifier les déplacements de l'instrument (limitation des efforts) ou au contraire de les contraindre (phase de guidage).

Le système MC²E [Zemiti et al., 2007], par exemple, a été développé au laboratoire d'Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique (ISIR) pour compenser les forces de contact sur un instrument chirurgical au niveau du trocart en laparoscopie. Ce robot, illustré dans la figure 1.10, possède quatre ddl (manipulation autour du point fixe) et intègre un capteur d'effort au niveau du trocart pour mesurer les forces appliquées sur les parties distale et proximale de l'instrument. Une commande est proposée dans [Cagneau et al., 2008] pour augmenter les efforts d'interaction ressentis par le chirurgien entre l'instrument comanipulé et les organes.

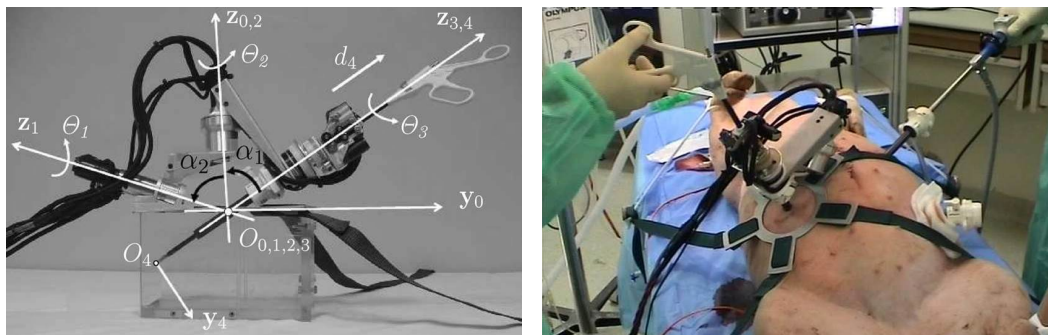


FIGURE 1.10. – Représentation du système de comanipulation pour la chirurgie endoscopique MC²E [Zemiti et al., 2007]

Le premier système permettant de contraindre les mouvements d'un instrument, introduit sous la dénomination de robot synergique [Troccaz et al., 1998] est le robot *Passive Arm with Dynamic Constraints* (PADyC) [Troccaz and Delnondedieu, 1996, Schneider and Troccaz, 2001] développé par le laboratoire TIMC-IMAG. Ce système, illustré 1.11, est un robot passif de type SCARA à six ddl, utilisé pour le guidage d'un instrument à partir d'un planning préopératoire. Chaque articulation de ce robot est constituée de deux moteurs électriques permettant de bloquer ou d'enclencher indépendamment deux roues libres (figure 1.11) montées en opposition. Ce mécanisme assure en

embrayant ou débrayant les roues libres, le contrôle de la vitesse de déplacement de l'instrument induite par le chirurgien.

Plusieurs modes de fonctionnement ont été développés sur ce principe permettant de : localiser une position (libre), guider le chirurgien vers une pose souhaitée (position), contraindre le mouvement du chirurgien selon une trajectoire prédéfinie (trajectoire) ou encore d'évoluer librement dans une région spécifique (région).

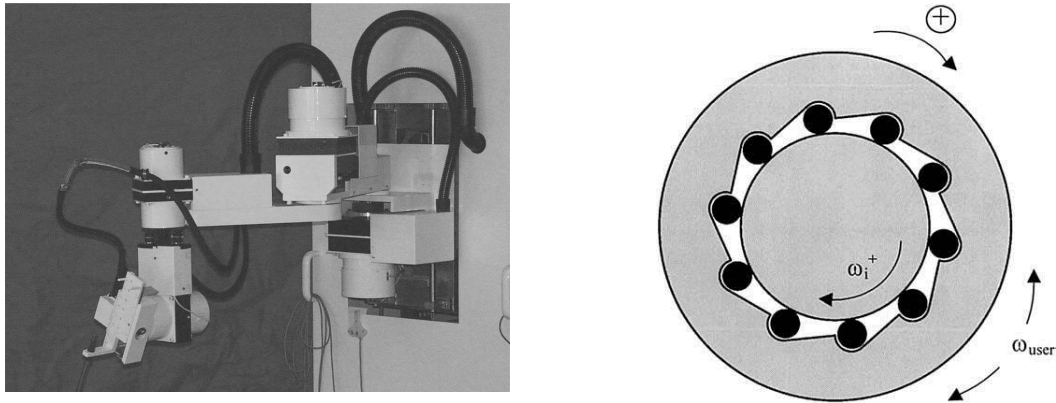


FIGURE 1.11. – Représentation du système PADyC et son mécanisme à roue libre [Schneider and Troccaz, 2001]

Les systèmes actuels de comanipulation parallèle commercialisés ont été développés principalement pour la chirurgie orthopédique ou la neurochirurgie. Ainsi, des systèmes de comanipulation tels que l'*Active Constraint Robot Sculptor* et une nouvelle version l'*Acrobot Sculptor* (ACRobot) [Jakopec et al., 2003] ou plus récemment le *Robotic arm Interactive Orthopedic* (Mako Surgical) [Pearle et al., 2010] ont été développés pour la chirurgie réparatrice du genou (figure 1.12). Les systèmes Neuromate (Renishaw) [Varma and Eldridge, 2006] et PathFinder (Prosurgecs) [Deacon et al., 2010] ont, quant à eux, été proposés pour des opérations dans le domaine de la neurochirurgie (figure 1.13).



FIGURE 1.12. – Représentation des systèmes de comanipulation Acrobot Sculptor et Rio pour l'orthopédie [Françoise, 2013]



FIGURE 1.13. – Représentation des systèmes de comanipulation Neuromate¹³ et Path-Finder¹⁴ pour la neurochirurgie

Dans le cadre du projet de recherche dans lequel s'inscrivent ces travaux de thèse, les partenaires Haption, ISIR et EndoControl ont conçu un robot porte-instrument de comanipulation pour la laparoscopie. Ce robot est présenté dans la partie 1.5.1.

1.3 Imagerie médicale pour la laparoscopie : la fluorescence

Un des défis, lors de la chirurgie laparoscopique est d'être capable d'identifier des structures anatomiques d'intérêt (tumeur, prostate, vésicule biliaire, ganglion). L'objectif sera généralement de retirer ou réparer sans léser ces structures d'intérêt. Selon l'organe et la pathologie concernés, le chirurgien pourra ainsi utiliser différentes modalités d'imagerie pour avoir des informations complémentaires à celles fournies par l'image endoscopique classique.

Les modalités d'imagerie les plus utilisées en peropératoire pour la laparoscopie sont l'échographie, la fluoroscopie et plus récemment la fluorescence [Frangioni, 2008]. Ces modalités d'imagerie médicale, reposent sur l'utilisation des ondes électromagnétiques pour visualiser une structure anatomique d'intérêt sans invasivité : les ondes ultrasons pour l'échographie, les rayons X pour la fluoroscopie ou encore les rayonnements infrarouges pour la fluorescence.

13. Source : www.renishaw.com

14. Source : www.prosurgics.com

1.3.1 Échographie

L'échographe utilise une technologie non-invasive permettant d'explorer des organes intra-abdominaux à l'aide d'ondes ultrasonores (US). Un imageur échographique est constitué d'une sonde ultrasonore qui assure l'émission et la réception d'ondes US. L'émission est obtenue par excitation électrique de céramiques piézo-électriques qui permettent également la réception des ondes US en les convertissant en impulsions électriques. L'imagerie échographique exploite, selon ce principe, la propriété de la réflexion des ondes (échos) lorsqu'elles rencontrent une interface entre deux milieux d'impédances acoustiques différentes.

L'échographie est utilisée pour le diagnostic de pathologies intra-abdominales et s'est rapidement adaptée aux besoins des chirurgiens [Schirmer, 2001] notamment pour la chirurgie hépatobiliaire où le bilan lésionnel échographique peropératoire est primordial [Machi et al., 1993].

L'échographie est une technologie relativement peu coûteuse et sans danger pour le patient permettant d'acquérir les images en temps-réel. Cependant, elle présente plusieurs inconvénients correspondant à une faible qualité de l'image (aspect granulaire produit par l'interférence des ondes US) et une nécessité de conserver constamment la sonde en contact avec la structure anatomique observée [Frangioni, 2008].

1.3.2 Fluoroscopie

Le fluoroscope¹⁵ utilise les rayons X afin d'obtenir en temps-réel des images radiographiques. Cette technologie permet d'afficher les images des structures internes du corps humain grâce à la fluorescence émise par les rayons X le traversant. Un imageur de fluoroscopie classique se présente sous la forme d'une source de rayon X reliée par un arc-boutant articulé à un détecteur placé dans son axe. Les détecteurs principalement utilisés pour acquérir des images dynamiques à l'aide de rayons X sont des amplificateurs de brillance. Les niveaux de gris des pixels constituant une image radiographique sont alors définis en fonction du niveau d'absorption (opacité) des tissus face au rayon X.

Dans certains cas, le chirurgien peut être amené à utiliser des produits de contraste qui peuvent être ingérés ou injectés par le réseau vasculaire, les voies urinaires ou digestives. La fluoroscopie peut alors être utilisée pour réaliser des angiogrammes [Maurel et al., 2014] ou des cholangiogrammes lors de cholécystectomies pour une opacification des voies biliaires dans le but de rechercher des plaies des voies biliaires (voir partie 1.5.2) ou de lithiase de la voie biliaire principale [Hainsworth et al., 1994].

Une des contraintes majeures de ce type d'imagerie est sa toxicité radioactive. Une exposition prolongée aux rayons X expose le personnel à des risques cutanés, oculaires (cataractes) [Ainsbury et al., 2009] et oncologiques [Daniels and Schubauer-Berigan, 2010].

15. C-arm en anglais

1.3.3 Fluorescence

L'imagerie de fluorescence est basée sur l'excitation par de la lumière d'une molécule fluorescente (appelée fluorophore ou fluorochrome), à une longueur d'onde particulière. La fluorescence est le phénomène de restitution de l'énergie absorbée par cette molécule fluorescente, sous la forme d'un rayonnement d'émission de lumière à une longueur d'onde plus grande (énergie plus faible). Les systèmes d'imagerie de fluorescence intègrent une source de lumière, une optique et une tête de caméra permettant de visualiser la scène chirurgicale sous lumière blanche classique ou sous fluorescence.

- A - Principe

Les différents processus du phénomène de fluorescence sont représentés par le diagramme de Jablonski illustré dans la figure 1.14. Dans une première phase, le fluorophore absorbe l'énergie $h\nu_{EX}$ (photon) émise par l'onde électromagnétique d'une source lumineuse d'excitation pouvant correspondre à un laser ou à une lumière blanche filtrée. Cette absorption entraîne le passage du fluorophore de son état initial S_0 à son état excité S_1' . Durant l'état excité qui est très court (de l'ordre de la nanoseconde), le fluorophore subit des changements conformationnels et interagit avec son environnement. Une partie de l'énergie de l'état excité est alors dissipée sous forme de chaleur ou de transfert d'énergie entre les fluorophores pour atteindre un état excité plus stable S_1 . Dans la dernière phase, le fluorophore retourne à son état énergétique initial S_0 en émettant une énergie $h\nu_{EM}$ plus faible que l'énergie d'excitation.

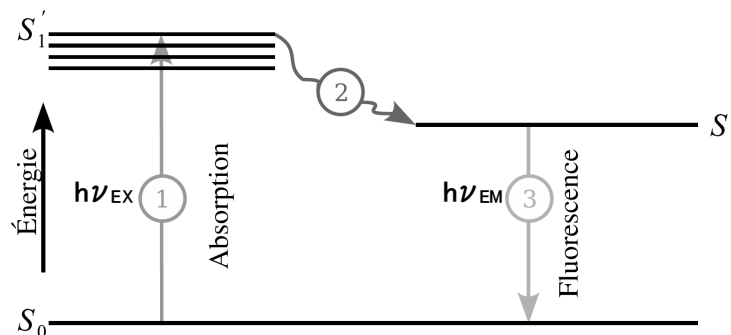


FIGURE 1.14. – Diagramme de Jablonski simplifié

L'imagerie optique de fluorescence présente un certain nombre d'avantages [Frangioni, 2008] : bonne sensibilité, visualisation temps-réel, facilité d'utilisation, faible coût ou encore absence de radiations ionisantes. Un inconvénient de la fluorescence est une profondeur de pénétration dans les tissus relativement faible mais qui peut être améliorée en utilisant des longueurs d'ondes dans le proche infrarouge¹⁶.

16. Near InfraRed (NIR) en anglais

- B - Fluorophore

L'une des difficultés rencontrées en chirurgie est l'incapacité de la lumière visible (en dessous de 650 nm) de pénétrer profondément dans les tissus biologiques (présence importante d'oxy et déoxyhémoglobine, de lipides et d'eau) afin de "détecter l'invisible". Certaines molécules constituant l'organisme, soumises à une excitation lumineuse possèdent une capacité d'autofluorescence (200-650 nm) [Pansare et al., 2012]. Pour identifier une structure anatomique, des fluorophores exogènes, liés ou non à un marqueur spécifique de molécule, peuvent être utilisés pour obtenir un meilleur rapport signal/bruit que l'autofluorescence des tissus.

Les coefficients d'absorption (capacité à atténuer la lumière) des éléments des tissus et du sang (hémoglobine, eau, lipide, collagène) sont minimaux entre 650-1450 nm et particulièrement aux longueurs d'ondes de la gamme proche infrarouge (700-900 nm) [Frangioni, 2003]. L'utilisation d'un fluorophore, dans le domaine de longueur d'onde du proche infrarouge est donc plus adaptée pour identifier une cible anatomique (visualisation jusqu'à une profondeur de 1 cm), d'autant plus qu'elle permet de s'affranchir de la majorité du bruit additif de l'autofluorescence. Le vert d'indocyanine¹⁷ est le fluorophore le plus utilisé en médecine humaine et le seul approuvé par l'Agence Nationale de la Sécurité du Médicament. Les caractéristiques de ce fluorophore commercialisé en France, par le laboratoire SERB (INFRACYANINE) sont : un pic d'absorption autour de 807 nm et un pic d'émission de 822 nm [Schaafsma et al., 2011]. Le vert d'indocyanine injecté par intra-veineuse (doses de 0.1-0.5 mg/Kg), possède une demi-vie estimée de 150-180 sec [Shimizu et al., 1995]. Il est ensuite rapidement métabolisé par le foie et éliminé dans la bile [Landsman et al., 1976] permettant, ainsi, d'utiliser ce produit comme marqueur des voies biliaires. Cette concentration naturelle du vert d'indocyanine offre la possibilité de réaliser des cholangiographies fluorescentes lors de cholécystectomies (présentées dans la partie 1.5.2).

- C - Applications cliniques de la fluorescence

Depuis le début des années 1960, les techniques de fluorescence sont utilisées en pratique clinique afin d'évaluer la fonction hépatique [Caesar et al., 1961] et cardiaque [Miller et al., 1962]. Dans les années 1980, les avancées technologiques ont permis de considérer l'établissement du diagnostic à l'aide de la fluorescence comme un standard, notamment pour l'angiographie rétinienne au vert d'indocyanine [Hayashi and De Laey, 1985]. Les premières publications sur l'utilisation de ce procédé en chirurgie ne sont parues qu'à partir de 2008 [Ishizawa et al., 2009, Kusano et al., 2008] (amélioration du matériel notamment la sensibilité des détecteurs CDD et la meilleure gestion des bruits générés par l'autofluorescence). Depuis 2010, de très nombreuses équipes chirurgicales ont amené cette méthode dans les blocs opératoires pour des applications cliniques très diverses [Alander et al., 2012] telles que les résections hépatiques, la détection de tumeur ou encore l'analyse de la viabilité des anastomoses.

17. IndoCyanine Green (ICG) en anglais

⇒ Résection hépatique

Lors d'exérèses chirurgicales, le chirurgien doit veiller à enlever la tumeur avec des marges saines tout en préservant le maximum de volume de tissu fonctionnel. Pour avoir les meilleurs résultats, la résection doit être "anatomique" emportant des segments complets du foie (figure 1.15). L'identification des segments à réséquer, par injection du vert d'indocyanine dans leurs branches de vascularisation permet de définir la coupe que le chirurgien doit réaliser [Abo et al., 2015].

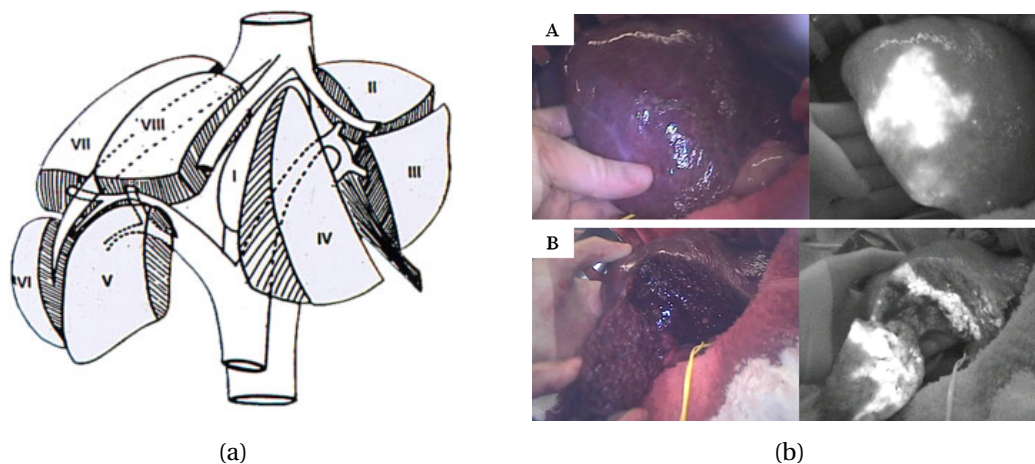


FIGURE 1.15. – Résection hépatique sous imagerie de fluorescence (a) Segments du foie en vue éclatée¹⁸ (b) Résection du segment VI du foie : -A- visualisation du segment à réséquer, -B- visualisation du foie après résection [Lim et al., 2014]

⇒ Détection des tumeurs

Chez un malade atteint de carcinose péritonéale (tumeur au niveau de la membrane recouvrant les viscères), le bilan d'extension des métastases péritonéales est primordial, avant d'exposer le patient à une chirurgie d'exérèse lourde qui n'a de chance d'être curatrice, seulement si celle-ci est exhaustive. La différence d'accumulation du vert d'indocyanine entre le tissu hépatique sain et le tissu tumoral assure une identification précise des tumeurs hépatiques. L'utilisation du vert d'indocyanine assure la possibilité de détecter des nodules d'hépatocarcinome, illustrés dans la figure 1.16.

Lors de chirurgie de résection carcinomateuse, le chirurgien peut être amené à réaliser un curage ganglionnaire (résection des ganglions lymphatiques drainant la tumeur), pouvant être le siège de micrométastases. Ces ganglions sont souvent difficiles à localiser à l'œil nu. L'injection du vert d'indocyanine en peropératoire, permet alors de visualiser les ganglions et de veiller à l'exhaustivité de la résection [Kusano et al., 2008]

18. Source: www.Chirurgie-viscerale.org

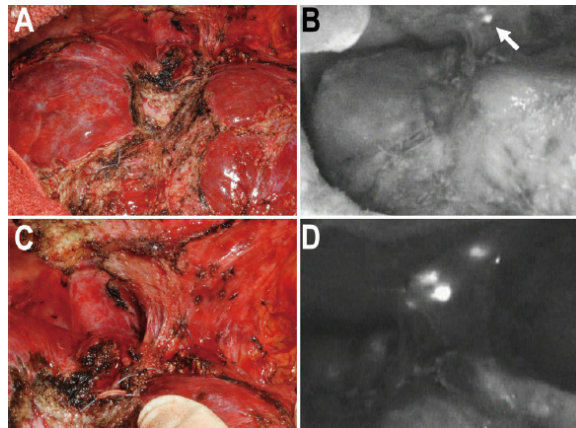


FIGURE 1.16. – **Résection de nodules tumoraux en cas d'hépatocarcinome** -A- et -C- visualisation du site opératoire après résection d'un nodule diaphragmatique détecté en préopératoire -B- et -D- après résection, découverte par accident et résection d'autres nodules grâce à l'utilisation du vert d'indocyanine [Satou et al., 2013]

⇒ Analyse de la viabilité des anastomoses digestives

En chirurgie colorectale, la complication la plus grave est la fistule de l'anastomose (ou fuite sur la suture digestive entre les segments restants après résection). Les causes de cette dernière sont multifactorielles mais la plus fréquente est la mauvaise vascularisation du segment digestif en amont. A l'œil nu, en peropératoire, l'évaluation de la viabilité du tube digestif est très difficile (les signes de mauvaise vascularisation sont souvent tardifs). L'injection du vert d'indocyanine en intraveineuse permet d'évaluer efficacement la suture digestive [Ris et al., 2014] (figure 1.17).



FIGURE 1.17. – **Analyse de la viabilité des anastomoses digestives** [Ris et al., 2014]

- D - Dispositifs endoscopiques d'imagerie de fluorescence

Plusieurs systèmes commerciaux d'imagerie de fluorescence dans le proche infrarouge ont été proposés pour des applications diverses liées à la laparoscopie.

Parmi ces dispositifs, nous retrouvons le PinPoint et le FireFly (Novadaq¹⁹), l'Artemis

19. www.novadaq.com

(Quest Medical Imaging²⁰) ou encore l'Image 1 SPIES ICG (Karl Storz²¹).

Le PinPoint illustré dans la figure 1.18, utilise la technologie SPY déjà approuvée par la FDA pour des procédures de pontage coronarien [Reuthebuch et al., 2004]. La technologie SPY est également utilisée pour le système FireFly intégré dans le système de téléchirurgie Da Vinci. Elle assure une visualisation temps-réel du vert d'indocyanine à partir d'un laser à diodes émettant dans le proche infrarouge et d'une caméra CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*). La visualisation simultanée des images couleur et de fluorescence est obtenue en alternant l'illumination (spectre visible/proche infrarouge) de la source de lumière. Plusieurs modes de visualisation (couleur et fluorescence) sont disponibles avec ce système dont un mode de superposition où le signal de l'image de fluorescence est attribué à une couleur contrastante (verte) dans l'image sous lumière blanche (1.18). Ces modes de visualisation sont accessibles par le chirurgien via un bouton de sélection positionné sur la tête de caméra.



FIGURE 1.18. – **Représentation du système d'imagerie de fluorescence PinPoint**

Image de gauche : colonne d'endoscopie du système PinPoint²², images de droite : illustration de la fusion fluorescence/visible pour visualiser les voies biliaires lors d'une cholécystectomie ou la perfusion lors d'une anastomose colorectale²³

20. www.quest-mi.com

21. www.karlstorz.com

22. Source : www.novadaq.com

23. Source : www.swissray.com

L'Artemis illustré dans la figure 1.19 est le premier système d'imagerie de fluorescence multi-canaux adapté pour les chirurgies ouvertes et mini-invasives. Son dispositif laparoscopique est tenu par un bras passif fixé à la colonne endoscopique (figure 1.19). L'excitation des fluorophores est obtenue ici grâce à une bague intégrant des fibres optiques reliées à la source de lumière. La tête de caméra intègre un prisme et trois capteurs permettant de visualiser en temps-réel l'image couleur ainsi que deux images de fluorescence à des longueurs d'ondes différentes [Bradbury et al., 2013]. Le système Artemis propose également différents modes de visualisation (figure 1.19) similaires à ceux présentés pour le PinPoint.

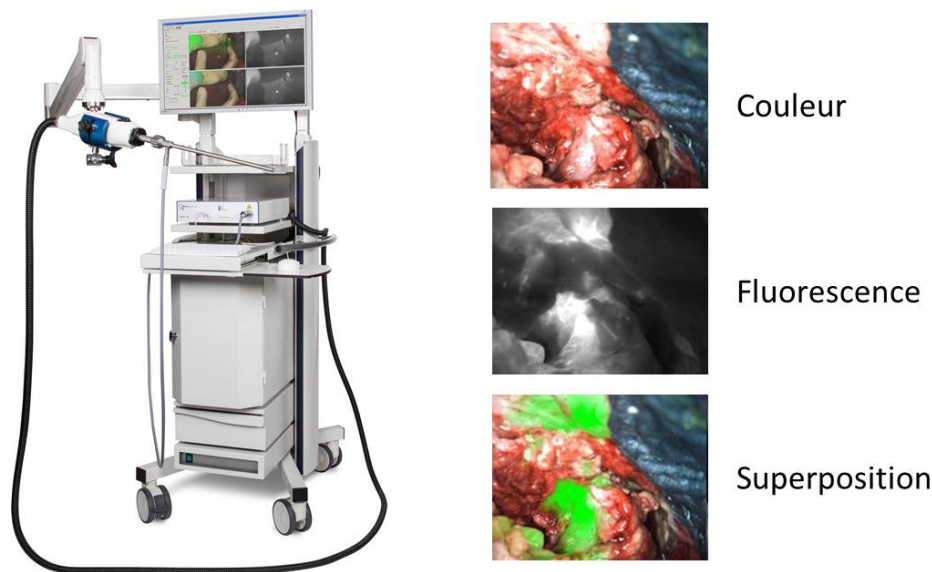


FIGURE 1.19. – **Représentation du système d'imagerie de fluorescence Artemis**

Image de gauche : colonne d'endoscopie du système Artemis intégrant un bras passif pour porte le laparoscope²⁴, images de droite : illustration des différents modes de visualisation pour une anastomose²⁵

Le système Image 1 SPIES, quant à lui, est composé d'une tête de caméra intégrant trois capteurs haute définition et d'une source lumineuse xénon. Il propose également plusieurs modes de visualisation permettant de gérer les contrastes et d'accentuer les zones présentant peu de fluorescence (mode Spectra). La visualisation simultanée de la couleur et de la fluorescence n'est ici pas disponible. Une pédale permet au chirurgien d'alterner entre l'image couleur et l'image de fluorescence.

Dans le cadre du projet de recherche dans lequel s'inscrivent ces travaux, les partenaires Fluoptics et le CEA-LETI ont conçu un dispositif endoscopique permettant de visualiser la scène chirurgicale sous lumière blanche et sous fluorescence (présenté partie 1.5.1).

24. Source : www.quest-mi.com

25. Source : www.ctmm.nl

1.4 Fusion multimodale pour un assistant de haut niveau

Les systèmes robotiques et d'imagerie, présentés dans les parties 1.2 et 1.3, ont été développés dans l'objectif d'assister et d'augmenter les capacités du chirurgien dans l'environnement complexe de la laparoscopie.

Pour aider le chirurgien dans sa prise de décisions, de nombreux travaux de recherche s'intéressent à l'exploitation conjointe de différentes modalités d'imagerie médicale pour enrichir les informations qui lui sont fournies et augmenter ses capacités de perception. D'autres travaux se concentrent sur l'automatisation des assistants robotiques pour assister le chirurgien dans son geste ou améliorer la visualisation de la scène chirurgicale.

1.4.1 Laparoscopie augmentée d'informations multimodales

En chirurgie laparoscopique, le chirurgien opère en se représentant mentalement la scène chirurgicale à partir de l'image endoscopique. Les systèmes endoscopiques classiques ne fournissent qu'une vision bidimensionnelle et un champ visuel limité, ce qui complique davantage la tâche du chirurgien [Breedveld et al., 1999]. L'arrivée des endoscopiques stéréoscopiques tel que ceux intégrés dans les systèmes de télé-chirurgie ont permis d'apporter l'information de profondeur et une image haute définition au chirurgien [Jourdan et al., 2004]. Des travaux de recherche [Terry et al., 2010, Tamadazte et al., 2013] s'intéressent, quant à eux, à l'intégration de caméras supplémentaires positionnées sur les trocars pour élargir le champ visuel fourni par un endoscope classique. Ces deux technologies visent à améliorer la qualité de la visualisation de la scène chirurgicale.

Une autre difficulté à laquelle le chirurgien doit se confronter en laparoscopie est le manque de sensation tactile [van der Putten et al., 2008]. À ce manque de sensation tactile s'ajoute une vision de surface des organes compliquant l'appréciation de l'environnement chirurgical par le chirurgien pour, par exemple, identifier des tumeurs ou des variations anatomiques. L'arrivée des techniques d'imagerie médicale a permis d'augmenter les capacités de perception du chirurgien et de rendre possible la visualisation des structures anatomiques invisibles à l'œil nu. Des modalités d'imagerie préopératoires telles que l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) ou la TDM (Tomodensitométrie) sont particulièrement bien adaptées pour visualiser l'anatomie interne du patient.

De nombreux travaux de recherche s'intéressent à l'exploitation des informations riches et complémentaires qu'elles présentent pour guider et assister le chirurgien pendant l'intervention. Dans la suite de cette partie, des travaux de recherche qui aident le chirurgien à "voir au delà du visible" pendant l'intervention sont présentés.

- A - Fusion multimodale pré- et peropératoire

L'acquisition des données tridimensionnelles des structures anatomiques du patient en préopératoire est généralement réalisée par les modalités d'imagerie IRM et TDM sous

la forme d'un ensemble d'images 2D. Le chirurgien doit alors interpréter ces images pour se représenter mentalement un modèle 3D du patient.

Pour assister le chirurgien dans cet exercice difficile, de nombreux travaux s'intéressent à la création d'un environnement virtuel 3D interactif à partir des données préopératoires (mono- ou multimodales). La génération de modèles 3D du patient (figure 1.20) est réalisée par des techniques de segmentation des images préopératoires et de reconstruction par rendu volumétrique ou maillage surfacique [Geiger, 1993, Soler et al., 2001, Nicolau et al., 2011].

L'environnement virtuel ou réalité virtuelle offre alors la possibilité au chirurgien de naviguer, modifier ou interagir avec les modèles 3D de son patient.

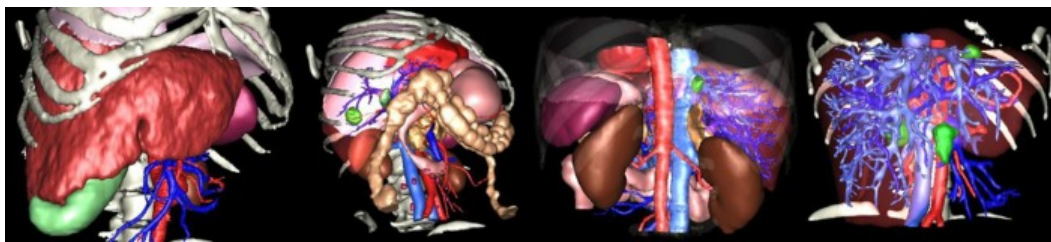


FIGURE 1.20. – **Modélisation 3D des organes intra-abdominaux d'un patient** [Soler et al., 2014]

De nombreux travaux notamment pour la résection hépatique (définition de plan de coupe) [Hallet et al., 2015] ont démontré l'intérêt de la réalité virtuelle pour aider le chirurgien dans son diagnostic et dans la planification de l'intervention chirurgicale [Lamade et al., 2000, Rau et al., 2000].

Toutefois, cette approche se limite à des informations virtuelles sans exploiter les données du patient durant l'intervention. Les modèles des structures anatomiques disponibles en préopératoire ne correspondent pas exactement à la réalité physique du patient en peropératoire (organes déformables, mouvements physiologiques), ce qui complique la reproduction fidèle de la planification du chirurgien [Soler et al., 2004]. Il est donc nécessaire d'adapter ces modèles préopératoires aux conditions réelles du patient afin de guider le chirurgien durant l'intervention.

La réalité augmentée en chirurgie laparoscopique consiste à superposer les modèles préopératoires sur une vue du patient réel durant l'intervention. Cela implique une fusion ou recalage des modèles du patient sur l'image peropératoire (échographie, vision endoscopique, fluoroscopie) de la scène chirurgicale [Nicolau et al., 2011].

Cette étape de recalage représente un réel défi en laparoscopie du fait que les organes sont sujets à des déformations et des déplacements résultant : de la création du pneumopéritoine et de la variation de pression intra-abdominale, de mouvements physiologiques (respiration, battements cardiaques) et de contraintes imposées par les instruments manipulés par le chirurgien [Feuerstein et al., 2007, Bano, 2014].

Une première approche consiste à confier en partie la tâche du recalage à un opérateur qui par l'intermédiaire d'une interface peut changer la position, l'échelle ou l'orien-

tation du modèle virtuel sur le patient réel. [Marescaux et al. \[2004\]](#) ont proposé, par exemple, un système de réalité augmentée permettant de combiner des modèles virtuels avec des vues externe et interne du patient pour la résection de glande surrénale. Ce système est constitué d'une caméra pour visualiser l'extérieur de l'abdomen du patient et d'une caméra endoscopique pour la vue intra-abdominale. Le recalage des modèles du patient est réalisé selon la position des côtes et des trocarts pour la vue extérieure et les positions de la veine cave inférieure et des deux instruments chirurgicaux dans la cavité abdominale.

Une autre approche consiste à estimer dans l'image peropératoire la surface 3D de la structure anatomique d'intérêt pour réaliser un recalage automatique des données préopératoires. En laparoscopie, de nombreux travaux se sont intéressés à la reconstruction de surface 3D d'organes par des méthodes basées sur l'utilisation d'un scanner laser [[Hayashibe and Nakamura, 2001](#)], d'une lumière structurée [[Albitar et al., 2007](#)] ou d'un dispositif stéréoscopique [[Stoyanov et al., 2010](#)].

[Konishi et al. \[2005\]](#), utilisent, par exemple, une sonde US endoscopique suivie en temps-réel pour scanner la surface d'un foie. Après une reconstruction 3D des données US, un modèle préopératoire construit à partir d'images TDM est superposé dans l'image endoscopique. Cette méthode permet de prendre en compte directement les déformations des organes mais le temps d'acquisition pour scanner avec la sonde US est encore relativement long (3 min pour le foie).

[Haouchine et al. \[2013\]](#), ont proposé, quant à eux, une méthode de réalité augmentée pour superposer le réseaux vasculaire et les tumeurs du foie dans l'image endoscopique en chirurgie digestive. La surface 3D du foie est ici estimée par triangulation à partir de points d'intérêt extraits dans une paire d'images stéréoscopiques. À partir du suivi de la surface 3D du foie réalisé par une méthode de flux optique, le recalage est effectué via des points de contrôle pour contraindre un modèle biomécanique déformable (construit à partir de données préopératoires).

Les méthodes de réalité augmentée visent à guider le chirurgien durant l'intervention en enrichissant l'image endoscopique par des informations préopératoires du patient permettant de visualiser des structures anatomiques invisibles en endoscopie classique. Bien que prometteuses, ces méthodes sont encore sensibles aux grandes déformations et déplacements des organes [[Nicolau et al., 2011](#)].

- B - Vers de la fusion peropératoire multimodale

D'autres travaux de recherche se concentrent sur l'exploitation de plusieurs modalités d'imagerie en peropératoire. Cette approche permet de prendre directement en compte les déformations et les mouvements des organes.

[Feuerstein et al. \[2008\]](#) ont proposé, par exemple, de combiner l'endoscopie avec la fluoroscopie pour visualiser le réseaux vasculaire lors de résection hépatique. La reconstruction du réseaux vasculaire obtenue à partir des données fluoroscopiques en peropératoire est recalée sur l'image endoscopique grâce à la localisation de l'endoscope et du fluoroscope via un localisateur optique. Cette approche nécessite une étape de calibrage

et le respect de la ligne de vue entre le localisateur optique et les marqueurs positionnés sur les dispositifs d'imagerie. Pour recalculer les images fluoroscopiques et endoscopiques sans utiliser de localisateur, [Bernhardt et al. \[2014\]](#) ont proposé une approche basée sur l'identification de la pointe l'endoscope dans les acquisitions du fluoroscope.

D'autres travaux se sont intéressés à combiner l'échographie et l'endoscopie. [Ukimura et al. \[2006\]](#) ont présenté, par exemple, les intérêts d'utiliser l'échographie via une sonde transrectale en complément de l'endoscopie classique pour les phases de dissection lors de prostatectomie (diminution des marges chirurgicales positives).

Dans [\[Simpfendörfer et al., 2011\]](#), un modèle construit à partir des acquisitions d'une sonde échographie transrectale est recalculé dans l'image endoscopique grâce à des marqueurs passifs correspondant à des aiguilles de couleur insérées dans la prostate.

[Voros et al. \[2013\]](#), ont proposé, quant à eux, l'utilisation d'une sonde échographique intra-urétrale et des marqueurs actifs insérés dans la prostate pour recalculer les images échographiques et endoscopiques. Ces travaux s'intéressent également au développement d'une sonde de fluorescence basée sur des principes d'autofluorescence pour différencier les tissus sains des tissus cancéreux et d'immunofluorescence pour distinguer les tissus prostatiques des tissus voisins.

L'imagerie de fluorescence peut également être intéressante pour augmenter l'information fournie par l'endoscopie classique d'autant plus que l'étape de recalage n'est pas nécessaire avec les dispositifs bimodaux utilisés en laparoscopie (partie 1.3.3). [Diana et al. \[2014\]](#) se sont intéressés, par exemple, à l'exploitation de la fluorescence pour créer une cartographie de perfusion intestinale permettant d'identifier des zones ischémiques en chirurgie digestive. Après injection du vert d'indocyanine, un modèle virtuel est construit en fonction de l'évolution temporelle de l'intensité de la fluorescence et est directement superposé sur l'image endoscopique.

1.4.2 Assistance robotique guidée par l'image

Les systèmes robotiques en laparoscopie (partie 1.2) tendent à améliorer la qualité de la visualisation de la scène chirurgicale, le confort du chirurgien ou encore la dextérité et la précision de son geste dans la cavité abdominale.

Les différentes tâches chirurgicales en laparoscopie robotisée sont actuellement réalisées sous le contrôle direct du chirurgien via différentes interfaces de commande des systèmes robotiques. Toujours dans l'objectif d'assister davantage le chirurgien durant l'intervention, de nombreux travaux de recherche s'intéressent au contrôle des systèmes robotiques pour réaliser de façon semi-autonome certaines de ces tâches sous sa supervision [\[Moustris et al., 2011\]](#).

- A - Automatisation de tâches robotiques pour la laparoscopie

Les travaux traitant de l'autonomie des robots en laparoscopie se concentrent en grande partie sur la manipulation de l'endoscope et des instruments chirurgicaux en exploitant

directement les informations issues de l'imagerie peropératoire par asservissement visuel²⁶ [Krupa, 2009, Azizian et al., 2014, 2015].

Les premiers travaux d'asservissement visuel se sont intéressés au contrôle de l'endoscope porté par un dispositif robotisé pour centrer automatiquement une structure anatomique ou les instruments chirurgicaux dans l'image. Ces travaux visent à améliorer les trajectoires et éviter au chirurgien de décomposer par une série d'ordres les mouvements du robot pour le positionnement de l'endoscope.

D'autres travaux se sont intéressés au positionnement et au guidage automatique d'instruments chirurgicaux par asservissement visuel afin d'assister le geste du chirurgien.

⇒ **Contrôle d'un robot porte-endoscope**

Taylor et al. [1995] ont proposé, par exemple, de centrer une structure anatomique identifiée à l'aide d'un curseur dans l'image, commandé par le chirurgien via une manette positionnée sur la poignée d'un instrument. Le centrage automatique est réalisé par une commande séquentielle du robot porte-endoscope à partir de l'estimation de la position 3D de la structure anatomique par triangulation.

Plus récemment, Bourger et al. [2007] ont présenté une méthode de localisation de régions d'intérêt dans la cavité abdominale basée sur la combinaison d'un algorithme de suivi ESM (*Efficient Second-order Minimization*) et d'une correspondance d'histogramme. Cette approche a été validée sur banc d'essai avec un positionnement automatique d'un robot porte-endoscope AESOP par asservissement visuel 2D.

Un asservissement visuel 3D d'un robot porte-endoscope a été proposé dans [Casals et al., 1996], pour centrer les instruments dans l'image. Des marqueurs positionnés sur la partie distale des instruments permettent d'estimer leur position relative à l'endoscope. Plusieurs modes de fonctionnement ont été proposés en fonction du nombre d'instruments présents dans l'image endoscopique. Lorsqu'un seul instrument est présent dans l'image, la primitive considérée pour le centrage automatique est un point situé devant l'extrémité de l'instrument. Lorsque deux instruments sont présents dans l'image, le point choisi est le centre du segment défini par les deux extrémités des instruments. Le zoom est contrôlé à partir d'un seuil de référence choisi en début d'intervention et redéfini au cours de l'intervention manuellement par le chirurgien. Ce seuil correspond au rapport entre les instruments et l'ensemble de la scène chirurgicale.

Un autre asservissement visuel 3D a été proposé dans [Wei et al., 1997], pour centrer automatiquement dans l'image endoscopique un instrument chirurgical muni d'un marqueur sur sa partie distale. Après une analyse de la distribution de couleur dans des images de laparoscopie, ces travaux ont démontré que la couleur cyan était la moins représentée et la plus appropriée pour une extraction robuste du marqueur dans l'image. Le contrôle automatique d'un robot porte-endoscope AESOP est alors réalisé, à partir de la localisation 3D du marqueur estimée par triangulation dans une paire d'images obtenues d'un endoscope stéréoscopique.

26. visual servoing en anglais

Uecker et al. [1995], Wang et al. [1998] ont développé, quant à eux, un asservissement visuel 2D d'un robot porte-endoscope AESOP pour suivre les instruments chirurgicaux dans l'image. L'extraction des instruments dans l'image endoscopique est obtenue ici à partir d'une classification de la couleur des pixels et de critères de forme. Chaque région correspondant à un instrument identifié dans l'image est approximée par une boîte englobante de forme rectangulaire ou trapézoïdale. Le point choisi pour positionner automatiquement le robot porte-endoscope est l'extrémité de la boîte englobante de l'instrument à suivre. L'insertion de l'endoscope est ensuite contrôlé, pour que la boîte englobante de l'instrument ait une dimension désirée.

Plus récemment, Voros et al. [2007] ont également présenté un asservissement visuel 2D d'un robot porte-endoscope ViKY pour centrer automatiquement la pointe d'un instrument dans l'image endoscopique. Cette approche est basée sur la connaissance de la position d'un point fixe correspondant au point d'insertion des instruments chirurgicaux dans la cavité abdominale. Le point d'insertion est utilisé pour contraindre la recherche et l'extraction des bords des instruments dans l'image par la transformée de Hough [1962] (voir partie 2.3.2). La pointe des instruments est ensuite identifiée dans l'image par une méthode basée sur l'algorithme d'Otsu [1979] (voir partie 2.3.2) réalisée le long de leur axe central. Dans cette approche, le chirurgien peut sélectionner l'instrument à suivre en choisissant le point d'insertion correspondant.

La localisation des instruments chirurgicaux dans l'image endoscopique est une tâche importante qui peut être utilisée dans de nombreuses applications (exemple : analyse de geste chirurgical ou entraînement sur simulateur). Un aperçu des différentes approches pour localiser les instruments est présenté dans la partie 2.3.

⇒ Contrôle d'un robot porte-instrument

Dans [Hayashibe and Nakamura, 2001], une commande séquentielle est présentée pour positionner automatiquement un instrument par rapport à un organe. La géométrie 3D de la surface de l'organe d'intérêt est estimée à l'aide d'un scanner laser fixé à l'extrémité d'un endoscope et d'une caméra rapide par triangulation. Un localisateur optique Polaris est utilisé pour connaître la relation géométrique entre l'endoscope et le robot AESOP portant l'instrument. Le positionnement de l'instrument vers une position désirée définie par le chirurgien par pointage sur un écran tactile est alors assurée en fonction des informations issues du laser et du localisateur optique.

Un autre système laser est proposé dans [Krupa et al., 2003] afin d'automatiser les déplacements d'un instrument chirurgical porté également par un robot AESOP, pour le replacer au centre de l'image lorsqu'il sort du champ de vision de l'endoscope ou de le positionner à une distance souhaitée de la surface d'un organe d'intérêt. Ce dispositif positionné autour de l'instrument chirurgical permet de projeter quatre points sur la surface d'un organe et possède trois diodes électroluminescentes positionnées sur sa partie distale dont la géométrie est connue. Le barycentre des quatre points projeté et les trois points correspondant aux diodes de l'extrémité de l'instrument dans l'image

étant colinéaires, les auteurs exploitent un bi-rapport qui est invariant projectif pour estimer la distance 3D entre la pointe de l'instrument et la surface de l'organe pointé. Le chirurgien choisi par un pointage sur un écran tactile ou via une souris la position souhaitée de l'instrument dans l'image et spécifie la distance 3D désirée entre sa pointe et la surface de l'organe d'intérêt. L'orientation de l'instrument est alors réalisée par un asservissement visuel 2D en superposant le barycentre des points projetés par le laser et la position choisie par le chirurgien. La profondeur d'insertion est, quant à elle, contrôlée de façon à ce que la distance 3D entre la pointe de l'instrument et la surface de l'organe pointé corresponde à celle désirée.

Plus récemment, [Staub et al. \[2010a\]](#) ont proposé une autre approche permettant de placer un instrument chirurgical dans le champ visuel d'un endoscope et de le positionner sur un point 3D. Le système robotique MELFA (Mitsubishi) utilisé dans ces travaux est composé de quatre bras robotiques à six ddl. Un calibrage global du système permet de positionner l'instrument sur un point 3D en combinant un asservissement visuel 3D (lorsque l'instrument n'est pas visible) et un asservissement visuel 2D pour affiner la précision du positionnement. Pour cette application, les auteurs supposent qu'il n'y a aucun obstacle entre l'instrument et la cible (aucune information sur l'environnement). D'autres modalités d'imagerie que l'endoscopie classique ont également été utilisées pour guider un instrument chirurgical. Dans [\[Vitranì et al., 2005\]](#), par exemple, un asservissement visuel 2D sous échographie est proposé pour positionner un instrument porté par le système MC²E (présenté dans la partie 1.2.2). Dans cette approche, la sonde échographique est manipulée par le chirurgien afin de détecter les mors de l'instrument et le guider vers une position désirée à l'intérieur du cœur.

[\[Novotny et al., 2007\]](#) utilisent, quant à eux, une sonde échographique 3D pour guider un instrument laparoscopique porté par un bras manipulateur. Le positionnement automatique de la pointe de l'instrument sur une cible désirée (localisées en 3D grâce à des marqueurs) est ici réalisé par un asservissement visuel 3D.

D'autres travaux se sont également intéressés à l'automatisation de certaines phases de la suture en laparoscopie par asservissement visuel. [Nageotte et al. \[2006, 2009\]](#), ont proposé, par exemple, une planification de trajectoire pour le passage d'une aiguille courbe estimée à partir d'une identification par le chirurgien de son point d'entrée et de sortie dans l'image. Après validation du chirurgien, un asservissement visuel d'un robot AE-SOP tenant un porte-aiguille muni de marqueurs est réalisé pour le passage de l'aiguille selon la trajectoire planifiée.

[Staub et al. \[2010b\]](#) ont, quant eux, repris l'approche présentée dans [\[Staub et al., 2010a\]](#), pour positionner automatiquement la pointe d'une aiguille courbe portée par un instrument sur un point de suture identifié dans une image stéréoscopique par le chirurgien à l'aide d'un laser.

- B - Vers la comanipulation robotique en laparoscopie

Certains systèmes tels que les robots de comanipulation parallèle (partie 1.2.2) assurent la possibilité de guider le geste du chirurgien en imposant des contraintes virtuelles²⁷. Pour cela, le robot contraint les mouvements du chirurgien par l'application d'efforts de façon à ce que l'instrument puisse suivre un chemin ou une surface virtuelle prédéfinis ou encore être exclu d'une zone critique [Françoise, 2013]. Le savoir-faire du chirurgien associé aux capacités du robot permettent alors de réaliser des tâches précises et sûres. Le chirurgien définit généralement en préopératoire, une stratégie de navigation en imposant des contraintes virtuelles sur un modèle 3D du patient. Un recalage du modèle et des contraintes sur le patient en peropératoire est ensuite nécessaire pour pouvoir guider le geste du chirurgien.

Ce principe est couramment utilisé pour des applications cliniques dans les domaines de la neurochirurgie et de l'orthopédie. Les systèmes Neuromate [Lavallee et al., 1992] et PathFinder [Deacon et al., 2010] (figure 1.13) assurent, par exemple, le positionnement d'outils chirurgicaux en neurochirurgie pour atteindre des zones du cerveau selon une trajectoire prédéfinie par le chirurgien. Le recalage est réalisé par stéréotaxie à partir de marqueurs positionnés sur la tête du patient et localisés par une caméra embarquée pour le PathFinder et par des capteurs ultrasons pour le Neuromate.

Les systèmes Arobot Sculptor [Jakopec et al., 2003] et Rio [Pearle et al., 2010] (figure 1.12) sont, quand à eux, utilisés en orthopédie pour préparer la surface osseuse par fraisage pour la pose de prothèse de genou. En préopératoire, le chirurgien définit des zones libres et interdites puis le recalage est réalisé à partir d'un bras passif instrumenté pour le système Arobot Sclutor et d'un localisateur optique pour le Rio.

La précision de la localisation et du positionnement de l'instrument chirurgical pour ces applications dépend principalement des mesures des localisateurs externes utilisés. L'assistance robotique pour guider le geste du chirurgien à partir d'une planification préopératoire est bien adaptée pour des applications où les structures anatomiques d'intérêt sont rigides. En revanche, de la même façon que pour la réalité augmentée, cette approche reste plus délicate pour des environnements complexes tels que ceux rencontrés en laparoscopie où les structures anatomiques sont déformables et soumises à des mouvements physiologiques (respiration, battements cardiaques) pouvant entraîner des imprécisions dans le positionnement de l'instrument.

Des travaux menés dans le cadre du système EndoBot [Kang and Wen, 2001, 2002] ont néanmoins expérimenté plusieurs modes d'autonomie dont un mode de contrôle partagé. Dans ce mode, les mouvements des instruments chirurgicaux manipulés par le chirurgien sont soumis à des contraintes virtuelles prédéfinies (mouvements interdits ou trajectoire à suivre) pour l'assistance à la suture en laparoscopie. Toutefois, les travaux en laparoscopie se concentrent principalement sur l'exploitation de l'image peropératoire pour automatiser la manipulation de l'endoscope et des instruments chirurgicaux en contrôlant les assistants robotiques par asservissement visuel. Ces approches

27. virtual fixtures en anglais

tendent à améliorer la visualisation de la scène chirurgicale et se limitent à des tâches de positionnement ou de déplacements répétitifs des instruments pour assister le geste du chirurgien. Cette limitation s'explique par le risque potentiel pour le patient que peut impliquer la navigation automatique d'un instrument chirurgical dans la cavité abdominale.

Dans la configuration d'un robot de comanipulation porte-instrument, le chirurgien est directement impliqué dans la boucle de contrôle du robot porte-instrument et supervise le geste, n'augmentant pas ainsi le risque vis à vis du patient. En laparoscopie, une approche possible est d'utiliser une modalité peropératoire adaptée (par exemple la fluorescence) pour identifier directement dans l'image des structures anatomiques d'intérêt et définir des contraintes visuelles pour guider le geste du chirurgien via un robot de comanipulation.

1.4.3 Approche proposée dans ces travaux

Dans ce cadre de recherche, nous nous intéressons à exploiter la modalité d'imagerie peropératoire de fluorescence en complément de l'image laparoscopique classique pour assister le chirurgien en laparoscopie robotisée.

Nous nous intéressons plus particulièrement dans ces travaux, à apporter de nouvelles primitives de navigation et des solutions pour contrôler des robots (porte-endoscope et porte-instrument) à partir d'informations visuelles bimodales extraites des images laparoscopiques et des images de fluorescence. Cette approche générique se base sur des travaux réalisés au TIMC-IMAG sur le développement de méthodes de localisation d'instruments chirurgicaux et sur le couplage de différentes modalités d'imagerie peropératoires dont la fluorescence pour l'assistance à laparoscopie.

Elle a été plus particulièrement réalisée dans le cadre du projet FUI FluoRoMIS (*Fluorescence and Robotic Minimally Invasive Surgery*) porté par l'entreprise EndoControl. L'objectif ici est de coupler l'imagerie de fluorescence à un robot de comanipulation porte-instrument afin d'aider le chirurgien à "travailler au delà du visible" en l'informant de la distance en temps-réel entre son instrument (visible dans les images laparoscopiques) et des structures importantes pour l'intervention chirurgicale (non visibles dans les images laparoscopiques, mais visibles dans des images de fluorescence), et de le guider pour atteindre une cible ou l'éviter si elle ne doit pas être lésée.

Nous présentons dans la partie suivante ce projet plus en détail, et remplaçons nos objectifs de travail et contributions dans ce contexte.

1.5 Contexte et problématique de thèse

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre du projet FluoRoMIS (figure 1.21) qui vise à coupler l'imagerie optique de fluorescence et la robotique pour l'assistance à la chirurgie laparoscopique. Dans ce projet, deux systèmes ont été envisagés et développés pour assister et guider le geste chirurgical pour la laparoscopie (présentés partie 1.5.1) :

- les partenaires Haption, ISIR et Endocontrol ont conçu un robot porte-instrument de comanipulation ;
- les partenaires Fluoptics et le CEA-LETI ont, quant à eux, développé un premier dispositif endoscopique de fluorescence à deux caméras.

Un robot ViKY (présenté dans la partie 1.2.1) est également utilisé pour porter l'endoscope bimodal.

L'objectif du projet FluoRoMIS est de proposer une utilisation combinée de ces systèmes pour guider et sécuriser le geste du chirurgien en extrayant des images laparoscopiques et de fluorescence les primitives de navigation nécessaires à la commande du robot de comanipulation.

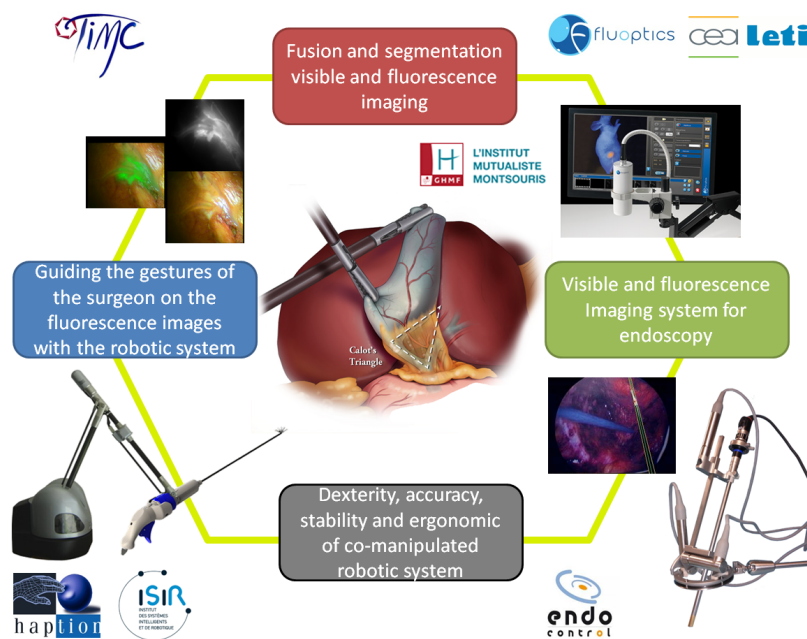


FIGURE 1.21. – **Projet FluoRoMIS**

Parmi les applications cliniques potentielles de l'imagerie de fluorescence, présentées dans la partie 1.3.3, le choix s'est porté sur une intervention très courante en chirurgie générale : la cholécystectomie (ablation de la vésicule biliaire) par voie laparoscopique (présentée dans la partie 1.5.2).

1.5.1 Projet FluoRoMIS : systèmes robotique et d'imagerie développés

Dans le cadre du projet FluoRoMIS, le robot de comanipulation portant l'instrument chirurgical a été conçu pour assister le geste du chirurgien. Le dispositif bimodal a été développé, quant à lui, pour visualiser des structures anatomiques d'intérêt sous lumière blanche et sous fluorescence pour assister le chirurgien dans la détermination de zones à opérer ou à éviter.

- A - Robot porte-instrument de comanipulation Achille

Le robot porte-instrument Achille (Haption²⁸) possède six dli disposés selon une cinématique dite anthropomorphe. Les deux premières rotations (la première d'axe vertical et la seconde d'axe horizontal concourant) forment l'épaule, la troisième rotation d'axe horizontal forme le coude et les trois dernières rotations concourantes forment une rotule au niveau du poignet. Ce poignet est passif et le positionnement de l'instrument est réalisé en contrôlant la position du centre **P**, illustré dans la figure 1.22, à l'aide des trois premiers axes motorisés.

Un modèle conventionnel permet de spécifier une force à trois composantes, à appliquer au point **P** et de transformer cette commande en couple articulaire puis en courant (grâce à la connaissance des constantes de couple des moteurs et des rapports de réduction).



FIGURE 1.22. – Représentation du prototype Achille d'Haption

Plusieurs modes de fonctionnement ont été développés pour ce robot commandé en impédance par l'ISIR [Poquet, 2014] :

Le *Mode libre* laisse le chirurgien complètement libre de ces mouvements. Le robot n'exerce alors aucune contrainte sur les déplacements de l'instrument. Le paramètre important est la transparence du robot porte-instrument correspondant à sa capacité à ne pas opposer de résistance aux forces produites par le chirurgien pour déplacer l'instrument. Dans ce mode, une force constante verticale ascendante est appliquée au robot pour compenser approximativement le poids de l'instrument. Le réglage de cette force est effectué en plaçant le robot au milieu de son espace de travail et en augmentant la force progressivement jusqu'à ce que le système soit en équilibre.

Le *mode verrouillé* permet au chirurgien de lâcher l'instrument tout en maintenant l'instrument dans la position voulue. Le robot devient alors une "troisième main" permettant, par exemple, au chirurgien d'exposer un organe et de continuer à travailler. Dans ce mode, un des paramètres importants est la rigidité du bras : en principe, plus

28. www.haption.com

le bras est rigide, plus le verrouillage est précis. Le poignet est supposé sans jeu pour formuler le problème de verrouillage comme celui du positionnement du point P.

Le *mode visqueux* a pour objectif de fluidifier les gestes du chirurgien en particulier lors des gestes de précision qui nécessitent des petits déplacements. Dans ce mode, les mouvements de tremblement de la main du chirurgien pour les tâches de précision sont filtrés. Le paramètre important est la viscosité, qui peut avantageusement varier de manière dynamique selon les mouvements imprimés par le chirurgien. Ainsi, lorsque le chirurgien réalise des gestes de petite amplitude pour lesquels les tremblements risquent de produire une gêne, la viscosité sera importante. En revanche, lorsque la gestuelle est ample, la viscosité sera diminuée pour ne pas empêcher les mouvements.

- B - Système d'imagerie de fluorescence FluoMIS

Le dispositif FluoMIS, illustré dans la figure 1.23, est basé sur le système déjà existant et approuvé par la FDA Fluobeam (Fluoptics²⁹). Le Fluobeam a été développé pour être tenu à la main pour diverses applications cliniques de chirurgie ouverte. Le FluoMIS a été conçu dans l'objectif d'avoir un premier système opérationnel pouvant travailler en laparoscopie et permettant d'évaluer les contraintes ergonomiques lors d'essais précliniques et de mesurer les contraintes optiques limitant la sensibilité du système.

La tête de caméra intègre un dispositif de renvoi d'angle permettant d'utiliser deux caméras CCD sur le même axe optique. Une source de lumière assure l'illumination sous lumière blanche filtrée par des diodes et dans le proche infrarouge par un laser d'excitation (750 nm). Le couplage des lumières est réalisé via une lame dichroïque et diffusé dans un faisceau de fibre optique connecté au laparoscope.

Le système FluoMIS permet de visualiser l'image sous lumière blanche, dans le proche infrarouge et de superposer le signal de fluorescence dans l'image couleur.

Un second prototype à une seule caméra CMOS et à lumière pulsée est actuellement en cours de développement. Ce système sera intégré à un système stéréo-endoscopique mono-caméra mise au point par Endocontrol pour pouvoir acquérir des informations 3D dans l'image de fluorescence.

1.5.2 Cible clinique retenue : la cholécystectomie

Le système biliaire peut être séparé en deux voies distinctes : la voie biliaire principale (voie biliaire intra-hépatique, canal hépatique commun puis canal choledoque) et la voie biliaire accessoire (vésicule biliaire et canal cystique) illustrées dans la figure 1.24.

La vésicule est un organe en forme de poire qui stocke et concentre la bile produite par le foie. Lors de l'alimentation, cette vésicule se contracte pour se vidanger. À l'aide des sels biliaires, la bile va permettre la décomposition des graisses, pour la digestion, dans l'intestin grêle. La vésicule participe au processus de digestion de manière accessoire permettant de faire face aux ingestions de riche en graisse. Malgré cette fonction, son ablation n'entraîne pas de troubles fonctionnels [Tondelli and Gyr, 1983].

29. www.fluoptics.com



FIGURE 1.23. – **Représentation du système d'imagerie de fluorescence FluoMIS**

Image de gauche : illustration du système lors d'une cholécystectomie sur cochon, images de droite : illustration des différents éléments du système FluoMIS et d'une image de superposition du signal de fluorescence dans l'image couleur pour visualiser les voies biliaires

La lithiase vésiculaire se forme par cristallisation d'éléments de la bile (calcium, cholestérol, pigments biliaires). Leur formation est favorisée par la stase biliaire et les modifications chimiques et hormonales. Sa survenue est très fréquente dans la population générale (20 % environ) et reste souvent asymptomatique. Cependant, chez certain patient, ces calculs biliaires auront tendance à migrer et se bloquer dans le canal cystique ou la voie biliaire principale. Cela se manifeste par une douleur abdominale aiguë plus ou moins associée à un ictère ("jaunisse"). Le corolaire de ce phénomène est la survenue d'une infection et d'une inflammation. Le seul traitement possible, à ce stade, demeure la chirurgie.

La première cholécystectomie a été réalisée par Carl Johann August Langenbushen en 1882. Depuis, elle est l'une des interventions les plus fréquentes en chirurgie digestive, avec environ 80 000 opérations en France et 700 000 aux USA, chaque année. La complication la plus grave de ce type d'intervention est la plaie des voies biliaires (1 % des interventions). La gravité issue d'une plaie biliaire dépend de sa taille, de sa localisation ainsi que du type de lésions (brûlure, section franche, déchirure). Dans de rares cas, le dernier traitement de recours est la transplantation hépatique [Parrilla et al., 2014].

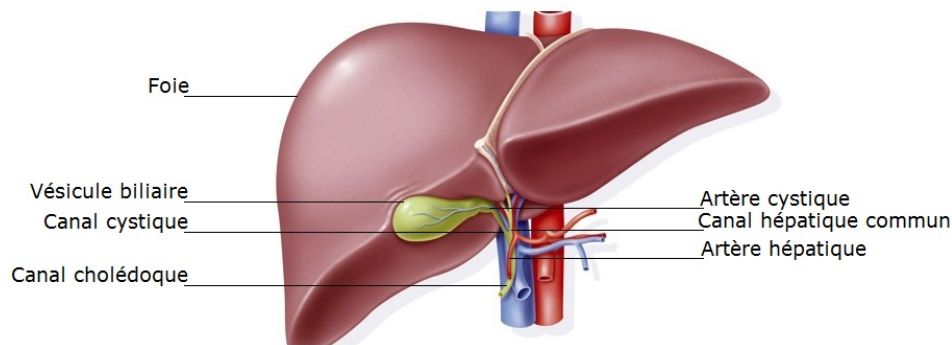


FIGURE 1.24. – Schéma de l'anatomie des voies biliaires³⁰

- A - Plaies des voies biliaires

Depuis 30 ans, l'abord laparoscopique est devenue la méthode de référence pour le traitement des patients souffrant de lithiase biliaire symptomatique. Néanmoins, avec la diffusion de cette technique, le nombre de lésions des voies biliaires a augmenté par rapport à la chirurgie ouverte [Legorreta et al., 1993, Gouma and Go, 1994, McMahon et al., 1995]. En effet, sur de large études de cohorte, nous pouvons recenser un taux de 0.02% de plaies graves des voies biliaires sur 42 474 cholécystotomie sous laparotomie dans une population américaine [Roslyn et al., 1993] contre 0.31% pour 56 591 cholécystotomie sous laparoscopie dans une population italienne [Nuzzo et al., 2005]. Un rapport du Congrès Français de Chirurgie de 2011 [Mathonnet et al., 2011] dresse un inventaire concernant le taux de plaies des voies biliaires associées à la cholécystectomie dans le monde. Il en ressort que les incidents de plaies biliaires par laparotomie varie entre 0 et 0.5% contre 0.1 à 0.9% par laparoscopie.

Dans la majorité des cas, cette plaie intervient au cours de trois étapes successives de la cholécystectomie (étapes 6, 7 et 8 voir Annexe A) qui correspond à l'individualisation des structures à ligaturer [Parmeggiani et al., 2009]. Leurs positions anatomiques est en rapport étroit avec les voies biliaires et l'étape de dissection peut être très complexes. Cette plaie survient en particulier lorsque la voie biliaire principale et le canal cystique ne sont pas ou mal identifiés. Une conversion par laparotomie est nécessaire et la plaie doit être traitée selon sa gravité. Les conséquences de cet événement pour le patient peuvent être dramatiques en terme de morbidité [Dolan et al., 2005], de qualité de vie [De Reuver et al., 2008] et de mortalité [Flum et al., 2003]. De plus, d'un point de vue médico-économique, une intervention avec une plaie des voies biliaires engendrera une augmentation du coût de l'intervention de 4.5 à 26 fois par rapport à une cholécystectomie sans complication [Savader et al., 1997]. Pour plus d'informations sur les traumatismes de la voie biliaire principale, le lecteur pourra se référer aux travaux [Meryem, 2008].

30. Source: www.bsip.com

Les limites de la laparoscopie présentée dans la partie 1.1 ont une place importante dans le risque de plaies des voies biliaires. La vision limitée et la perte de sensation tactile rendent plus difficile l'identification et la dissection des éléments pédiculaires. De plus, les variations anatomiques des voies biliaires inter-patients et plus précisément celles du canal cystique, illustrées figure 1.25, sont courantes et compliquent considérablement la tâche du chirurgien [Way et al., 2003]. D'autre part, la majorité des patients opérés ont présenté dans leur histoire clinique des épisodes d'infections (cholécystite) ayant créé une ambiance inflammatoire complexifiant grandement le geste de dissection. Plusieurs études tendent à prouver que le manque d'expérience de l'équipe chirurgicale [Moore and Bennett, 1995] mais aussi le non-respect du protocole de la technique opératoire [Archer et al., 2001] seraient également des facteurs non négligeables des risques de lésions des voies biliaires.

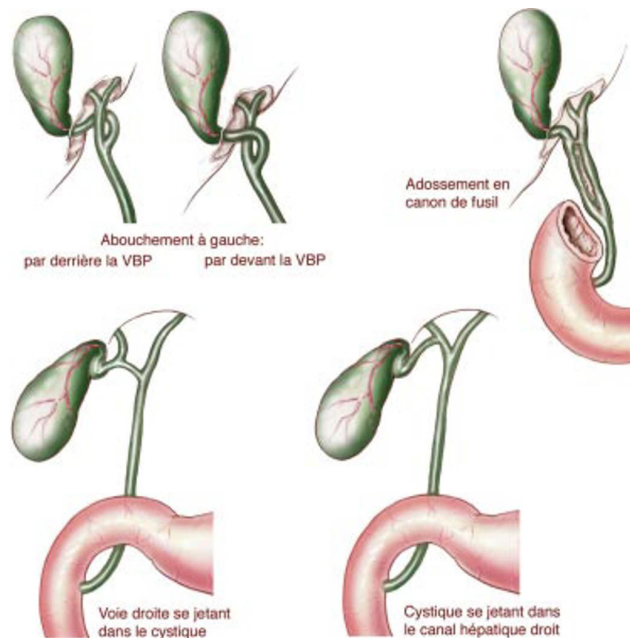


FIGURE 1.25. – **Variation anatomique du canal cystique** [Samama, 2004]

- B - Prévention des plaies des voies biliaires

Les solutions actuelles pour l'identification et la prévention des plaies biliaires se résument en la cartographie des voies biliaires par imagerie (généralement fluoroscopie) et le respect des règles de la routine intraopératoire "*Critical View of Safety*" [Strasberg and Brunt, 2010] : elle consiste en la dissection méticuleuse de la partie supérieure du triangle de Calot (voir figure A.3 Annexe A), au contact de la vésicule, car cette zone est généralement dépourvue de structures délicates. En cas de difficulté, une cholangiographie devra être systématiquement réalisée. Elle consiste généralement en une injection

de produit de contraste radiologique via un cathéter dans le canal reliant la vésicule biliaire aux canaux biliaires principaux permettant ainsi de visualiser les voies biliaires sous radiographie.

Le débat demeure au sujet de la réalisation systématique ou non d'une cholangiographie peropératoire afin de prévenir des lésions biliaires [Ausania et al., 2012]. Certains considèrent ce geste comme lourd, coûteux, chronophage, et inutile pour les cholécystectomie sans difficulté particulière.

Le vert d'indocyanine (présenté dans la partie 1.3.3) est un fluorophore qui se concentre naturellement dans les voies biliaires après son injection en intra-veineuse permettant de réaliser des cholangiographies fluorescentes. L'imagerie optique de fluorescence constitue donc une alternative à la radiographie pour réaliser des cholangiographies non-ionisantes et non-invasives [Sherwinter, 2012, Dip et al., 2014].

1.5.3 Objectifs et contributions

Dans le cadre d'une cholécystectomie, le système bimodal FluoMIS permettra de visualiser sous fluorescence les voies biliaires et plus précisément d'identifier le canal cystique qui est souvent source de confusion. Cette information visuelle supplémentaire aidera le chirurgien dans la détermination de zones à opérer ou à éviter. Ces zones peuvent être choisies, par exemple, comme le canal cystique ou le canal hépatique commun. Le robot ViKY portant l'endoscope bimodal FluoMIS assurera une visualisation stable et précise de la scène chirurgicale. Le robot de comanipulation Achille assistera, quant à lui, le chirurgien en bloquant la position de l'instrument lorsque nécessaire ou en filtrant et régulant dynamiquement ses mouvements grâce aux commandes élaborées à l'ISIR.

Dans le cadre du projet FluoRoMIS, nos travaux permettront de fournir les primitives de navigation (référencées image) nécessaires au guidage du robot de comanipulation. Pour fournir ces primitives de navigation, il est nécessaire de connaître d'une part les relations spatiales entre les différents systèmes et d'autre part la position des instruments chirurgicaux par rapport aux structures anatomiques d'intérêt.

Il sera alors possible à terme de définir des zones d'évitement basées sur les informations extraites de l'image bimodale, de ralentir et d'assurer le geste du chirurgien aux abords des zones sensibles (par exemple aux abords du canal hépatique commun) ou de bloquer l'instrument dans une position adaptée à la poursuite de l'opération (grâce aux commandes du robot de comanipulation développées par l'ISIR) pour prévenir des plaies biliaires lors de cholécystectomies.

Pour acquérir les primitives de navigation, nous proposons des approches permettant de localiser les instruments chirurgicaux dans les images laparoscopiques et des structures anatomiques dans les images de fluorescence sans ajout de marqueur ou de localisateur. Ces structures anatomiques identifiées sous fluorescence peuvent être des zones critiques à ne pas léser (par exemple : le canal hépatique commun) ou d'intérêt à

réséquer ou conserver dans le champ visuel de l'endoscope (par exemple : le canal cystique). Dans ces travaux, nous avons choisi de localiser et suivre le canal cystique dans les images de fluorescence. À partir de ces informations visuelles, nous nous intéressons à des méthodes permettant d'estimer les positions tridimensionnelles des instruments et du canal cystique (présentées dans le chapitre 2).

Les primitives de navigation assurent alors la possibilité de définir des commandes pour un robot porte-endoscope ou un robot porte-instrument afin d'améliorer la visualisation de la scène chirurgicale ou de guider le geste du chirurgien dans l'évitement ou le positionnement des instruments chirurgicaux en fonction des structures anatomiques d'intérêt. Pour nos travaux, nous utilisons un robot ViKY (présentés dans la partie 1.2.2) pour manipuler l'endoscope bimodal FluoMIS (présenté dans la partie 1.3.3) et un autre robot ViKY qui joue le rôle de porte-instrument. Nous proposons, de contrôler le robot porte-endoscope ViKY par asservissement visuel à partir des informations extraites de l'image bimodale afin de libérer l'assistant manipulant l'endoscope et d'apporter une stabilité et des trajectoires fluides dans l'image endoscopique. Enfin, pour pouvoir guider le robot de comanipulation, nous proposons une méthode permettant d'estimer la relation géométrique entre le robot et la caméra endoscopique à partir de la localisation des instruments (présentée dans le chapitre 3).

CHAPITRE 2

EXTRACTION D'INFORMATIONS VISUELLES DANS DES IMAGES ENDOSCOPIQUES

Sommaire

2.1	Introduction	58
2.2	Calibrage d'un système	58
2.2.1	Calibrage d'une caméra	58
2.2.2	Calibrage caméra-robot	62
2.2.3	Vision stéréoscopique	64
2.3	Développement d'une méthode de suivi d'instruments chirurgicaux à partir de l'image laparoscopique	67
2.3.1	Le suivi d'instruments chirurgicaux	68
2.3.2	Détection d'un instrument dans une image laparoscopique	74
2.3.3	Suivi d'un instrument chirurgical	88
2.3.4	Estimation de la pose 3D d'un instrument	92
2.4	Développement d'une méthode de suivi de cibles anatomiques à partir de l'image de fluorescence	95
2.4.1	Détection du canal cystique dans une image de fluorescence	95
2.4.2	Suivi du canal cystique	98
2.4.3	Estimation de la pose 3D d'une cible anatomique dans l'image de fluorescence	101
2.5	Conclusion	105

2.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'exploitation de deux modalités d'imagerie : endoscopie classique (dans le domaine du visible) et endoscopie de fluorescence (dans le domaine de l'infrarouge), dans un environnement robotisé, afin de fournir au chirurgien de nouvelles primitives de navigation dans la cavité abdominale. Pour pouvoir fournir ces primitives de navigation (référencées image), il est nécessaire :

1. de connaître les relations spatiales entre le robot porte-endoscope, la caméra et l'environnement (ce point sera traité dans la partie 2.2),
2. de connaître la position des instruments chirurgicaux dans les images endoscopiques (ce point sera traité dans la partie 2.3)
3. et d'être capable d'identifier les structures pertinentes dans les images (de fluorescence) (ce point sera traité dans la partie 2.4).

2.2 Calibrage d'un système

Une étape primordiale lors de l'utilisation d'un système composé d'une caméra et d'un robot est le calibrage. L'objectif de ce calibrage est de pouvoir associer des mesures dans l'image au repère de référence du robot. Pour cela, il est nécessaire de connaître le modèle de la caméra et de pouvoir localiser la caméra dans le repère du robot. Dans cette partie, nous présentons quelques notions sur le calibrage d'un système de vision au sein d'un environnement robotisé qui seront utilisées tout au long de ce manuscrit. Le calibrage ne faisant pas partie de ces travaux de recherche, les différentes méthodes de résolution d'un problème de calibrage ne seront pas détaillées.

2.2.1 Calibrage d'une caméra

Le calibrage, appelé également étalonnage, d'un système de vision consiste à déterminer un modèle géométrique permettant d'estimer la relation entre le monde tridimensionnel (3D) et l'image bidimensionnelle (2D). Pour notre système de vision composé d'une caméra CCD et d'un endoscope, nous utilisons un modèle simple et linéaire : le modèle sténopé¹ appelé également le modèle à projection centrale [Faugeras, 1993]. Ce modèle permet de modéliser une caméra par une projection perspective. La modélisation d'une caméra est alors obtenue par des changements successifs de repères entre les référentiels monde R_w et image R_I illustrés figure 2.1.

Le changement de repère permettant d'exprimer les coordonnées d'un point d'un objet connues dans le repère monde R_w dans le référentiel R_c lié à la caméra est défini par :

$$\mathbf{P}_c = {}_c\mathbf{T}^w \mathbf{P}_w \quad (2.1)$$

1. pin-hole en anglais

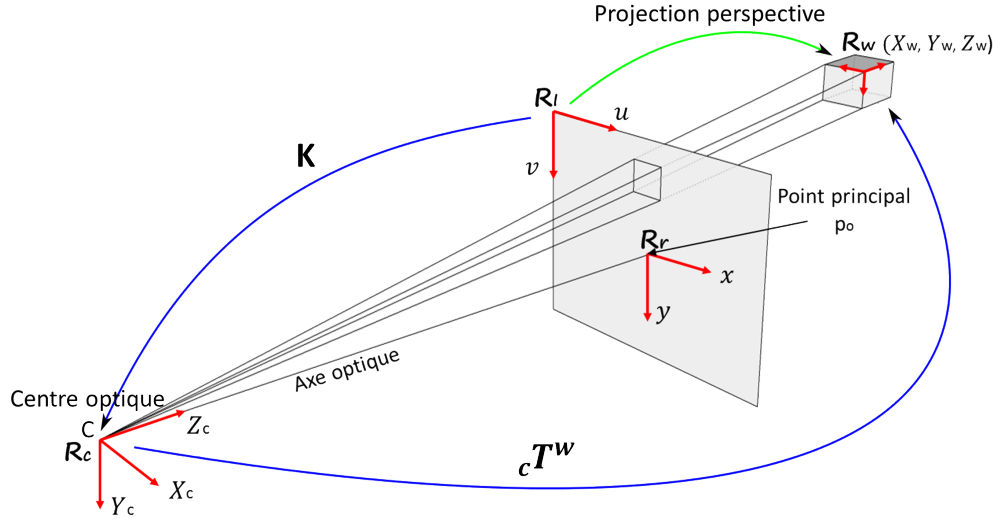


FIGURE 2.1. – **Illustration des différents changements de repères entrant en jeu dans la modélisation d'une caméra**

Soit :

$$\mathbf{P}_c = \begin{bmatrix} {}_c\mathbf{R}_{3 \times 3}^w & {}_c\mathbf{t}_{3 \times 1}^w \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

avec $\mathbf{P}_w = [X_w, Y_w, Z_w]^T$ les coordonnées 3D d'un point d'un objet dans le repère monde R_w , $\mathbf{P}_c = [X_c, Y_c, Z_c]^T$ les coordonnées du même point exprimées dans le repère caméra R_c et ${}_c\mathbf{T}^w$ une matrice de transformation rigide homogène 4×4 composée d'une matrice de rotation ${}_c\mathbf{R}^w$ et d'un vecteur de translation ${}_c\mathbf{t}^w = [t_x \ t_y \ t_z]^T$ qui regroupe les paramètres extrinsèques de la caméra dans le repère caméra R_c . La matrice de rotation ${}_c\mathbf{R}^w$ est définie selon les trois angles d'Euler par le produit matriciel de trois rotations successives :

$${}_c\mathbf{R}^w = \text{Rot}(Z, \gamma) \text{Rot}(Y, \beta) \text{Rot}(X, \alpha) \quad (2.3)$$

À partir d'un point 3D $\mathbf{P}_c(X_c, Y_c, Z_c)$ connu dans le référentiel de la caméra, il est possible d'exprimer ce même point en un point image dans le référentiel rétinien $\mathbf{p}_r(x, y)$ en utilisant les équations de projection perspective suivantes :

$$\begin{aligned} x &= \frac{X_c f}{Z_c} \\ y &= \frac{Y_c f}{Z_c} \\ z &= f \end{aligned} \quad (2.4)$$

où f est la distance focale de la caméra entre le centre optique C et le plan image.

En coordonnées homogènes et en introduisant un facteur multiplicatif s pour le passage de \mathbb{R}^3 vers \mathbb{R}^2 , le système 2.4 s'écrit :

$$s \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_c \\ Y_c \\ Z_c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Le changement de repère entre le référentiel rétinien R_r et le référentiel image R_I illustré figure 2.2 consiste à convertir un point \mathbf{p}_r en coordonnées métriques (mm) en un point \mathbf{p} du repère image en coordonnées pixelliques (pixels).

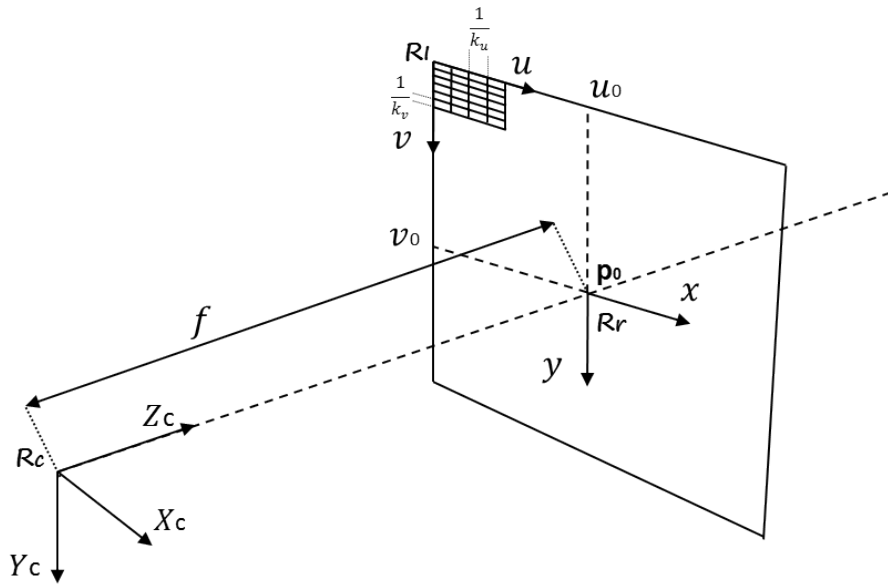


FIGURE 2.2. – Système de coordonnées CCD

Ce changement de repère donné par l'équation 2.6 est réalisé en introduisant les paramètres suivants :

- le facteur d'échelle horizontal k_u (pixels/mm),
- le facteur d'échelle vertical k_v (pixels/mm)
- et les coordonnées du point principal $\mathbf{p}_0(u_0, v_0)$ correspondant à l'intersection de l'axe optique avec le plan image.

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

La matrice des paramètres intrinsèques de la caméra \mathbf{K} permettant le passage du repère de la caméra R_c au repère image R_I est obtenue à partir des équations 2.5 et 2.6 de la façon suivante :

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} k_u & 0 & u_0 \\ 0 & k_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u f & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & k_v f & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

En résumé, pour exprimer la relation entre le repère monde et l'image, il est nécessaire de connaître le modèle sténopé global de notre caméra, composé de la matrice des paramètres intrinsèques \mathbf{K} et de la matrice des paramètres extrinsèques ${}^c\mathbf{T}^w$:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_u f & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & k_v f & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^c\mathbf{R}_{3 \times 3}^w & {}^c\mathbf{t}_{3 \times 1}^w \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Soit :

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{K}_{3 \times 4} \cdot {}^c\mathbf{T}_{4 \times 4}^w \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{M}_{3 \times 4} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

où \mathbf{M} est la matrice de calibrage également appelée matrice de transformation perspective du système.

À partir du modèle sténopé complet, il est possible d'obtenir un système composé de $2n$ équations pour n points connus dans le repère monde. Pour déterminer les douze inconnues de la matrice de calibrage \mathbf{M} , il faut donc en théorie au moins douze équations soit six points non coplanaires du repère objet. La résolution du problème de calibrage peut être réalisée avec des méthodes linéaires [Ito, 1990, O. and G., 1987]. Toutefois le modèle sténopé de la caméra issu de l'équation 2.9 est considéré comme idéal, c'est à dire comme une simple projection perspective. En réalité, l'utilisation d'un système optique avec des lentilles imparfaites engendre souvent des distorsions géométriques. Deux types de distorsion existent : distorsion radiale et distorsion tangentielle. Ces distorsions sont prises en compte en recalant les points de l'image à une position compatible avec le modèle sténopé [Lenz and Tsai, 1988, Beyer, 1992]. L'ajout de termes correctifs correspondant aux différents types de distorsion rend alors le modèle sténopé de la caméra non-linéaire.

Pour déterminer les coordonnées 3D de points dans le repère objet (confondu avec le repère monde), une approche classique est d'utiliser une ou plusieurs prises de vue d'une mire d'étalonnage (grille ou objet étalon) dont la géométrie est parfaitement connue. Ces points appelés points de contrôle peuvent correspondre à plusieurs types de primitives (points, coins, intersections de droites). De nombreux travaux sur la résolution du problème de calibrage en prenant en compte les distorsions ont été proposés [Tsai, 1987, Weng et al., 1992, Zhang, 2000]. Une étude comparative des approches de calibrage d'une caméra les plus utilisées est établie dans [Salvi et al., 2002]. En pratique, nous utilisons l'approche de Zhang [2000] (voir partie 4.2.1).

2.2.2 Calibrage caméra-robot

Le calibrage caméra-robot ou calibrage main-œil² consiste à déterminer la relation géométrique entre l'effecteur du robot porte-endoscope et la caméra endoscopique embarquée sur le robot. Il s'agit donc d'estimer la transformation rigide (rotation et translation) X illustrée dans la figure 2.3 entre le repère de la caméra et le repère de l'effecteur du robot. Cette transformation est obtenue en comparant les poses successives de l'effecteur du robot et de la caméra pour plusieurs configurations spatiales [Tsai and Lenz, 1989].

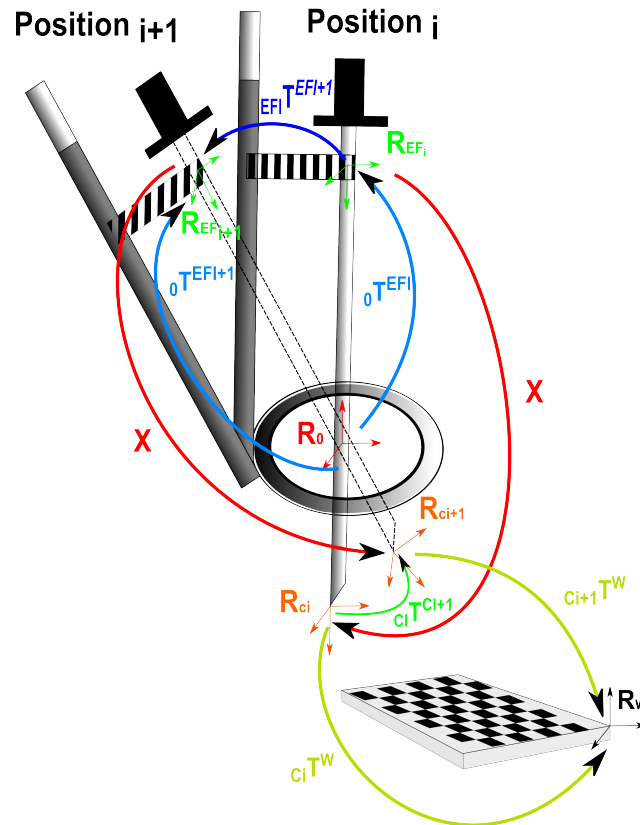


FIGURE 2.3. – Relation géométrique X entre le repère caméra R_c et le repère effecteur du robot R_{EF}

Le problème de calibrage main-œil décrit par la figure 2.3 pour deux positions du robot peut être formulé sous la forme d'un système de type $AX = XB$:

$${}^0T^{EF1}X_{c1}T^W = {}^0T^{EF2}X_{c2}T^W \quad (2.10)$$

ou encore :

$${}^{EF2}T_0^0T^{EF1}X = X_{c2}T_w^WT^{c1} \quad (2.11)$$

2. Hand-Eye en anglais

Soient $\mathbf{A} = {}_{EF2} \mathbf{T}^{EF1}$ et $\mathbf{B} = {}_{c2} \mathbf{T}^{c1}$ les transformations rigides correspondant respectivement au déplacement de l'effecteur du robot et au déplacement de la caméra entre deux positions.

\mathbf{A} , \mathbf{B} et \mathbf{X} sont des matrices homogènes 4×4 de la forme suivante :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{R}_{3 \times 3} & \mathbf{t}_{3 \times 1} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

où $\mathbf{R}_{3 \times 3}$ représente une matrice de rotation orthogonale et $\mathbf{t}_{3 \times 1}$ est un vecteur de translation.

\mathbf{A} est obtenue à partir du modèle géométrique du robot présenté dans l'annexe B permettant pour chaque position du robot de déterminer les transformations rigides $\mathbf{A}_1 = {}_0 \mathbf{T}^{EF1}$ et $\mathbf{A}_2 = {}_0 \mathbf{T}^{EF2}$ entre le repère effecteur R_{EF} et le repère de référence R_0 du robot. À partir de \mathbf{A}_1 et \mathbf{A}_2 , \mathbf{A} est défini par :

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_2^{-1} \mathbf{A}_1 \quad (2.13)$$

\mathbf{B} est déterminée (par un calibrage) pour chaque position du robot en utilisant par exemple une mire de calibrage fixe pour obtenir les transformations extrinsèques (voir la partie 2.2.1) $\mathbf{B}_1 = {}_{c1} \mathbf{T}^w$ et $\mathbf{B}_2 = {}_{c2} \mathbf{T}^w$ entre le repère monde ou le repère mire R_w et le repère caméra R_c . À partir de \mathbf{B}_1 et \mathbf{B}_2 , \mathbf{B} est défini par :

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_2 \mathbf{B}_1^{-1} \quad (2.14)$$

Les équations 2.11, 2.14 et 2.13 permettent pour deux positions successives du robot d'établir le système suivant :

$$\begin{cases} \mathbf{A}_1 \mathbf{X} = \mathbf{X} \mathbf{B}_1 \\ \mathbf{A}_2 \mathbf{X} = \mathbf{X} \mathbf{B}_2 \end{cases} \quad (2.15)$$

Pour déterminer \mathbf{X} , les transformations qui constituent le système 2.15 peuvent être décomposées en rotation et translation pour donner les deux systèmes suivants :

$$\begin{cases} \mathbf{R}_{A1} \mathbf{R}_X = \mathbf{R}_X \mathbf{R}_{B1} \\ \mathbf{R}_{A2} \mathbf{R}_X = \mathbf{R}_X \mathbf{R}_{B2} \end{cases} \quad (2.16)$$

$$\begin{cases} \mathbf{R}_{A1} \mathbf{t}_X + \mathbf{t}_{A1} = \mathbf{R}_X \mathbf{t}_{B1} + \mathbf{t}_X \\ \mathbf{R}_{A2} \mathbf{t}_X + \mathbf{t}_{A2} = \mathbf{R}_X \mathbf{t}_{B2} + \mathbf{t}_X \end{cases} \quad (2.17)$$

D'après 2.16 et 2.17, la transformation main-œil \mathbf{X} peut être déterminée à partir d'au moins trois acquisitions pour différentes positions du robot. De nombreux travaux sur la résolution du problème de calibrage main-œil existent [Horaud and Dornaika, 1995, Andreff et al., 1999, Daniilidis, 1999]. En pratique, nous utilisons la méthode proposée par Zhao [2011] (voir partie 4.2.1).

2.2.3 Vision stéréoscopique

Le modèle de la caméra présenté dans la partie 2.2.1 transforme tout point tridimensionnel perçu par la caméra en un point bidimensionnel projeté dans l'image. La projection perspective dans l'image d'un objet tridimensionnel entraîne donc une perte partielle d'informations sur sa position : la profondeur. Cela signifie qu'un point \mathbf{p}_i dans l'image peut correspondre à une infinité de points tridimensionnels situés sur la droite projective (C, \mathbf{p}_i) comme illustré dans la figure 2.4.

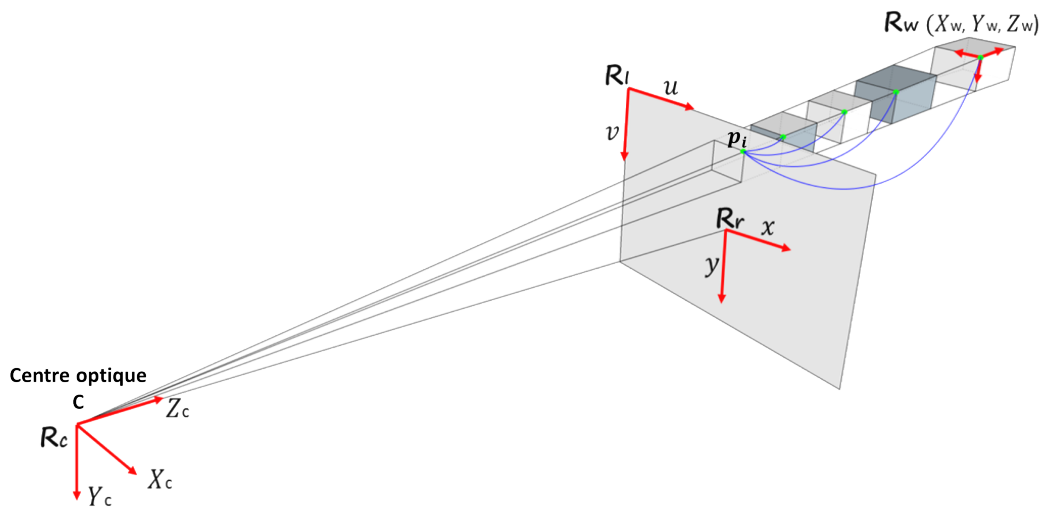


FIGURE 2.4. – Perte de profondeur de l'objet tridimensionnel par la projection

L'information de profondeur peut être reconstituée à partir de plusieurs vues de la scène pour différentes positions de la caméra. Ainsi, en utilisant au minimum deux images obtenues de deux caméras ou de deux points de vue d'une même caméra, il est possible de déterminer la position tridimensionnelle d'un point dans l'image par triangulation. Ce processus est appelé vision stéréoscopique. Les relations géométriques entre deux images d'un système stéréoscopique illustrées dans la figure 2.5 sont décrites par la géométrie épipolaire [Longuet-Higgins, 1987].

- A - Géométrie épipolaire

Soient I_1, I_2 deux images issues de deux caméras (1 et 2) observant la même scène à des positions différentes. $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2$ représentent respectivement les positions des points correspondant aux projections dans les images I_1 et I_2 d'un même point tridimensionnel \mathbf{P} . $\mathbf{C}_1, \mathbf{C}_2$ sont respectivement les centres optiques des caméras 1 et 2. Les points $(\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{C}_1, \mathbf{C}_2, \mathbf{P})$ sont (par construction) coplanaires et appartiennent au plan épipolaire Π . La contrainte de coplanarité ou dite épipolaire qui en résulte permet de contraindre la recherche des correspondants possibles d'un point d'une image sur une droite dans l'autre image. Ainsi, l'ensemble des points pouvant être associés à \mathbf{p}_1 dans l'image I_2 se

situé nécessairement sur la projection de la droite (C_1, \mathbf{p}_1) appelée droite épipolaire d_2 . Toutes les droites épipolaires de l'image I_2 s'intersectent en un point correspondant à la projection du centre optique C_1 appelé épipole e_2 . De la même façon, le point dans l'image I_1 correspondant au point \mathbf{p}_2 se trouvera obligatoirement sur la droite épipolaire d_1 passant par l'épipole e_1 .

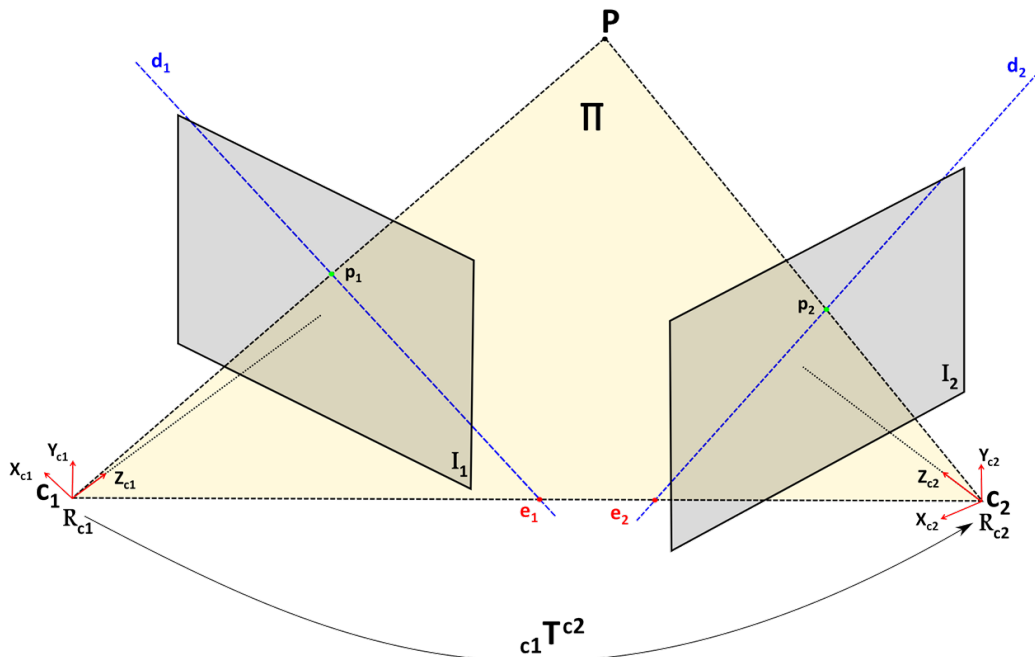


FIGURE 2.5. – Géométrie épipolaire

Le calibrage d'un système de vision stéréoscopique consiste à estimer les paramètres intrinsèques définis par les matrices K_1 et K_2 et les paramètres extrinsèques correspondant à la position et l'orientation relatives des deux caméras ${}_{c1}T^{c2}$. Il existe de nombreuses méthodes pour estimer la géométrie épipolaire. Des synthèses de ces méthodes peuvent être trouvées dans les travaux d'[Hartley and Zisserman \[2003\]](#) ou encore de [Zhang \[1998\]](#). Il est à noter que pour l'utilisation d'une caméra embarquée sur un robot, la position et l'orientation relatives (paramètres extrinsèques) peuvent être aisément estimées à partir du modèle du robot et de la matrice main-œil définie précédemment.

- B - Estimation d'un point tridimensionnel

À partir des paramètres intrinsèques et extrinsèques d'un système stéréoscopique, il est possible de rectifier une paire d'images en utilisant, par exemple, l'algorithme proposé par Bouguet [[Bradski and Kaehler, 2008](#)]. Cette transformation appelée rectification épipolaire ou configuration parallèle consiste à modifier les plans images de façon à ce que les lignes épipolaires soient confondues, parallèles et horizontales avec les lignes des

images (voir figure 2.6). Le principe est de trouver les matrices de rotation $\mathbf{R}_1 = \mathbf{R}_{\text{Rect}}$ appliquée pour la caméra 1 et $\mathbf{R}_2 = {}_{c_1}\mathbf{R}^{c_2}\mathbf{R}_{\text{Rect}}$ pour la caméra 2 de sorte à ce que leur axe X_{c_i} soit aligné et que les épipoles soient rejetés à l'infini. Ainsi, comme l'illustre la figure 2.6, un point \mathbf{p}_1 dans l'image 1 et son homologue \mathbf{p}_2 dans l'image 2 se trouveront sur la même ligne. Cette étape permet de faciliter la mise en correspondance en recherchant des appariements sur des lignes horizontales de même ordonnée.

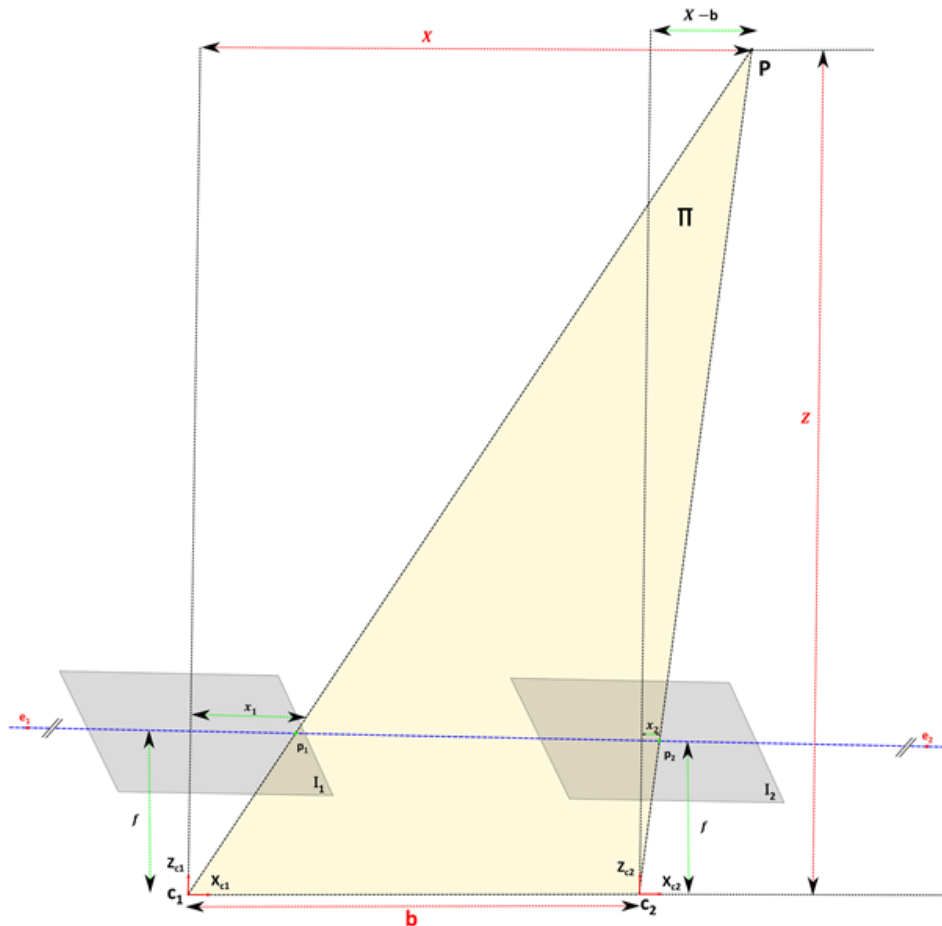


FIGURE 2.6. – Relation entre la disparité (x) et la profondeur (Z) pour une paire d'images rectifiées

L'appariement de deux points \mathbf{p}_1 , \mathbf{p}_2 permet de déterminer les coordonnées d'un point $\mathbf{P}(X, Y, Z)$ dans l'espace par simple triangulation géométrique. Dans la configuration "images rectifiées" illustrée figure 2.6, la différence entre les abscisses x_1 et x_2 des points homologues \mathbf{p}_1 et \mathbf{p}_2 appartenant à la même ligne épipolaire est appelée disparité. La profondeur recherchée pour déterminer la position 3D du point \mathbf{P} est inversement proportionnelle à cette disparité entre ces deux points.

Si nous appliquons le théorème de Thalès dans les triangles de la figure 2.6, nous obtenons

nous les relations suivantes :

$$\begin{cases} \frac{x_1}{X} = \frac{x_2}{X-b} = \frac{f}{Z} \\ \frac{y_1}{Y} = \frac{y_2}{Y} = \frac{f}{Z} \end{cases} \quad (2.18)$$

où f est la distance focale.

À partir de l'équation 2.18, nous en déduisons :

$$\begin{cases} x_1 = \frac{Xf}{Z} \\ x_2 = \frac{(X-b)f}{Z} \\ y_1 = y_2 = \frac{Yf}{Z} \end{cases} \quad (2.19)$$

Ainsi, de cette dernière équation, les coordonnées du point \mathbf{P} dans l'espace peuvent être déterminées par :

$$\begin{cases} X = x_1 \frac{b}{d} \\ Y = y_1 \frac{b}{d} \\ Z = f \frac{b}{d} \end{cases} \quad (2.20)$$

où $d = x_1 - x_2$ représente la disparité et b est la distance entre les axes optiques des deux caméras.

Remarque

Dans ce chapitre, les informations tridimensionnelles extraites des informations visuelles dans les différentes modalités d'imagerie sont exprimées dans le référentiel de la caméra. La caméra étant montée sur un robot porte-endoscope, le repère associé est mobile. Selon les applications (par exemple : analyse du geste du chirurgien), il peut être intéressant d'exprimer toutes ces informations dans le repère de base du robot qui est un référentiel fixe. Cette étape peut être réalisée via la transformation géométrique main-ciel (partie 2.2.2) et le modèle du robot (Annexe B).

2.3 Développement d'une méthode de suivi d'instruments chirurgicaux à partir de l'image laparoscopique

Dans cette partie, nous présentons une méthode originale de localisation permettant d'extraire des informations bidimensionnelles et tridimensionnelles des instruments chirurgicaux, à partir du traitement de l'image endoscopique.

Cette méthode de localisation, nous permettra de :

- contrôler un robot porte-endoscope partir d'informations visuelles extraites des images (ce point sera traité dans la partie 3.3),
- calibrer un système composé d'un robot porte-instrument et d'une caméra endoscopique à partir des informations 3D d'un instrument afin d'associer des mesures issues des deux modalités d'imagerie (laparoscopique/fluorescence) au contrôle de l'instrument (ce point sera traité dans la partie 3.4)

– et de connaître la distance entre un instrument et une cible anatomique.

Les contraintes que nous nous sommes fixées pour développer cette méthode de localisation sont les suivantes :

Temps-réel : compatible pour l'acquisition et le traitement des informations en ligne dans une boucle de commande d'asservissement de robots porte-endoscope et porte-instrument ;

Précision : mesures reproductibles et suffisamment fines pour pouvoir développer des lois de commande construites autour de ces mesures ;

Sensibilité : robuste aux conditions difficiles de la laparoscopie (luminosité, fumée, occultation) et aux changements de configuration du système (orientation de la caméra et changement d'instrument) ;

Simplicité et transparence : aucun ajout de matériel, d'étape ou de coût supplémentaire à la procédure classique d'une chirurgie laparoscopique ;

Portabilité : applicable à différents instruments (de tailles et de couleurs variées) ou systèmes caméra/endoscope.

2.3.1 Le suivi d'instruments chirurgicaux

La localisation des instruments chirurgicaux consiste à déterminer leur position et orientation dans l'espace et/ou dans l'image, c'est une tâche importante pour de nombreuses applications, parmi lesquelles, nous pouvons citer, par exemple :

- le contrôle de robots porte-endoscope et porte-instrument [Uecker et al., 1995, Krupa et al., 2003],
- la réalité augmentée [Cano et al., 2008, Loukas et al., 2013],
- l'entraînement sur simulateurs pour l'apprentissage du geste chirurgical [Allen et al., 2011, Zhou and Payandeh, 2014],
- ou encore l'analyse du geste chirurgical [Speidel et al., 2006, Wolf, 2013].

Les travaux de recherche relatifs à la localisation d'instruments peuvent être classés selon deux grandes catégories : les méthodes basées sur des dispositifs de localisation et les approches référencées image.

- A - Localisation des instruments par des dispositifs de localisation

Parmi les dispositifs de localisation, nous retrouvons les localisateurs optiques, électromagnétiques ou encore mécaniques. Une description de ces différents systèmes est présentée dans [Chmarra et al., 2007, Peters and Cleary, 2008].

Les localisateurs optiques composés de deux caméras infrarouges nécessitent l'utilisation de marqueurs visibles dans l'infrarouge. Ces marqueurs fixés sur l'objet à suivre (instrument/caméra) peuvent être actifs (diodes électroluminescentes) ou passifs (pastilles rétro réfléchissantes). Connaissant la position d'un marqueur dans le repère image de chaque caméra, il est alors possible de déterminer sa position tridimensionnelle par stéréovision.

Les systèmes optiques les plus courants sont l'Optotrak³ et le Polaris⁴ (société Northem Digital).

Dans [Berkelman et al., 2002], un Polaris est utilisé pour suivre un corps rigide muni de marqueurs passifs positionné sur un instrument pour pouvoir le suivre. Un calibrage de type pivot [Lavallée et al., 1997] est réalisé pour connaître la position de la pointe de l'instrument par rapport au repère lié au corps rigide. Plus récemment, Ren et al. [2014] ont proposé une approche permettant de localiser un instrument chirurgical à partir d'un corps rigide muni de marqueurs passifs et de deux capteurs Kinect (Microsoft) auxquels ont été ajoutées des diodes émettant dans l'infrarouge.

Ces approches (dépendante de la qualité du calibrage) sont suffisamment précises pour localiser correctement un instrument chirurgical. Cependant, la mesure fournie par ce genre de dispositifs est très sensible aux occultations ce qui implique de garder constamment la ligne de vue entre le marqueur et le détecteur dégagée. Cette contrainte importante peut limiter l'utilisation de tels systèmes en routine clinique.

Il existe également des dispositifs utilisant d'autres technologies comme les localisateurs électromagnétiques. Ces systèmes de localisation sont composés d'un générateur magnétique trois axes (trois bobines) et de marqueurs magnétiques positionnés sur l'objet d'intérêt. Ces marqueurs assurent la mesure du champ au point de réception par un jeu de trois bobines. Parmi les dispositifs de localisation utilisant cette technologie, nous trouvons le Fastrak⁵ (Polhemus), l'Aurora⁶ (société Northem Digital) ou encore l'ICSAD (Imperial College London) [Sokollik et al., 2004].

Les localisateurs électromagnétiques sont moins précis que les localisateurs optiques [Peters and Cleary, 2008] mais ils ont l'avantage d'être robustes aux occultations. Cependant, la mesure fournie par ces systèmes est très sensible aux interférences pouvant provenir de matériaux ferromagnétiques [Poulin and Amiot, 2002] (table d'opération, instruments chirurgicaux, dispositifs électroniques et électromécaniques).

L'utilisation de tels dispositifs en clinique reste délicate et plus particulièrement dans le cadre d'une chirurgie assistée par des robots médicaux. Cependant, dans [Kenngott et al., 2013], un dispositif Aurora a été utilisé pour évaluer la faisabilité de l'utilisation d'un localisateur électromagnétique pour estimer la position des deux instruments d'un robot Da Vinci. Cette étude a montré qu'il était possible d'utiliser de tels systèmes pour localiser ces instruments, dans des conditions proches de celles rencontrées en clinique avec des résultats relativement précis mais seulement dans un espace de travail limité (190 mm).

Une autre approche rencontrée dans la littérature pour localiser des instruments chirurgicaux est l'utilisation de dispositifs mécaniques. Ces systèmes mesurent la position et l'orientation d'un instrument via des codeurs, des potentiomètres ou encore des

3. www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus

4. www.ndigital.com/msci/products/polaris-series

5. www.polhemus.com/motion-tracking/all-trackers/fastrak

6. www.ndigital.com/medical/products/aurora

capteurs optiques. Dans la description de [Chmarra et al., 2007], nous retrouvons, par exemple, les systèmes ADEPT (université Dundee) [Hanna et al., 1996], TrEndo (université de technologie Delft) [Chmarra et al., 2006] ou IOMaster5D et IOMaster7D (centre de recherche Karlsruhe) [Maass et al., 2005]. Ces dispositifs ont été développés pour une utilisation en laboratoire pour l'analyse du geste chirurgical sur banc d'entraînement et ne sont pas compatibles avec la pratique clinique. Des systèmes robotisés tels que le Da Vinci, le BlueDRAGON (université de Washington) [Rosen et al., 2002] et le RobIn Heart (Fondation pour le développement en chirurgie cardiaque Zabrze) [Biradar and Rekha, 2013] peuvent également être rattachés à cette catégorie.

À partir de la cinématique de ces robots, il est possible d'estimer la position et l'orientation d'un instrument dans leur repère de référence. Pour cela, il est nécessaire de considérer la liaison entre l'effecteur du robot et la pointe de l'instrument comme rigide. Or, la non-rigidité de cette liaison (flexion de l'instrument) ou des imprécisions dans les positions articulaires ainsi que le nombre d'articulations peuvent augmenter considérablement les erreurs dans l'estimation de la position et de l'orientation de la pointe de l'instrument [Beasley et al., 2009]. Dans le cadre du robot Da Vinci, Kwartowitz et al. [2009] ont présenté les résultats d'une estimation de ses erreurs intrinsèques relativement importantes (10.6 ± 22.9 mm).

D'autres technologies ont été investiguées et sont en cours d'évaluation pour la localisation d'instruments : localisateurs acoustiques [Tatar et al., 2002], centrales inertielles (accéléromètre, magnétomètre et gyroscope) [Ren and Kazanzides, 2012] ou encore des systèmes utilisant une radio-identification (RFID) [Miyawaki et al., 2009].

Les approches basées sur des dispositifs de localisation impliquent l'ajout de matériel ainsi qu'un coût accru de l'opération par rapport à la procédure classique. L'encombrement apportés par ces approches peut interférer avec la routine clinique et poser des problèmes d'ergonomie (par exemple : respect de la ligne de vue pour des localisateurs optiques ou acoustiques). De plus, pour la majorité de ces systèmes, des marqueurs doivent être positionnés sur les instruments pour permettre leur localisation. La mise en œuvre d'un suivi lors d'une opération, en cas de changement répétitif d'instrument, peut être difficile et poser des problèmes de stérilisation.

- B - Localisation des instruments par des méthodes basées image

Lors d'une chirurgie laparoscopique, le chirurgien opère en se référant aux informations fournies par l'image endoscopique. L'exploitation de la richesse de ces informations pour localiser les instruments dans l'image a fait l'objet de nombreux travaux.

Ces approches plus intuitives se confrontent néanmoins à un environnement complexe lié aux conditions difficiles inhérentes à la laparoscopie. Ainsi, une méthode basée image devra répondre à certaines contraintes et être robuste aux conditions d'illumination, à la variation anatomique inter-patient ainsi qu'aux divers systèmes d'acquisition employés (caméra, endoscope et source de lumière).

Les instruments laparoscopiques ont tous une forme similaire de type cylindrique mais

peuvent être de couleur différente (verte/bleue, noire/métallique) selon le constructeur. Cette dernière caractéristique constitue également une limite à laquelle les algorithmes de localisation référencés image devront répondre.

Pour pallier toutes ces contraintes, ces méthodes de localisation d'instruments font appel à un large panel de techniques de traitement d'images et de suivi d'objet. Nous n'aborderons pas ici tous ces aspects mais il est possible de trouver un descriptif détaillé, sur l'ensemble des techniques relatives à la détection et au suivi d'objets, dans une étude proposée par [Yilmaz et al. \[2006\]](#).

⇒ Localisation de marqueurs artificiels

Une première approche rencontrée pour déterminer la position et de l'orientation d'un instrument dans l'image est d'utiliser des marqueurs artificiels. Ces marqueurs facilitent considérablement l'extraction de l'instrument dans l'image. Dans [\[Wei et al., 1997\]](#), un marqueur d'une couleur aisément identifiable (cyan) est positionné sur la partie distale de l'instrument à localiser dans l'image. Le marqueur est identifié à partir d'une segmentation (17 Hz) dans le plan défini par le couple (Teinte, Saturation) de l'espace colorimétrique TSL (Teinte Saturation Luminance).

Une approche similaire proposée dans [\[Tonet et al., 2005\]](#) permet d'estimer la pose tridimensionnelle d'un instrument en déterminant sa profondeur à partir de la largeur et de l'orientation des bords du marqueur.

Des marqueurs constitués de trois bagues ont également été utilisés dans [\[Zhang and Payandeh, 2002\]](#). La position de ces bagues de même dimension étant connue, la pose tridimensionnelle de l'instrument est estimée à partir du modèle de la caméra.

[Krupa et al. \[2002a\]](#) ont conçu quant eux un support mécanique permettant de localiser un instrument chirurgical par rapport à la surface d'un organe. Ce support est constitué d'un laser permettant de projeter une structure composée de quatre points sur la surface d'un organe et de trois diodes électroluminescentes positionnées sur l'extrémité de l'instrument.

D'autres marqueurs visibles dans d'autres modalités d'imagerie qu'une caméra endoscopique classique ont été utilisés. Par exemple, [Stoll et al. \[2012\]](#) ont présenté une approche basée sur un marqueur hyperechogène positionné sur la partie distale de l'instrument et une sonde échographique. La position et l'orientation tridimensionnelles de l'instrument sont alors directement estimées en temps réel par une identification dans le volume échographique.

Ces méthodes sont moins encombrantes que celles utilisant des dispositifs de localisation mais ne permettent pas d'utiliser le matériel standard de laparoscopie. Elles nécessitent l'ajout de marqueurs stérilisables et biocompatibles sur les instruments. De tels marqueurs ont toutefois été utilisés dans [\[Bouarfa et al., 2012\]](#), pour suivre des instruments dans des vidéos d'un essai sur animal. Ces méthodes ont l'avantage de faciliter considérablement la phase de traitement d'images, mais la qualité de la mesure reste très dépendante de la visibilité du marqueur. En cas d'occultation de celui-ci, il est impossible d'estimer la position ou l'orientation de l'instrument.

⇒ Méthodes basées sur des critères de couleur et de forme

D'autres méthodes de localisation basées sur le traitement d'images endoscopiques sans utiliser de marqueur ont donc été proposées. Ces méthodes utilisent généralement des critères de couleur ou de forme pour segmenter les instruments dans les images. De cette identification, la position 3D des instruments est obtenue à partir du modèle de la caméra.

Une première approche rencontrée pour rechercher un instrument dans l'image endoscopique est d'utiliser les propriétés de sa couleur. [Doignon et al. \[2004, 2005\]](#) ont présenté une méthode basée sur la combinaison des informations des canaux Teinte et Saturation de l'espace colorimétrique TSL. Après une modification de la saturation, les instruments laparoscopiques gris ou métalliques sont identifiés par une segmentation (croissance de région) dans le plan (Teinte, Saturation modifiée). Toujours dans le plan (Teinte, Saturation), [Speidel et al. \[2006, 2008\]](#), ont utilisé un classifieur bayésien préalablement entraîné sur un grand nombre d'images de chirurgie pour extraire les régions pouvant correspondre à un instrument du fond chirurgical. Dans [\[Ryu et al., 2013\]](#), une classification K-moyennes permet de différencier les instruments du fond chirurgical à partir de leur signature dans l'espace colorimétrique CIELab.

Des critères de forme peuvent également constituer une information supplémentaire permettant une extraction plus robuste des instruments chirurgicaux de l'image. [Uecker et al. \[1995\]](#) ont proposé, par exemple, une approche permettant de considérer la forme allongée du manche d'un instrument (en l'approximant par une boîte englobante rectangulaire ou trapézoïdale) pour le localiser parmi les régions potentielles obtenues d'une segmentation utilisant un classifieur bayésien.

D'autres approches ont été proposées pour localiser les instruments en se basant sur les propriétés de leurs bords. Dans [\[Climent and Climent, 2004\]](#), les bords d'un instrument sont identifiés par la transformée de Hough [\[Hough, 1962\]](#) à partir de l'extraction de l'orientation du gradient en chaque pixel de l'image. Après un filtrage de Sobel, dans [\[Cano et al., 2006, 2008\]](#), les bords d'un instrument sont également détectés par la transformée de Hough. Cette méthode permet de suivre deux instruments en réduisant les angles accessibles pour la transformée de Hough. La pose 3D d'un instrument identifié est ensuite estimée à partir de son modèle géométrique et celui de la caméra.

L'information fournie par le gradient peut être sensible au bruit dans l'image et aux variations d'illumination. Ainsi, les méthodes basées sur la recherche des bords d'un instrument à partir de l'information du gradient peuvent être sujettes à de fausses détections. Des contraintes telles que la réduction de l'espace de recherche, la restriction du mouvement ou la connaissance de la position du point d'insertion peuvent être ajoutées pour améliorer la robustesse de l'identification d'un instrument.

[Voros et al. \[2007\]](#) ont proposé, par exemple, une méthode permettant de localiser un instrument en 2D en recherchant ses bords par la transformée de Hough à proximité du projeté de son point d'insertion dans une image de gradient. [Doignon et al. \[2007\]](#) ont également utilisé l'information du projeté du point d'insertion d'un instrument pour

contraindre sa segmentation (croissance de région) dans l'image. La contrainte géométrique du point d'insertion d'un instrument est aussi exploitée dans [Wolf et al., 2011]. Un modèle géodésique centré en ce point permet à l'aide d'un algorithme de CONDENSATION (CONDitional DENSity propagaTION) [Isard and Blake, 1998] de rechercher le couple de droites représentant les bords de l'instrument dans l'image après un filtrage de Canny [Canny, 1986] sur la saturation modifiée présentée dans [Doignon et al., 2005]. La contrainte géométrique du point d'insertion améliore la robustesse des méthodes de localisation d'instruments laparoscopiques. Cependant, dans la pratique clinique, le mouvement du trocart, la variation d'insufflation et les mouvements du patient peuvent influencer sur la précision dans la localisation des instruments par ces approches. L'algorithme de CONDENSATION a également été utilisé dans [Speidel et al., 2006] pour suivre le centre de gravité des régions décrivant les instruments dans l'image. Dans [Loukas et al., 2013], un filtre de Kalman [Kalman, 1960] sur les coordonnées des bords d'un instrument permet de réduire l'espace de leur recherche par la transformée de Hough. Une approche similaire est présentée dans [Zhou and Payandeh, 2014]. Après une segmentation sur le canal rouge de l'image couleur (Rouge Vert Bleu) et un filtrage de Canny, un filtre de Kalman sur les coordonnées de l'axe central de l'instrument dans l'image est utilisé pour contraindre la recherche de ses bords.

⇒ Apprentissage statistique

Les méthodes actuelles s'orientent vers des techniques d'apprentissage automatique⁷ pour localiser des instruments robotisés. Dans [Reiter et al., 2013], par exemple, la pose tridimensionnelle d'un instrument d'un robot Da Vinci est estimée par stéréovision en combinant les informations cinématiques du robot avec l'extraction de points d'intérêt dans les images à partir des arbres décisionnels entraînés.

Allan et al. [2014] utilisent également des arbres décisionnels entraînés sur des critères de forme et de couleur pour classer les pixels de l'image et déterminer la pose 3D d'un instrument à partir de son modèle géométrique.

Ces techniques nécessitent une étape préalable d'entraînement avec un grand nombre de données similaires aux conditions de chirurgie. Leur spécificité ne permet pas une portabilité sur des systèmes plus légers ne disposant ni d'endoscope stéréoscopique ni de dispositif robotisé portant l'instrument pour acquérir les mesures pertinentes. De plus, ces dernières approches ont un temps de calcul considérable non compatible avec des applications temps réel. D'autres méthodes plus rapides ont toutefois été proposées par [Richa et al., 2011, Sznitman et al., 2012] pour détecter la pointe d'un instrument dans des images de chirurgie rétinienne ou de laparoscopie. Bien que les mesures obtenues par ces approches soient précises, seule l'information 2D de la pointe des instruments est considérée.

7. machine learning en anglais

- C - Principe de la méthode de suivi d'instruments chirurgicaux proposée

Nous proposons ici une méthode de localisation des instruments chirurgicaux sans l'utilisation de marqueurs, basée uniquement sur l'analyse de l'image endoscopique. Nous adoptons une approche basée image, en localisant par traitement d'images, les instruments par des critères de forme et l'extraction de leurs bords. À partir du traitement de l'image endoscopique, la pose 2D/3D de tous les instruments visibles est estimée en temps-réel.

Le principe de notre méthode de détection consiste en :

- une première approximation "grossière" des régions correspondant à la présence potentielle d'un instrument pour chaque image,
- un raffinement de la détection d'un instrument dans les régions identifiées (présenté dans la partie 2.3.2)
- et une estimation de la pose 2D/3D de l'instrument détecté (présentée partie 2.3.4).

La stratégie de suivi choisie pour notre méthode est d'utiliser un estimateur statistique, pour prédire la position d'un instrument et restreindre sa zone de recherche dans l'image courante en fonction de l'état de sa localisation dans l'image précédente (partie 2.3.3).

2.3.2 Détection d'un instrument dans une image laparoscopique

Pour localiser un instrument dans l'image, une première étape consiste à segmenter cette image pour extraire l'instrument de la scène chirurgicale. Cette étape primordiale demeure complexe en raison des conditions difficiles inhérentes à la laparoscopie (variation d'illumination, fumée, occultation). Les difficultés majeures pour ce type d'opération résident dans le choix d'un espace de couleur et d'un seuil pour la segmentation. L'objectif de cette étape intermédiaire n'est pas de rechercher précisément l'instrument dans l'image mais d'identifier l'ensemble des régions candidates pouvant le représenter.

- A - Choix d'un espace colorimétrique

L'image fournie par notre système d'acquisition est codée dans l'espace colorimétrique RVB [Wyszecki and Stiles, 2000]. La sensibilité aux conditions d'illumination de cet espace rend l'extraction d'informations visuelles difficile. Les travaux de [Doignon et al. \[2004, 2005\]](#) ont présenté une segmentation d'un instrument chirurgical basée sur l'information de teinte et de saturation de l'espace colorimétrique TSL (Teinte, Saturation, Luminance). Cette approche est reprise dans les travaux de [Wolf \[2013\]](#), en utilisant un filtre de [Canny \[1986\]](#) sur la composante de la saturation modifiée présentée dans [Doignon et al., 2005\]](#) de l'espace de couleur TSV (Teinte, Saturation, Valeur) pour identifier les bords d'un instrument. Ces travaux illustrent qu'il est préférable d'utiliser un autre espace colorimétrique que le RVB permettant de décorréler l'illumination de la couleur. En effet, les instruments chirurgicaux ayant une couleur bien distincte de la scène chirurgicale (bleue/verte, noire, métallique), il est alors plus facile d'extraire des zones d'intérêt sur les composantes de chrominance.

Pour la segmentation des instruments chirurgicaux, notre premier choix s'est donc porté sur les espaces de représentation TSL et TSV. Cependant, comme l'illustre la figure 2.7, dans certaines conditions de chirurgie, ces modèles n'offrent pas une information assez riche pour extraire un instrument chirurgical de l'image.

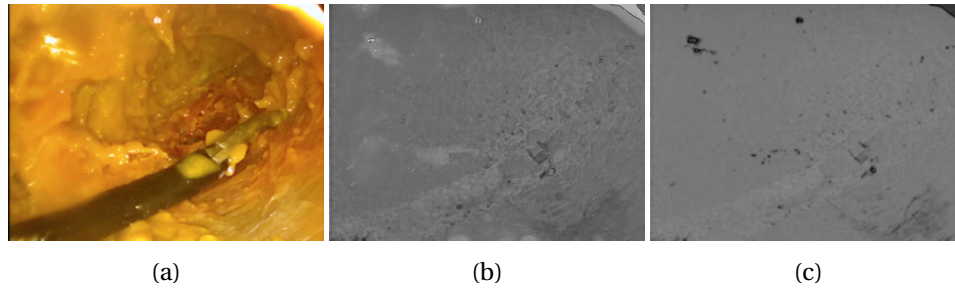


FIGURE 2.7. – **Conversion d'une image de chirurgie laparoscopique dans les espaces colorimétriques TSL et TSV** (a) Exemple d'image endoscopique (b) et (c) Représentation du canal de Saturation des espaces de couleur TSL et TSV. Cette figure illustre que les espaces colorimétriques TSL et TSV ne sont pas toujours appropriés pour bien distinguer un instrument de la scène chirurgicale

D'autres modèles colorimétriques permettant de représenter l'information de couleur séparément de l'information de la luminance ont été proposés par la commission internationale de l'éclairage (CIE) : CIExyY, CIELuv, CIELab. Ces espaces colorimétriques sont tous définis à partir du modèle CIEXYZ. Ce modèle établi en 1931 est le premier à introduire la notion de luminance sous sa composante Y. La luminance est définie en fonction des composantes RVB auxquelles sont ajoutées des proportions tenant compte de la sensibilité de l'œil humain de la façon suivante :

$$Y = 0.299R + 0.587V + 0.114B \quad (2.21)$$

Le système CIEXYZ est obtenu en ajoutant deux autres composantes X et Z, indépendantes de Y et à partir d'une transformation linéaire de l'espace RVB définie par :

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_r & X_v & X_b \\ Y_r & Y_v & Y_b \\ Z_r & Z_v & Z_b \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ V \\ B \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

où X_i, Y_i, Z_i sont les coefficients de la matrice de passage liés au blanc de référence.

Au vu des limites rencontrées avec les espaces de couleur TSV et TSL, notre choix s'est donc porté sur l'espace colorimétrique CIELab. Ce modèle développé en 1976 par la CIE est défini par trois composantes :

- la clarté ou la Luminosité "L" représente le pourcentage d'énergie lumineuse compris entre 0 (noir) et 100% (blanc)

- “a” et “b” sont les gammes de couleur du vert au rouge et du bleu au jaune définies sur un intervalle $[-120, 120]$

Le modèle CIELab est obtenu à partir du CIEXYZ par une transformation non-linéaire de la façon suivante :

$$\begin{cases} L = 116f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - 16 \\ a = 500\left[f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right)\right] \\ b = 200\left[f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right)\right] \end{cases} \text{ avec } f(t) = \begin{cases} t^{\frac{1}{3}} & \text{si } t > \left(\frac{6}{29}\right)^3 \\ \frac{1}{3}\left(\frac{29}{6}\right)^2 t + \frac{4}{29} & \text{sinon.} \end{cases}$$

où X_n, Y_n, Z_n sont les composantes du blanc de référence dans l'espace CIEXYZ.

Ce modèle perceptuellement uniforme couvre l'intégralité du spectre visible de l'œil humain. La luminance Y telle que définie en 2.21 est ici remplacée par la luminosité L correspondant à la sensibilité de l'œil pour l'intensité lumineuse. Le système CIE-Lab peut être représenté en trois dimensions par un espace sphérique comme illustré dans la figure 2.8a. Dans cet espace euclidien, deux couleurs proches en distance le sont aussi pour la perception humaine. Ainsi, la différence de couleur entre deux points $\mathbf{P}_1(L_1, a_1, b_1)$ et $\mathbf{P}_2(L_2, a_2, b_2)$ dans l'espace CIELab est donnée par :

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2} \quad (2.23)$$

où $\Delta L = L_1 - L_2$, $\Delta a = a_1 - a_2$ et $\Delta b = b_1 - b_2$ sont respectivement les écarts de clarté, chromatique rouge-vert et chromatique jaune-bleu. Ces deux points peuvent également être exprimés par leurs coordonnées cylindriques (figure 2.8b) de la façon suivante :

$$\begin{cases} C_{1,2} = \sqrt{a_{1,2}^2 + b_{1,2}^2} \\ h_{1,2} = \arctan\left(\frac{b_{1,2}}{a_{1,2}}\right) \end{cases} \quad (2.24)$$

où C_i représente le chroma et h_i est l'angle de teinte.

La différence entre ces deux couleurs est alors obtenue par :

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta C_{ab})^2 + (\Delta H_{ab})^2} \quad \text{avec } \Delta H_{ab} = 2\sqrt{C_1 C_2} \sin\left(\frac{\Delta h_{ab}}{2}\right) \quad (2.25)$$

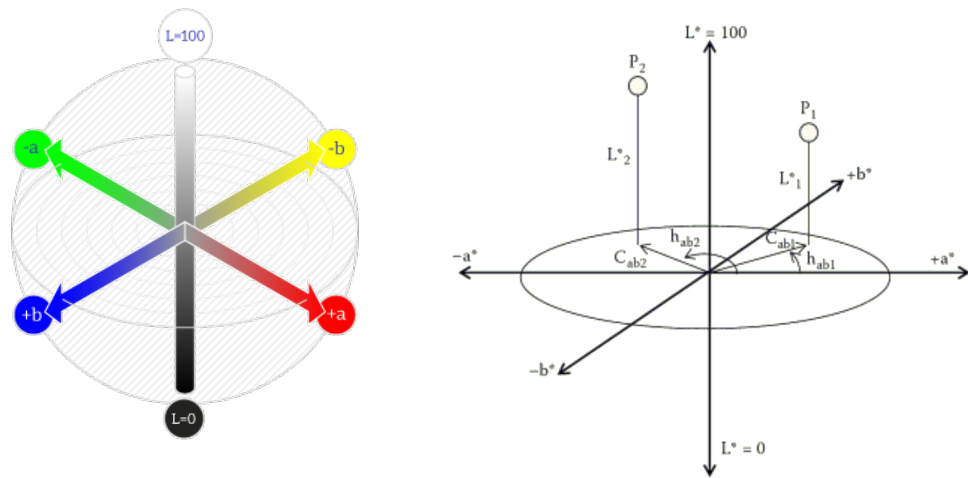
où ΔL , $\Delta h_{ab} = h_1 - h_2$ et $\Delta C_{ab} = C_1 - C_2$ représentent respectivement les écarts de clarté, de chroma et de teinte.

Pour que les variations de luminosité n'affectent pas le calcul de la distance euclidienne entre deux pixels de couleur, il est possible d'exclure la clarté [Hani, 2014]. Ainsi, l'équation 2.25 devient :

$$\Delta E'_{ab} = \sqrt{(\Delta C_{ab})^2 + (\Delta H_{ab})^2} \quad (2.26)$$

Les deux couleurs sont alors définies sur le plan décrit par le couple (chroma, teinte) comme illustré dans la figure 2.9a.

Pour extraire un instrument de l'image endoscopique, nous proposons ici d'utiliser uniquement l'information fournie par la chromaticité (équation 2.24) du système CIELab. Si nous considérons le plan chromatique illustré dans la figure 2.9b, les canaux a et b ont une valeur :



(a) Sphère Lab (b) Expression de deux couleurs [Hani, 2014]

FIGURE 2.8. – Représentation de l'espace colorimétrique CIELab

- élevée pour les couleurs chaudes qui peuvent être associées à celle de l'arrière plan de la scène chirurgicale
- faible pour les couleurs froides généralement retrouvées pour les instruments laparoscopiques (bleue/verte ou noire/métallique).

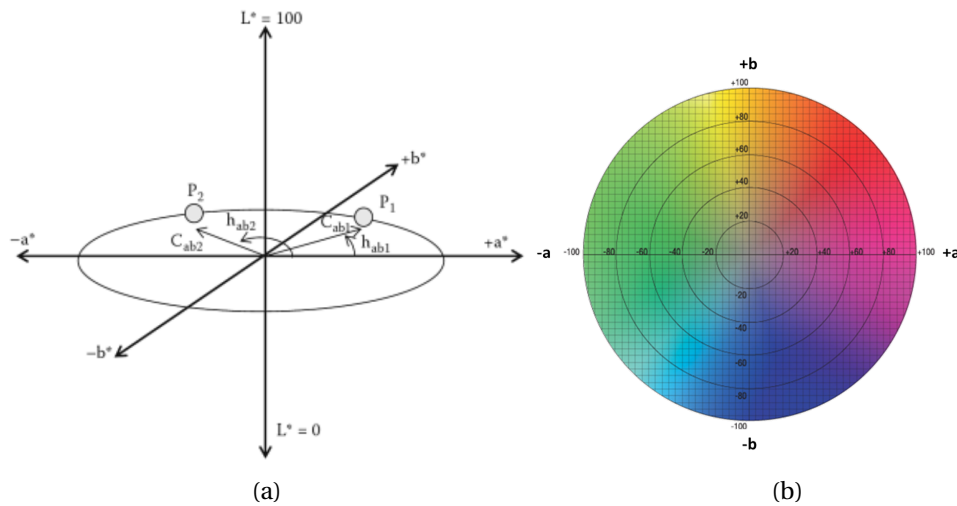


FIGURE 2.9. – Différence de couleurs entre deux points sans la luminosité dans l'espace CIELab (a) Expression de deux couleurs dans le plan teinte/chroma [Hani, 2014] (b) Représentation de la chromaticité de l'espace CIELab

Ainsi, dans l'image représentant la chromaticité, un instrument chirurgical sera toujours de couleur sombre et distinct de l'arrière plan plus clair. La figure 2.10b représente l'information de chromaticité de l'image convertie dans l'espace de couleur CIELab.

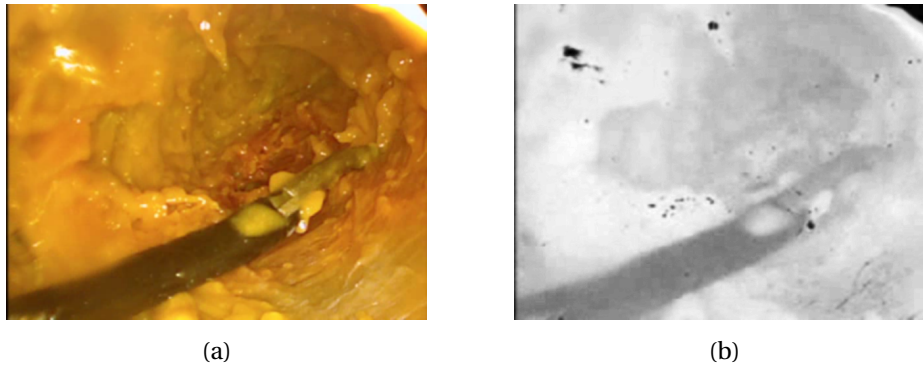


FIGURE 2.10. – **Conversion d'une image endoscopique dans l'espace colorimétrique CIELab** (a) Exemple d'une image endoscopique (b) Représentation de la chromaticité issue du modèle CIELab

- B - Recherche de régions candidates dans une image

Pour extraire les régions susceptibles de correspondre à un instrument, une première étape consiste en une binarisation de l'image représentant la chromaticité (figure 2.11b) obtenue de l'opération 2.24 par la méthode d'Otsu [1979]. Cette méthode est basée sur la recherche d'un seuil optimal permettant de séparer l'ensemble des pixels de l'image en deux groupes distincts. L'analyse de l'histogramme de l'image permet de déterminer ce seuil, de façon à ce que la variance de niveau de gris entre les deux groupes soit maximale. Ainsi, l'image obtenue est constituée de deux classes représentant les régions candidates en blanc et l'arrière-plan en noir (figure 2.11c).

Certaines régions appartenant à la première classe de l'image binaire peuvent être connectées entre elles. L'interconnexion entre ces régions est souvent constituée de petits groupes de pixels. Pour raffiner l'extraction de ces régions, la transformée en distance [Felzenszwalb and Huttenlocher, 2004] de l'image binaire est appliquée. Le principe est de calculer la distance euclidienne entre chaque pixel de l'image et son plus proche voisin appartenant à l'arrière plan. Ainsi, le niveau de gris de chaque pixel de l'image obtenue est proportionnel à la distance euclidienne calculée. Les groupes de pixels représentant les connexions entre les régions ont alors tendance à avoir un niveau de gris relativement bas (figure 2.11d). Pour supprimer ou épurer considérablement ces connexions, seuls les pixels ayant un niveau de gris supérieur à 80 % du niveau de gris maximum de l'image sont conservés. Enfin, un filtre morphologique de type érosion avec un masque structurant en forme de croix, achève de déconnecter les régions (figure 2.11e). La perte d'informations engendrée par cette étape n'est pas problématique pour la suite et n'impacte en rien la recherche de régions candidates de l'instrument.

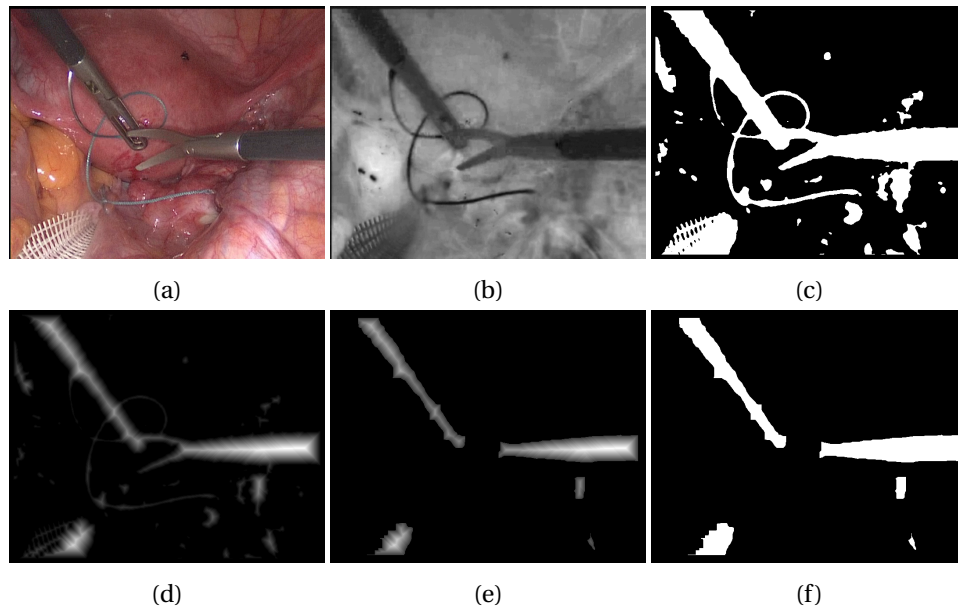


FIGURE 2.11. – **Segmentation d'un instrument chirurgical** (a) Exemple d'une image de chirurgie laparoscopique (b) Représentation de l'information de chromaticité du système CIELab (c) Segmentation de l'image par la méthode d'Otsu (d) Conversion de l'image binarisée en utilisant la transformée en distance (e) Déconnexion des régions de l'image (f) Binarisation de l'image

Une seconde étape consiste en l'extraction des contours des régions associées à la première classe de l'image binaire. Ces contours correspondent aux points limites ayant au moins un voisin appartenant à l'arrière-plan. Pour extraire les contours externes de chaque région, nous utilisons l'algorithme d'analyse en composantes connexes à huit voisins de [Suzuki and be \[1985\]](#). Cet algorithme de suivi de contours fournit une liste des structures représentant les frontières des différentes régions.

Les régions pouvant correspondre à la présence d'un instrument étant identifiées dans l'image, nous nous intéressons, à présent, à leurs caractéristiques géométriques. Pour connaître les propriétés géométriques de chaque contour correspondant à un objet dans l'image, nous utilisons la méthode des moments [[Teague, 1980](#)]. Les moments d'un objet dans une image peuvent être définis de la façon suivante :

$$m_{ij} = \sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h x^i y^j \mathbf{I}(x, y) \quad (2.27)$$

où $\mathbf{I}(x, y)$ est l'intensité du pixel aux coordonnées (x, y) dans l'image et w, h sont les dimensions de la boîte englobant l'objet.

À partir de l'équation 2.27, nous pouvons définir les coordonnées (x_c, y_c) du centre de

gravité d'un objet par :

$$(x_c, y_c) = \left(\frac{m_{10}}{m_{00}}, \frac{m_{01}}{m_{00}} \right) \quad (2.28)$$

où m_{00} est le moment d'ordre 0 et correspond pour une image binaire à l'aire de l'objet. Les moments géométriques centrés peuvent alors être calculés par :

$$\mu_{ij} = \sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h (x - x_c)^i (y - y_c)^j \mathbf{I}(x, y) \quad (2.29)$$

À partir de 2.29, les axes principaux de l'objet W et H peuvent être déterminés par :

$$\begin{cases} W = 2\sqrt{\frac{\lambda_1}{\mu_{00}}} \\ H = 2\sqrt{\frac{\lambda_2}{\mu_{00}}} \end{cases} \quad (2.30)$$

où λ_1 et λ_2 sont les valeurs propres du tenseur d'inertie de l'objet qui indique comment la masse de l'objet est répartie par rapport aux axes de rotation. Il est défini par la matrice de covariance suivante :

$$C = \begin{bmatrix} \mu_{20} & \mu_{11} \\ \mu_{11} & \mu_{02} \end{bmatrix} \quad (2.31)$$

Ainsi, λ_1 et λ_2 sont obtenues de la façon suivante :

$$\lambda_{1,2} = \frac{\mu_{20} + \mu_{02}}{2} \pm \frac{\sqrt{4\mu_{11}^2 - (\mu_{20} + \mu_{02})^2}}{2} \quad (2.32)$$

Les axes principaux correspondent aux deux axes, majeur et mineur, d'une ellipse ou d'une boîte englobante orientée illustrées figure 2.12 qui peuvent être utilisées comme une approximation pour décrire un objet.

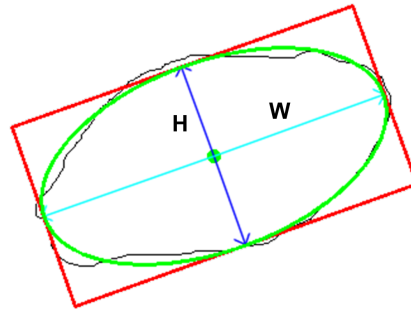


FIGURE 2.12. – **Approximation d'un contour par une ellipse et sa boîte englobante orientée**

L'orientation de l'objet est déterminée par :

$$\Theta = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} + \mu_{02}} \right) \quad (2.33)$$

À partir de ces informations, nous pouvons définir un ensemble de caractéristiques géométriques d'un objet dans l'image : son orientation, sa position et son rapport longueur/largeur. Pour restreindre le nombre de régions candidates, nous ne conservons que les contours ayant une aire et un rapport longueur/largeur suffisants pour correspondre à un instrument (figure 2.13). Les contours de petite taille (ayant une aire inférieure à 100 pixels) correspondent généralement au bruit dans l'image. De plus, les instruments ayant une forme fine et allongée, nous nous attendons à ce que le contour associé ait un rapport longueur/largeur supérieur à deux.

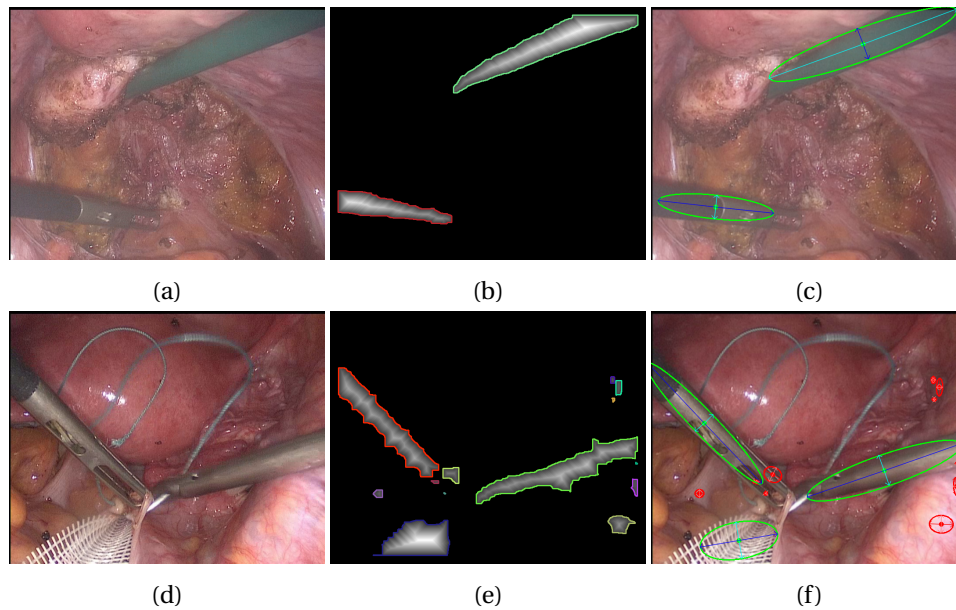


FIGURE 2.13. – **Extraction de régions candidates** (a) et (d) Exemple de deux images extraites d'une procédure de rectopexie (b) et (e) Détection des contours dans l'image segmentée (c) et (d) Résultats de l'extraction de régions candidates : en vert les régions considérées comme candidates pour représenter un instrument et en rouge les régions rejetées

- C - Extraction des bords d'un instrument

Les régions candidates étant identifiées, l'objectif à présent est de pouvoir extraire précisément un instrument visible dans l'image endoscopique par la recherche de ses bords. Cette recherche est effectuée dans toutes les régions candidates permettant ainsi d'identifier celles pouvant correspondre à des instruments.

⇒ Détection des contours d'un instrument

Pour détecter les bords d'un instrument, nous adoptons une approche basée sur une extraction fine de ses contours. Les méthodes classiques pour détecter les contours d'un

objet dans une image reposent sur le calcul du gradient ou du laplacien de l'image. La recherche de contours par le gradient consiste à déterminer les maximums locaux d'intensité de la dérivé première de l'image. La détection de contours par le laplacien quant à elle utilise la dérivé seconde de l'image pour rechercher les passages à zéro du laplacien image. Deux opérateurs basés sur ces deux approches ont été appliqués sur une image de chirurgie extraite d'une procédure de rectopexie : le filtre de Sobel (figure 2.14b) et le filtre laplacien (figure 2.14c). Les images obtenues après filtrage dans la figure 2.14 illustrent que ces filtres très sensibles au bruit ne fournissent pas une information assez riche pour extraire précisément les bords de l'instrument.

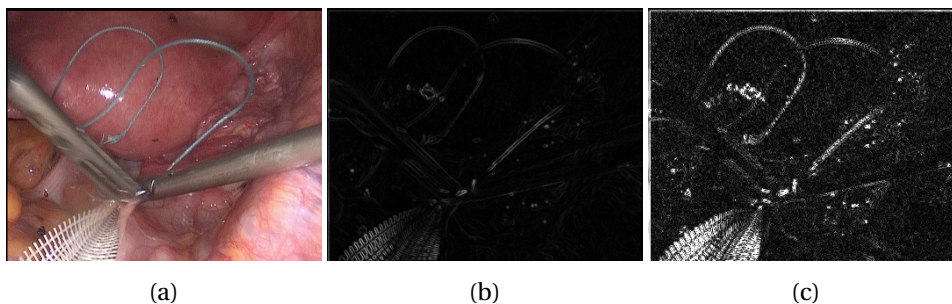


FIGURE 2.14. – **Extraction de contours en utilisant les approches basées sur le gradient et le laplacien image** (a) Image extraite d'une procédure de rectopexie (b) Détection de contour par le filtre Sobel (c) Détection de contours par l'opérateur laplacien

Il existe d'autres filtres plus complexes basés sur la recherche de critères optimaux pour détecter les contours d'un objet dans une image. L'un des plus connus et des plus utilisés est le filtre de [Canny \[1986\]](#) construit autour du filtre de Sobel et permettant une extraction optimale des contours selon les trois critères suivants :

- bonne détection (peu de faux positifs et peu de faux négatifs),
- bonne localisation (points de contours détectés aussi proches que possible des contours réels)
- réponse unique (points de contours détectés qu'une seule fois).

Ce filtre utilise un seuillage par hystérésis qui nécessite le choix de deux seuils optimaux pour une extraction précise des bords d'un instrument. Ces seuils peuvent être calculés de façon automatique en début de procédure [\[Wolf, 2013\]](#). Cependant, comme l'illustre la figure 2.15, les conditions de la scène chirurgicale évoluant au cours d'une intervention, les seuils déterminés initialement de façon manuelle ou automatique peuvent ne plus être optimaux et entraîner de fausses détections.

Les conditions changeantes et difficiles de la chirurgie laparoscopique rendent l'extraction des bords d'un instrument par des méthodes classiques délicate.

Pour trouver une approche d'extraction de contours qui soit robuste aux conditions de la chirurgie endoscopique, nous nous sommes intéressés à la géométrie des instru-

ments. Un instrument chirurgical a une forme cylindrique très particulière, permettant d'être compatible avec un trocart et de garantir ainsi l'étanchéité du pneumopéritoine. Il apparaît dans l'image comme une structure de diamètre variable et de type tubulaire ou tronconique selon la position et l'orientation relatives entre l'instrument et la caméra endoscopique. Notre choix s'est donc porté sur des filtres basés sur l'observation de structures linéaires et plus spécifiquement de structures tubulaires dans une image. Nous retrouvons dans cette catégorie de filtres, les approches assez similaires de [Sato et al., 1997, Lorenz et al., 1997, Frangi et al., 1998]. Ces filtres reposent sur la décomposition multi-échelle de la matrice hessienne de l'image. Leur vocation première est le rehaussement de structures anatomiques, généralement des artères ou des vaisseaux sanguins, dans différentes modalités d'imagerie médicale (2D/3D).

Pour extraire les contours d'un instrument dans une image, nous avons choisi parmi ces filtres d'implémenter la méthode de Frangi. Ce filtre est employé dans plusieurs travaux en relation avec l'imagerie médicale pour, par exemple, améliorer le contraste de vaisseaux sanguins pulmonaires [Lo et al., 2010], rétinien [Lupascu et al., 2010], ou encore rehausser des artères coronaires dans des images angiographiques [Habert et al., 2012]. Mais il est également utilisé dans d'autres domaines comme l'analyse de l'écriture [Daher, 2013] ou encore la détection de racines végétales [Mohammed Amean et al., 2013] où les structures d'intérêt partagent les mêmes propriétés géométriques que des vaisseaux sanguins ou des artères.

Son principe réside dans l'analyse des valeurs propres de la matrice hessienne composée des dérivées secondes partielles par rapport aux coordonnées de l'image en chaque pixel. Dans une image, les valeurs de la dérivée seconde sont élevées aux abords de structures linéaires et faibles pour des régions homogènes. Cependant, l'une des difficultés avec l'utilisation des dérivées secondes est une forte sensibilité au bruit. En pratique, la matrice hessienne est obtenue par convolution avec des noyaux de filtres gaussiens permettant ainsi de lisser l'image et de réduire le bruit. Cette opération permet également d'introduire l'analyse multi-échelle pour considérer des structures d'intérêt de tailles variées.

Un noyau gaussien 2D d'écart type σ est défini par :

$$\mathbf{G}(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (2.34)$$

La matrice hessienne \mathbf{H}_σ d'un point \mathbf{p} de coordonnées (x, y) dans l'image \mathbf{I} pour une échelle σ est alors déterminée par :

$$\mathbf{H}_\sigma(x, y) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 \mathbf{I}(x, y)}{\partial_x^2} & \frac{\partial^2 \mathbf{I}(x, y)}{\partial_x \partial_y} \\ \frac{\partial^2 \mathbf{I}(x, y)}{\partial_y \partial_x} & \frac{\partial^2 \mathbf{I}(x, y)}{\partial_y^2} \end{bmatrix} \text{ avec } \frac{\partial^2 \mathbf{I}(x, y)}{\partial_i \partial_j} = \frac{\partial^2 \mathbf{G}(x, y, \sigma)}{\partial_i \partial_j} \otimes \mathbf{I}(x, y) \quad (2.35)$$

où \otimes est l'opérateur de convolution.

Les valeurs propres λ_1 et λ_2 (tel que $|\lambda_1| \leq |\lambda_2|$) de la matrice hessienne sont ensuite calculées de la même façon qu'en 2.32. À partir des rapports entre ces valeurs propres, il

est possible de dresser un bilan, illustré dans le tableau 2.1, des structures pouvant être observées.

Tab. 2.1. – **Interprétation des structures linéaires possibles dans une image à partir des valeurs propres de la matrice hessienne** avec P=valeur petite, E=valeur élevée et +/- le signe selon la condition $|\lambda_1| \leq |\lambda_2|$ [Daher, 2013]

λ_1	λ_2	Structure
P	E-	linéaire claire sur fond sombre
P	E+	linéaire sombre sur fond clair
P-	E-	“blob” clair sur fond sombre
P+	P+	“blob” sombre sur fond clair

Les instruments chirurgicaux dans l'image de chrominance (2.10b, 2.11b) apparaissent de couleur sombre alors que le fond de la scène chirurgicale est de couleur plus claire. En se référant au tableau 2.1, seuls les pixels de l'image ayant des valeurs propres de la matrice hessienne respectant la condition $\{\lambda_1 = P, \lambda_2 = E+\}$ seront considérés.

Les valeurs propres de la matrice hessienne en un point peuvent décrire les axes principaux d'une ellipse. L'axe correspondant à la plus petite valeur propre λ_1 est défini dans la direction tangentielle de la structure. L'axe décrit par la plus grande valeur propre λ_2 est quant à lui orienté dans la direction normale de la structure. Pour des structures linéaires telles qu'un instrument chirurgical, l'intensité dans la direction tangentielle ne varie pas ou très peu, alors que dans la direction normale l'intensité subit une grande variation aux abords de l'interface instrument/scène chirurgicale. La méthode de Frangi utilise alors un paramètre $R_B = |\frac{\lambda_1}{\lambda_2}|$ similaire au facteur d'excentricité d'une ellipse, basé sur le rapport entre les deux valeurs propres de la matrice hessienne. De la même façon, un autre paramètre $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$ correspondant à la norme de Frobenius est défini. Pour les points de l'image décrivant les bords d'un instrument, la valeur de λ_2 sera relativement élevée impliquant également une valeur élevée pour le paramètre S.

Ainsi, la fonction du filtre de Frangi pour un point de l'image à une échelle σ est définie par :

$$V_0(\sigma) = \begin{cases} 0 & \text{si } \lambda_2 < 0 \\ \exp(-\frac{R_B^2}{2\beta^2})(1 - \exp(-\frac{S^2}{2c^2})) & \text{sinon} \end{cases} \quad (2.36)$$

où β et c sont les paramètres permettant d'ajuster la sensibilité du filtre.

La valeur V_0 correspond à la réponse maximale du filtre pour l'ensemble des valeurs d'échelles σ choisies.

Pour notre application, la segmentation d'un instrument pourrait être réalisée via ce filtre. Cependant, le diamètre d'un instrument varie d'une image à l'autre et il serait difficile de définir un paramétrage précis pour permettre une extraction robuste. De plus, convoluer l'image avec de gros noyaux gaussiens serait trop gourmand en temps de calcul et ne répondrait pas aux contraintes de temps réel que nous avons.

L'influence des paramètres du filtre pour l'extraction des bords d'un instrument dans l'image est étudiée dans la partie résultat 4.2.2.

Nous choisissons donc d'utiliser ce filtre pour une seule échelle. Nous déterminons une valeur de σ faible ($\sigma = 1$) pour extraire uniquement les contours des structures linéaires. L'avantage majeur de cette approche est qu'elle peut être appliquée pour différentes conditions de chirurgie (figure 2.15) sans ajustement des paramètres du filtre.

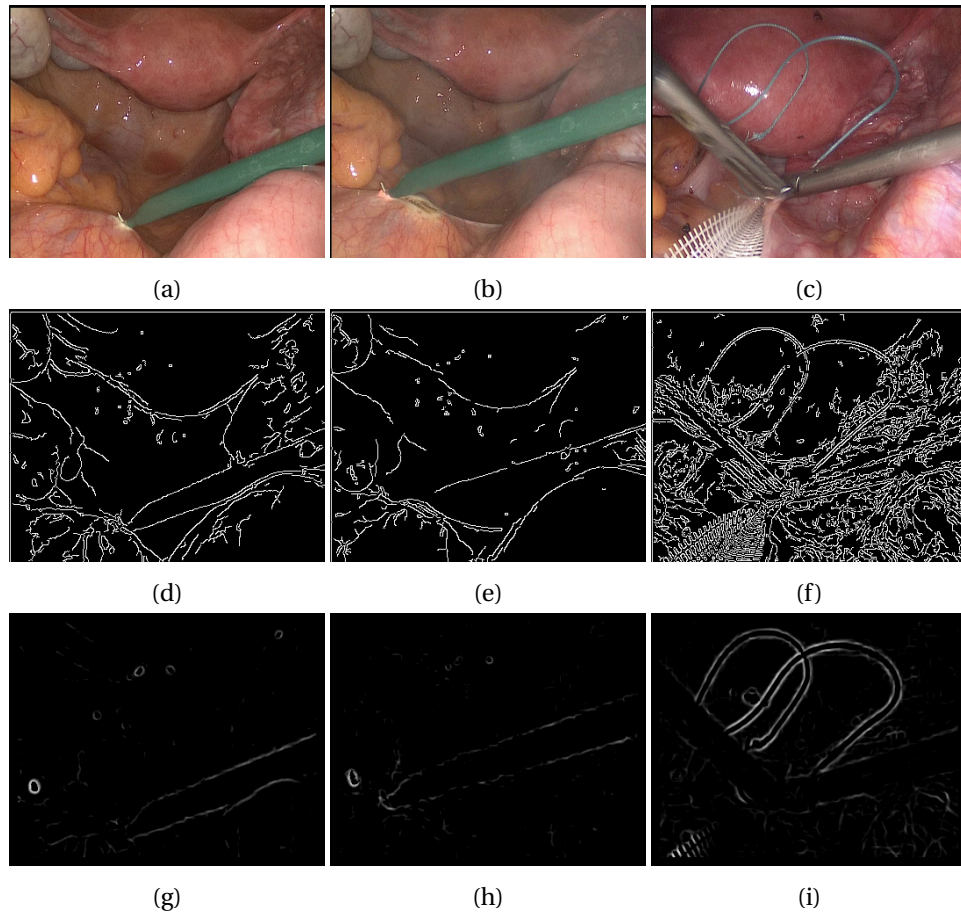


FIGURE 2.15. – **Extraction des contours d'un instrument** (a) et (b) Deux images d'une même chirurgie extraites à des intervalles de temps différents (c) Image extraite d'une autre chirurgie (d), (e) et (f) Détection des contours dans les images (a), (b) et (c) par le filtre de Canny avec les seuils $S_B = 30$ et $S_H = 90$ (h), (i) et (j) Détection des contours par le filtre de Frangi dans les images (a), (b) et (c) avec les paramètres $\sigma = 2$ (pour une bonne visualisation), $\beta = 1$ et $c = 0.3\max(S)$

⇒ **Identification des bords d'un instrument**

Une première étape consiste à chercher la boîte englobante orientée de l'ellipse approximant chaque contour de l'image binaire (voir figure 2.12). Pour prendre en compte la perte d'informations engendrée par l'étape de déconnexion des régions dans l'image binaire et s'assurer que les bords de l'instrument soient bien présents dans la boîte, nous augmentons la taille de chaque boîte.

Une boîte définit alors une région dans laquelle les bords d'un instrument seront recherchés dans l'image filtrée par l'algorithme de Frangi. Pour cela, elle est dans un premier temps, divisée en deux parties dans le sens de la longueur (figure 2.18b). Ensuite, pour ne conserver que les informations de l'image de Frangi contenues dans ces deux parties, deux masques binaires de forme rectangulaire ayant pour coordonnées les quatre coins de chaque demi-boîte sont appliqués sur l'image. À partir de cette opération, deux images sont obtenues : l'image de la partie supérieure et l'image de la partie inférieure de la boîte. Il est alors possible de rechercher les bords supérieur et inférieur d'un instrument séparément.

La transformée de **Hough** [1962] est appliquée simultanément sur les deux images, pour déterminer deux ensembles de droites candidates décrivant les bords d'un instrument. L'algorithme de Hough est basé sur le paramétrage d'une droite dans l'image selon ses coordonnées polaires (figure 2.16). Une droite située à une distance ρ du centre de l'image et orientée d'un angle θ par rapport à l'axe des abscisses (voir figure 2.16) est définie par :

$$\rho = x \cos(\theta) + y \sin(\theta) \quad (2.37)$$

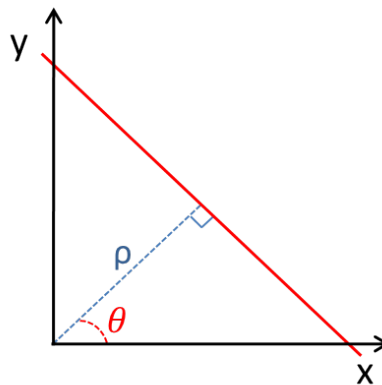


FIGURE 2.16. – **Paramétrisation d'une droite dans l'espace de Hough**

Un point de coordonnées (x, y) dans l'image vérifiant l'équation 2.37 appartient à la droite associée au couple (θ, ρ) . L'ensemble des droites passant par un point dans l'image peut être déterminé en faisant varier θ de 0 à π . Dans l'espace de Hough, cet ensemble de droites est représenté par une sinusoïde unique. Les courbes correspondant à plu-

siens points d'une même droite dans l'image se coupent en un point de coordonnées (θ, ρ) dans l'espace de Hough. Il est donc possible de déterminer les droites principales de l'image (correspondant à un grand nombre de points alignés), en recherchant les couples (θ_i, ρ_i) associés au plus grand nombre d'intersections de courbes dans l'espace de Hough.

En pratique, l'algorithme de Hough utilise une matrice d'accumulation de dimension (n, m) , où n et m correspondent respectivement aux nombres de valeurs possibles de ρ et de θ . Pour chaque droite (θ, ρ) passant par un point dans l'image, l'élément correspondant de la matrice d'accumulation est incrémenté. Les éléments de la matrice ayant une valeur élevée représentent les droites principales de l'images. Un seuil peut alors être fixé pour ne sélectionner que les droites passant par un nombre de points dans l'image satisfaisant le critère de recherche.

Pour rechercher les droites pouvant correspondre aux bords d'un instrument, un seuil relativement bas de sélection des droites identifiées par la transformée de Hough est choisi. Ceci, nous permet de récupérer un grand nombre de droites candidates classées selon le nombre de points associés. Parmi ces droites, seules les deux premières (ayant le plus grand nombre de votes) de chaque côté de l'instrument sont conservées. Nous utilisons, à présent, les caractéristiques géométriques de la boîte englobante orientée pour identifier les deux droites candidates compatibles pour représenter un instrument chirurgical (comme illustré dans la figure 2.17).

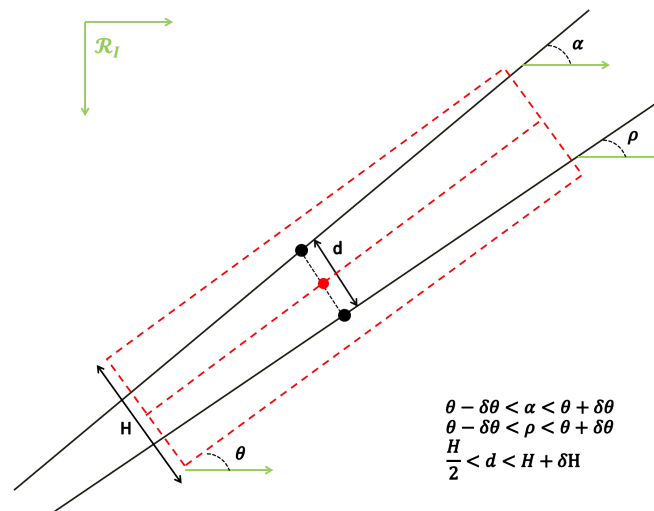


FIGURE 2.17. – Méthode pour identifier les deux bords d'un instrument dans une région candidate

Nous cherchons itérativement à identifier un couple composé de deux droites appartenant respectivement à la partie supérieure et inférieure de l'instrument. Un couple est considéré comme compatible pour représenter un instrument si les droites associées respectent les conditions suivantes :

- une orientation proche de celle de la boîte englobante ($< 5^\circ$)

- et au centre de la boîte, une distance les séparant d'au moins la moitié de la largeur de la boîte.

Si aucun couple de droites candidates ne satisfait ces conditions, nous considérons que la détection des bords d'un instrument a échoué et que la région associée à la recherche ne contient pas d'instrument. Lorsqu'un couple de droites candidates est trouvé (figure 2.18c), les informations géométriques (positions, orientation, largeur, longueur) de l'ellipse approximant le contour sont enregistrées pour permettre de rechercher la position de l'instrument correspondant dans l'image suivante à partir de l'algorithme de suivi présenté dans la section suivante 2.3.3.

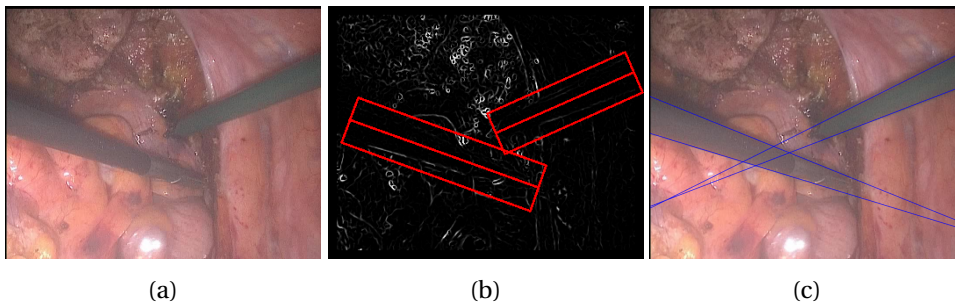


FIGURE 2.18. – **Extraction des bords d'un instrument** (a) Image extraite d'une procédure de rectopexie (b) Boîte englobante en rouge permettant de rechercher le bord supérieur et le bord inférieur de l'instrument séparément (c) Lignes en bleu correspondant aux bords de l'instrument détectés

2.3.3 Suivi d'un instrument chirurgical

Les étapes précédentes ont présenté l'approche développée pour extraire un instrument chirurgical de l'image endoscopique. À présent, l'objectif est de pouvoir suivre cet instrument au cours de l'intervention. Pour cela, nous adoptons une approche d'estimation statistique basée sur l'utilisation d'un filtre de Kalman [1960]. Son principe réside dans l'estimation de l'état d'un système à partir de l'estimation de l'état précédent et des mesures courantes. Ainsi, ce filtre va nous permettre de prédire la position d'un instrument et d'estimer la région de confiance dans laquelle le rechercher dans l'image courante, à partir de sa détection et de ses informations mesurées dans l'image précédente.

- A - Principe du filtre de Kalman

L'estimateur de Kalman peut être défini à partir des équations d'état décrivant le modèle dynamique et le modèle d'observation du système de la façon suivante :

$$\begin{cases} \mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{F}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{V}_k \\ \mathbf{z}_k = \mathbf{H}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{W}_k \end{cases} \quad (2.38)$$

où \mathbf{x}_k de dimension $x \times 1$ est le vecteur d'état du système à l'instant discret k , \mathbf{F}_k de dimension $x \times x$ représente la matrice de transition d'état reliant les états du système aux instants k et $k + 1$, \mathbf{H}_k de dimension $z \times x$ est la matrice de mesure reliant l'information mesurable à l'état du système et \mathbf{V}_k , \mathbf{W}_k modélisent respectivement les bruits additifs d'état et de la mesure.

\mathbf{V} et \mathbf{W} sont des bruits blancs gaussiens de moyenne nulle indépendants entre eux. Ils suivent une distribution normale définie par :

$$\begin{cases} \mathbf{V} \sim N(0, \mathbf{Q}^V) \\ \mathbf{W} \sim N(0, \mathbf{Q}^W) \end{cases} \quad (2.39)$$

où $\mathbf{Q}^V_{v \times v}$ et $\mathbf{Q}^W_{w \times w}$ sont respectivement les matrices de covariance d'état et de mesure. Le filtre de Kalman est un estimateur récursif composé de deux étapes : la prédiction et la mise à jour. La phase de prédiction consiste à déterminer le vecteur d'état estimé prédit $\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$ à partir du vecteur d'état estimé $\hat{\mathbf{x}}_{k|k}$. Ainsi, en utilisant uniquement la première équation de 2.38, nous obtenons :

$$\begin{cases} \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k} = \mathbf{F}_k \hat{\mathbf{x}}_{k|k} \\ \mathbf{P}_{k+1|k} = \mathbf{F}_k \mathbf{P}_{k|k} \mathbf{F}_k^T + \mathbf{Q}^V_k \end{cases} \quad (2.40)$$

où $\mathbf{P}_{k+1|k} = E[(x_{k+1} - \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k})(x_{k+1} - \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k})^T | z_k]$ est une estimation de la matrice de covariance de l'état estimé.

Ensuite, à partir de cet état prédit, l'innovation η_{k+1} correspondant à la différence entre la mesure estimée et la mesure effective est donnée par :

$$\begin{cases} \eta_{k+1} = \mathbf{z}_{k+1} - \hat{\mathbf{z}}_{k+1|k} \\ \mathbf{Q}_{k+1}^\eta = \mathbf{H}_{k+1} \mathbf{P}_{k+1|k} \mathbf{H}_{k+1}^T + \mathbf{Q}^W_{k+1} \end{cases} \quad (2.41)$$

où $\hat{\mathbf{z}}_{k+1|k} = \mathbf{H}_{k+1} \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$ est la mesure estimée pour l'état prédit (équation 2.40) et \mathbf{Q}_{k+1}^η est la matrice de covariance de l'innovation. Enfin, en tenant compte des observations à l'instant courant, la phase de mise à jour permet de corriger l'état prédit pour avoir une estimation plus précise.

$$\begin{cases} \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k+1} = \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k} + \mathbf{K}_{k+1} \eta_{k+1} \\ \mathbf{P}_{k+1|k+1} = \mathbf{P}_{k+1|k} + \mathbf{K}_{k+1} \mathbf{Q}_{k+1}^\eta \mathbf{K}_{k+1}^T \end{cases} \quad (2.42)$$

où $\mathbf{K}_{k+1} = \mathbf{P}_{k+1|k} \mathbf{H}_{k+1}^T \mathbf{Q}_{k+1}^{\eta^{-1}}$ est le gain de Kalman, $\hat{\mathbf{x}}_{k+1|k+1}$ représente l'état estimé corrigé et $\mathbf{P}_{k+1|k+1}$ est la matrice de covariance de l'état estimé corrigé.

- B - Le filtre de Kalman appliqué au suivi d'instruments

La détection d'un instrument chirurgical présentée dans la section 2.3.2 est basée sur les propriétés géométriques de l'ellipse approximant chaque contour correspondant à une

région candidate pour décrire un instrument dans l'image. L'identification de cet instrument est réalisée en recherchant ses bords dans chacune des régions. Nous choisissons d'utiliser ces informations géométriques pour construire le vecteur d'état du filtre de Kalman associé, pour chaque instrument identifié. Ainsi, à partir des équations 2.28, 2.33 et 2.30, le vecteur d'état initial pour un instrument détecté est défini par :

$$\mathbf{x}_0 = [x_{c_0} \ y_{c_0} \ v_{x_0} \ v_{y_0} \ W_0 \ H_0 \ \Theta_0]^T \quad (2.43)$$

où x_{c_0} , y_{c_0} sont les coordonnées dans l'image du centre de gravité de l'ellipse approximant le contour de l'instrument détecté, W_0 , H_0 sont respectivement les axes principaux correspondant à la longueur et à la largeur de l'ellipse, Θ_0 représente l'orientation de l'ellipse et v_{x_0} , v_{y_0} sont respectivement les vitesses de l'objet selon les axes x et y de l'image estimé à partir de x_{c_0} et y_{c_0} .

La matrice de covariance initiale \mathbf{P}_0 pour le vecteur d'état initial défini en 2.43 est choisie comme étant une matrice identité $\mathbf{I}_{7 \times 7}$.

Nous supposons que le temps d'échantillonnage Δt de notre système est suffisamment petit pour considérer que le mouvement d'un instrument entre deux images est linéaire à vitesse constante. Ainsi, à partir du modèle dynamique 2.38, le vecteur d'état prédit perturbé par un bruit gaussien \mathbf{V}_k sous forme matricielle est donné par :

$$\mathbf{x}_{k+1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \Delta t & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \Delta t & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \mathbf{x}_k + \mathbf{V}_{k7 \times 1} \quad (2.44)$$

Nous définissons également le vecteur de mesure qui ne prend en compte que les composantes géométriques du vecteur d'état, de la façon suivante :

$$\mathbf{z}_k = [x_c \ y_c \ W \ H \ \Theta]^T \quad (2.45)$$

où x_c , y_c est le centre de gravité de l'ellipse approximant le contour de l'objet détecté et W , H , Θ sont respectivement les axes principaux et l'orientation de l'ellipse. À partir du modèle d'observation de l'équation 2.38, le vecteur de mesure d'un objet perturbé par du bruit gaussien \mathbf{W}_k est donné sous sa forme matricielle par :

$$\mathbf{z}_k = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \mathbf{W}_{k5 \times 1} \quad (2.46)$$

À partir de la prédiction donnée par le filtre de Kalman (boîte englobante orientée), nous définissons une région d'intérêt (boîte englobante droite), illustrée dans la figure

2.19), dans laquelle l'instrument sera recherché dans l'image binaire. La restriction de la recherche de l'instrument dans une région d'intérêt plutôt que dans l'ensemble de l'image, nous permet d'améliorer la robustesse du suivi en éliminant les fausses détections possibles dans le reste de l'image.

La première étape de l'algorithme de détection (partie - B -) est ensuite de nouveau appliquée uniquement dans cette zone de recherche pour détecter l'instrument. Les vecteurs de mesure \mathbf{z}_{k+1}^i de chaque instrument candidat restant sont ensuite construits pour déterminer le degré de similarité avec les composantes géométriques du vecteur d'état prédit $\hat{\mathbf{z}}_{k+1|k}$ (équivalent à $\hat{\mathbf{z}}_{k+1|k} = \mathbf{H}_k \hat{\mathbf{x}}_{k+1|k}$). Pour calculer la similarité entre deux vecteurs, nous utilisons la mesure cosinus. La mesure cosinus ou la similarité cosinus consiste comme son nom l'indique à déterminer le cosinus de l'angle Φ entre deux vecteurs pour décrire leur degré de ressemblance. Elle est définie par :

$$S_i = \cos(\Phi_i) = \frac{\mathbf{z}_{k+1}^i \hat{\mathbf{z}}_{k+1|k}}{\|\mathbf{z}_{k+1}^i\| \|\hat{\mathbf{z}}_{k+1|k}\|} \quad \text{avec } S_i \in [-1, 1] \quad (2.47)$$

où S_i est le coefficient décrivant le degré de similarité entre le vecteur de mesure \mathbf{z}_{k+1}^i associé à l'objet i et les composantes géométriques du vecteur d'état prédit $\hat{\mathbf{z}}_{k+1|k}$. L'objet i est considéré comme identique à la prédiction du Kalman si $S_i = 1$ (vecteurs colinéaires). Ce coefficient peut être normalisé de la façon suivante :

$$\hat{S}_i = 1 - \frac{2 \arccos(S_i)}{\pi} \quad \text{avec } \hat{S}_i \in [0, 1] \quad (2.48)$$

De cette dernière équation, les objets de l'image ayant une similarité d'au moins 80% de l'état prédit sont conservés. Dans la majorité des cas, cette dernière opération suffit à discriminer l'ensemble des objets de celui correspondant à l'instrument. Cependant plusieurs objets d'une même région d'intérêt peuvent répondre aux critères discriminants précédemment définis.

La seconde étape de détection qui consiste à identifier les bords d'un instrument dans une image présentée dans la partie - C - est ensuite appliquée. Une fois les bords de l'instrument identifiés dans l'image, les propriétés géométriques de l'ellipse approximant le contour associé sont utilisées pour l'étape de mise à jour du filtre de Kalman. Si la segmentation n'a pas fonctionné ou qu'aucun bord n'est trouvé (croisement d'instruments, résidus sur l'instrument, occultation), les bords de l'instrument sont recherchés directement à partir des informations issues du vecteur d'état prédit par le filtre de Kalman. La mise à jour sera alors effectuée à partir du vecteur d'état prédit. Dans le cas de plusieurs échecs de détection successifs, l'algorithme est réinitialisé à la phase de détection dans toute l'image.

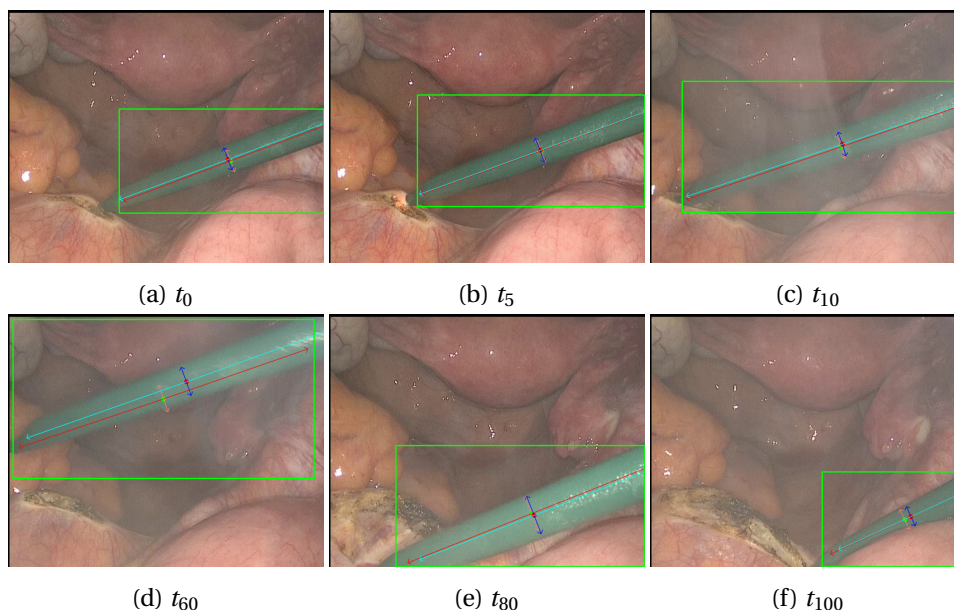


FIGURE 2.19. – **Suivi d'un instrument dans une séquence d'images avec le filtre de Kalman** (a), (b), (c), (d), (e) et (f) Images extraites d'une chirurgie laparoscopique à des intervalles de temps différents. Dans les images, la boîte verte représente la zone de recherche de l'instrument, les axes et le centre de l'ellipse prédite par le filtre de Kalman sont en rouge et les axes et le centre de l'ellipse approximant le contour de l'instrument sont en vert.

2.3.4 Estimation de la pose 3D d'un instrument

Cette section reprend une partie des travaux de thèse de Wolf [2013]. Elle consiste en la détermination de la pose tridimensionnelle d'un instrument, à partir de ses informations dans l'image, de son modèle et des paramètres intrinsèques de la caméra.

Les deux bords d'un instrument identifiés définissent deux plans tangents Σ_i dans l'espace, passant par le centre optique de la caméra C (voir figure 2.20a). Ces deux plans peuvent être construits en connaissant deux points p_{i1} et p_{i2} dans l'image de chaque bord de l'instrument et le modèle de la caméra. Ils sont exprimés à partir d'un couple (C, \mathbf{n}_i) , où \mathbf{n}_i est la normale au plan Σ_i définie par :

$$\mathbf{n}_i = \frac{\overrightarrow{Cp_{i1}} + \overrightarrow{Cp_{i2}}}{\|\overrightarrow{Cp_{i1}} + \overrightarrow{Cp_{i2}}\|} \quad (2.49)$$

où $\overrightarrow{Cp_{ij}}$ est la droite correspondant à la projection inverse du point p_{ij} passant par le centre optique de la caméra et coupant le plan image au point p_{ij} de coordonnées (x, y) . Son vecteur directeur \mathbf{X} est déterminé de la façon suivante :

$$\mathbf{X} = \mathbf{n}_u \wedge \mathbf{n}_v \quad (2.50)$$

avec $\begin{cases} \mathbf{n}_u = \mathbf{K}_1^T - x\mathbf{K}_3^T \\ \mathbf{n}_v = \mathbf{K}_2^T - y\mathbf{K}_3^T \end{cases}$ où \mathbf{K}_i est la $i^{\text{ème}}$ ligne du modèle de la caméra \mathbf{K} définie en 2.7.

L'intersection de ces deux plans est une droite $\mathbf{D} : (\mathbf{C}, \mathbf{e}_1)$ parallèle à l'axe central de l'instrument passant par le centre optique de la caméra avec son vecteur directeur normalisé $\mathbf{e}_1 = \frac{\mathbf{n}_1 \wedge \mathbf{n}_2}{\|\mathbf{n}_1 \wedge \mathbf{n}_2\|}$. Cette droite définit la direction de l'axe central de l'instrument dans l'espace. Pour décrire complètement l'orientation de l'instrument dans l'espace, il est nécessaire de connaître un point de passage \mathbf{P} de l'axe principal de l'instrument. Pour cela, l'instrument est, dans un premier temps, modélisé comme étant un cylindre de rayon ρ , illustré, dans la figure 2.20b. Ensuite, dans le plan perpendiculaire de l'axe de l'instrument passant par le centre optique de la caméra, le point de passage peut être calculé en respectant la condition suivante :

$$\lambda \mathbf{m}_1 - \rho \mathbf{n}_1 = \lambda \mathbf{m}_2 + \rho \mathbf{n}_2 \quad (2.51)$$

où $\mathbf{m}_i = \mathbf{e}_1 \wedge \mathbf{n}_i$ et λ est la distance du centre optique aux points tangents \mathbf{S}_i . Enfin, à partir de l'équation 2.51, λ peut être déterminé permettant ainsi de connaître la position de l'axe central de l'instrument au point \mathbf{P} de la façon suivante :

$$\vec{\mathbf{C}}\mathbf{P} = \lambda \mathbf{m}_1 - \rho \mathbf{n}_1 = \rho \frac{\|\mathbf{n}_1 + \mathbf{n}_2\|^2}{(\mathbf{m}_1 - \mathbf{m}_2) \cdot (\mathbf{n}_1 + \mathbf{n}_2)} \mathbf{m}_1 - \rho \mathbf{n}_1 \quad (2.52)$$

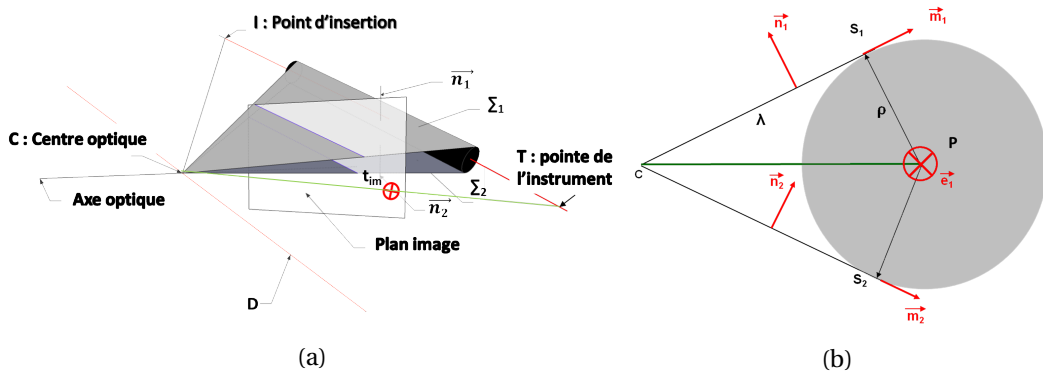


FIGURE 2.20. – **Estimation de la pose d'un instrument dans l'espace** (a) Représentation géométrique d'un instrument dans l'espace (b) Position d'un instrument dans l'espace

Il est alors possible de rechercher la position de la pointe de l'instrument t_{im} dans l'image de Frangi, le long de la projection de son axe central (\mathbf{P}, \mathbf{e}_1).

Nous considérons que la position de la pointe de l'instrument dans l'image correspond au centre du groupe de pixels ayant une valeur en niveau de gris supérieure à la valeur moyenne de tous les pixels de l'axe de recherche. En d'autres termes, nous recherchons l'extrémité du bord de l'instrument dans l'image de Frangi comme illustré dans la figure 2.21b. La position tridimensionnelle de la pointe de l'instrument \mathbf{T} est alors déterminée

en recherchant le point d'intersection entre la droite (P, \mathbf{e}_1) et la droite (C, \mathbf{t}_{im}) correspondant à la projection inverse du point \mathbf{t}_{im} .

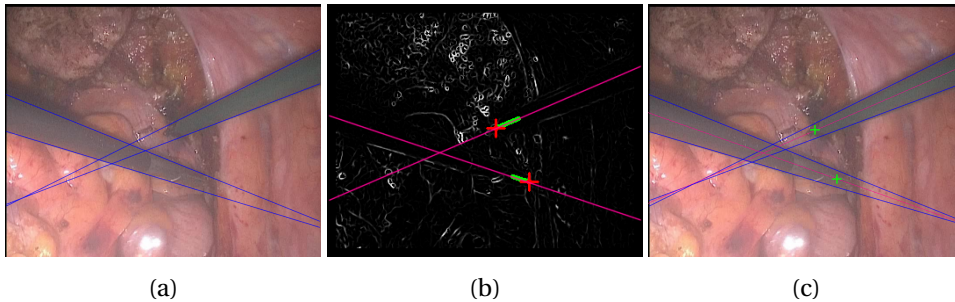


FIGURE 2.21. – **Exemple de détection de la pointe d'un instrument** (a) Bords de l'instrument détectés (b) Détection de la pointe de l'instrument (en vert) le long de la projection de l'axe central de l'instrument (en rouge) (c) Détection finale de l'instrument dans l'image

Remarque

Pour calculer la pose 3D de l'instrument, nous avons repris l'approche présentée dans [Wolf, 2013]. Ces travaux reposent sur l'utilisation de la contrainte du point d'insertion. Pour déterminer ce point, un calibrage initial basé sur une méthode de pivot est réalisé en début d'intervention. Cette étape supplémentaire peut rapidement devenir fastidieuse lors de l'utilisation de plusieurs instruments. Les contraintes physiques exercées sur le trocart de l'instrument et les pressions inégales dans la cavité abdominale au cours d'une opération rendent également les approches basées sur l'utilisation d'un point "fixe" délicates. De plus, si l'endoscope est déplacé ou retiré du trocart pour nettoyer la lentille, comme il est courant lors d'une intervention, ce calibrage n'est alors plus valable. De la même façon, si un robot porte-endoscope est utilisé, le point d'insertion peut être recalculé en cas de déplacement de la caméra mais sa précision sera dépendante de celle, du calibrage Hand-Eye (partie 2.2.2) et des modèles de la caméra et du robot. En effet, la variation de la position du point d'insertion entraîne une perte conséquente de précision sur l'estimation de l'orientation de l'instrument. C'est pourquoi, nous proposons ici de ne plus utiliser le point d'insertion comme contrainte, mais uniquement un point de l'axe central, offrant ainsi plus de flexibilité en cas de forts déplacements du point d'insertion de l'instrument. Ceci nous permet également de supprimer la phase de calibrage en début d'opération et de connaître la pose 3D de l'instrument dès la première itération. Le point d'insertion peut néanmoins être intéressant dans un environnement robotisé pour estimer la transformation entre un robot porte-endoscope et un robot porte-instrument. Dans notre algorithme, il peut être calculé en ligne en tâche de fond à partir de l'axe central et du point de passage d'un instrument. Cette approche est traitée dans la partie 3.4.1.

2.4 Développement d'une méthode de suivi de cibles anatomiques à partir de l'image de fluorescence

Dans cette partie, nous nous intéressons à l'information de fluorescence, afin de mettre en évidence des structures pertinentes lors d'une intervention chirurgicale. Cette information visuelle supplémentaire pour le chirurgien l'aidera à déterminer plus précisément les zones à opérer ou à éviter. L'objectif est de fournir des primitives visuelles de la scène chirurgicale pour pouvoir, par la suite, développer des commandes référencées image qui permettront, par exemple, d'éviter des structures à ne pas léser ou de positionner l'endoscope sur une zone à opérer.

Pour cela, il est nécessaire de pouvoir :

- d'une part, identifier et suivre une structure d'intérêt dans l'image de fluorescence,
- et d'autre part, estimer sa pose 3D dans le référentiel de la caméra.

Nous proposons un algorithme simple basé sur le traitement de l'image de fluorescence permettant d'identifier et de suivre le canal cystique, lors d'une opération de cholécystectomie.

Le principe de cet algorithme de détection consiste en :

- une recherche des régions correspondant potentiellement au canal cystique,
- une identification grâce à des critères de forme et de répartition des niveaux d'intensité.

Pour le suivi d'une cible de fluorescence, nous adoptons un filtre de Kalman pour prédire le mouvement du canal cystique dans une séquence d'images et définir une zone de recherche. Les informations issues de la méthode de localisation couplées aux informations de pose du robot portant le dispositif de fluorescence nous permettent, par la suite, d'estimer la pose 3D de la cible par stéréoscopie (deux prises de vue successives de la scène chirurgicale).

2.4.1 Détection du canal cystique dans une image de fluorescence

La figure 2.22 illustre une image prise avec le système bimodal de Fluoptics ainsi que deux autres images extraites de chirurgies de cholécystectomie avec les systèmes d'Olympus et de Novadaq (PinPoint) [Cahill et al., 2011]. Les étapes pour identifier le canal cystique dans l'image de fluorescence sont assez similaires à celles présentées dans la partie traitant de l'identification d'un instrument chirurgical dans l'image laparoscopique. Ainsi, pour extraire les régions de fluorescence susceptibles de correspondre au canal cystique, les images sont dans un premier temps converties en niveau de gris à partir de l'équation 2.21 puis segmentées en appliquant la méthode d'Otsu [1979]. Les images binarisées obtenues figure 2.22 sont alors constituées de deux classes représentant respectivement les régions de fluorescence en blanc et l'arrière-plan en noir.

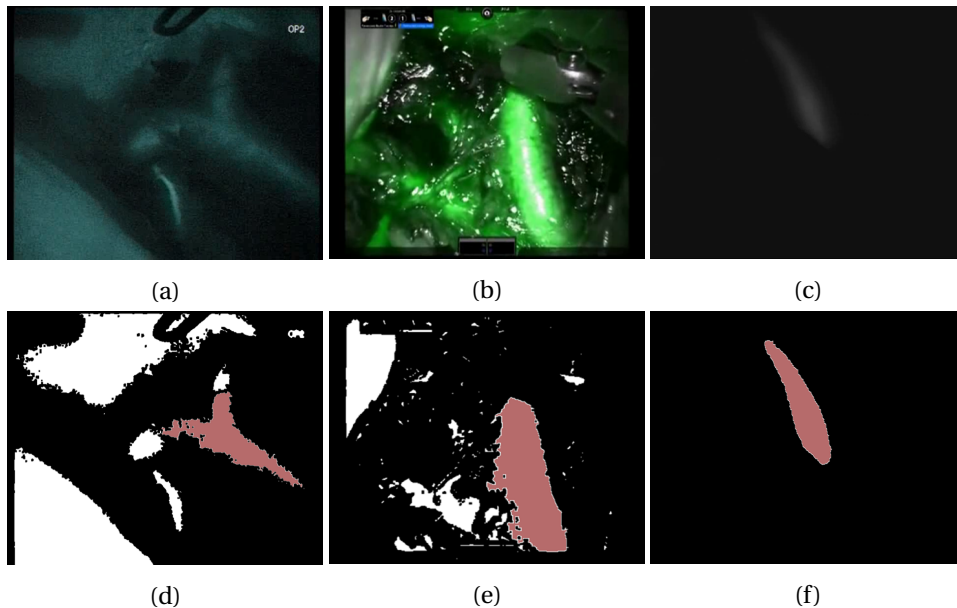


FIGURE 2.22. – **Extraction de régions de fluorescence dans des images de cholécystectomie de différents dispositifs de fluorescence** (a) Image acquise avec le dispositif de fluorescence Olympus (b) Image acquise avec le dispositif de fluorescence Novadaq (c) Image acquise avec le dispositif de fluorescence bimodal Fluomis (d), (e) et (f) sont respectivement les images obtenues après segmentation des images (a), (b) et (c).

Dans un second temps, les contours de chaque région de fluorescence dans l'image binaire sont recherchés (figure 2.23) toujours par l'algorithme de [Suzuki and be \[1985\]](#). Suivant la même approche que celle présentée dans la partie 2.3.2, les caractéristiques géométriques des régions de fluorescence sont déterminées par la méthode des moments [[Teague, 1980](#)]. Les objets de petite taille (ayant une aire inférieure à 50 pixels) correspondant au bruit dans l'image sont alors écartés du reste de l'algorithme de détection du canal cystique.

À présent, nous avons plusieurs objets candidats pouvant correspondre au canal cystique ainsi que leurs caractéristiques géométriques. Dans les images de fluorescence, le canal cystique apparaît généralement avec une forte intensité et de forme relativement ovale et allongée. De cette observation, la première approche envisagée pour identifier le canal cystique dans l'image était basée sur des critères de forme et de répartition des niveaux de gris. Parmi ces critères, le facteur d'excentricité de l'ellipse approximant le contour ainsi que le facteur d'asymétrie de l'histogramme associé (forte probabilité qu'il y ait un pic de fluorescence sur la région correspondant au canal cystique) étaient les plus représentatifs pour décrire le canal cystique. Cependant la forme du canal cystique et l'intensité de la fluorescence évoluent au cours d'une opération. De plus, la variation anatomique inter-patient des voies biliaires (partie 1.5.2) rend également délicate

la définition d'une stratégie pour l'extraction précise du canal cystique dans l'image de fluorescence.

Nous avons donc choisi une approche semi-automatique comme point d'entrée de notre algorithme de détection du canal cystique. Ainsi, cette étape initiale (illustrée dans la figure 2.23) peut être réalisée par le chirurgien en sélectionnant parmi les contours de l'image celui correspondant au canal cystique via la méthode de suivi d'instruments (pointage) ou par simple clic de souris (moins adapté à la pratique clinique).

Les informations relatives à la forme et à la répartition des intensités des pixels de l'objet (figure 2.23) associé à cette identification sont ensuite enregistrées. Ces caractéristiques seront utiles pour identifier le canal cystique dans l'image suivante et permettre ainsi de le suivre dans une séquence d'images.

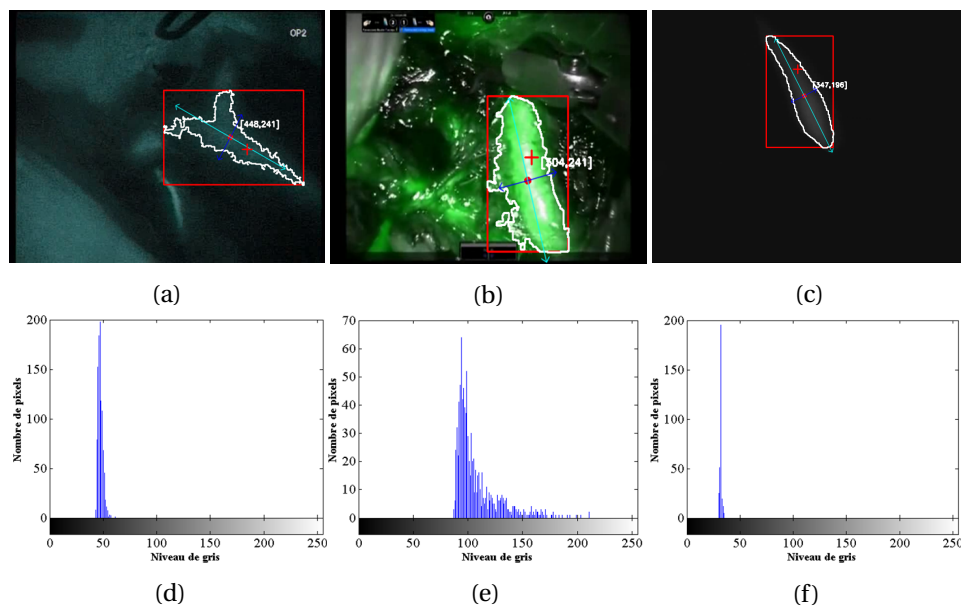


FIGURE 2.23. – **Détection du canal cystique dans des images de fluorescence d'une cholécystectomie** (a), (b) et (c) dans les images, la croix rouge représente la position identifiée par l'opérateur, le cadre rouge est la boîte englobante du contour, le point rouge est le centre de gravité de l'objet, en bleu les axes principaux et en blanc le contour de l'objet. (d), (e) et (f) représentent respectivement les histogrammes des images (a), (b), et (c)

Pour décrire les caractéristiques de la forme du canal cystique, nous utilisons les sept moments de Hu [1962]. Ces moments, calculés à partir des moments centrés normalisés, sont invariants aux rotations, translations et changements d'échelle. Les moments centrés normalisés sont obtenus à partir des moments centrés définis dans l'équation 2.29 de la façon suivante :

$$\eta_{ij} = \frac{\mu_{ij}}{\mu_{00}^{1+\frac{i+j}{2}}} \quad \text{avec } i + j \geq 2 \quad (2.53)$$

De cette dernière équation, les sept moments invariants de Hu sont obtenus par :

$$\begin{aligned}
 \Phi_1 &= \eta_{20} + \eta_{02} \\
 \Phi_2 &= (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + 4\eta_{11}^2 \\
 \Phi_3 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2 + (3\eta_{21} - \eta_{03})^2 \\
 \Phi_4 &= (\eta_{30} + \eta_{12})^2 + (\eta_{21} + \eta_{03})^2 \\
 \Phi_5 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
 &\quad + (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
 \Phi_6 &= (\eta_{20} - \eta_{02})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] + 4\eta_{11}(\eta_{30} + \eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03}) \\
 \Phi_7 &= (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + 3\eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
 &\quad - (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2]
 \end{aligned} \tag{2.54}$$

Pour décrire la distribution des intensités des pixels d'un objet dans l'image, l'histogramme de niveau de gris est ensuite calculé. Cet histogramme est défini par :

$$\mathbf{h}(g) = N_g \quad \text{avec } g \in [0, 255] \tag{2.55}$$

où $\mathbf{h}(g)$ est une fonction qui a pour valeur, pour chaque niveau d'intensité g , le nombre de pixels de l'objet N_g ayant un niveau d'intensité égal à g .

Enfin, les coordonnées dans l'image du centre x_c, y_c et des bornes x_{min}, y_{min} , et x_{max}, y_{max} de la boîte englobant le contour de l'objet (illustrée en rouge dans la figure 2.23) sont déterminées. Ces informations géométriques sont utilisées dans notre algorithme de suivi pour définir une zone de recherche du canal cystique.

2.4.2 Suivi du canal cystique

La stratégie adoptée pour suivre le canal cystique au cours d'une intervention, est d'utiliser un filtre de Kalman [1960]. Ce filtre nous permet de prédire la région d'intérêt où rechercher le canal cystique dans l'image de fluorescence courante à partir de sa détection dans l'image précédente. Pour construire le vecteur d'état du filtre de Kalman, nous avons choisi d'utiliser les coordonnées du centre de la boîte englobant le canal cystique et ses dimensions w, h dans l'image. Ainsi, le vecteur d'état initial du filtre de Kalman est défini par :

$$\mathbf{x}_0 = [x_{c_0} \ y_{c_0} \ v_{x_0} \ v_{y_0} \ w_0 \ h_0]^T \tag{2.56}$$

où v_{x_0}, v_{y_0} sont respectivement les vitesses de l'objet selon les axes x et y de l'image. La matrice de covariance initiale associée \mathbf{P}_0 est choisie comme une matrice identité de dimension 6×6 .

Le vecteur de mesure est ici défini à partir des composantes géométriques du vecteur d'état par :

$$\mathbf{z}_k = [x_c \ y_c \ w \ h]^T \tag{2.57}$$

où x_c, y_c est le centre de de la boîte englobant le contour de l'objet détecté et w, h sont respectivement les dimensions de la boîte englobante.

À partir de la boîte englobante prédite par le filtre de Kalman (illustré 2.24), nous définissons une région d'intérêt centrée sur cette prédiction dans laquelle le canal cystique sera recherché. Les bornes de cette région sont données par :

$$\begin{cases} x_{b_{min}} = x_{c_{k+1}} - \frac{w_{k+1}}{2} - \sigma_x \\ y_{b_{min}} = y_{c_{k+1}} - \frac{h_{k+1}}{2} - \sigma_y \\ x_{b_{max}} = x_{c_{k+1}} + \frac{w_{k+1}}{2} + \sigma_x \\ y_{b_{max}} = y_{c_{k+1}} + \frac{h_{k+1}}{2} + \sigma_y \end{cases} \quad (2.58)$$

où $x_{b_{min}}$, $y_{b_{min}}$ et $x_{b_{max}}$, $y_{b_{max}}$ sont respectivement les coins inférieur gauche et supérieur droit de la région d'intérêt, $x_{c_{k+1}}$, $y_{c_{k+1}}$ représentent les coordonnées dans l'image du centre de la boîte prédite par le filtre de Kalman, w_{k+1} , h_{k+1} sont les dimensions prédites de la boîte englobante et σ_x , σ_y correspondent aux mouvements selon les axes x et y de l'image du centre de la boîte entre la mesure dans l'image précédente et la prédiction. Les étapes de segmentation et de recherche de contours dans l'image décrites dans la partie 2.4.1 sont par la suite appliquées uniquement dans cette région d'intérêt. L'histogramme et les moments de Hu de chaque objet présent dans la région de recherche sont ensuite calculés.

À partir des informations issues de la détection dans l'image précédente, plusieurs critères de similarité sont définis pour identifier parmi les objets lequel correspond au canal cystique. Ainsi, pour évaluer la similarité entre deux histogrammes normalisés, nous utilisons la distance de [Bhattacharyya \[1946\]](#). Cette distance est définie par :

$$d_{b_j}(\mathbf{h}_r, \mathbf{h}_j) = \sqrt{1 - \frac{1}{\sqrt{\bar{h}_r \bar{h}_j} n^2} \sum_{g=0}^{255} \sqrt{h_r(g) h_j(g)}} \quad \text{avec } \bar{h}_k = \frac{1}{n} \sum_{g=0}^{255} h_k(g), \quad (2.59)$$

$$n = 256$$

où \mathbf{h}_r est l'histogramme de référence associé à l'objet détecté dans l'image précédente, \mathbf{h}_j est l'histogramme associé à l'objet j . Deux histogrammes sont considérés comme identiques si cette distance est nulle.

Pour déterminer la ressemblance de la forme de deux contours décrivant des objets dans l'image, nous utilisons la mesure de similarité définie par :

$$d_{h_j}(\mathbf{c}_r, \mathbf{c}_j) = \sum_{i=1}^7 \left| \frac{1}{m_i^{c_r}} - \frac{1}{m_i^{c_j}} \right| \quad (2.60)$$

où \mathbf{c}_r est le contour de référence de l'objet détecté dans l'image précédente, \mathbf{c}_j est le contour associé à l'objet j , $m_i^{c_j} = \text{sign}(\Phi_i^{c_j}) \log|\Phi_i^{c_j}|$ et $\Phi_i^{c_j}$ sont les moments invariants de Hu du contour j . La mesure de similarité est nulle pour deux objets de forme identique. Les boîtes englobantes des objets contenues dans la région de recherche sont ensuite calculées pour construire les vecteurs de mesure. Ces vecteurs sont comparés aux composantes géométriques du vecteur d'état prédit par le filtre de Kalman en utilisant la mesure cosinus définie dans l'équation 2.48.

Enfin, pour identifier le canal cystique les informations de similarité issues des équations 2.59, 2.60 sont combinées. Cette combinaison est donnée par la relation suivante :

$$D_j = w_b d_{b_j} + w_h d_{h_j} \quad (2.61)$$

où $w_i \in [0, 1]$ sont des coefficients de pondération.

La valeur de D_j indiquera donc la probabilité qu'un objet a pour décrire le canal cystique dans l'image. Le choix des valeurs pour les coefficients de pondération est présenté dans la partie 4.2.3. Si la similarité (définie par la mesure cosinus) de cet objet est d'au moins à 80%, les informations géométriques de sa boîte englobante sont utilisées pour l'étape de mise à jour du filtre de Kalman. Si tous les objets contenus dans la zone de recherche ont une valeur pour D_j supérieure à un certain seuil, nous considérons que la détection du canal cystique a échoué. La mise à jour du filtre de Kalman sera alors réalisée à partir du vecteur d'état prédit. Dans le cas de la perte du canal cystique (plusieurs fausses détections successives), l'algorithme de détection s'arrête en attendant une nouvelle identification par l'opérateur.

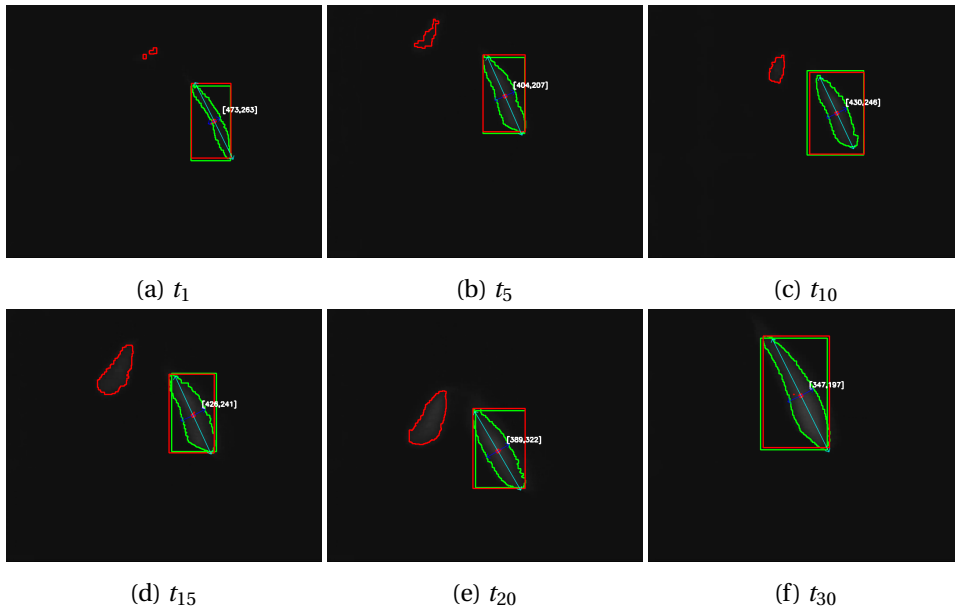


FIGURE 2.24. – Suivi du canal cystique avec le filtre de Kalman dans l'image de fluorescence Images de fluorescence extraites d'un essai avec le système Fluor-Mis à des intervalles de temps différents. Dans les images, le rectangle vert représente la boîte prédite par le filtre de Kalman et le rectangle rouge correspond à la boîte englobant le contour décrivant le canal cystique dans l'image.

2.4.3 Estimation de la pose 3D d'une cible anatomique dans l'image de fluorescence

L'objectif à présent est de pouvoir estimer la pose tridimensionnelle du canal cystique dans le référentiel de la caméra de fluorescence. Ne disposant pas à l'heure actuelle de l'endoscope stéréoscopique bimodal (laparoscopique/fluorescence) du projet FluoRoMIS, nous proposons ici démontrer la faisabilité dans l'estimation de la position 3D d'une cible fluorescente en combinant les informations de l'algorithme de détection et de positionnement du robot portant le dispositif bimodal de Fluoptics. Le principe est de prendre deux prises de vue de la scène chirurgicale pour deux positions successives du robot porte-endoscope. L'estimation de la position 3D d'une cible de fluorescence, à partir des deux images prises pour deux positions du robot est alors similaire à un problème stéréoscopique. Nous faisons ici l'hypothèse qu'entre deux prises de vue successives, la scène chirurgicale reste immobile, ce qui bien évidemment dans la réalité n'est pas le cas. Pour effectuer l'analogie avec un système stéréoscopique classique, nous noterons par la suite, caméra 1 (gauche) et caméra 2 (droite) l'endoscope pour les positions 1 et 2 du robot.

Notre algorithme est composé des étapes suivantes :

- acquisition de deux images pour deux positions de la caméra,
- calcul de la transformation géométrique entre ces deux positions de la caméra,
- rectification de la paire d'images,
- mise en correspondance et estimation de la carte de disparité
- et identification de la position tridimensionnelle d'une cible de fluorescence.

- A - Calcul de la transformation géométrique entre deux positions de la caméra

À partir du modèle du robot défini dans l'annexe B et de la matrice main-œil (partie 2.2.2), la transformation géométrique ${}_{c_1}\mathbf{T}^{c_2}$ entre les positions 1 et 2 de la caméra peut être déterminée par :

$${}_{c_1}\mathbf{T}^{c_2} = {}_{c_1}\mathbf{T}_0^0 \mathbf{T}_0^0 \mathbf{T}^{c_2} \quad \text{avec } {}_0\mathbf{T}^{c_i} = {}_0\mathbf{T}^{EF_i} \mathbf{X} \quad (2.62)$$

où ${}_0\mathbf{T}^{EF_i}$ est la transformation issue du modèle géométrique du robot permettant de connaître la position de l'effecteur dans le repère de référence du robot, \mathbf{X} est la matrice main-œil définissant la transformation rigide entre l'effecteur du robot et la caméra et ${}_0\mathbf{T}^{c_i}$ est la transformation géométrique permettant de connaître la position de la caméra c_i dans le repère de référence du robot.

À partir de l'équation 2.62, les composantes de la transformation géométrique ${}_{c_1}\mathbf{T}^{c_2}$ sont obtenues par :

$$\begin{cases} {}_{c_1}\mathbf{R}^{c_2} = {}_0\mathbf{R}^{c_1^T} {}_0\mathbf{R}^{c_2} \\ {}_{c_1}\mathbf{t}^{c_2} = {}_0\mathbf{R}^{c_1^T} ({}_0\mathbf{t}^{c_2} - {}_0\mathbf{t}^{c_1}) \end{cases} \quad (2.63)$$

où ${}_{c_1}\mathbf{R}^{c_2}$ est la matrice de rotation définissant l'orientation de la caméra 2 dans le repère de la caméra 1 et ${}_{c_1}\mathbf{t}^{c_2}$ est le vecteur de translation correspondant à la position relative de la caméra 2 dans le référentiel de la caméra 1.

- B - Mise en correspondance et estimation de la carte de disparité

Dans notre application, nous utilisons une seule caméra pour des positions successives identiques. Nous pouvons donc considérer que la distance focale f et la base stéréoscopique ou entraxe b sont constantes. L'objectif à présent est d'identifier les points homologues dans une paire d'images rectifiées (partie 2.2.3) par mise en correspondance. Les coordonnées d'un point dans l'espace peuvent alors être déterminées uniquement à partir des coordonnées des projections de ce point sur les plans images des caméras 1 et 2. Cette mise en correspondance (ou appariement) est une étape cruciale dans la vision stéréoscopique pour la reconstruction tridimensionnelle d'une scène observée. Elle permet de construire la carte de disparité qui est une image représentative de la profondeur de chaque objet de la scène observée. Le niveau de gris de chaque pixel de cette image est proportionnel à la disparité dans l'image de référence. Ainsi, plus le niveau de gris d'un pixel est élevé, plus le point 3D correspondant à la projection sur ce pixel sera proche de la caméra comme illustré dans la figure 2.26. Cette carte de disparité est dite dense lorsque l'appariement concerne tous les points de l'image ou éparses lorsqu'il s'agit de prendre en compte que certaines primitives de l'image à partir de descripteurs comme par exemple : de points d'intérêts [Harris and Stephens, 1988], de points de contours [Canny, 1986] ou encore de segments [Hough, 1962].

Un état de l'art sur les différentes techniques d'appariement de primitives dans une paire d'images stéréoscopiques est dressé dans [Scharstein and Szeliski, 2002]. Ces méthodes peuvent être classées selon deux grandes catégories [Brown et al., 2003] : les approches dites globales ou locales.

Les approches globales considèrent l'intégralité des pixels d'une paire d'images en cherchant à estimer une fonction de disparité d qui minimise une fonction coût ou d'énergie globale E_g . Cette fonction est généralement formulée par [Terzopoulos, 1986] :

$$E_g(d) = E_c(d) + \lambda E_l(d) \quad (2.64)$$

où E_c représente un coût d'appariement, λ est un coefficient de pondération et E_l décrit des contraintes de lissage. Ces contraintes sont exprimées en fonction des contraintes choisies pour la mise en correspondance, par exemple : les contraintes géométriques, de continuité de la disparité, d'ordre ou d'unicité.

Ces méthodes fournissent généralement des résultats précis avec une carte de disparité ne comportant que peu d'erreurs. Cependant, elles sont basées sur des méthodes d'optimisation complexes telles que la programmation dynamique [Veksler, 2005], les coupes de graphes [Kolmogorov and Zabih, 2001] ou les approches variationnelles [Slesareva et al., 2005] qui nécessitent un temps de calcul conséquent.

Les approches locales ou de corrélation quant à elles sont basées sur l'analyse de fenêtres de comparaison autour des pixels, à mettre en correspondance dans une paire d'images. Dans ces fenêtres de corrélation ou zones d'agrégation, le coût d'appariement est obtenu à partir de mesures de similarité telles que la somme des écarts quadratiques [Okutomi et al., 2002], la somme des écarts absolus [Hirschmüller, 2001] ou l'intercor-

relation normalisée centrée [Sára, 2002]. Les approches locales sont très utilisées en stéréovision de par leur simplicité et un temps de calcul relativement faible. Cependant, ces méthodes sont très sensibles aux surfaces homogènes, occultations ou variations d'illumination entre la paire d'images et sont susceptibles de donner de faux appariements.

Il existe également d'autres approches dites semi-globales pour la mise en correspondance stéréoscopique. Ces méthodes sont basées sur le même principe que les méthodes globales, mais en n'utilisant ici qu'une sous partie de l'image (lignes ou fenêtres). Une implémentation d'un algorithme de mise en correspondance suivant une approche semi-globale est disponible dans la librairie d'OpenCV. Cet algorithme est basé sur les travaux de Hirschmüller [2008] et utilise une mesure d'intensité [Birchfield and Tomasi, 1999] comme fonction de coût d'appariement.

Pour notre application, nous adoptons une approche locale implémentée dans la librairie OpenCV par Eruhimov [2010], plus rapide que celle précédemment citée. Cette méthode similaire à l'algorithme proposé par Konolige [1998] est basée sur une mise en correspondance par blocs⁸ pour construire une carte de disparité dense à partir d'une paire d'images rectifiées.

Le principe consiste à créer tout d'abord une zone d'agrégation fixe centrée autour d'un point p_1 à appairer de coordonnées (x, y) dans l'image 1. Une seconde zone d'agrégation de même taille est ensuite définie à la même position dans l'image 2. Pour identifier le correspondant du point p_1 , la seconde zone d'agrégation va parcourir l'image 2 dans une région de recherche prédéfinie le long de la droite épipolaire (comme illustré dans la figure 2.25).

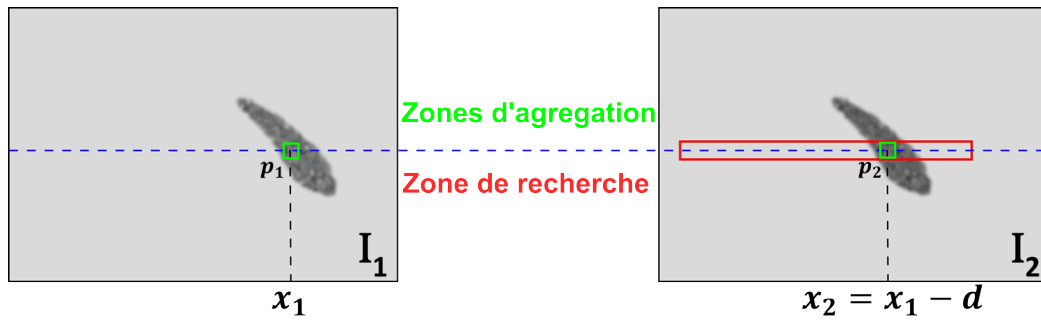


FIGURE 2.25. – Principe de mise en correspondance par corrélation

Un score de corrélation ou coût d'appariement est ensuite calculé pour chaque intervalle de disparité d en comparant les intensités dans les deux zones d'agrégation. Cette comparaison est obtenue par une mesure de similarité en utilisant une somme des écarts absolus (SAD). Cette SAD est définie par :

$$SAD(x, y, d) = \sum_{i=-w}^w \sum_{j=-w}^w |\mathbf{I}_1(x+i, y+j) - \mathbf{I}_2(x-d+i, y+j)| \quad (2.65)$$

8. block matching en anglais

où I_1 et I_2 représentent respectivement les niveaux de gris des images prises pour les positions 1 et 2 du robot, i et j sont les translations horizontales et verticales de la zone d'agrégation de dimension $(2w + 1) \times (2w + 1)$ autour du pixel de coordonnées (x, y) et d correspond au décalage de la zone d'agrégation le long de la droite épipolaire.

Enfin, le point choisi comme correspondant \mathbf{p}_2 dans l'image 2 est caractérisé par le meilleur score de corrélation sur la zone de recherche.

La qualité de la mise en correspondance pour ce type d'approche repose en grande partie sur le choix de la taille de la zone d'agrégation. Dans des régions peu texturées, il est souvent préférable de choisir une zone de grande taille pour contenir suffisamment d'éléments et garantir ainsi un appariement fiable. Mais, il est également nécessaire de choisir une taille suffisamment petite au voisinage des discontinuités afin d'éviter les problèmes liés aux fortes variations de disparité ou aux occultations.

À l'issue de l'étape de mise en correspondance, nous obtenons une image en niveau de gris correspondant à la carte de disparité illustré dans la figure 2.26.

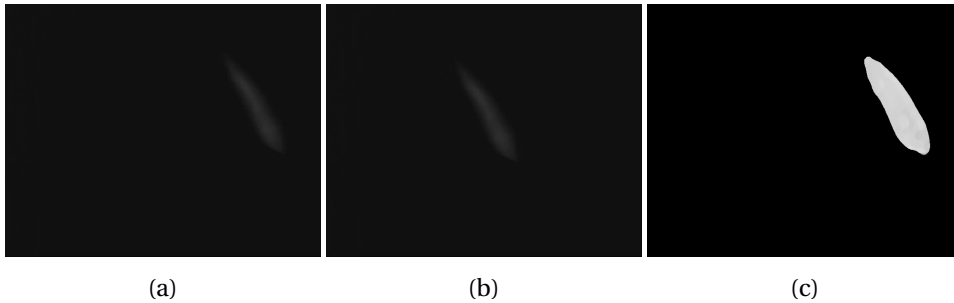


FIGURE 2.26. – **Paire d'images rectifiées de fluorescence et carte de disparité associée**
 (a), (b) Images extraites respectivement pour la première et la seconde position du robot porte-endoscope représentant la canal cystique, (c) Carte de disparité obtenue après la mise en correspondance

À partir de cette carte de disparité, il est possible d'estimer la profondeur Z pour chaque point apparié (équation 2.20). Pour notre système calibré, la position tridimensionnelle d'un point $\mathbf{P}(X, Y, Z, 1)$ associé au point $\mathbf{p}(u, v, 1)$ dans l'image peut alors être déterminée par :

$$\mathbf{P} = Z\mathbf{K}^{-1}\mathbf{p} \quad (2.66)$$

où \mathbf{K} est la matrice des paramètres intrinsèques de la caméra.

- C - Identification de la position tridimensionnelle d'une cible de fluorescence

Les informations fournies par les algorithmes de détection et de suivi du canal cystique présentés dans les parties 2.4.1, 2.4.2, nous permettent de prendre en compte dans la carte de disparité uniquement les points identifiés correspondant au canal cystique (illustré dans la figure 2.27a).

À partir des coordonnées de ces points et de la valeur de disparité associée, un nuage de points 3D correspondant au canal cystique est ensuite construit (figure 2.27c). Les bornes et le centroïde du nuage de points sont ensuite recherchés pour créer une zone de confiance représentée par un cylindre rouge dans la figure 2.27c autour du canal cystique.

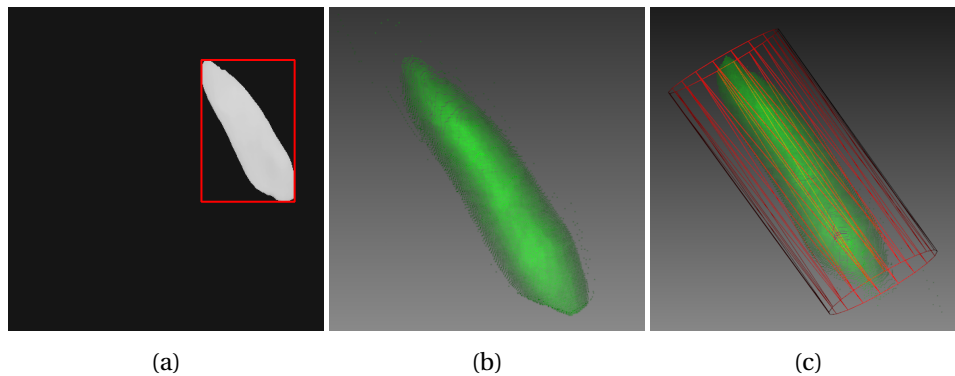


FIGURE 2.27. – **Estimation tridimensionnelle du canal cystique avec le système FluoMis** (a) Identification du canal cystique dans la carte de disparité, (b) Nuage de points 3D correspondant au canal cystique, (c) Définition d'un cylindre centré sur le canal cystique

2.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté deux méthodes permettant d'extraire des informations visuelles dans deux modalités d'imagerie endoscopiques (laparoscopique et de fluorescence). La première approche est consacrée à la localisation et au suivi d'instruments chirurgicaux dans des images laparoscopiques. Le principe repose sur l'extraction des régions contenant des instruments dans l'image, puis sur la recherche de leurs bords. Les positions et orientations tridimensionnelles des instruments sont ensuite obtenues à partir de cette détection, des paramètres intrinsèques de la caméra et du modèle d'un instrument.

La seconde approche a consisté en l'identification et le suivi de cibles anatomiques et plus particulièrement du canal cystique (cible du projet FluoRoMIS) dans des images de fluorescence. À partir d'une identification initiale "grossière" par l'opérateur, la localisation du canal cystique est effectuée à l'aide de critères de forme et de répartition des intensités. Connaissant les modèles de la caméra et du robot, l'estimation tridimensionnelle de la position d'une cible de fluorescence est ensuite obtenue par la mise en correspondance par corrélation de deux images extraites pour deux positions successives du robot porte-endoscope.

Le suivi des instruments chirurgicaux et de cibles anatomiques de fluorescence est réalisé via un filtre de Kalman. Les évaluations de ces deux méthodes sont présentées dans les parties 4.2.2 et 4.2.3.

CHAPITRE 3

CONTRÔLE DE ROBOTS PORTE-ENDOSCOPE ET PORTE-INSTRUMENT PAR ASSERVISSEMENT VISUEL

Sommaire

3.1	Introduction	108
3.2	Modélisation d'une loi de commande en asservissement visuel	108
3.3	Asservissement visuel d'un robot porte-endoscope	111
3.3.1	Choix d'un asservissement visuel pour un robot porte-endoscope ViKY	111
3.3.2	Mise en œuvre d'un asservissement visuel pour un robot porte-endoscope ViKY	112
3.4	Asservissement visuel d'un robot porte-instrument	114
3.4.1	Calibrage entre des robots porte-endoscope et porte-instrument	115
3.4.2	Mise en œuvre d'un asservissement visuel pour un robot porte-instrument ViKY	120
3.5	Conclusion	123

3.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'élaboration de lois de commande par asservissement visuel pour des robots porte-endoscope et porte-instrument.

L'objectif est de pouvoir contrôler ces robots en exploitant l'information visuelle bimodale (visible/fluorescence) extraite des méthodes présentées dans le chapitre précédent. Dans ce chapitre, les notions de base d'un asservissement visuel sont rappelées dans la première partie.

La seconde partie est consacrée au contrôle du robot porte-endoscope ViKY par asservissement visuel. Dans la dernière partie, la mise en œuvre d'une loi de commande pour contrôler un robot porte-instrument par asservissement visuel est présentée.

3.2 Modélisation d'une loi de commande en asservissement visuel

Dans cette partie, nous rappelons les notions de base de l'asservissement visuel dans le cadre d'une commande cinématique. Pour plus d'informations, des tutoriaux complets sur les techniques d'asservissement visuel ont été proposés par [Chaumette and Hutchinson, 2006, 2007].

L'asservissement visuel est une commande référencée capteur, permettant de contrôler le déplacement d'un système robotique en fonction des informations issues d'un ou plusieurs capteurs de vision. Ces capteurs peuvent fournir des informations de type bidimensionnel ou tridimensionnel. Dans le cas bidimensionnel, ces informations peuvent provenir de dispositifs d'imagerie tels qu'une caméra endoscopique, un fluoroscope ou encore un échographe 2D. Les informations visuelles tridimensionnelles peuvent quant à elles être fournies par des imageurs IRM, TDM ou échographique 3D.

Dans le cadre d'un asservissement visuel, deux situations classiques du capteur visuel sont rencontrées : les configurations du capteur embarqué¹ et du capteur déporté².

Dans la configuration du capteur embarqué, le capteur visuel est solidaire du robot généralement de l'effecteur et visualise l'espace de travail. Les tâches associées pour ce type de configuration sont généralement le positionnement du dispositif (par exemple : une caméra endoscopique) sur une zone d'intérêt ou la poursuite d'une cible mobile.

Dans la configuration du capteur déporté, le capteur visuel n'est pas solidaire du robot mais positionné à l'extérieur (par exemple : monté sur un autre robot) et visualise une partie de l'espace de travail et du robot à asservir. Cette configuration est généralement utilisée pour réaliser des tâches de manipulation d'objets ou de navigation dans un environnement de travail (par exemple : un instrument chirurgical).

Une loi de commande en asservissement visuel consiste à contrôler le mouvement d'un robot à partir d'informations ou de primitives visuelles $s(\mathbf{r}(\mathbf{q}, t))$ pour atteindre une po-

1. eye-in-hand en anglais

2. eye-to-hand en anglais

sition désirée \mathbf{s}^* pouvant être constante ou variable en fonction du temps. Le principe de cette loi de commande repose alors sur la régulation vers zéro d'un vecteur d'erreur $\mathbf{e}(\mathbf{q}, t)$. Cette tâche robotique peut être décrite en utilisant le formalisme de la fonction tâche établi par [Samson et al. \[1991\]](#). Ce formalisme appelé fonction tâche référencée vision dans le cadre de l'asservissement visuel est défini par la relation suivante :

$$\mathbf{e}(\mathbf{q}, t) = \mathbf{C}(\mathbf{s}(\mathbf{r}(\mathbf{q}, t), t) - \mathbf{s}^*(t)) \quad (3.1)$$

où \mathbf{C} représente une matrice de combinaison de dimension $n \times k$. n et k correspondent respectivement au nombre de degrés de liberté à commander du robot et d'informations visuelles. Cette matrice permet de prendre en compte la redondance d'informations. $\mathbf{r}(\mathbf{q}, t)$ dépend des coordonnées articulaires \mathbf{q} du robot et représente la pose du capteur visuel par rapport à la scène observée (capteur embarqué) ou de l'objet (capteur déporté).

Une première étape consiste à définir une matrice d'interaction, également appelée jacobienne image, notée \mathbf{L}_s [[Espiau et al., 1992](#)]. Cette matrice permet de décrire la relation entre les variations des informations visuelles et le mouvement du capteur visuel (capteur embarqué) ou de l'effecteur du robot (capteur déporté) et est définie par :

$$\dot{\mathbf{s}} = \frac{\partial \mathbf{s}}{\partial \mathbf{r}} \dot{\mathbf{r}} = \mathbf{L}_s(\mathbf{s}, Z) \Gamma_c \quad (3.2)$$

où \mathbf{L}_s représente la matrice d'interaction associée aux primitives visuelles \mathbf{s} dépendant de la profondeur de l'objet Z . $\Gamma_c = [\mathbf{V}_c \ \boldsymbol{\Omega}_c]^T$ est le torseur cinématique du capteur visuel, composé d'un vecteur de vitesses linéaires instantanées $\mathbf{V}_c = [v_x \ v_y \ v_z]^T$ et d'un vecteur de vitesses angulaires instantanées $\boldsymbol{\Omega}_c = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$.

L'objectif étant de commander le robot en vitesse, il est nécessaire d'introduire son jacobien défini dans la partie B. Ainsi, selon la configuration du capteur visuel, la relation 3.2 devient [[Chaumette, 2002](#)] :

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{s}} = \mathbf{L}_s(\mathbf{s}, Z) {}_c\mathbf{T}^{\text{EF}} \mathbf{J}_{\text{EF}}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} & \text{configuration capteur embarqué} \\ \dot{\mathbf{s}} = -\mathbf{L}_s(\mathbf{s}, Z) {}_c\mathbf{T}^{\text{EF}} \mathbf{J}_{\text{EF}}(\mathbf{q}) \dot{\mathbf{q}} & \text{configuration capteur déporté} \end{cases} \quad (3.3)$$

où ${}_c\mathbf{T}^{\text{EF}}$ représente la matrice de transformation du torseur cinématique entre le repère du capteur visuel et l'effecteur du robot. Cette matrice est une transformation rigide dans le cas d'une configuration capteur embarqué et peut être construite à partir de la matrice main-œil définie dans la partie 2.2.2. Dans la configuration capteur déporté, cette transformation est variable et doit être estimée en ligne par des techniques de localisation 3D. Si le capteur visuel déporté est fixe, il peut être intéressant de n'exprimer qu'une seule fois cette transformation entre le repère du capteur et le repère de référence du robot (${}_c\mathbf{T}^{\text{EF}} = {}_c\mathbf{T}_0^{\text{EF}}$). Le signe $-$ dans la deuxième expression traduit le changement de configuration du capteur visuel par rapport aux variables de contrôle. \mathbf{J}_{EF} est le jacobien du robot exprimé dans le repère de son effecteur et $\dot{\mathbf{q}}$ correspond aux vitesses des variables articulaires du robot.

Une seconde étape consiste à définir une commande cinématique assurant une décroissance exponentielle de l'erreur donnée par :

$$\dot{\mathbf{e}} = -\lambda \mathbf{e} \quad (3.4)$$

où λ est un gain strictement positif permettant d'ajuster la vitesse de la décroissance. En dérivant la fonction tâche 3.1 pour une matrice de combinaison constante, nous avons :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}(\dot{\mathbf{s}} - \dot{\mathbf{s}}^*) \quad (3.5)$$

À partir des équations 3.2 et 3.5 et en considérant la consigne \mathbf{s}^* constante au cours du temps, nous obtenons l'expression suivante :

$$\dot{\mathbf{e}} = \mathbf{C}\mathbf{L}_s\Gamma_c \quad (3.6)$$

En combinant les équations 3.4 et 3.6, la commande cinématique idéale est déterminée par :

$$\Gamma_c = -\lambda(\mathbf{C}\mathbf{L}_s)^{-1}\mathbf{e} \quad (3.7)$$

En pratique, la matrice d'interaction \mathbf{L}_s est construite à partir de l'estimation des paramètres intrinsèques du capteur visuel et de la profondeur Z . Cette profondeur étant difficilement estimable, il est courant de choisir une approximation \hat{Z} . Nous utilisons donc une estimée de \mathbf{L}_s notée $\hat{\mathbf{L}}_s$. La loi de commande définie en 3.7 devient :

$$\Gamma_c = -\lambda(\mathbf{C}\hat{\mathbf{L}}_s)^{-1}\mathbf{e} \quad (3.8)$$

Une dernière étape consiste à choisir le type de la matrice de combinaison \mathbf{C} en fonction des informations visuelles et des degrés de liberté du robot.

Si le nombre d'informations visuelles k est égal au nombre de degrés de liberté n à commander du robot, la matrice de combinaison \mathbf{C} peut être choisie comme la matrice identité. Dans ce cas, l'équation 3.8 devient :

$$\Gamma_c = -\lambda(\hat{\mathbf{L}}_s)^{-1}\mathbf{e} \quad (3.9)$$

Si $k > n$, la matrice de combinaison peut être choisie comme la pseudo-inverse d'une estimation de la matrice d'interaction exprimée pour la configuration désirée ou comme la matrice identité. Dans ce cas, l'équation 3.8 devient :

$$\begin{aligned} \Gamma_c &= -\lambda(\hat{\mathbf{L}}_s^+_{|\mathbf{s}=\mathbf{s}^*}\hat{\mathbf{L}}_s)^{-1}\mathbf{e} \\ \text{ou} \\ \Gamma_c &= -\lambda\hat{\mathbf{L}}_s^+\mathbf{e} \end{aligned} \quad (3.10)$$

La convergence de l'erreur \mathbf{e} est assurée selon la condition suffisante suivante :

$$\hat{\mathbf{L}}_s^+\mathbf{L}_s > \mathbf{0} \quad (3.11)$$

3.3 Asservissement visuel d'un robot porte-endoscope

Dans cette partie, nous proposons de contrôler le robot porte-endoscope ViKY, à partir de l'extraction des informations visuelles bimodales présentée dans les parties 2.3 et 2.4. L'idée est de confier la manipulation de l'endoscope au dispositif robotisé ViKY, afin de pouvoir assister le chirurgien et de se substituer à l'assistant(e). En effet, l'automatisation du robot porte-endoscope peut être une solution pour répondre aux problèmes liés à la manipulation de l'endoscope par l'assistant du chirurgien au cours d'une opération par voie laparoscopique, mentionnés dans la section 1.1.

Dans le cadre d'une chirurgie laparoscopique assistée par un robot porte-endoscope, les interactions entre le chirurgien et le système robotisé restent assez limitées (via interface vocale ou pédale) et concernent le plus souvent des commandes de "bas niveaux" de type : gauche, droite, haut, bas, zoom avant et zoom arrière. Le chirurgien doit donc décomposer les mouvements du robot par une série d'ordres pour pouvoir le positionner vers une zone d'intérêt.

L'asservissement visuel du robot porte-endoscope permet d'avoir une trajectoire rectiligne et fluide dans l'image endoscopique, tout en laissant le chirurgien concentré sur sa tâche.

Ainsi, il est possible de contrôler les mouvements du robot par asservissement visuel pour, par exemple, garder constamment l'image donnée de l'endoscope centrée sur :

- un ou plusieurs instruments chirurgicaux dans des images laparoscopiques
- ou une cible anatomique dans des images de fluorescence.

3.3.1 Choix d'un asservissement visuel pour un robot porte-endoscope ViKY

Dans notre système, l'endoscope est solidaire de l'effecteur du robot ViKY grâce à une bague de fixation. La caméra endoscopique est quant à elle fixée à l'endoscope par un système de type gripeur. La configuration de notre système illustré est donc de type capteur embarqué.

Le système endoscope/caméra représente les "yeux" du chirurgien lors d'une intervention chirurgicale sous laparoscopie. Ce dernier opère en se représentant mentalement la scène chirurgicale à partir de l'image fournie par ce système.

Notre choix s'est donc orienté vers un asservissement visuel 2D commandé en vitesse du robot ViKY. Cette approche classique privilégiant une trajectoire optimale et fluide dans l'image est robuste aux erreurs de mesures et de calibrage [Chaumette and Hutchinson, 2006]. Le schéma d'une loi de commande type d'un asservissement visuel 2D est illustré dans la figure 3.1.

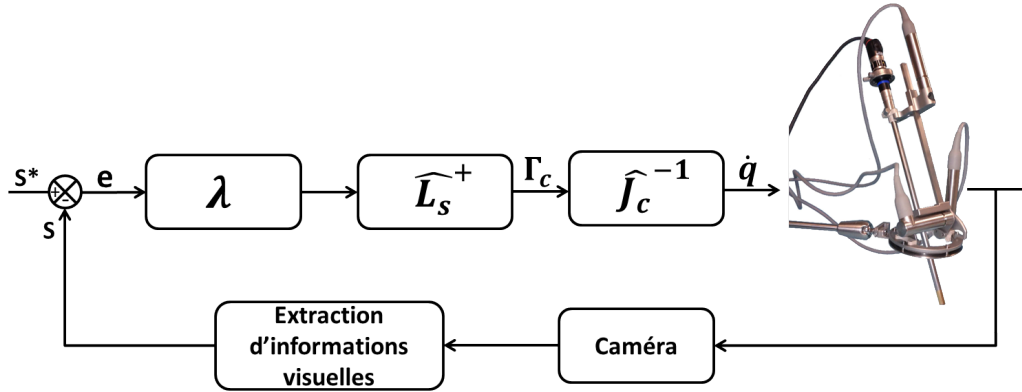


FIGURE 3.1. – Schéma de commande d'un asservissement visuel 2D

3.3.2 Mise en œuvre d'un asservissement visuel pour un robot porte-endoscope ViKY

Le robot porte-endoscope ViKY possède trois degrés de liberté (ddl) : deux rotations positionnent l'endoscope et une translation gère le zoom (figure B.1). Pour commander ce robot, nous considérons uniquement les vitesses (correspondant aux ddl du robot) $[v_z \ \omega_x \ \omega_y]^T$ du torseur cinématique Γ_c de la caméra. Pour réaliser un asservissement visuel 2D de ce robot, il est nécessaire de choisir un nombre d'informations visuelles dans l'image supérieur ou égal au nombre de ses ddl. Ces informations visuelles peuvent correspondre à des primitives de type [Chaumette, 1990] : point, segment, droite, cercle ou encore moments.

⇒ Contrôle des deux rotations du robot ViKY

Si nous considérons le cas le plus simple $k = n = 2$, c'est à dire, sans prendre en compte le zoom du robot, nous n'avons plus que deux ddl à contrôler. Dans ce cas, un seul point de coordonnées (u, v) dans l'image suffit pour réaliser une tâche de suivi de cible par le robot ViKY. Ce point peut, par exemple, être choisi comme étant la pointe d'un instrument chirurgical ou le centre de gravité d'une cible anatomique fluorescente. La matrice d'interaction définie en 3.2 associée à un point dans l'image est la suivante [Chaumette, 1990] :

$$\mathbf{L}_s(x, y, Z) = \begin{bmatrix} -\frac{1}{Z} & 0 & \frac{x}{Z} & xy & -(1+x^2) & y \\ 0 & -\frac{1}{Z} & \frac{y}{Z} & 1+y^2 & -xy & x \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

où $x = (u - u_0) / k_u f$ et $y = (v - v_0) / k_v f$ sont les coordonnées métriques estimées à partir des paramètres intrinsèques de la caméra correspondant aux coordonnées pixelliques (u, v) d'un point dans l'image.

La configuration associée à cette tâche robotique ne nécessitant que le contrôle de deux ddl du robot est de type "pan tilt". Si nous choisissons d'utiliser uniquement les rota-

tions autour des axes X_c et Y_c , la matrice d'interaction (équation 3.12) devient :

$$\mathbf{L}_{\mathbf{s}|\omega_x, \omega_y}(x, y, Z) = \begin{bmatrix} xy & -(1+x^2) \\ 1+y^2 & -xy \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

La loi de commande (équation 3.8) permettant de contrôler le robot pour positionner une primitive visuelle de type point $\mathbf{s} = (x, y)$ au centre l'image $\mathbf{s}^* = (0, 0)$ est exprimée par la relation suivante :

$$\begin{aligned} \Gamma_{\mathbf{c}|\omega_x, \omega_y} &= -\lambda \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|\omega_x, \omega_y}^{-1} (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \\ \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \end{bmatrix}_{R_c} &= -\frac{\lambda}{1+x^2+y^2} \begin{bmatrix} y \\ -x \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.14)$$

Pour cette commande, nous avons choisi une matrice de combinaison $\mathbf{C} = \mathbf{I}_{2 \times 2}$. La consigne des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}^*$ à appliquer au robot (équation 3.3) est définie par la relation suivante :

$$\dot{\mathbf{q}}^* = -\lambda \widehat{\mathbf{J}}_{\mathbf{c}|\omega_x, \omega_y}^{-1} (\mathbf{q}) \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|\omega_x, \omega_y}^{-1} (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \quad (3.15)$$

où $\mathbf{q} = [\theta_1 \ \theta_2]^T$ représente le vecteur des variables articulaires du robot et $\mathbf{J}_{\mathbf{c}}(\mathbf{q})$ correspond au jacobien exprimant la relation entre les vitesses des variables articulaires du robot et le torseur cinématique de la caméra (équation 3.3). $\mathbf{J}_{\mathbf{c}}$ est déterminé de la façon suivante :

$$\mathbf{J}_{\mathbf{c}} = {}_{\mathbf{c}}\mathbf{T}^{\text{EF}} \mathbf{J}_{\text{EF}} \quad \text{avec} \quad \begin{cases} {}_{\mathbf{c}}\mathbf{T}^{\text{EF}} &= \begin{bmatrix} {}_{\mathbf{c}}\mathbf{R}^{\text{EF}} & [{}_{\mathbf{c}}\mathbf{t}^{\text{EF}}]_{\times} {}_{\mathbf{c}}\mathbf{R}^{\text{EF}} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & {}_{\mathbf{c}}\mathbf{R}^{\text{EF}} \end{bmatrix} \\ \mathbf{J}_{\text{EF}} &= \begin{bmatrix} {}_{\text{EF}}\mathbf{R}^0 & \mathbf{0}_{3 \times 3} \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & {}_{\text{EF}}\mathbf{R}^0 \end{bmatrix} \mathbf{J}_0 \end{cases} \quad (3.16)$$

où ${}_{\mathbf{c}}\mathbf{R}^{\text{EF}}$ et ${}_{\mathbf{c}}\mathbf{t}^{\text{EF}}$ représentent respectivement la matrice de rotation et le vecteur de translation entre les repères de la caméra R_c et de l'effecteur du robot R_{EF} . Ils sont déterminés à partir de l'inverse de la matrice main-œil définie dans la partie 2.2.2. L'opérateur $[\cdot]_{\times}$ exprime un produit vectoriel sous la forme matricielle. ${}_{\text{EF}}\mathbf{R}^0$ et ${}_{\text{EF}}\mathbf{t}^0$ correspondent respectivement à la matrice de rotation et au vecteur translation entre le repère de l'effecteur et le référentiel du robot calculé en B.9 et sont obtenus à partir de l'inverse du modèle géométrique direct du robot défini en B.5. \mathbf{J}_0 est le jacobien robot exprimé dans le repère de référence du ViKY. Pour rappel, l'inverse d'une matrice de transformation homogène ${}_{\mathbf{i}}\mathbf{T}^{\mathbf{j}}$ entre les repères R_i et R_j est obtenue par l'expression suivante :

$${}_{\mathbf{j}}\mathbf{T}^{\mathbf{i}} = \begin{bmatrix} {}_{\mathbf{i}}\mathbf{R}^{\mathbf{jT}} & -{}_{\mathbf{i}}\mathbf{R}^{\mathbf{jT}} \mathbf{i}\mathbf{t}^{\mathbf{j}} \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix}$$

⇒ **Prise en compte de la translation du robot ViKY**

À présent, si nous considérons le zoom du robot, il est nécessaire de choisir au moins une information visuelle supplémentaire d'un point dans l'image. Nous choisissons d'utiliser une distance définie par un segment entre deux points $\mathbf{p}_1(x_1, y_1)$ et $\mathbf{p}_2(x_2, y_2)$ dans

l'image. Ce segment pourra correspondre à la largeur d'un instrument chirurgical à son point d'entrée dans l'image ou à la largeur de la boîte englobante d'une cible anatomique fluorescente.

La consigne pour contrôler la translation correspondant au zoom du robot est alors décrite par un correcteur proportionnel de la façon suivante :

$$v_z^* = \lambda_1(d_I^* - d_I) \quad \text{avec} \quad \begin{cases} d_I = \|\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2\| \\ \lambda_1 > 0 \text{ gain du correcteur} \end{cases} \quad (3.17)$$

La loi de commande permettant de contrôler l'ensemble des ddl du robot ViKY pour positionner une primitive visuelle définie par le vecteur $\mathbf{s} = [d_I \ x \ y]^T$ dans une configuration désirée dans l'image $\mathbf{s}^* = [d_I^* \ x^* \ y^*]^T$ est définie par :

$$\Gamma_{\mathbf{c}|v_z} = -\widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|v_z}^{-1} \Lambda (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \quad (3.18)$$

$$\begin{matrix} \omega_x \\ \omega_y \end{matrix}$$

où $\widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}}$ est la matrice d'interaction exprimée à partir des équations 3.13 et 3.17 par :

$$\widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|v_z} = \begin{bmatrix} -1 & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{2 \times 1} & \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|(\omega_x, \omega_y)} \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Λ est la matrice de gain définie par :

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_1 & \mathbf{0}_{1 \times 2} \\ \mathbf{0}_{2 \times 1} & \lambda_2 \mathbf{I}_{2 \times 2} \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

La consigne $\dot{\mathbf{q}}^*$ des vitesses articulaires du robot associée à cette loi de commande est obtenue par :

$$\dot{\mathbf{q}}^* = -\widehat{\mathbf{J}}_{\mathbf{c}|v_z}^{-1}(\mathbf{q}) \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|v_z}^{-1} \Lambda (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \quad (3.21)$$

$$\begin{matrix} \omega_x \\ \omega_y \end{matrix}$$

3.4 Asservissement visuel d'un robot porte-instrument

Dans cette partie, nous nous intéressons à la commande par asservissement visuel d'un robot porte-instrument. Pour pouvoir contrôler le robot porte-instrument à partir d'informations visuelles, un calibrage (partie 3.4.1) permettant de connaître la transformation \mathbf{T} (illustrée figure 3.3) entre les référentiels de la caméra endoscopique et du robot porte-instrument (equation 3.3) est nécessaire. Dans le cadre d'un asservissement visuel, une estimation grossière de cette transformation est souvent suffisante pour assurer la convergence d'un outil vers une cible désirée [Chaumette, 2002].

La navigation automatique d'un instrument chirurgical dans la cavité abdominale comportant bien entendu des risques pour le patient, les lois de commande présentées dans cette partie ont uniquement pour objectifs d'évaluer la précision de ce calibrage et la faisabilité dans le contrôle d'un robot porte-instrument à partir d'informations visuelles dans l'image endoscopique.

Pour cela, nous avons mis en place un environnement robotique basé sur le robot porte-endoscope ViKY. Cet environnement, illustré dans la figure 3.2, est constitué d'un robot ViKY qui porte un endoscope, d'un autre robot ViKY qui joue le rôle d'un porte-instrument et d'un banc d'entraînement à la chirurgie laparoscopique FLS.

À terme, le robot ViKY portant l'instrument sera remplacé par un robot de comanipulation d'Haption illustré dans la figure 3.4. Dans cette configuration, le chirurgien est directement impliqué dans la boucle de contrôle du robot porte-instrument et supervise le geste, n'augmentant pas ainsi le risque vis à vis du patient.

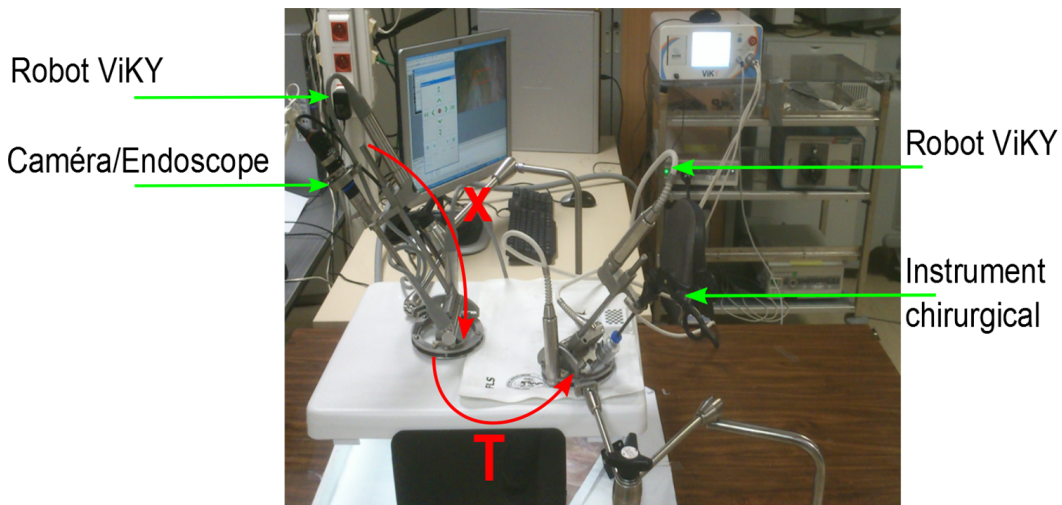


FIGURE 3.2. – Dispositif d'évaluation basé sur deux robots ViKY.

3.4.1 Calibrage entre des robots porte-endoscope et porte-instrument

Nous considérons ici que le robot porte-endoscope ne bouge pas (caméra fixe) et que la caméra endoscopique observe un instrument et la scène chirurgicale. La configuration de notre système est de type capteur déporté. Le calcul de la transformation ${}^c\mathbf{T}^{0I}$ consiste à trouver la rotation ${}^c\mathbf{R}^{0I}$ et la translation ${}^c\mathbf{t}^{0I}$ entre le repère de base du robot porte-instrument R_{0I} et le repère de la caméra R_c . Pour déterminer cette transformation en ligne, nous proposons d'utiliser la connaissance de la position et l'orientation tridimensionnelles d'un instrument chirurgical dans le repère de la caméra (partie 2.3.4) et dans le repère de référence du robot porte-instrument.

Dans le repère de base du robot porte-instrument, l'attitude d'un instrument est déterminée à partir du modèle géométrique direct présenté dans la partie B auquel une translation pure de la longueur de l'instrument d selon l'axe Z_{EFI} est ajoutée. Ainsi, la transformation exprimant la position et l'orientation d'un instrument dans le repère de

base du robot porte-instrument est donnée par :

$${}_{0I}\mathbf{T}^I = {}_{0I}\mathbf{T}_{EFI}^{EFI}\mathbf{T}^I \quad \text{avec } {}_{EFI}\mathbf{T}^I = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.22)$$

où ${}_{0I}\mathbf{T}^I$ représente la transformation géométrique entre le repère de référence du robot porte-instrument R_{0I} et le repère R_I associé à la pointe d'un instrument.

Si nous considérons la position 3D de la pointe d'un instrument, la relation entre le repère de la caméra et le repère de base du robot est définie par :

$$\mathbf{P}_c = {}_c\mathbf{T}^{0I}\mathbf{P}_{0I} = {}_c\mathbf{R}^{0I}\mathbf{P}_{0I} + {}_c\mathbf{t}^{0I} \quad (3.23)$$

où \mathbf{P}_c et \mathbf{P}_{0I} correspondent respectivement à la position de la pointe d'un instrument exprimée dans les repères de la caméra et de base du robot porte-instrument.

La position tridimensionnelle de la pointe d'un instrument \mathbf{P}_c dans le repère de la caméra est déterminée à partir de l'identification des bords et de la pointe de l'instrument dans l'image (partie 2.3.4). L'identification de la pointe de l'instrument basée sur une méthode de traitement d'images peut être sujette à des variations et ne pas correspondre précisément à la pointe réelle de l'instrument. Pour que la détermination de la transformation entre la caméra et le robot soit moins sensible aux variations de la détection de la pointe d'un instrument dans l'image, nous avons préféré utiliser les vecteurs décrivant l'axe central d'un instrument.

Le robot ViKY fixé à la table d'opération par un bras passif se positionne directement sur l'abdomen du patient. Cette configuration nous permet de faire l'hypothèse que le point d'insertion de l'instrument est assez proche du repère de base (centre des rotations) du robot ViKY monté en porte-outil pour les confondre.

Ainsi, la détermination de la transformation entre le repère de référence du robot et le repère de la caméra peut être découplée en :

- une recherche du vecteur de translation ${}_c\mathbf{t}^{0I}$ défini par la position du point d'insertion de l'instrument
- et une recherche de la matrice de rotation ${}_c\mathbf{R}^{0I}$

⇒ **Détermination de la translation ${}_c\mathbf{t}^{0I}$ entre les référentiels de la caméra et du robot porte-instrument ViKY**

À partir des bords identifiés dans l'image d'un instrument modélisé comme un cylindre de dimension connue, il est possible de déterminer la droite tridimensionnelle \mathbf{D} représentant son axe central, grâce aux paramètres intrinsèques de la caméra endoscopique (partie 2.3.4).

Ainsi, pour N positions (avec $N \geq 2$) d'un instrument, son point d'insertion \mathbf{I} exprimé dans le repère de la caméra R_c peut être déterminé par une méthode de pivot en recherchant le point d'intersection des droites $\mathbf{D}_i : (\mathbf{P}_i, \mathbf{e}_i^1)$ décrivant son axe central pour chaque position i .

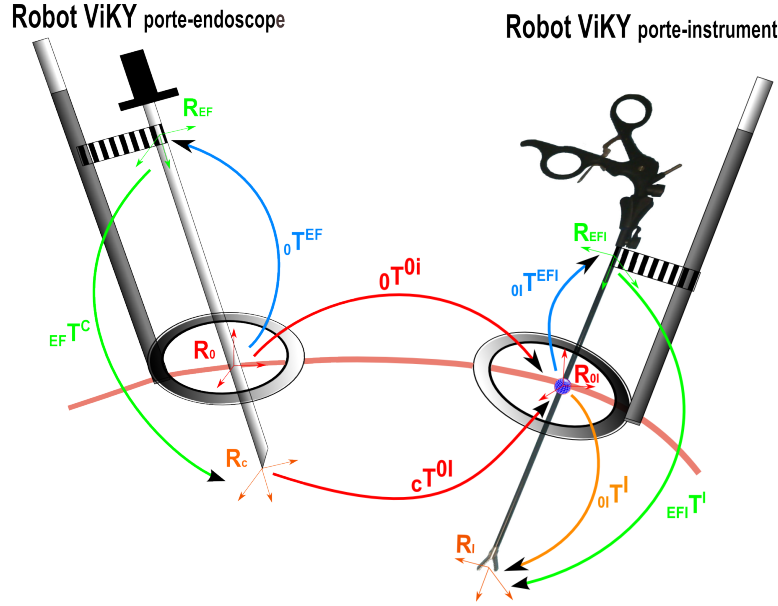


FIGURE 3.3. – Représentation des différents repères et transformations géométriques pour le calibrage entre des robots porte-instrument et porte-endoscope.

Le point d'insertion $\mathbf{I} = [X_I, Y_I, Z_I]^T$ est alors obtenu en minimisant la distance d définie par :

$$d = \sum_i d(\mathbf{I}, \mathbf{D}_i) = \sum_i \|\overline{\mathbf{IP}}_i \wedge \mathbf{e}_1^i\| \quad (3.24)$$

où $\mathbf{P}_i = [X_p^i, Y_p^i, Z_p^i]^T$ correspond à un point de passage de l'axe central de l'instrument associé la position i et $\mathbf{e}_1^i = (e_{1x}^i, e_{1y}^i, e_{1z}^i)^T$ représente le vecteur directeur normalisé de l'axe de l'instrument associé à la position i .

À partir de l'équation 3.24, le point d'insertion d'un instrument peut être déterminé en résolvant un système linéaire de la forme suivante [Wolf, 2013] :

$$\mathbf{AX} = \mathbf{B} \quad (3.25)$$

$$\text{avec } \mathbf{X} = \begin{bmatrix} X_I \\ Y_I \\ Z_I \end{bmatrix} \mathbf{A} = \begin{bmatrix} \sum_i 1 - e_{1x}^i & -\sum_i e_{1x}^i \cdot e_{1y}^i & -\sum_i e_{1x}^i \cdot e_{1z}^i \\ -\sum_i e_{1x}^i \cdot e_{1y}^i & \sum_i 1 - e_{1y}^i & -\sum_i e_{1y}^i \cdot e_{1z}^i \\ -\sum_i e_{1x}^i \cdot e_{1z}^i & -\sum_i e_{1y}^i \cdot e_{1z}^i & \sum_i 1 - e_{1z}^i \end{bmatrix} \mathbf{B} = \begin{bmatrix} \sum_i e_{1x}^i \cdot [\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{P}_i] - X_p^i \\ \sum_i e_{1y}^i \cdot [\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{P}_i] - Y_p^i \\ \sum_i e_{1z}^i \cdot [\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{P}_i] - Z_p^i \end{bmatrix}$$

La résolution du système 3.25 est réalisée par une méthode de décomposition en valeurs singulières (SVD) couplée à un algorithme stochastique de RANSAC (RANDOM SAMPLE CONSENSUS) [Fischler and Bolles, 1981]. L'algorithme de RANSAC est utilisé afin d'exclure du calcul du point d'insertion les droites incompatibles (ne passant pas par le point d'insertion) pouvant correspondre à une mauvaise qualité de détection de l'instrument dans l'image.

⇒ Calcul de la rotation ${}^cR^{0I}$ entre les référentiels de la caméra et du robot porte-instrument ViKY

À partir de la méthode de localisation et du point d'insertion d'un instrument I déterminé précédemment, il est possible d'exprimer le vecteur directeur normalisé $\mathbf{e}_c = \frac{\vec{IP}}{\|\vec{IP}\|}$ de l'axe central d'un instrument dans le repère de la caméra R_c . Le vecteur directeur normalisé associé $\mathbf{e}_{0I} = \frac{\mathbf{P}_{0I}}{\|\mathbf{P}_{0I}\|}$ dans le repère de référence du robot porte-instrument R_{0I} est quant à lui obtenu à partir du modèle géométrique du robot 3.22.

L'orientation du repère de référence du robot R_{0I} dans le repère de la caméra R_c peut alors être déterminée en recherchant la matrice de rotation ${}^cR^{0I}$ à partir d'un ensemble de couples de vecteurs $\mathbf{E}_i : (\mathbf{e}_c^i, \mathbf{e}_{0I}^i)$ pour chaque position i du robot porte-instrument.

La matrice de rotation ${}^cR^{0I} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$ est obtenue en minimisant la distance d définie par :

$$d = \sum_i d({}^cR^{0I}, \mathbf{E}_i) = \sum_i \|\mathbf{e}_c^i - {}^cR^{0I} \mathbf{e}_{0I}^i\| \quad (3.26)$$

où $\mathbf{e}_c^i = [e_{cx}^i, e_{cy}^i, e_{cz}^i]^T$ et $\mathbf{e}_{0I}^i = [e_{0Ix}^i, e_{0Iy}^i, e_{0Iz}^i]^T$ représentent respectivement les vecteurs directeurs normalisés de l'axe de l'instrument associé à la position i dans les repères de la caméra et du robot porte-instrument.

Il existe plusieurs possibilités pour représenter une rotation [Dornaika, 1995] telles que la matrice orthogonale, les angles d'Euler, l'axe et l'angle de rotation (formule de Rodrigues) ou encore le quaternion unitaire. Pour minimiser le critère 3.26, nous adoptons la représentation avec un axe et un angle de rotation. Dans cette représentation, la matrice de rotation est décrite par deux paramètres : le vecteur unitaire de l'axe de rotation \mathbf{n} et l'angle de rotation θ .

Pour une position de l'instrument porté par le robot, les deux vecteurs normalisés \mathbf{e}_c et \mathbf{e}_{0I} dans les repères de la caméra et du robot peuvent être déterminés. Si nous considérons un ensemble de couple de vecteurs $\mathbf{E}_i : (\mathbf{e}_c^i, \mathbf{e}_{0I}^i)$, un système de trois équations et trois inconnues est obtenu pour chaque position i de l'instrument. Ce système est décrit par [Dornaika, 1995] :

$$[\mathbf{e}_c^i + \mathbf{e}_{0I}^i]_{\times} \mathbf{M} = \mathbf{e}_c^i - \mathbf{e}_{0I}^i \quad \text{avec } \mathbf{M} = \tan \frac{\theta}{2} \mathbf{n} \quad (3.27)$$

La matrice antisymétrique $[\mathbf{e}_c^i + \mathbf{e}_{0I}^i]_{\times}$ est de rang deux. À partir du système 3.27, pour une position i de l'instrument, nous obtenons alors deux équations pour trois inconnues. \mathbf{M} peut alors être déterminé pour N positions du robot porte-instrument (avec $N \geq 2$) en résolvant le système suivant [Dornaika, 1995] :

$$\mathbf{A}\mathbf{X} = \mathbf{B} \quad (3.28)$$

$$\text{avec } \mathbf{X} = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & -(e_{0Iz}^0 + e_{cz}^0) & e_{0Iy}^0 + e_{cy}^0 \\ e_{0Iz}^0 + e_{cz}^0 & -(e_{0Ix}^0 + e_{cx}^0) & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & -(e_{0Iz}^N + e_{cz}^N) & e_{0Iy}^N + e_{cy}^N \\ e_{0Iz}^N + e_{cz}^N & -(e_{0Ix}^N + e_{cx}^N) & 0 \end{bmatrix} \mathbf{B} = \begin{bmatrix} e_{cx}^0 - e_{0Ix}^0 \\ e_{cy}^0 - e_{0Iy}^0 \\ \vdots \\ e_{cx}^N - e_{0Ix}^N \\ e_{cy}^N - e_{0Iy}^N \end{bmatrix}$$

De la même façon que pour la détermination du point d'insertion, la résolution du système 4.6 est effectuée par une SVD couplée à un RANSAC permettant d'exclure les mesures aberrantes.

La matrice de rotation ${}^c\mathbf{R}^{0I}$ est ensuite directement construite à partir de la formule de Rodrigues, du vecteur unitaire de l'axe de rotation $\mathbf{n} = \frac{\mathbf{M}}{\|\mathbf{M}\|}$ et de l'angle de rotation $\theta = 2 \arctan \|\mathbf{M}\|$ de la façon suivante :

$${}^c\mathbf{R}^{0I} = \mathbf{I}_{3 \times 3} + (1 - \cos \theta) [\mathbf{n}]_{\times} + \sin \theta [\mathbf{n}]_{\times}^2 \quad (3.29)$$

⇒ Cas du robot porte-instrument Haption

Si nous utilisons un autre robot que le ViKY pour porter un instrument chirurgical, l'hypothèse du point d'insertion confondu avec le repère de base du robot n'est plus valable. Il est donc nécessaire de pouvoir estimer également la position de ce point dans le repère de référence du robot porte-instrument pour pouvoir estimer la profondeur d'insertion de l'instrument.

Si nous considérons le robot de comanipulation d'Haption illustré dans la figure 3.4, la position et l'orientation de la pointe de l'instrument sont connues à partir de son modèle géométrique. Pour déterminer le point d'insertion en ligne dans le repère fixe du

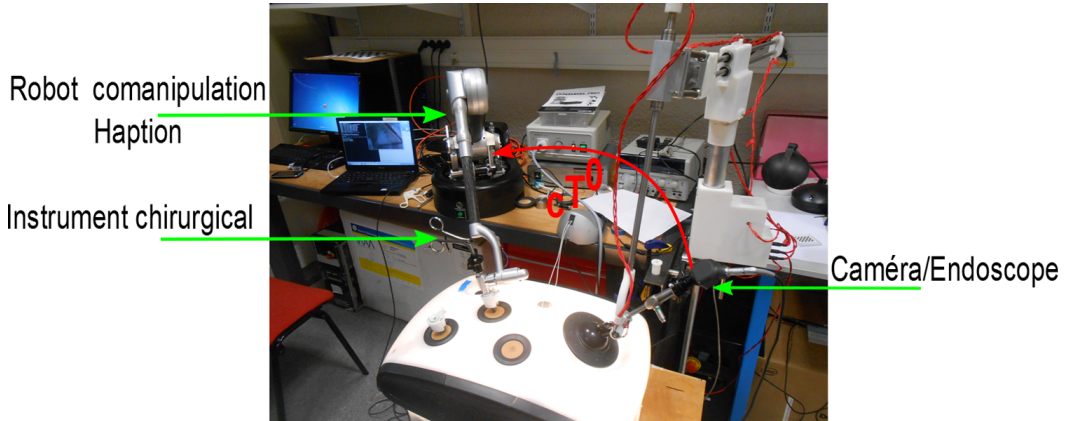


FIGURE 3.4. – Dispositif expérimental mis en place au laboratoire ISIR, constitué d'un endoscope et du bras de comanipulation Haption à retour d'effort.

robot porte-instrument, nous utilisons une approche similaire à celle présentée pour identifier le point d'insertion dans le repère de la caméra. En reprenant les mêmes notations, le principe est de construire les droites $\mathbf{D}^i : (\mathbf{P}^i, \mathbf{e}_1^i)$ décrivant l'axe central de

l'instrument pour chaque position i du robot. Le point d'insertion exprimé dans le repère de référence du robot correspond au point d'intersection de ces droites. Le point de passage \mathbf{P}^i peut être choisi, à partir du modèle géométrique du robot, comme le point correspondant à l'origine du repère lié à l'effecteur ${}^{EF}\mathbf{P}_{0I}^i$ ou le point décrivant la position de la pointe de l'instrument ${}^I\mathbf{P}_{0I}^i$ dans le repère de référence du robot R_{0I} . Le vecteur directeur normalisé $\mathbf{e}_1^i = \frac{{}^{EF}\mathbf{P}_{0I}^i - {}^I\mathbf{P}_{0I}^i}{\|{}^{EF}\mathbf{P}_{0I}^i - {}^I\mathbf{P}_{0I}^i\|}$ est quant à lui déterminé à partir des positions de l'effecteur et de la pointe de l'instrument dans le repère de base du robot.

La détermination du point d'insertion dans le référentiel du robot porte-instrument est alors réalisée en résolvant le système 3.25 pour N positions du robot (avec $N \geq 2$).

⇒ Cas d'une caméra endoscopique mobile

La matrice de transformation entre le repère de la caméra R_c et le repère de base du robot porte-instrument R_{0I} est à présent estimée. Dans le cas où la caméra est mobilisée par un robot porte-endoscope, il suffit d'exprimer la transformation géométrique entre deux repères fixes liés à chacun des robots. Si nous prenons les repères R_0 et R_{0I} (figure 3.3) correspondant aux référentiels fixes de chacun des robots, la transformation géométrique entre ces deux repères est déterminée par :

$${}^0\mathbf{T}^{0I} = {}^0\mathbf{T}_{EF}^{EF} \mathbf{T}_c^{EF} \mathbf{T}^{c0I} \quad (3.30)$$

3.4.2 Mise en œuvre d'un asservissement visuel pour un robot porte-instrument ViKY

Nous présentons dans cette partie, une commande permettant de contrôler le robot porte-instrument ViKY par asservissement visuel. L'objectif est de pouvoir positionner la pointe de l'instrument sur une cible définie dans le repère de la caméra endoscopique. Connaissant les positions 3D de la pointe de l'instrument monté sur le robot et de la cible désirée, cette tâche peut être réalisée par un asservissement visuel 3D. Cependant, les approches basées sur un asservissement visuel 3D sont sensibles aux erreurs de mesures [Chaumette, 2002]. Nous adoptons donc pour réaliser la tâche robotique souhaitée un asservissement visuel hybride [Malis et al., 1999] qui consiste à combiner des informations 2D et 3D.

Ainsi, le positionnement automatique d'un instrument par asservissement visuel hybride peut être réalisé en contrôlant :

- les deux ddl associés aux deux rotations du robot pour orienter et aligner l'instrument avec une cible choisie dans l'image ;
- le dernier ddl correspondant à la translation du robot pour gérer la profondeur d'insertion permettant ainsi d'atteindre une distance désirée entre les positions tridimensionnelles de la pointe de l'instrument et de la cible à atteindre.

La position 3D désirée peut être choisie, par exemple, comme le centroïde du nuage de points extrait de l'estimation de la pose 3D d'une cible anatomique fluorescente (partie 2.4.3).

La loi de commande pour ce type d'asservissement est généralement construite autour du formalisme de la fonction de tâche hybride [Samson et al., 1991]. Le principe est de considérer la tâche visuelle (orientation de l'instrument) comme prioritaire devant une tâche secondaire (profondeur d'insertion de l'instrument) exprimée comme une fonction coût à minimiser sous la contrainte que la tâche visuelle soit réalisée.

Dans la partie 3.3 traitant de l'asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY, nous avons vu qu'il est possible d'orienter l'endoscope sur une cible désirée dans l'image en contrôlant les rotations du robot indépendamment de la translation (zoom). Il est alors possible de réaliser un asservissement visuel hybride sans appliquer le formalisme de la fonction tâche hybride tel que proposé dans [Krupa et al., 2002b].

⇒ Orientation de l'instrument

Nous considérons ici que l'instrument chirurgical et la cible à atteindre sont visibles par la caméra endoscopique. L'orientation de l'instrument consiste à contrôler les rotations du robot pour positionner la pointe de l'instrument $\mathbf{p}_c = [x_c \ y_c]^T$ dans une configuration désirée dans l'image décrite par le vecteur de mesures $\mathbf{s}^* = [x_c^* \ y_c^*]^T$.

La loi de commande permettant de contrôler le robot porte-instrument pour orienter l'instrument par rapport à un point défini dans l'image est définie par :

$$\Gamma_{c|\omega_x, \omega_y} = \lambda \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|\omega_x, \omega_y}^{-1} (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \quad (3.31)$$

où Γ_c représente le torseur cinématique de la caméra, λ est un gain strictement positif et $\widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}}$ correspond à la matrice d'interaction associée à un point dans l'image définie en 3.12.

La consigne des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}} = [\dot{\theta}_1 \ \dot{\theta}_2]^T$ à appliquer pour contrôler les deux rotations du robot porte-instrument est donnée par la relation suivante :

$$\dot{\mathbf{q}}^* = \lambda \widehat{\mathbf{J}}_{c|\omega_x, \omega_y}^{-1} (\mathbf{q}) \widehat{\mathbf{L}}_{\mathbf{s}|\omega_x, \omega_y}^{-1} (\mathbf{s}^* - \mathbf{s}) \quad (3.32)$$

où $\mathbf{L}_{\mathbf{s}}$ est la matrice d'interaction associée à un point dans l'image définie en 3.13, \mathbf{J}_c représente le jacobien exprimant la relation entre la vitesse des variables articulaires et le torseur cinématique de la caméra. Pour notre système à caméra déportée, \mathbf{J}_c est déterminé par :

$$\mathbf{J}_c = {}_c \mathbf{T}^I \mathbf{J}_I \quad \text{avec } {}_c \mathbf{T}^I = {}_c \mathbf{T}_{0I}^{0I} \mathbf{T}^I = \begin{bmatrix} {}_c \mathbf{R}^I & [{}_c \mathbf{t}^I]_{\times} {}_c \mathbf{R}^I \\ \mathbf{0}_{3 \times 3} & {}_c \mathbf{R}^I \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

où \mathbf{J}_I est le jacobien du robot exprimé dans le repère R_I lié à l'instrument.

⇒ Contrôle de la profondeur d'insertion de l'instrument

La distance entre la position de la cible désirée \mathbf{P}_c^* et la pointe de l'instrument \mathbf{P}_c dans le repère de la caméra est obtenue par :

$$d_p = \|\mathbf{P}_c^* - \mathbf{P}_c\| \quad (3.34)$$

La consigne pour contrôler la translation du robot pour positionner la pointe de l'instrument à une distance désirée d_p^* de la cible est décrite en utilisant un correcteur proportionnel par la relation suivante :

$$v_z^* = k_p(d_p^* - d_p) \quad (3.35)$$

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

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'élaboration de lois de commande pour contrôler des robots porte-endoscope et porte-instrument par asservissement visuel.

Pour contrôler les déplacements du robot porte-endoscope ViKY, un asservissement visuel 2D a été choisi afin de pouvoir garder constamment l'image donnée de l'endoscope centrée sur une primitive visuelle désirée dans l'image. Cette approche robuste aux erreurs de mesures et de calibrage permet d'avoir une trajectoire rectiligne et fluide dans l'image endoscopique. L'évaluation de différentes commandes développées pour l'asservissement visuel d'un robot porte-endoscope est présentée dans la partie 4.2.4.

Pour pouvoir contrôler un robot porte-instrument à partir d'informations visuelles, une méthode de calibrage permettant d'estimer la transformation géométrique entre la caméra endoscopique et le référentiel du robot a été élaborée. Ce calibrage est basé sur la connaissance mutuelle de l'information tridimensionnelle de l'instrument entre les référentiels de la caméra et du robot, issue de la méthode de localisation des instruments et du modèle géométrique du robot.

Pour évaluer la faisabilité dans le contrôle d'un robot porte-instrument, un asservissement visuel hybride du robot ViKY jouant le rôle d'un porte-instrument a été conçu. Le principe de cet asservissement visuel consiste à contrôler les rotations du robot pour orienter l'instrument sur une primitive visuelle désirée et la translation du ViKY pour positionner la pointe de l'instrument à une distance désirée d'une cible 3D.

L'évaluation de la précision du calibrage entre la caméra endoscopique et le robot porte-instrument ainsi que les commandes pour l'asservissement visuel du robot porte-instrument sont présentées dans la partie 4.2.5.

CHAPITRE 4

VERS UN ENVIRONNEMENT ROBOTISÉ NON RIGIDEMENT LIÉ POUR LA LAPAROSCOPIE AUGMENTÉE D'INFORMATIONS DE FLUORESCENCE

Sommaire

4.1	Introduction	126
4.2	Évaluation des différentes composantes	126
4.2.1	Calibrage du système	127
4.2.2	Suivi d'instruments chirurgicaux	134
4.2.3	Suivi d'une cible anatomique fluorescente	143
4.2.4	Suivi de primitives visuelles par asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY	150
4.2.5	Contrôle du robot porte-instrument ViKY	157
4.3	Évaluation de la mise en commun des composantes	163
4.3.1	Distance entre une cible 3D et la pointe d'un instrument	163
4.3.2	Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D	165
4.4	Expérimentation sur spécimen anatomique	166
4.4.1	Suivi du canal cystique dans des images de fluorescence	167
4.4.2	Estimation qualitative de la position de la pointe d'un instrument par rapport à une cible 3D	167
4.4.3	Asservissement visuel du robot porte-endoscope	168
4.5	Discussion et conclusion	169
4.5.1	Méthode de localisation des instruments chirurgicaux	169
4.5.2	Méthode de suivi d'une cible anatomique de fluorescence	171
4.5.3	Asservissement visuel du robot porte-endoscope	172
4.5.4	Asservissement visuel du robot porte-instrument	172
4.5.5	Mise en commun des composantes	174
4.5.6	Expérimentation sur spécimen anatomique	174

4.1 Introduction

La première partie de ce chapitre est consacrée à l'évaluation de chacune des composantes de ce travail (partie 4.2) :

- le calibrage d'un système composé d'un robot porte-endoscope et d'une caméra 4.2.1 ;
- le suivi et l'estimation de la pose tridimensionnelle d'instruments chirurgicaux et de cibles anatomiques fluorescentes (parties 4.2.2 et 4.2.3) ;
- les différentes commandes pour l'asservissement visuel d'un robot porte-endoscope et d'un robot porte-instrument (parties 4.2.4 et 4.2.5).

La seconde partie de ce chapitre est consacrée à l'évaluation du système complet afin d'obtenir une première estimation de la faisabilité du contrôle d'un robot porte-instrument à partir d'informations 3D de fluorescence (partie 4.3).

Pour cette évaluation globale, nous avons choisi deux expérimentations qui consistent à :

- indiquer au chirurgien la distance tridimensionnelle estimée entre la pointe d'un instrument et une cible et l'alerter lorsque cette distance devient critique 4.3.1),
- positionner automatiquement la pointe d'un instrument porté par un robot ViKY sur une cible 3D (partie 4.3.2).

Nous présentons enfin dans ce chapitre quelques résultats qualitatifs obtenus lors d'une première évaluation des différentes parties de ces travaux dans des conditions proches de la réalité clinique, sur spécimen anatomique (partie 4.4).

Les développements ont été réalisés sur un PC Intel Xeon 2,67GHZ avec 3,48 Go de RAM, sous Visual Studio C++¹ avec les libraires : OpenCV² pour le traitement d'images, OpenMP³ pour l'optimisation et Qt⁴ pour l'interface graphique et les communications série et réseaux. Les courbes et les graphiques sont réalisés sous le logiciel Matlab⁵.

4.2 Évaluation des différentes composantes

Dans cette partie, nous présentons les évaluations des différentes composantes de ce travail réalisées sur des séquences vidéos de chirurgie et sur le banc d'expérimentation présenté dans la figure 4.1.

Ce banc d'expérimentation est composé de deux robots ViKY et d'un banc d'entraînement FLS, illustré dans la figure 4.1.

La communication avec le contrôleur du robot porte-endoscope est réalisée via une liaison Ethernet RJ45 et celle du robot porte-instrument via une liaison série RS232. L'ordinateur de contrôle gère quant à lui l'envoi (et la réception) des positions et des vitesses

1. www.msdn.microsoft.com

2. www.opencv.org

3. www.openmp.org

4. www.qt.io

5. www.mathworks.com

des différents robots ainsi que la synchronisation entre les différentes parties permettant de réaliser la tâche robotique souhaitée (prises de vue, extraction d'informations visuelles, reconstruction 3D, contrôle des robots porte-endoscope et porte-instrument).

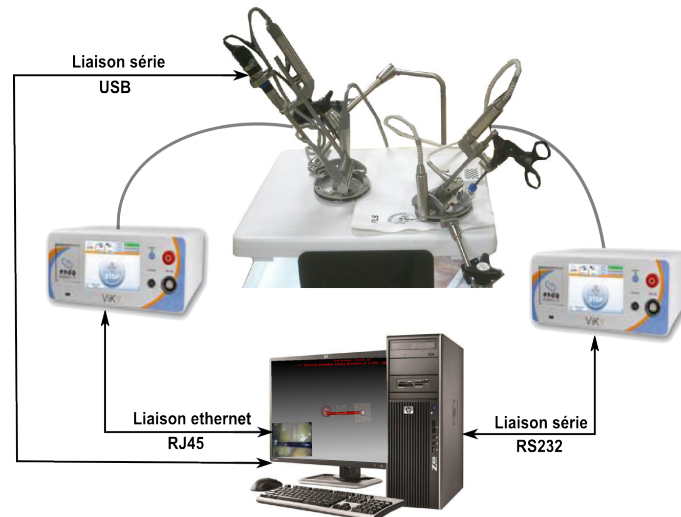


FIGURE 4.1. – Représentation du dispositif d'expérimentation

Remarque

Des problèmes de blindage dans le prototype FluoMis rendent délicate l'utilisation simultanée des deux modalités d'imagerie (laparoscopique/fluorescence). Il en résulte de forts recouvrements dans les images issues de ces deux modalités, ce qui ne permet pas actuellement une extraction simultanée d'informations. C'est pourquoi, pour les évaluations présentées dans ce chapitre nécessitant les informations des deux modalités, nous utilisons uniquement la caméra laparoscopique et un marqueur (pour localisateur optique) jouant le rôle d'une cible fluorescente.

4.2.1 Calibrage du système

Le calibrage de notre système composé d'un robot porte-endoscope ViKY et d'un dispositif endoscopique bimodal FluoMIS à deux caméras consiste à déterminer les paramètres intrinsèques des caméras et la matrice de transformation géométrique main-œil (présentées dans la partie 2.2). Pour réaliser ce calibrage, nous utilisons des approches classiques très utilisées dans la communauté de la vision par ordinateur.

- A - Calibrage des caméras endoscopiques

Le calibrage d'une caméra consiste à déterminer son modèle géométrique présenté dans la partie 2.2.1, permettant d'exprimer la relation entre le repère monde (3D) et l'image

(2D). Dans cette évaluation, ce modèle utilisé dans l'ensemble des algorithmes développés, nous permettra également de :

- projeter dans l'image des points 3D connus dans le repère de la caméra
- ou d'estimer la position de points 3D dans le repère de la caméra appartenant au plan défini par une mire de calibrage (coins de la mire) en déterminant la transformation extrinsèque entre les repères de la mire et de la caméra (voir équation 4.1).

⇒ **Principe du calibrage d'une caméra en pratique**

Le calibrage des caméras du système FluoMIS est réalisé en utilisant l'approche de Zhang [2000] implémentée dans la librairie OpenCV. Cette méthode facile à mettre en œuvre repose sur l'acquisition de plusieurs images (au moins trois) selon différentes orientations spatiales de la scène (sans avoir besoin de connaître leur position) en utilisant une mire plane portant des motifs de type carrés noirs sur fond blanc et dont les dimensions sont connues.

En pratique, pour calibrer la caméra endoscopique, une mire stérilisable (figure 4.2a) sur laquelle est gravé un damier de 4×7 carrés noirs de 5 mm est utilisée. Pour calibrer la caméra de fluorescence, nous utilisons une ampoule incandescente classique pour pouvoir visualiser les points de cette mire.

La procédure de calibrage consiste à prendre 20 images de la mire (toutes les 50 ms) pour plusieurs orientations et positions couvrant l'ensemble de l'espace de travail. Les points retenus pour calibrer la caméra (équation 2.8) sont les quatre coins de chaque carré. Chaque image de résolution 640×480 de la mire fournit ainsi M points (avec $M=40$) illustrés dans les figures 4.2b et 4.2d.

⇒ **Exemple de résultats obtenus d'un calibrage d'une caméra endoscopique**

Nous présentons dans ce paragraphe, un exemple d'une matrice de paramètres intrinsèques d'une caméra obtenue après la procédure de calibrage. Cette matrice déterminée pour N orientations de la mire (avec $N=20$) composée de M points (avec $M=40$) est la suivante :

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} 574.62 & 0 & 276.54 \\ 0 & 576.22 & 214.58 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

L'erreur de reprojection ε_K correspondant à l'erreur moyenne pour les 20 positions de la mire entre les points 3D de la mire projetés dans l'image via cette matrice de calibrage et les points détectés dans l'image est de 0.21 pixels.

- B - Calibrage du système caméra/robot

La transformation géométrique permettant de connaître la relation entre les repères de la caméra et de l'effecteur du robot porte-endoscope est estimée par un calibrage main-ciel présenté dans la partie 2.2.2.

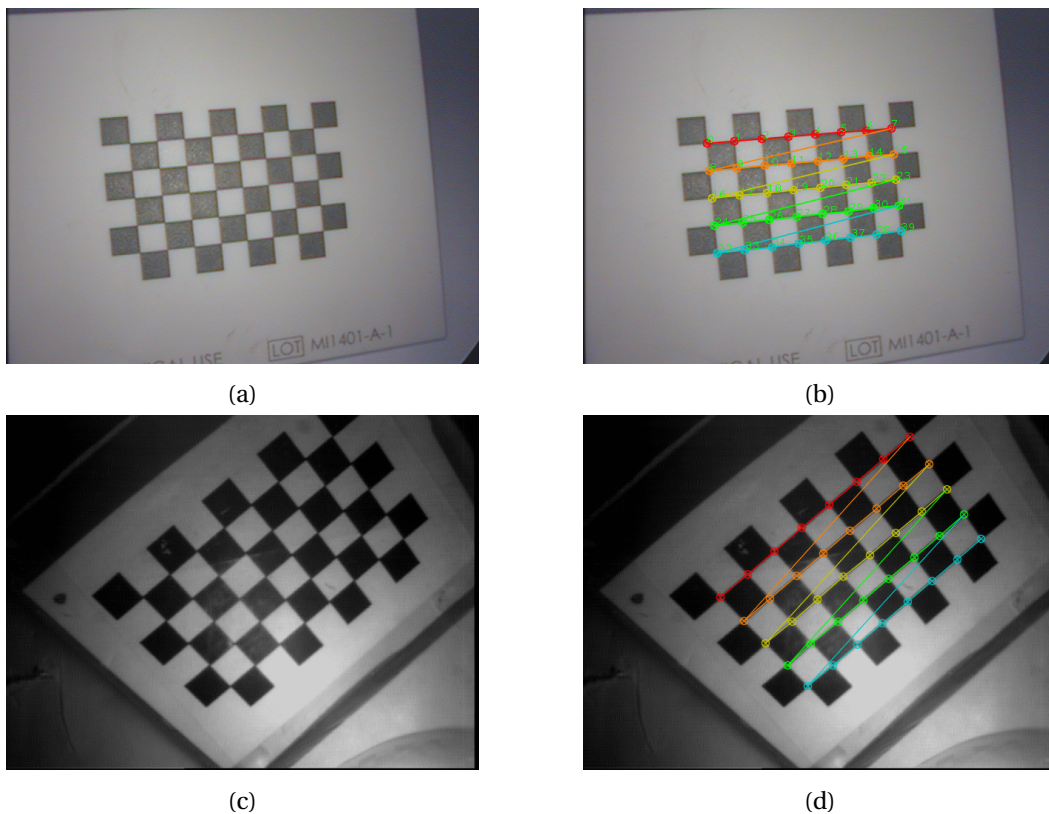


FIGURE 4.2. – **Exemple de détection des coins d'une mire pendant la procédure de calibrage avec le méthode de Zhang [2000]** (a) et (b) Images extraites de la caméra laparoscopique (visible) pendant la procédure de calibrage (c) et (d) Images extraites de la caméra endoscopique de fluorescence pendant la procédure de calibrage

⇒ Principe du calibrage main-œil en pratique

Pour réaliser le calibrage main-œil du système robot porte-endoscope/caméra, nous utilisons la méthode décrite dans [Zhao, 2011]. Cette méthode, fondée sur les travaux de Tsai and Lenz [1989], utilise les quaternions duaux avec une résolution par optimisation. En pratique, nous effectuons une série de 12 déplacements du robot illustrée dans la figure 4.3. Pour chaque position, les paramètres extrinsèques de la caméra et l'attitude de l'effecteur du robot sont déterminés.

La recherche des paramètres extrinsèques (équation 2.8) pour une image consiste à estimer le couple $({}^cR^w, {}^c t^w)$, à partir du modèle de la caméra (équation 2.7) et de la connaissance des positions 2D/3D des points de la mire. Ces paramètres sont obtenus par une méthode d'estimation de pose dont le principe réside dans la minimisation d'une erreur de reprojection entre les points observés et projetés de la mire.

La position et l'orientation de l'effecteur du robot sont quant elles déterminées à partir du modèle géométrique du robot. (Annexe B).

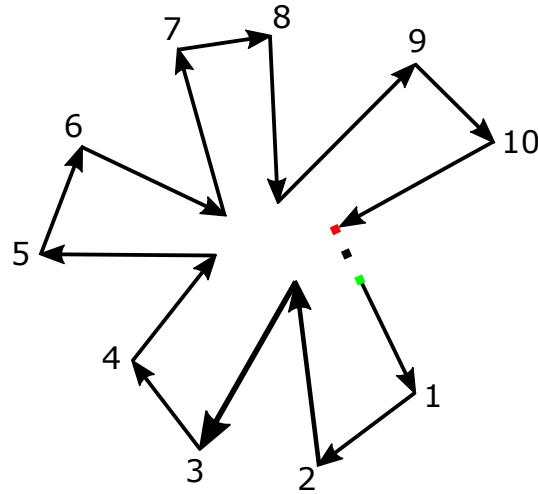


FIGURE 4.3. – Représentation des mouvements effectués par le robot pendant le calibrage main-œil

Les transformations correspondant au déplacement de la caméra et de l'effecteur du robot entre deux configurations spatiales successives peuvent être calculées en connaissant leur pose respective pour chaque position. La matrice de calibrage main-œil est alors estimée en résolvant le système présenté dans l'équation 2.16.

⇒ **Exemple de résultats obtenus pour un calibrage main-œil**

Nous présentons dans ce paragraphe, un exemple d'une procédure de calibrage du système composé du robot porte-endoscope ViKY et de la caméra endoscopique. La matrice de calibrage main-œil du système {caméra/robot} obtenue pour N positions du robot (avec N=12) illustrées dans la figure 4.3 est la suivante :

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} 0.08 & 0.99 & -0.006 & 3.41 \\ 0.99 & -0.08 & -0.01 & 8.87 \\ 0.01 & -0.004 & -0.99 & 226.15 \end{bmatrix}$$

Les erreurs de la matrice main-œil estimée à partir des 12 positions du robot sont présentées dans le tableau 4.1.

Tab. 4.1. – Erreurs en translation et en rotation de la matrice main-œil estimée par un calibrage

	Erreurs ε_R	Erreurs ε_t
X	0.0025	1.8 mm
Y	0.011	0.32 mm
Z	0.002	0.85 mm

$$\text{avec } \varepsilon_R = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|\mathbf{n}_X - \tilde{\mathbf{n}}_X\|^2} \text{ et } \varepsilon_t = \frac{1}{\|\mathbf{t}_X\|} \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|\mathbf{t}_X - \tilde{\mathbf{t}}_X\|^2}$$

où ε_R , ε_t représentent respectivement les erreurs en rotation et en translation, N est le nombre de positions du robot porte-endoscope, \mathbf{n}_X et \mathbf{t}_X sont l'axe de rotation et la translation calculés directement à partir des informations de la mire et des modèles de la caméra et du robot et $\tilde{\mathbf{n}}_X$ et $\tilde{\mathbf{t}}_X$ sont l'axe de rotation et la translation estimés à partir de la matrice main-œil.

⇒ Procédure d'évaluation du calibrage du système caméra/robot

Les positions 3D des coins d'une mire de calibrage détectés dans l'image, peuvent être estimées dans le repère de la caméra (paramètres extrinsèques) associé à une position du robot porte-endoscope. Pour deux configurations i et $i+1$ du robot porte-endoscope, la transformation entre les deux repères R_{c_i} et $R_{c_{i+1}}$ de la caméra peut être estimée à partir du modèle géométrique du robot (positions initiale et finale de l'effecteur) et de la matrice main-œil. Cette transformation permet d'exprimer, dans le repère de la caméra $R_{c_{i+1}}$, les points 3D connus dans le repère de la caméra R_{c_i} . Ces points peuvent alors être exprimés par projection dans l'image associée au repère $R_{c_{i+1}}$ de la caméra grâce à sa matrice de calibrage \mathbf{K} .

L'évaluation du calibrage du système consiste alors à comparer entre deux positions (i et $i+1$) du robot porte-endoscope (pour N positions), les positions 3D et 2D des coins d'une mire de calibrage dans la configuration $i+1$ du robot obtenues grâce à leur localisation dans la configuration i du robot, au modèle géométrique du robot et à la matrice main-œil aux positions directement estimées par une détection des coins de la mire dans l'image (paramètres extrinsèques).

Ainsi, les différentes étapes de cette procédure pour deux positions du robot sont les suivantes :

1. Détecter l'ensemble $\mathbf{p}_{c1}^i = [u_{c1}^i \ v_{c1}^i]^T$ des positions des points de la mire dans l'image pour la position 1 du robot.
2. Estimer l'ensemble $\mathbf{P}_{c1}^i = [X_{c1}^i \ Y_{c1}^i \ Z_{c1}^i]^T$ des positions 3D des points de la mire dans le repère de la caméra R_{c1} (paramètres extrinsèques) (équation 4.1).
3. Déterminer la transformation géométrique ${}_{EF2}\mathbf{T}^{EF1} = {}_{EF2}\mathbf{T}_0^0 \mathbf{T}^{EF1}$ entre les positions 1 et 2 de l'effecteur du robot à partir du modèle géométrique du robot.
4. Exprimer l'ensemble $\tilde{\mathbf{P}}_{c2}^i = [\tilde{X}_{c2}^i \ \tilde{Y}_{c2}^i \ \tilde{Z}_{c2}^i]^T$ des points de la mire \mathbf{P}_{c1}^i dans le repère de la caméra R_{c2} pour la position 2 du robot, à partir de la matrice main-œil \mathbf{X} et de la transformation géométrique ${}_{EF2}\mathbf{T}^{EF1}$ (équation 4.2).
5. Projeter l'ensemble des points $\tilde{\mathbf{P}}_{c2}^i$ dans l'image 2 $\tilde{\mathbf{p}}_{c2}^i = [\tilde{u}_{c2}^i \ \tilde{v}_{c2}^i]^T$ à partir du modèle de la caméra.
6. Déterminer les ensembles \mathbf{p}_{c2}^i et \mathbf{P}_{c2}^i suivant les étapes 1 et 2 pour la position 2 du robot.

7. Évaluer la précision 3D du système en calculant l'erreur entre les points des ensembles \mathbf{P}_{c2}^i et $\tilde{\mathbf{P}}_{c2}^i$ (équation 4.3).
8. Évaluer la précision 2D du système en calculant l'erreur entre les points dans l'image des ensembles \mathbf{p}_{I2}^i et $\tilde{\mathbf{p}}_{I2}^i$ (équation 4.4).

Un point 3D de la mire \mathbf{P}_w peut être exprimé dans le repère de la caméra R_{cj} associé à la position j du robot par l'expression suivante :

$$\mathbf{P}_{cj} = {}_{cj}\mathbf{T}^w \mathbf{P}_w \quad (4.1)$$

où ${}_{cj}\mathbf{T}^w$ est la matrice de transformation composée des paramètres extrinsèques.

Un point \mathbf{P}_{c1} exprimé dans le repère de la caméra 1 peut être exprimé dans le repère de la caméra 2 de la façon suivante :

$$\tilde{\mathbf{P}}_{c2} = \mathbf{X}_{EF2} \mathbf{T}^{EF1} \mathbf{X}^{-1} \mathbf{P}_{c1} \quad (4.2)$$

L'erreur 3D pour N positions du robot est calculée par l'expression suivante :

$$\varepsilon_c = \sqrt{\frac{1}{(N-1) \times M} \sum_1^{N-1} \sum_{i=1}^M \|\tilde{\mathbf{P}}_{c2}^i - \mathbf{P}_{c2}^i\|^2} \quad (4.3)$$

L'erreur dans l'image pour N positions du robot est déterminée par l'expression suivante :

$$\varepsilon_I = \sqrt{\frac{1}{(N-1) \times M} \sum_1^{N-1} \sum_{i=1}^M \|\tilde{\mathbf{p}}_{I2}^i - \mathbf{p}_{I2}^i\|^2} \quad (4.4)$$

où N et M correspondent respectivement au nombre de positions du robot porte-endoscope et au nombre de points de la mire de calibrage.

⇒ Résultats d'une évaluation d'un calibrage du système caméra/robot

Nous avons évalué l'ensemble du calibrage de notre système, par la procédure présentée précédemment, pour 10 positions du robot en prenant comme référence l'image issue de la première position du robot.

Les erreurs quadratiques moyennes RMS (*Root Mean Square*) estimées à la suite de cette évaluation sont de 1.83(±0.98) mm dans l'espace et de 5.15(±3.60) pixels dans l'image. Un exemple extrait pendant cette étape, pour un mouvement du robot porte-endoscope est présenté dans la figure 4.4.

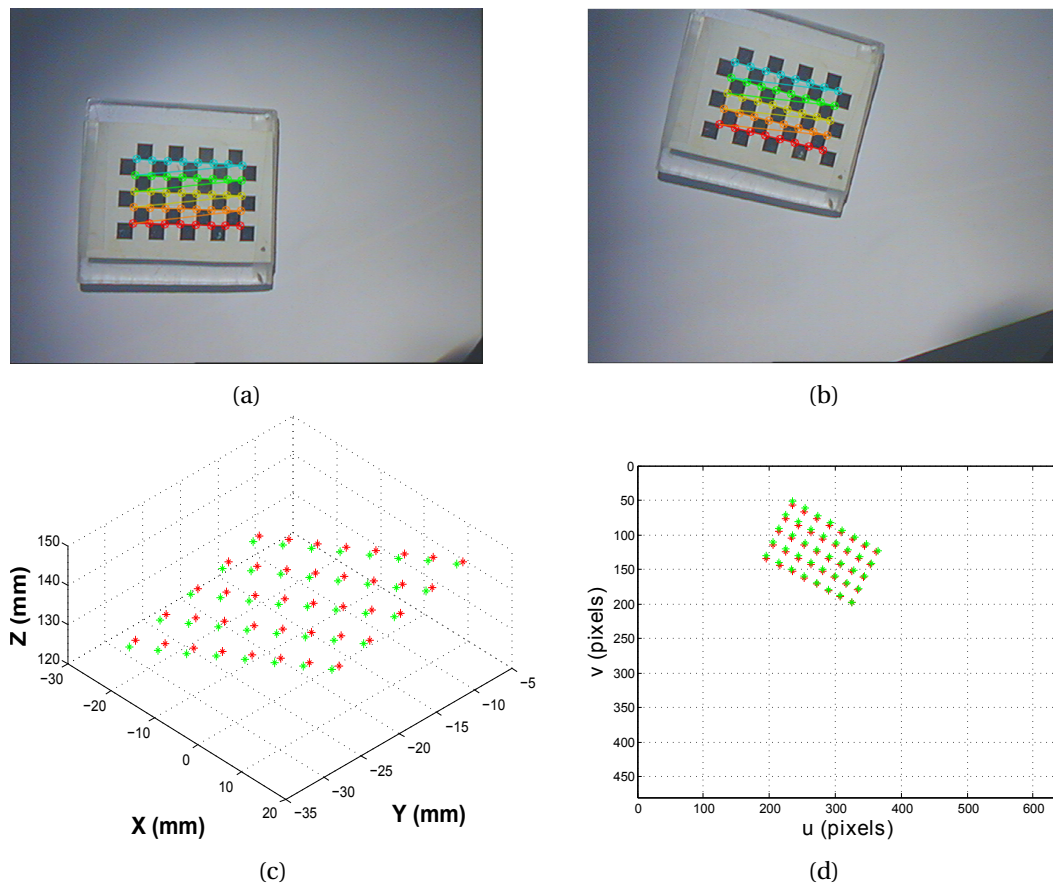


FIGURE 4.4. – **Exemple d'évaluation de la précision du calibrage du système entre deux positions du robot** (a) et (b) Images correspondant respectivement à la détection des coins de la mire extraits de la première position du robot (référence) et de la deuxième position du robot (c) Comparaison entre les points 3D de la mire exprimés dans le repère de la caméra 2 : les points en rouge correspondent aux points de référence déterminés dans l'étape 6 et les points en vert représentent les points 3D de la mire extraits de l'image 1 et exprimés dans le repère de la caméra 2 (étape 4) (d) Comparaison entre les points 2D de la mire exprimés dans l'image 2 : les points en rouge correspondent aux points de référence et les points en vert représentent les points de la mire pour la position 1 du robot exprimés dans le repère de la caméra 2 et projetés dans l'image 2 (étape 5)

Les résultats obtenus dans l'espace et dans l'image, pour l'ensemble des positions du robots de cette évaluation, sont quant eux présentés dans le tableau 4.2.

Tab. 4.2. – Résultats de l'évaluation de la précision du calibrage pour 10 positions du robot porte-endoscope ViKY

		Erreurs RMS	Écart type
Espace (mm)	X	1.48	0.90
	Y	0.29	0.13
	Z	1.59	1.03
Image (pixels)	u	4.54	3.86
	v	1.58	1.26

4.2.2 Suivi d'instruments chirurgicaux

Dans cette partie, nous cherchons à évaluer la méthode de suivi des instruments chirurgicaux présentée dans la partie 2.3. Nous justifions tout d'abord (partie - A -), les seuils fixés dans l'algorithme de détection et plus précisément ceux employés dans le filtre de Frangi [Frangi et al., 1998] pour détecter les bords d'un instrument. Ensuite, la précision de cette méthode dans l'image est évaluée par comparaison avec une annotation manuelle sur 1500 images issues de trois chirurgies laparoscopiques (partie - A -). Enfin, l'estimation tridimensionnelle de la méthode est évaluée en utilisant comme référence les informations issues d'un robot porte-instrument (partie - B -).

- A - Paramétrage et évaluation de la précision 2D de la méthode de localisation des instruments

L'objectif de cette évaluation consiste à choisir les paramètres du filtre de Frangi et à estimer la précision de la méthode de suivi des instruments dans l'image.

Le filtre de Frangi présenté dans la partie 2.3 est utilisé dans la méthode de suivi d'instruments pour extraire les contours d'un instrument.

Pour rappel, les paramètres utilisés dans sa fonction (équation 2.36) sont les suivants :

- σ est l'écart type du noyau gaussien définissant l'échelle,
- β, c ajustent la sensibilité.

Le paramètre le plus crucial dans l'extraction précise des bords d'un instrument est σ . Nous fixons selon [Frangi et al., 1998], les paramètres de sensibilité $\beta = 1$ et $c = 0.5 \max(S)$ (où S est la norme de Frobenius la matrice hessienne de l'image). Un exemple de l'influence de σ sur trois images de chirurgie avec ces paramètres de sensibilité est illustré dans la figure 4.5.

L'évaluation de la précision 2D de la méthode de suivi des instruments consiste à comparer la position de la pointe d'un instrument et l'orientation de son axe central estimées dans l'image à une annotation manuelle, sur trois séquences vidéos de chirurgie dont les caractéristiques sont présentées dans le tableau 4.3.

Cette évaluation est répétée pour différentes valeurs du paramètre σ du filtre de Frangi afin de trouver le σ optimal en fonction de la précision obtenue dans l'image. Après une évaluation qualitative des résultats (voir figure 4.5) illustrant l'influence de la valeur de σ

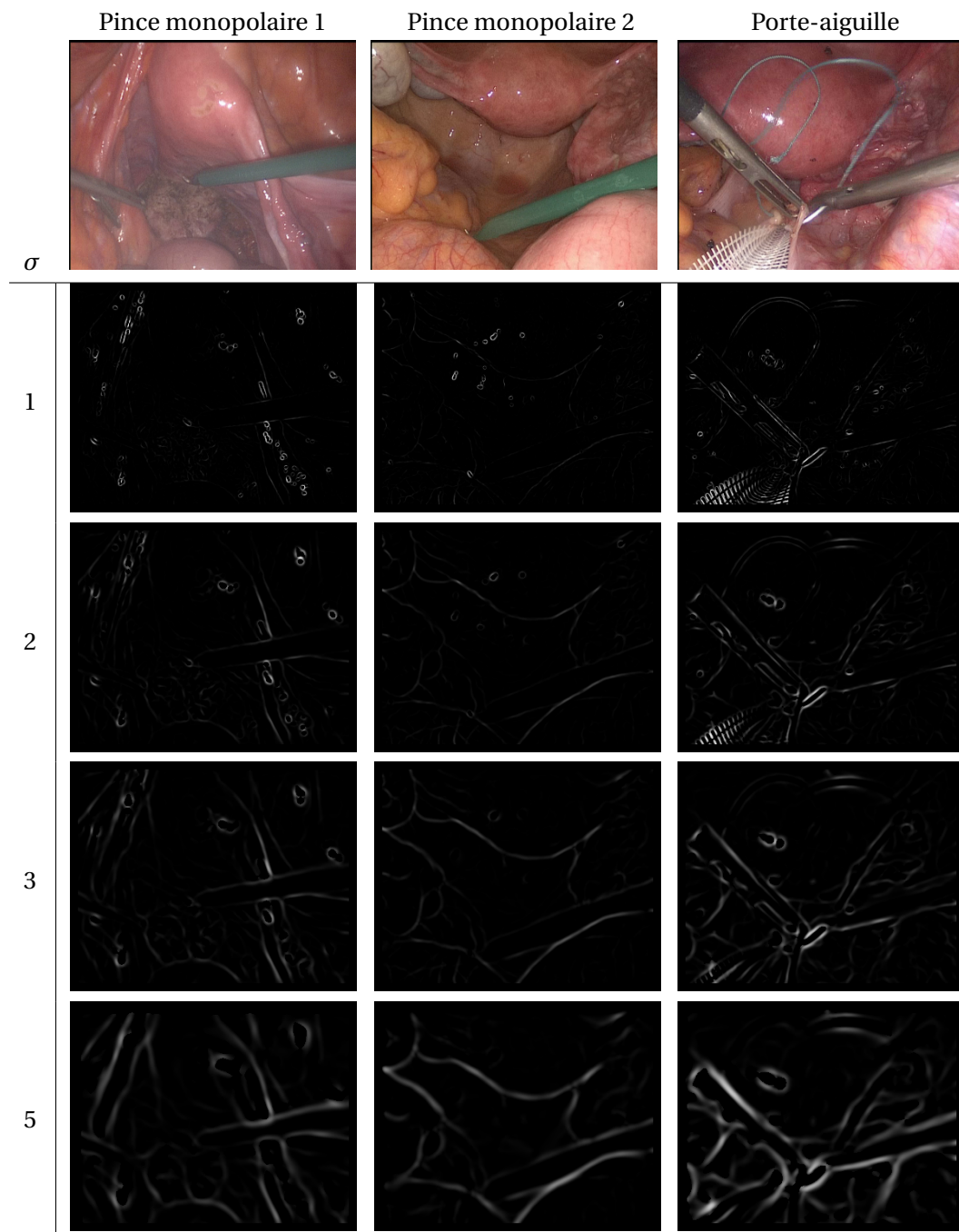


FIGURE 4.5. – Illustration de l'influence du paramètre σ du filtre de Frangi pour la détection des bords d'un instrument chirurgical

dans l'extraction des contours des instruments, nous choisissons pour cette évaluation de faire varier σ de 1 à 3.

Tab. 4.3. – Caractéristiques des séquences vidéos pour l'évaluation de l'algorithme de suivi des instruments chirurgicaux dans des images endoscopiques

Séquences	Taille image (pixels)	# Images	Propriétés de la séquence	
			Fumée	Occultation et croisement
Pince monopolaire 1	720 × 576	500	O	N
Pince monopolaire 2	720 × 576	550	O	N
Porte-aiguille	720 × 576	525	N	O

⇒ **Résultats obtenus pour le paramétrage et l'évaluation de la précision 2D**

Les résultats obtenus pour l'estimation de la précision 2D de l'algorithme en fonction de trois valeurs du paramètre σ sont présentés dans le tableau 4.4. Ce tableau présente les erreurs et les variations dans l'estimation de la position de la pointe de l'instrument suivi et de l'orientation de son axe central dans l'image ainsi que la fréquence de l'algorithme pour chaque séquence vidéo selon les trois valeurs de σ choisies. Pour chaque valeur de σ , la fréquence ainsi que les erreurs et les variations (position et orientation) moyennes pour l'ensemble des séquences sont également calculées.

La figure 4.6 illustre, quant à elle, un exemple d'images extraites, lors de l'évaluation de la précision de l'algorithme de localisation des instruments dans l'image.

Tab. 4.4. – Évaluation de la localisation d'un instrument dans l'image en fonction du paramètre σ du filtre de Frangi

σ	Séquences	Position		Orientation		Fréq. (Hz)
		Erreur RMS (pixels)	Écart type (pixels)	Erreur RMS (°)	Écart type (°)	
1	Monopolaire1	9.38	5.42	1.22	0.81	13.79
	Monopolaire2	9.08	8.94	0.87	0.56	13.04
	Porte-aiguille	26.40	12.13	1.97	1.14	13.72
	Moyennes (1)	14.95	12.29	1.35	0.98	13.52
2	Monopolaire1	13.64	7.70	1.35	0.87	12.65
	Monopolaire2	16.66	10.03	0.96	0.63	12.22
	Porte-aiguille	25.89	14.27	2.34	1.50	12.26
	Moyennes (2)	18.78	12.18	1.55	1.22	12.38
3	Monopolaire1	32.22	27.00	1.75	1.20	12.00
	Monopolaire2	17.56	10.15	1.10	0.70	11.48
	Porte-aiguille	27.87	18.32	2.36	1.52	11.45
	Moyennes (3)	25.65	20.66	1.73	1.30	11.64

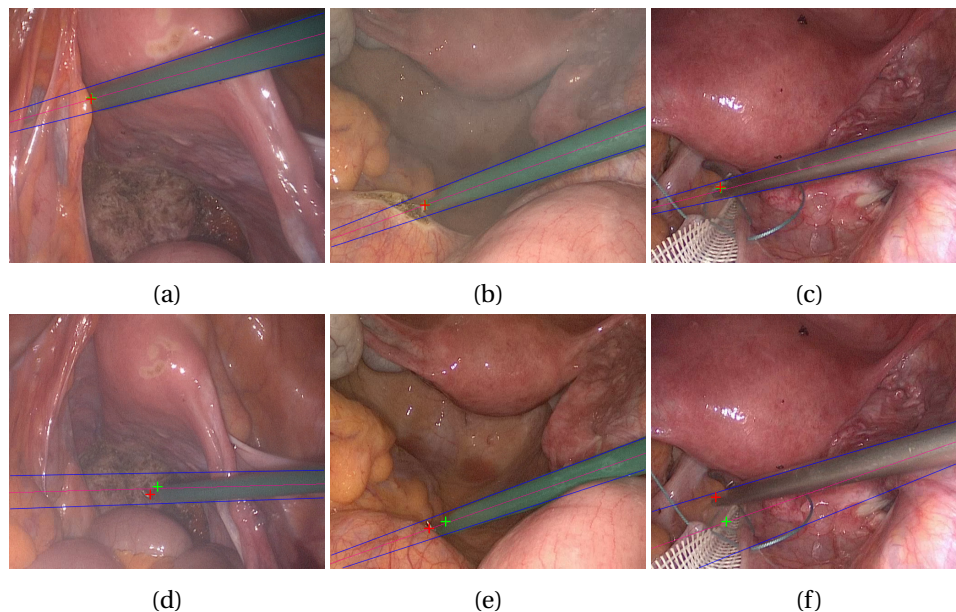


FIGURE 4.6. – **Exemple de résultats obtenus pour l'évaluation de la méthode de suivi d'instruments** Dans les images, les croix rouges et vertes représentent respectivement la pointe de l'instrument identifiée par une annotation manuelle et détectée par notre algorithme. (a) et (d) Images extraites de la séquence Monopolaire1 (b) et (e) Images extraites de la séquence Monopolaire2 (c) et (f) Images extraites de la séquence Porte-aiguille

Pour cette évaluation, les meilleurs résultats sont obtenus pour le choix d'un $\sigma = 1$ avec une précision de $14.95(\pm 12.29)$ pixels pour l'estimation de la position de la pointe de l'instrument et de $1.35(\pm 0.98)^\circ$ pour l'orientation de son axe central pour l'ensemble des séquences vidéos de chirurgie. Comme l'illustre la figure 4.5, les contours dans l'image obtenus par le filtre de Frangi pour un $\sigma = 1$ sont très fins, de l'ordre pixellique. Lorsque nous utilisons un $\sigma > 1$, ces contours sont plus épais impliquant une détection moins fine des bords de l'instrument par la transformée de Hough [1962]. L'orientation de l'axe central de l'instrument ainsi que l'estimation de la pointe de l'instrument dans l'image sont alors moins précises. Nous choisissons donc pour notre méthode de localisation le paramètre du filtre de Frangi $\sigma = 1$.

⇒ Réduction du temps de calcul de l'algorithme de localisation des instruments

L'objectif premier de la méthode de localisation d'instruments chirurgicaux est d'être temps réel. La fréquence moyenne de l'algorithme de localisation des instruments estimée, pour l'ensemble des séquences pour $\sigma = 1$ est de 13.51 Hz. Un compromis entre la précision et le temps de calcul de l'algorithme doit donc être fait. Le temps de calcul de notre algorithme dépend majoritairement des convolutions utilisées dans le filtre de Frangi pour la détermination de la hessienne de l'image.

Pour réduire ce temps de calcul, nous choisissons de diviser par deux l'image d'entrée du filtre de Frangi. Après redimensionnement de l'image d'entrée du filtre de Frangi et en conservant le paramètre $\sigma = 1$, l'évaluation de la précision 2D de la méthode de suivi est de nouveau réalisée sur les trois séquences vidéos de chirurgie (présentées dans le tableau 4.3). Les résultats obtenus pour cette évaluation sont résumés dans le tableau 4.5. Ce tableau présente les erreurs et les variations dans l'estimation de la position de la pointe de l'instrument suivi et de l'orientation de son axe central dans l'image, ainsi que la fréquence de l'algorithme pour chacune des séquences vidéos de chirurgie. Les résultats de la précision et de la fréquence moyennes obtenues pour l'ensemble des séquences, après redimensionnement de l'image d'entrée du filtre de Frangi sont comparées à celles estimées dans la première évaluation (tableau 4.4) pour $\sigma = 1$.

Tab. 4.5. – Évaluation de la localisation 2D d'un instrument après redimensionnement de l'image d'entrée du filtre de Frangi avec un $\sigma = 1$

Séquences	Position		Orientation		Fréq. (Hz)
	Erreur RMS (pixels)	Écart type (pixels)	Erreur RMS (°)	Écart type (°)	
Monopolaire1	14.20	7.72	1.76	1.14	32.59
Monopolaire2	17.97	10.48	1.06	0.64	30.92
Porte-aiguille	25.13	13.08	2.69	1.86	30.81
Moyennes (1')	19.16	11.58	1.82	1.47	31.44
Comparaison Moyennes (1) et (1')	+	-	+	+	+
	4.21	0.71	0.47	0.49	17.92

À la suite de cette évaluation, l'augmentation de la fréquence moyenne de l'algorithme de suivi d'instruments pour l'ensemble des séquences vidéos en comparaison avec celle obtenue dans la première évaluation (pour $\sigma = 1$) présentée dans le tableau 4.4 est de 17.92 Hz. La perte de précision dans l'estimation de la position de la pointe de l'instrument est quant à elle de 4.21 pixels avec une diminution des variations de 0.71 pixels. Pour l'estimation de l'orientation de l'axe central de l'instrument, les résultats présentent une augmentation de l'erreur moyenne de 0.47° avec un taux de variations supérieur à 0.49° en comparaison avec ceux obtenus dans la première évaluation.

- B - Évaluation de la précision 3D de la méthode de localisation des instruments

Nous proposons d'utiliser un robot ViKY portant un instrument comme référence pour évaluer la précision de l'estimation de la pose 3D d'un instrument par notre méthode présentée dans la partie 2.3. Afin d'utiliser les mesures du robot porte-instrument comme référence dans le repère de la caméra, nous réalisons pour cette évaluation un calibrage manuel entre les repères de la caméra et du robot.

⇒ **Principe du calibrage manuel entre la caméra et le robot porte-instrument**

Pour évaluer notre méthode pour l'estimation de la pose 3D d'un instrument, il est nécessaire de déterminer précisément la transformation géométrique ${}^cT^{0I}$ (illustrée figure 4.7) entre les référentiels de la caméra R_c et du robot porte-instrument R_{0I} .

Cette transformation géométrique est déterminée selon les trois étapes suivantes :

1. Acquisition des ensembles de positions 3D dans le repère caméra $\mathbf{P}_c^i = [X_c^i \ Y_c^i \ Z_c^i]^T$ et dans le repère de base du robot $\mathbf{P}_{0I}^i = [X_{0I}^i \ Y_{0I}^i \ Z_{0I}^i]^T$.
2. Estimation de la matrice de rotation ${}^cR^{0I}$.
3. Calcul du vecteur de translation ${}^c\mathbf{t}^{0I}$.

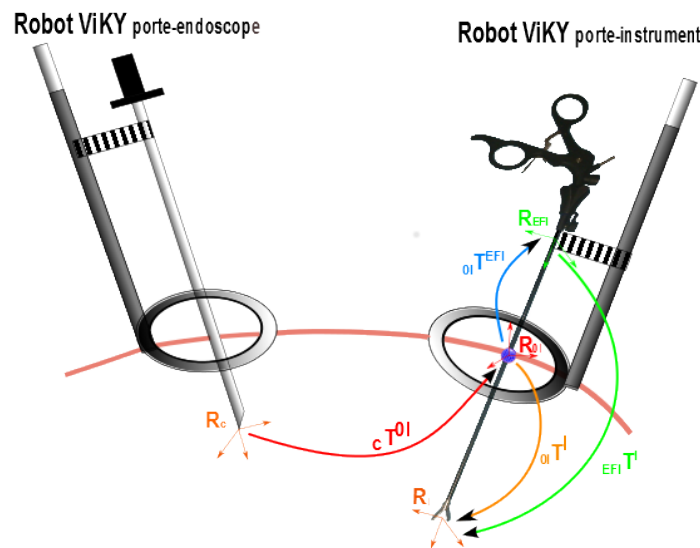


FIGURE 4.7. – **Représentation de la transformation géométrique ${}^cT^{0I}$ entre les repères de la caméra et le robot porte-instrument**

À partir de la matrice de transformation ${}^cT^{0I}$, les points \mathbf{P}_{0I}^i peuvent être exprimés dans le repère de la caméra de la façon suivante :

$$\mathbf{P}_c^i = {}^cT^{0I}\mathbf{P}_{0I}^i = {}^cR^{0I}\mathbf{P}_{0I}^i + {}^c\mathbf{t}^{0I} \quad (4.5)$$

Pour acquérir deux ensembles de points homologues dans les repères de la caméra et du robot, nous utilisons une mire de calibrage. À partir des points de la mire détectés dans l'image, il est possible de déterminer les paramètres extrinsèques de la caméra et de calculer les positions 3D de ces points dans le repère de la caméra (équation 4.1). Les positions 3D de ces points peuvent également être connues dans le repère du robot par pointage avec l'instrument porté par le robot porte-instrument (à partir de son modèle géométrique présenté dans l'annexe B).

En pratique, nous prenons les points (9 pour chaque orientation de la mire) obtenus pour trois orientations différentes de la mire.

Pour déterminer la matrice de rotation ${}^cR^{0I}$ (algorithme de RANSAC), nous avons choisi d'utiliser une représentation des paramètres de la rotation par une matrice orthogonale. Dans cette représentation, la matrice de rotation est décrite par 9 paramètres. Ainsi, pour N points (avec $N \geq 3$), la matrice de rotation est obtenue par :

$$\min_{{}^cR^{0I}} = \sum_{i=1}^N \|Q_c^i - {}^cR^{0I}Q_{0I}^i\| \quad \text{avec} \quad \begin{cases} Q_c^i &= P_c^i - C_c \\ Q_{0I}^i &= P_{0I}^i - C_{0I} \end{cases} \quad (4.6)$$

où $C_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_c^i$ et $C_{0I} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_{0I}^i$ sont respectivement les centroïdes des points dans le référentiels de la caméra et du robot.

Le vecteur de translation ${}^c t^{0I}$ est quant à lui déterminé par :

$${}^c t^{0I} = C_c - {}^cR^{0I}C_{0I} \quad (4.7)$$

⇒ **Résultats d'un calibrage manuel**

Un exemple de résultats obtenus pour un calibrage manuel entre la caméra et le robot porte-instrument est représenté dans la figure 4.8. Plusieurs positions des coins de la mire pointés par l'instrument porté par le robot, exprimées dans le référentiel de la caméra grâce à la matrice de calibrage estimée (équation 4.8), sont comparées à celles déterminées dans le repère de la caméra par leur identification dans l'image et l'estimation des paramètres extrinsèques. Cette matrice de calibrage est la suivante :

$${}^cT^{0I} = \begin{bmatrix} -0.808 & 1.041 & -0.031 & 97.863 \\ 0.937 & 0.777 & -0.242 & -85.111 \\ -0.183 & 0.212 & 1.110 & -67.885 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

L'erreur RMS obtenue pour ce calibrage est de 1.46(±0.67) mm. Les erreurs selon les axes X, Y et Z sont présentées dans le tableau 4.6. L'erreur intrinsèque du robot estimée à partir du pointage des coins de la mire est de 0.96 mm.

Tab. 4.6. – Résultats obtenus pour un calibrage manuel entre la caméra endoscopique et le robot porte-instrument

	Erreurs RMS en mm	Écart type en mm
X	1.22	0.65
Y	0.81	0.55
Z	0.06	0.04

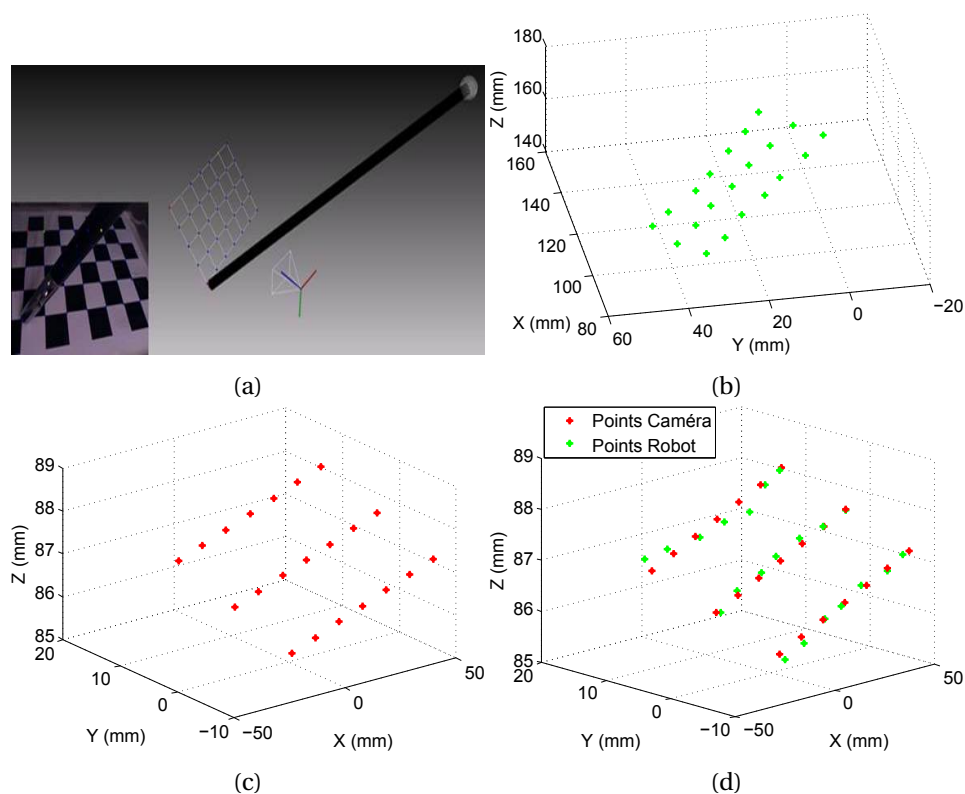


FIGURE 4.8. – **Exemple de résultats obtenus pour le calibrage manuel entre la caméra et le robot porte-instrument** (a) Représentation de l'étape de pointage du calibrage avec la pointe d'un instrument (b) Positions 3D des points de la mire pointés dans le repère du robot porte-instrument (c) Positions 3D des points de la mire détectés dans le repère de la caméra (d) Représentation des points 3D détectés dans le repère de la caméra et pointés par le robot exprimés dans le référentiel de la caméra à partir de la matrice de calibrage estimée

⇒ Résultats d'une évaluation de l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument

Nous avons comparé sur banc d'essai, les positions de la pointe d'un instrument estimées par notre méthode de suivi pour 2000 positions prises à différentes profondeurs de la caméra avec celles obtenues à partir des positions du robot porte-instrument exprimées dans le repère de la caméra grâce à la matrice de calibrage estimée précédemment. Les résultats de cette comparaison selon les axes X, Y et Z sont présentés dans le tableau 4.7. Nous obtenons à la suite de cette évaluation, une erreur RMS de $4.6(\pm 4.33)$ mm.

La figure 4.9 représente les trajectoires obtenues durant cette évaluation, dans l'espace et selon les axes X, Y, Z, de la pointe de l'instrument, exprimées dans le repère de la caméra, par la méthode de localisation des instruments et par les positions du robot porte-instrument (matrice de calibrage).

Tab. 4.7. – Résultats pour l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument

	Erreurs RMS en mm	Écart type en mm
X	2.28	1.76
Y	2.19	1.76
Z	5.47	3.91

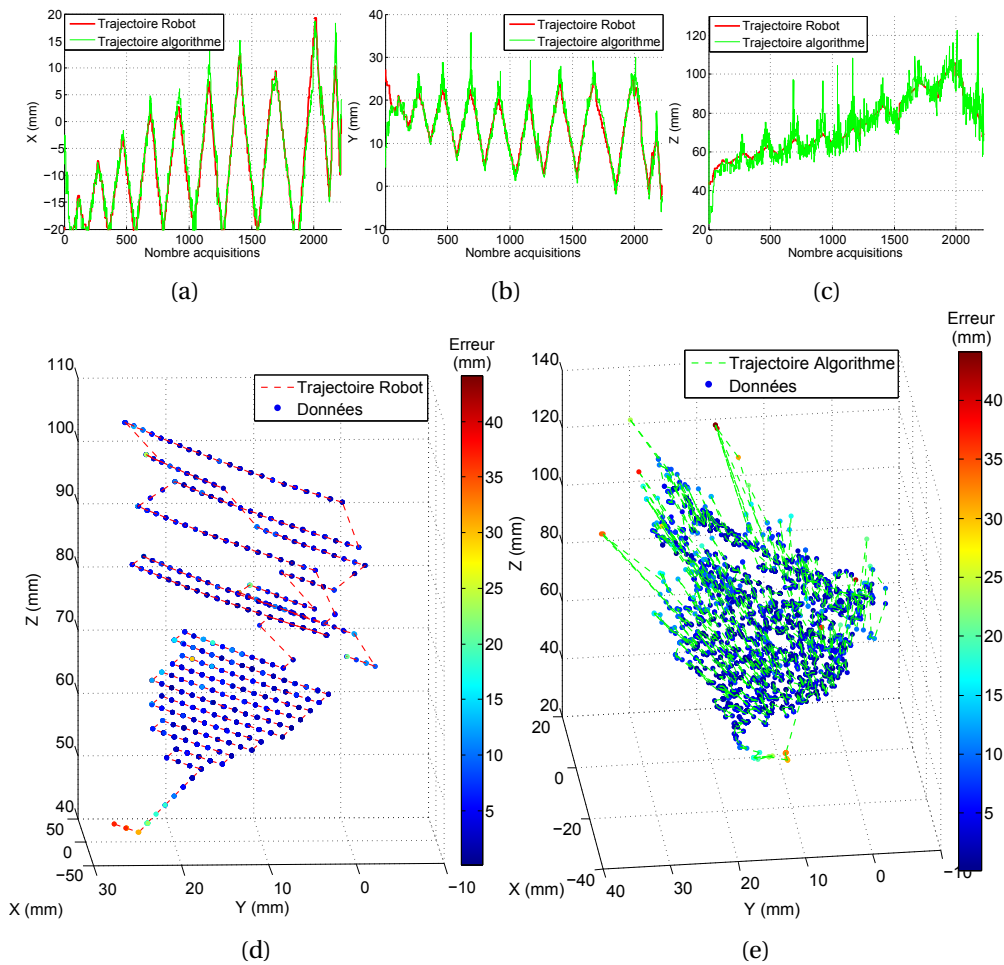


FIGURE 4.9. – Évaluation de l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument chirurgical (a), (b) et (c) Trajectoire de la pointe d'un instrument donnée par le robot (courbes rouges) et la méthode de suivi d'instruments (courbes vertes) selon les axes X, Y et Z de la caméra (d) Trajectoire dans l'espace de la pointe d'un instrument issue des informations géométriques du robot exprimée dans le repère de la caméra (e) Trajectoires dans l'espace de la pointe d'un instrument donnée par la méthode de suivi exprimée dans le repère de la caméra

La figure 4.10 illustre, quant à elle, les trajectoires de la pointe d'un instrument dans l'image et dans l'espace, estimées par notre algorithme pour le suivi d'une cible (carré de 40×40 mm).

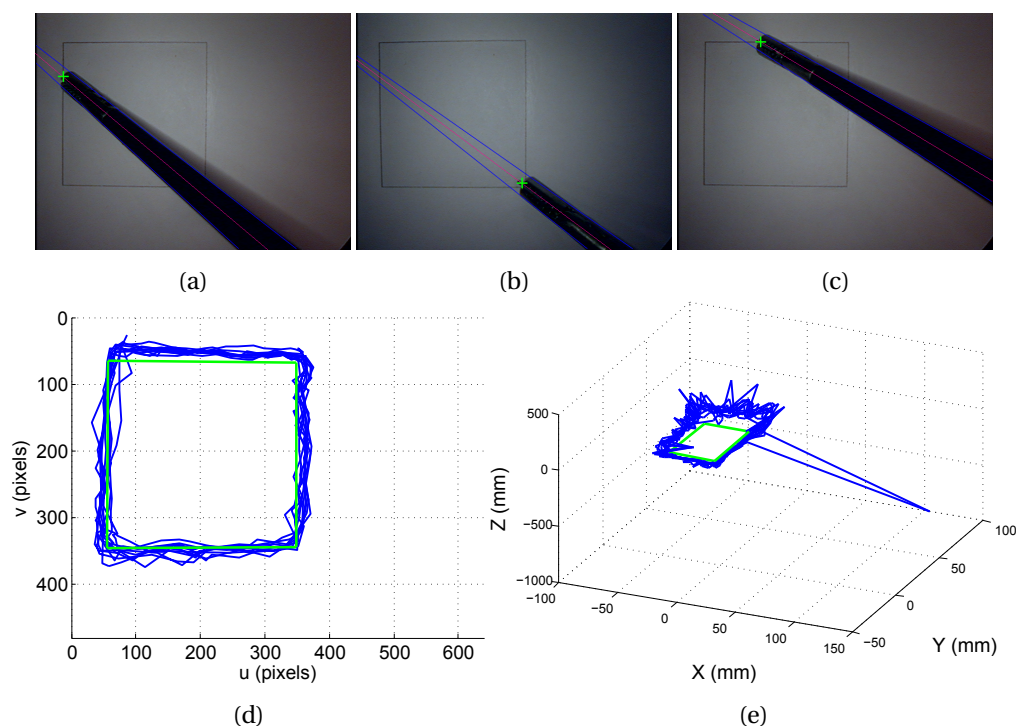


FIGURE 4.10. – **Exemple de trajectoires obtenues par la méthode de suivi d'instruments** Dans les figures, le rectangle vert correspond à la trajectoire de référence et les lignes bleues à la trajectoire de la pointe de l'instrument donnée par l'algorithme de suivi. (a), (b) et (c) Images extraites durant l'évaluation (d) et (e) Trajectoires dans l'image et dans l'espace par rapport au repère de la caméra

4.2.3 Suivi d'une cible anatomique fluorescente

Pour rappel, la localisation du canal cystique dans l'image initiale est réalisée semi-automatiquement, par une identification de son contour dans l'image par l'opérateur. Dans cette partie, nous évaluons uniquement la méthode de suivi de cibles anatomiques dans des images de fluorescence présentée dans la partie 2.4.

Cette évaluation consiste à comparer les résultats obtenus sur des séquences vidéos de cholécystectomie à une annotation semi-automatique. Elle est réalisée sur plusieurs séquences vidéo issues de différents systèmes de fluorescence et nous permet de trouver les paramètres optimaux pour l'algorithme de suivi (partie - A -).

Nous évaluons ensuite la précision de la reconstruction 3D issues de deux prises de vue pour deux positions du robot porte-endoscope (partie - B -).

- A - Évaluation du suivi du canal cystique dans l'image

Pour évaluer la précision de notre algorithme de suivi (présenté dans la partie 2.4) du canal cystique dans des images de fluorescence, nous avons sélectionné quatre vidéos de cholécystectomie avec différents dispositifs (présenté dans la partie ??), illustrées dans la figure 4.11 :

- deux séquences d'un essai sur cochon avec le système FluoMis,
- une séquence avec le système PinPoint de Novadaq
- et une séquence avec le système d'Olympus.

Les caractéristiques de ces séquences sont présentées dans le tableau 4.8.

Tab. 4.8. – Caractéristiques des séquences vidéos pour l'évaluation de l'algorithme de suivi du canal cystique dans des images de fluorescence

Séquences	Taille image (pixels)	# Images	Propriétés de la séquence		
			Occultation	Variation d'apparence	Division et fusion
FluoMis1	720 × 576	450	O	O	N
FluoMis2	720 × 576	420	O	O	N
Novadaq	490 × 360	440	O	O	O
Olympus	640 × 480	800	O	O	O

Nous rappelons brièvement ici le principe de notre algorithme de suivi du canal cystique dans une séquence d'images de fluorescence (présenté dans la partie 2.4.2).

Pour suivre le canal cystique, un filtre de Kalman est utilisé pour prédire sa zone de recherche dans l'image courante à partir de sa détection dans l'image précédente. Son identification parmi les objets candidats dans cette zone de recherche est obtenue à partir de critères de similarité en prenant comme référence les informations issues de sa détection de l'image précédente.

Ces informations de similarité sont basées sur des descripteurs de forme (moments de Hu) et de répartition des intensités (histogramme) que nous pondérons avec des seuils w_h et w_b . L'information de ressemblance entre un objet j dans cette zone de recherche et la détection du canal cystique dans l'image précédente est obtenue en combinant les distances d_{b_j} et d_{h_j} basées respectivement sur la répartition des intensités et de la forme (équations 2.59 et 2.60).

Cette combinaison est donnée par :

$$D_j = w_b d_{b_j} + w_h d_{h_j} \tag{4.9}$$

où $w_i \in [0, 1]$ sont des coefficients de pondération.

Afin de trouver les coefficients de pondération optimaux w_h et w_b , pour le suivi du canal cystique (équation 4.9), nous comparons pour l'ensemble des séquences vidéos (4.8), les résultats obtenus à une annotation semi-automatique, pour différentes valeurs de ces coefficients.

Cette annotation est réalisée sur des images de contours où l'opérateur identifie le canal cystique en cliquant dans la zone délimitée par son contour. Le canal cystique est ensuite identifié automatiquement en recherchant parmi tous les contours de l'image celui ayant son centre de gravité le plus proche de la position du clic dans l'image. Le contour identifié servira de référence, dans cette évaluation pour comparer les résultats obtenus par la méthode de suivi.

Les informations conservées pour évaluer la méthode, après cette identification, sont le centre gravité du contour du canal cystique et sa boîte englobante. Les mesures extraites par notre algorithme de détection correspondent également au centre de gravité de l'objet identifié dans l'image et sa boîte englobante.

Pour chaque image, nous avons donc deux centres de gravité et deux boîtes englobantes issues de l'annotation semi-automatique et de la mesure de notre algorithme. Une mesure dans l'image est alors considérée comme correcte si les deux centres de gravité sont contenus dans les deux boîtes englobantes identifiées par l'annotation et l'algorithme de suivi (comme illustré, dans la première colonne de la figure 4.11). Le critère que nous choisissons pour évaluer le suivi du canal cystique est le taux de détections correctes.

L'initialisation de notre algorithme de suivi pour chaque séquence vidéo est réalisée dès la première image, selon le même principe que l'annotation semi-automatique.

Nous avons répété cette évaluation, pour l'ensemble des séquences vidéos, avec différentes valeurs pour les paramètres présentés dans l'équation 4.9, pour le suivi du canal cystique.

Nous avons choisi d'évaluer l'influence de chaque descripteur séparément, puis de les faire varier, pour extraire la meilleure combinaison, en fonction du taux de détection correctes du canal cystique dans l'ensemble des séquences vidéos.

De plus, pour évaluer l'apport du filtre de Kalman, dans l'algorithme de suivi du canal cystique, ces expérimentations ont été réalisées pour les six combinaisons des coefficients de pondérations choisies : sans le filtre de Kalman (recherche dans toute l'image) et avec le filtre de Kalman (recherche dans une zone prédite présentée dans la partie 2.4.2).

⇒ Résultats obtenus pour l'évaluation de l'algorithme de suivi du canal cystique

Les résultats obtenus pour l'évaluation de l'algorithme de suivi du canal pour l'ensemble des séquences vidéos (présentées dans le tableau 4.8) sont présentés dans le tableau 4.9.

Ce tableau est composé de deux parties correspondant aux résultats obtenus avec et sans le filtre de Kalman. Chaque partie présente le taux de détections correctes du canal cystique, pour chacune des séquences vidéos, en fonction des combinaisons des valeurs des coefficients de pondération de chacun des descripteurs choisies. Pour chaque combinaison, le taux moyen de détections correctes du canal cystique, pour l'ensemble des séquences vidéos est également calculé.

Un exemple d'images extraites, lors de l'évaluation de l'algorithme de suivi du canal cystique dans l'ensemble des séquences vidéos est présenté dans la figure 4.11.

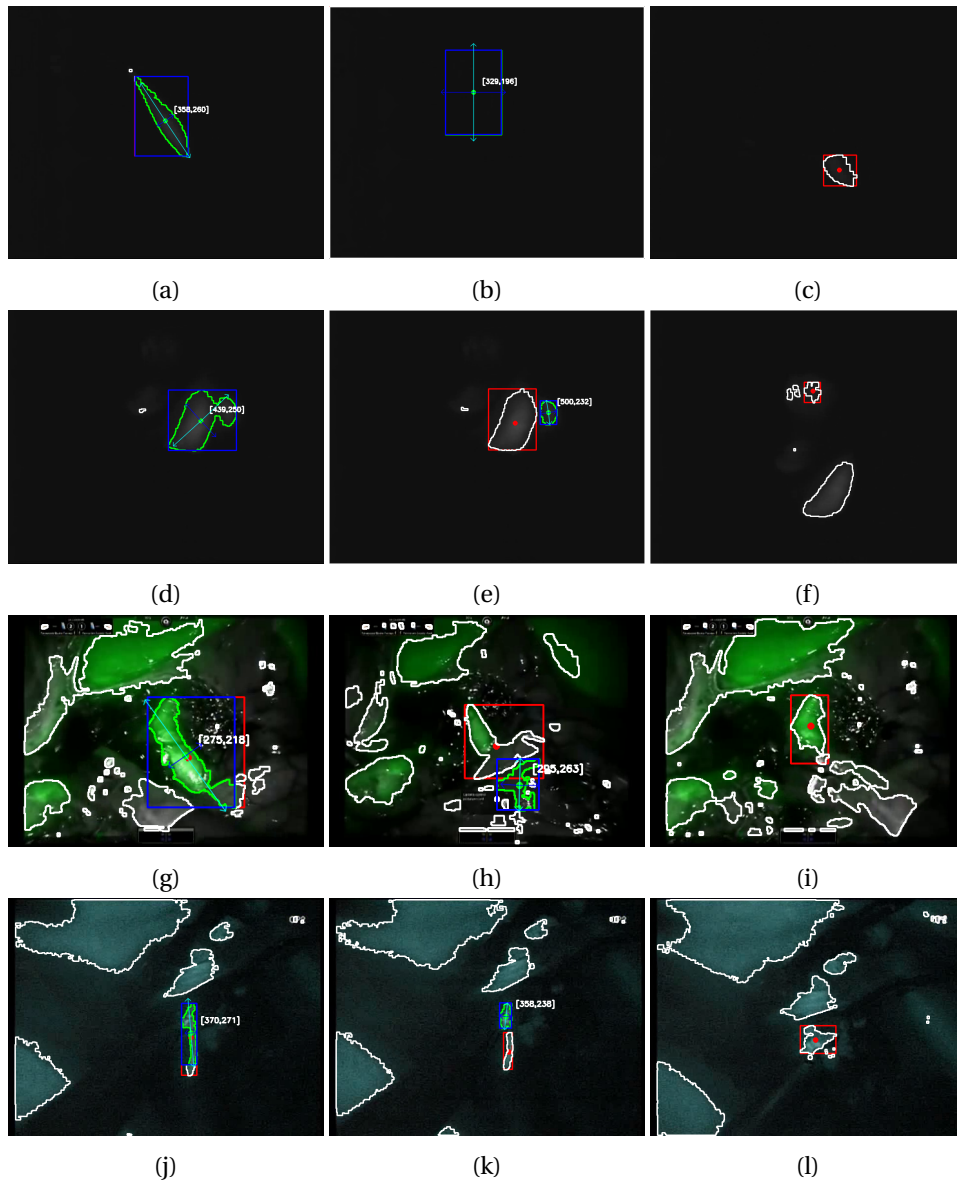


FIGURE 4.11. – **Exemple d'images extraites de l'évaluation de la méthode de suivi du canal cystique dans des images de fluorescence** Dans les images, le point et le rectangle rouges correspondent respectivement au centre de gravité et à la boîte englobante de la cible identifiée par une annotation manuelle. Le point et le rectangle bleus représentent le centre de gravité et la boîte englobante de l'objet détecté par l'algorithme de suivi du canal cystique. (a), (b) et (c) Images extraites de la séquence FluoMis1 (d), (e) et (f) Images extraites de la séquence FluoMis2 (g), (h) et (i) Images extraites de la séquence Novadaq (j), (k) et (l) Images extraites de la séquence Olympus (a), (d), (g) et (j) illustrent un exemple d'une détection considérée comme correcte (b), (e), (h) et (k) illustrent une mauvaise détection et (c), (f), (i) et (l) illustrent une détection manquante

Tab. 4.9. – Évaluation des différents descripteurs sur des séquences de cholécystectomie avec w_b et w_h les coefficients de pondération (équation 4.9)

Séquences	Kalman	Coefficients de pondération					
		$w_h = 0$	$w_h = 1$	$w_h = 1$	$w_h = 1$	$w_h = 0.5$	$w_h = 0.75$
		$w_b = 1$	$w_b = 0$	$w_b = 1$	$w_b = 0.5$	$w_b = 1$	$w_b = 1$
FluoMis1	Sans	0.989	0.929	0.989	0.989	0.989	0.989
FluoMis2		0.935	0.717	0.935	0.935	0.935	0.935
Novadaq		0.411	0.434	0.520	0.478	0.523	0.530
Olympus		0.529	0.700	0.819	0.737	0.818	0.819
Moyennes		0.716	0.695	0.816	0.785	0.816	0.818
FluoMis1	Avec	0.956	0.956	0.956	0.956	0.956	0.956
FluoMis2		0.989	0.793	0.989	0.989	0.989	0.989
Novadaq		0.779	0.887	0.796	0.895	0.527	0.895
Olympus		0.964	0.937	0.967	0.937	0.966	0.967
Moyennes		0.922	0.893	0.927	0.944	0.859	0.952

À la suite de cette évaluation, nous obtenons les meilleurs résultats avec les paramètres $w_h = 0.75$, $w_b = 1$, pour l'ensemble des séquences vidéos. Le taux moyen de détections correctes du canal cystique avec ces paramètres est de 82% pour une recherche dans toute l'image et de 95% avec le filtre de Kalman.

La fréquence de l'algorithme de suivi du canal cystique, estimée pour chaque séquence vidéo de cholécystectomie, avec les paramètres identifiés $w_h = 0.75$, $w_b = 1$, est présentée dans le tableau 4.10.

Tab. 4.10. – Fréquences de l'algorithme de suivi de cibles anatomiques fluorescentes

	Séquences			
	FluoMis1	FluoMis2	Novadaq	Olympus
Fréquences (Hz)	36.62	39.76	60.25	56.51

- B - Évaluation de la reconstruction 3D d'une cible de fluorescence

Dans cette partie, nous évaluons la reconstruction 3D d'une cible de fluorescence présentée dans la partie 2.4.3, à partir de deux prises de vue pour deux positions successives du robot porte-endoscope. Cette reconstruction dépend, en partie, de la transformation main-œil entre la caméra endoscopique de fluorescence et l'effecteur du robot porte-endoscope.

Le calibrage main-œil tel que présenté dans la section - B - de la partie 4.2.1, n'a pu être effectué avec la caméra de fluorescence : des difficultés ont été rencontrées lors de la phase de calibrage pour détecter la mire de calibrage dans l'image de fluorescence pour l'ensemble des déplacements du robot porte-endoscope. C'est pourquoi dans cette partie, nous évaluons la précision de la reconstruction 3D à partir d'une paire d'images is-

sues de la caméra laparoscopique (visible). Nous présentons néanmoins une évaluation qualitative d'une reconstruction 3D d'une cible fluorescente réalisée en utilisant les paramètres estimés pour la caméra laparoscopique (visible).

⇒ **Principe de l'évaluation de la reconstruction 3D**

Nous utilisons une mire de calibrage, pour évaluer la précision de la reconstruction 3D déterminée à partir de deux prises de vue de la caméra, portée par un robot porte-endoscope. Cette mire de calibrage nous permet de connaître précisément la position tridimensionnelle de tous ses coins à partir du modèle de la caméra. Ces points exprimés dans le repère de la caméra sont estimés à partir de leur identification dans l'image, selon le même principe que présenté dans l'équation 4.1.

La reconstruction 3D de la mire de calibrage est obtenue à partir de la carte de disparité, construite (partie 2.4.3) après la mise en correspondance d'une paire d'images rectifiées prises pour deux positions du robot porte-endoscope. À partir de la carte de disparité et de la position connue des coins de la mire de calibrage dans l'image, il est alors possible d'identifier, dans le nuage de points 3D de la mire, les points correspondant à ses coins. Pour évaluer la reconstruction 3D, les positions des coins de la mire de calibrage estimées dans le nuage de points 3D sont comparées à celles estimées à partir du modèle de la caméra.

⇒ **Résultats de l'évaluation d'une reconstruction 3D**

Pour estimer le nuage de points 3D de la mire de calibrage, nous avons choisi une taille de fenêtre de corrélation, permettant la mise en correspondance de la paire d'images de 31×31 pixels.

Les résultats obtenus selon les axes X, Y, Z, pour la comparaison des 40 points de la mire de calibrage estimés, dans le repère de la caméra, par la reconstruction 3D et par la détermination paramètres extrinsèques (entre la caméra et la mire), sont présentés dans le tableau 4.11. L'erreur RMS obtenue, à la suite de cette évaluation, est de $10.9(\pm 5.13)$ mm. La précision de la reconstruction 3D estimée à partir de deux images extraites pour deux positions du robot porte-endoscope sera discutée dans la partie 4.5.2.

Un exemple d'un nuage de points 3D obtenu pour la reconstruction 3D de la mire ainsi que les points choisis pour cette évaluation sont présentés dans la figure 4.12.

Tab. 4.11. – **Résultats obtenus pour l'évaluation de la précision de la reconstruction 3D d'une mire de calibrage**

	Erreurs en mm	Écart type en mm
X	4.10	1.90
Y	3.45	1.52
Z	10.76	5.67

La figure 4.13 représente un exemple d'une reconstruction 3D d'une ampoule fluorescente en utilisant les paramètres estimés pour la caméra laparoscopique (visible).

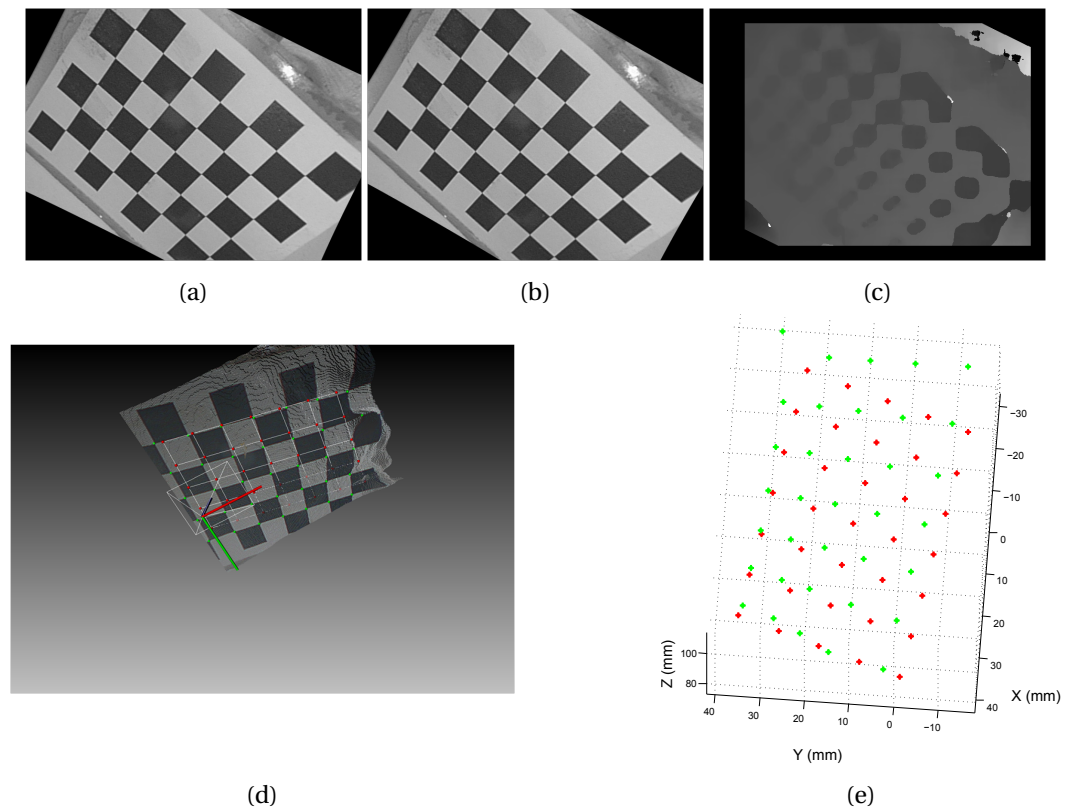


FIGURE 4.12. – **Exemple d'un nuage de points 3D obtenu par la reconstruction d'une mire de calibration pour deux prises de vue** (a) et (b) Images de la mire de calibration rectifiées (c) Carte de disparité obtenue après la mise en correspondance (d) Nuage de points 3D correspondant à la mire de calibration (e) Représentation des points 3D de la mire, estimés à partir de leur détection dans l'image et du modèle de la caméra (points rouges) et des points associés dans le nuage de points 3D (point verts)

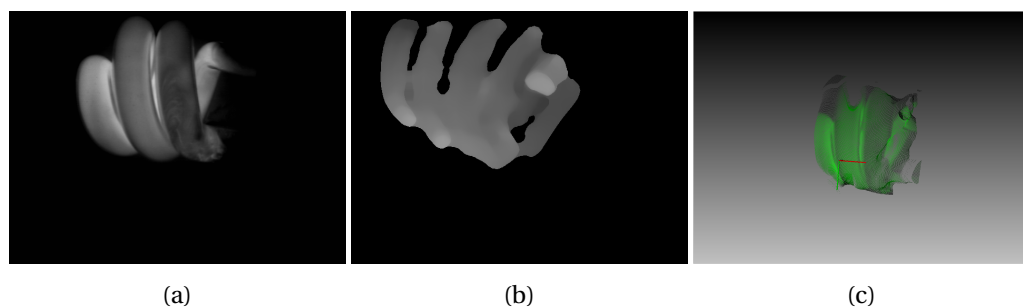


FIGURE 4.13. – **Exemple d'un nuage de points 3D obtenu par la reconstruction d'une ampoule visible dans l'image de fluorescence pour deux prises de vue** (a) Image de fluorescence de l'ampoule (b) Carte de disparité obtenue après la mise en correspondance (c) Nuage de points 3D correspondant à l'ampoule

4.2.4 Suivi de primitives visuelles par asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY

Dans cette partie, nous présentons les différentes commandes développées pour l'asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY. L'objectif de ces commandes est de contrôler les différents degrés de liberté du robot pour suivre et maintenir au centre de l'image différentes primitives visuelles extraites des deux modalités d'imagerie (visible/fluorescence).

- A - Suivi d'instruments chirurgicaux par un robot-porte-endoscope

Nous proposons ici différents modes de fonctionnement du robot porte-endoscope ViKY pour suivre des instruments chirurgicaux par asservissement visuel. La stratégie que nous avons choisie est de contrôler le robot pour conserver un ou plusieurs instruments centrés dans l'image endoscopique. Les informations visuelles nécessaires pour réaliser cette tâche robotique sont obtenues à partir de la méthode de suivi des instruments présentées dans la partie 2.3.

Toutes les évaluations de l'asservissement visuel du robot porte-endoscope, selon différents modes de fonctionnement, ont été réalisées sur le banc d'essai présenté dans la figure 4.1 avec une pièce de viande en fond.

Pour l'ensemble de ces commandes, nous avons choisi un gain $\lambda = 0.25$ permettant d'ajuster la vitesse de convergence. Pour toutes ces expérimentations, des courbes d'évaluation sont présentées : trajectoires de la caméra dans l'espace et de la cible dans l'image, erreurs dans l'image entre la position désirée et la position courante de la cible et commandes en vitesse envoyées aux moteurs du robot ViKY.

⇒ Cas d'un instrument

Lorsque qu'un seul instrument est présent dans l'image endoscopique, nous considérons deux modes de suivi.

Le mode direct consiste à suivre en continu la pointe d'un instrument obtenue par la méthode de localisation des instruments dans l'image.

Le mode dégradé, quant à lui, consiste à centrer l'image sur la pointe d'un instrument lorsque celle-ci sort d'une zone définie dans l'image. Une fois l'image centrée sur la pointe, l'instrument n'est plus suivi à l'intérieur de la zone.

La loi de commande utilisée pour contrôler le robot porte-endoscope, selon ces deux modes fonctionnement, est celle présentée dans la relation 3.14 (partie 3.3).

Les figures 4.14 et 4.15 représentent respectivement les courbes d'évaluation de la commande par asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY, pour les modes de fonctionnement direct et dégradé.

Pour l'évaluation du mode de fonctionnement direct, les erreurs (figure 4.14d) entre la position désirée et la position courante de la pointe de l'instrument, pour les x et y de l'image diminuent pour atteindre une précision subpixelique à l'itération 75. La figure

4.14e illustre une convergence de la pointe de l'instrument au centre de l'image selon une trajectoire relativement rectiligne.

Pour l'évaluation du mode de fonctionnement dégradé, un premier suivi la pointe de l'instrument dans l'image est réalisé avec une précision subpixelique (itération 70 de la figure 4.15g). Entre les itérations 70 et 110 de la figure 4.15g, les variations des erreurs décrivent le mouvement de la pointe de l'instrument non suivie, à l'intérieur de la zone centrée dans l'image. Le suivi de la pointe de l'instrument est repris à l'itération 110, lorsque celle-ci sort de la limite de cette zone (illustré figure 4.15e) représentée par une ligne bleue dans la figure 4.15g.

⇒ Gestion du zoom du robot ViKY

Les informations visuelles considérées pour prendre en compte le zoom dans la commande par asservissement visuel du robot porte-endoscope correspondent à la position de la pointe et à la distance entre les deux bords identifiés d'un instrument à son point d'entrée dans l'image.

La dimension désirée entre les deux bords identifiés d'un instrument à son point d'entrée dans l'image est définie manuellement. Cette dimension peut également être choisie comme la distance entre les deux bords d'un instrument, estimée lors de sa première identification dans l'image.

Cette commande assure le suivi de la pointe de l'instrument, tout en gardant la dimension de l'instrument constante à son point d'entrée.

La loi de commande utilisée pour contrôler le robot porte-endoscope en prenant en compte le zoom est celle définie par la relation 3.21 (partie 3.3).

De la même façon que précédemment, les deux modes de fonctionnement direct et dégradé peuvent être choisis pour suivre la pointe de l'instrument, tout en gardant, une dimension constante à son point d'entrée dans l'image par asservissement visuel du robot porte-endoscope.

Les courbes d'évaluation de ces deux modes de fonctionnement pour l'asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY avec la prise en compte du zoom sont présentées dans les figures 4.16 et 4.17. Pour ces deux évaluations, le contrôle du robot assure une convergence de la pointe de l'instrument selon une trajectoire rectiligne dans l'image avec une précision subpixelique.

⇒ Cas de deux instruments

Lorsque deux instruments sont présents dans l'image, un premier mode de suivi consiste à suivre uniquement un instrument identifié par l'opérateur dans l'image. Cette approche offre alors la possibilité au chirurgien de choisir au cours d'une chirurgie l'instrument le plus approprié pour guider le robot porte-endoscope.

Le suivi de l'intersection des axes centraux de deux instruments dans l'image constitue un autre mode de suivi possible. Cette dernière approche peut être envisagée pour des tâches nécessitant un positionnement de l'endoscope précis. L'utilisation de l'information mutuelle des axes centraux de deux instruments peut apporter une information

plus robuste que la détection de la pointe seule d'un instrument. Néanmoins, l'intérêt et la faisabilité dans la pratique clinique de cette dernière approche reste à discuter.

L'asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY pour ces modes de suivi est réalisé à partir d'une primitive visuelle de type point, correspondant à la pointe de l'instrument ou à l'intersection des axes centraux de deux instruments. La loi de commande que nous utilisons pour contrôler le robot porte-endoscope est présentée dans l'expression 3.15.

Selon le nombre d'instruments présents dans l'image endoscopique, ces modes de suivi peuvent être intéressants pour :

- les phases d'exploration de la cavité abdominale en début et fin d'intervention : mode de commande direct permettant de suivre en continu un instrument ou, dans le cas de plusieurs instrument, mode commande permettant de choisir l'instrument à suivre ;
- certaines étapes de chirurgie (telles que la suture), où le chirurgien a besoin d'une image stable pendant qu'il réalise son geste et d'un suivi lorsque l'instrument sort du champs de vision : mode suivi dégradé permettant de suivre un instrument sortant d'une zone centrée dans l'image.

L'évaluation des deux modes de fonction pour l'asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY pour la présence de deux instruments dans l'image est présentée dans les annexes C.1 et C.2.

- B - Suivi de cibles anatomiques fluorescentes par un robot porte-endoscope

À présent, nous proposons de contrôler le robot porte-endoscope pour suivre et maintenir une cible fluorescente au centre de l'image.

Si nous considérons uniquement le positionnement du robot selon ces deux degrés de liberté (sans le zoom), la primitive visuelle choisie est le centre de gravité de la cible anatomique fluorescente (figure C.3) obtenue par la méthode de localisation présentée dans la partie 2.4.2. Nous adoptons alors la loi de commande définie en 3.15 pour réaliser cette tâche robotique.

Dans le cas, où nous considérons le zoom du robot, les primitives visuelles utilisées sont le centre de gravité et la longueur de la boîte englobante de la cible de fluorescence. De la même façon que pour la commande du suivi d'instruments chirurgicaux utilisant le zoom du robot, un dimension peut être définie dans l'image par le chirurgien pour définir l'échelle de visualisation souhaitée de la cible anatomique de fluorescence (figure C.4). Pour cet asservissement visuel, nous utilisons alors la loi de commande présentée dans la relation 3.21.

L'évaluation des modes de fonctionnement pour le suivi de cible fluorescente par asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY est présentée dans les annexes C.3 et C.4.

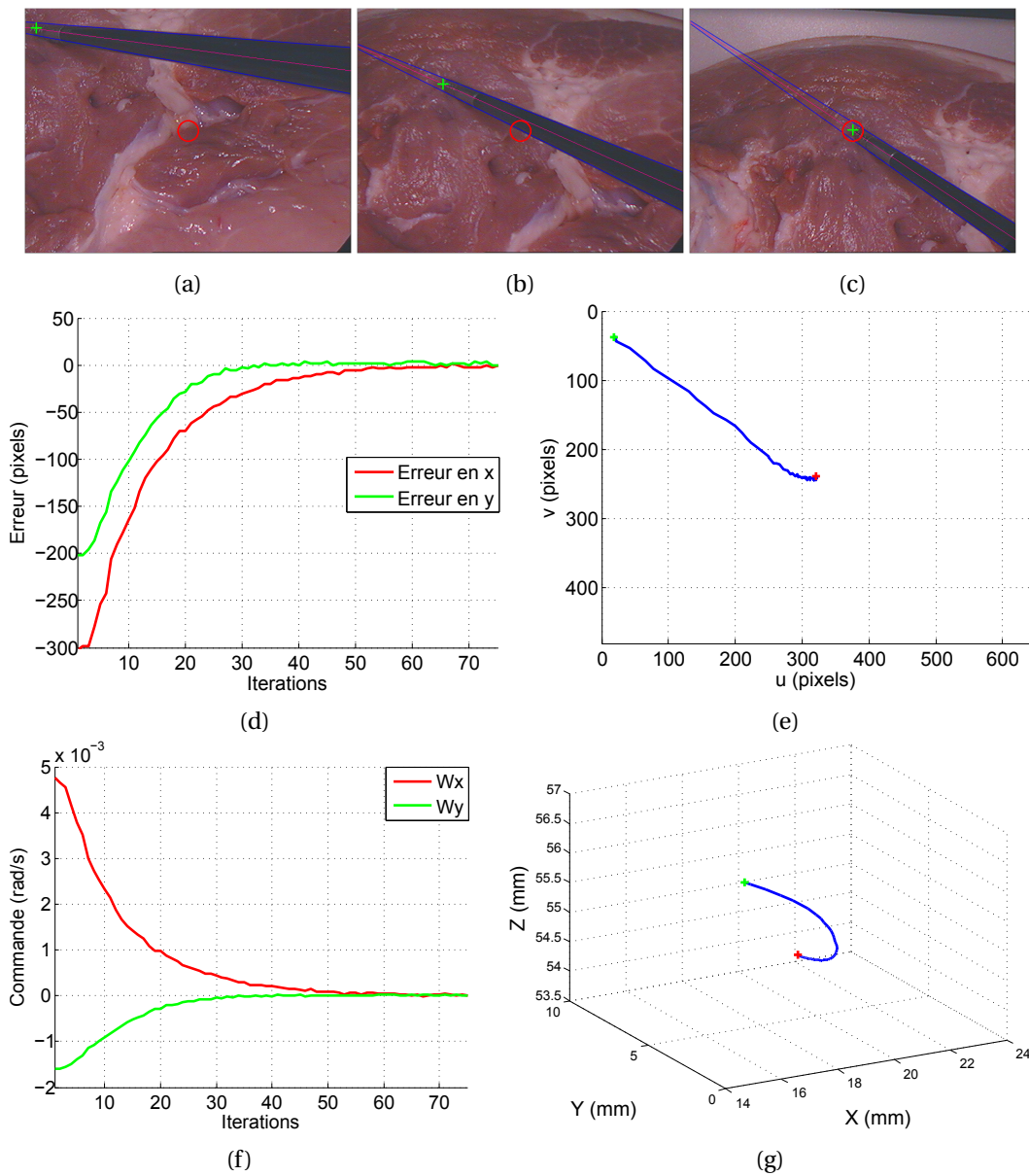


FIGURE 4.14. – **Suivi d'un instrument chirurgical par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope : mode direct** Le robot suit en continu la pointe de l'instrument correspondant à la croix verte (position courante \mathbf{s}) pour la positionner au centre de l'image représenté par un cercle rouge (position désirée \mathbf{s}^*) (a) Image initiale (b) Image extraite au cours de l'asservissement visuel (c) Image finale (d) Courbe des erreurs dans l'image $\mathbf{s}^* - \mathbf{s}$ (e) Trajectoire dans l'image (f) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au repère de référence du robot

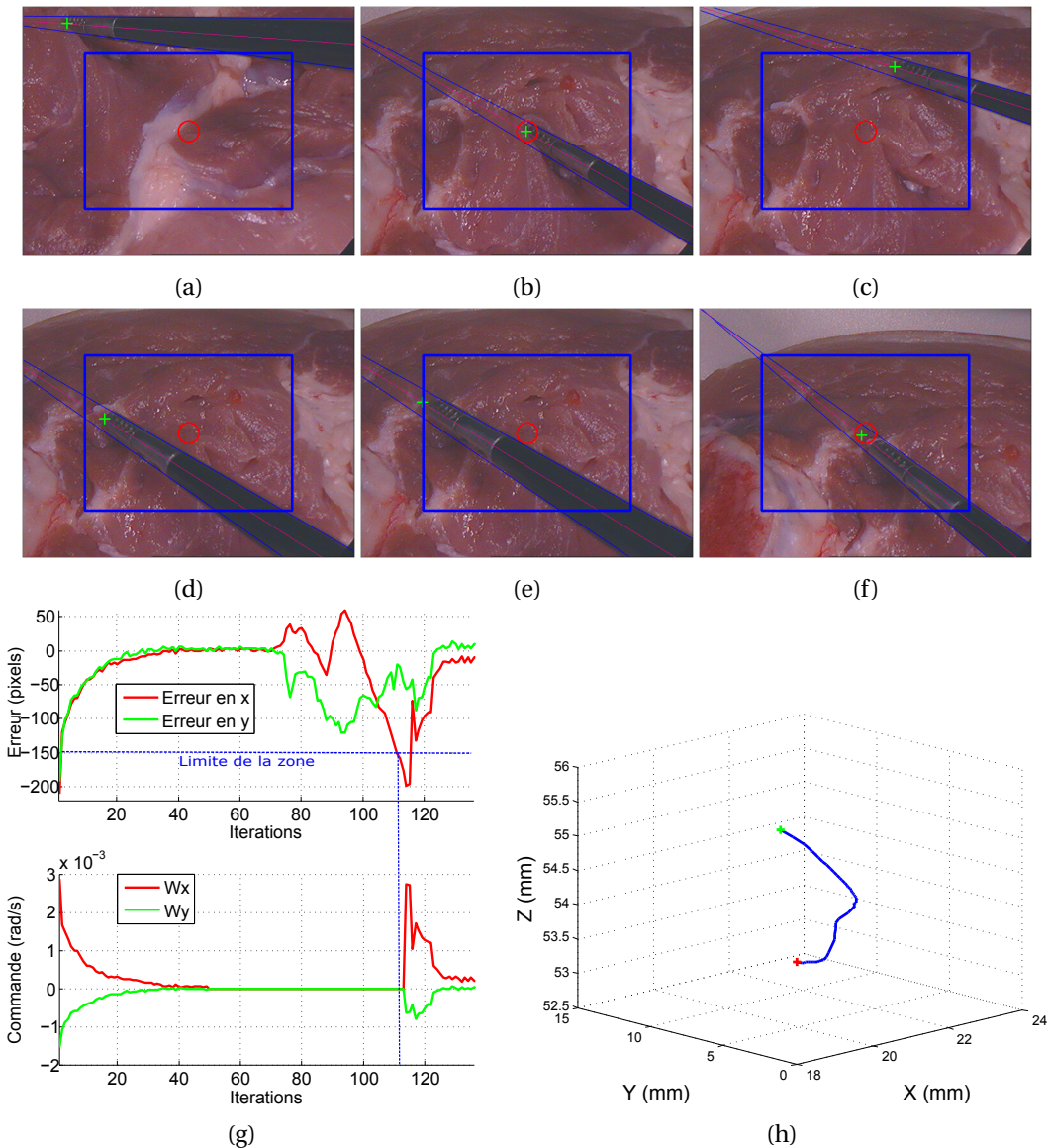


FIGURE 4.15. – **Suivi d'un instrument chirurgical par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope : mode dégradé** La pointe de l'instrument est suivie uniquement lorsque l'instrument sort d'une zone centrée dans l'image définie par un rectangle bleu. Dans les images, une croix verte représente la pointe de l'instrument (position courante \mathbf{s}) et un cercle rouge correspond au centre de l'image (position désirée \mathbf{s}^*) (a) Image initiale (b) Image illustrant la zone représentée par un rectangle bleu centrée sur la pointe de l'instrument (c) et (d) Images pendant lesquelles l'instrument n'est pas suivi (e) Image dans laquelle la pointe de l'instrument sort de la zone (f) Image correspondant au centrage de l'image sur la pointe de l'instrument après qu'il est sorti de la zone (g) Courbes représentant les erreurs dans l'image et les vitesses de commande (h) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au référentiel du robot

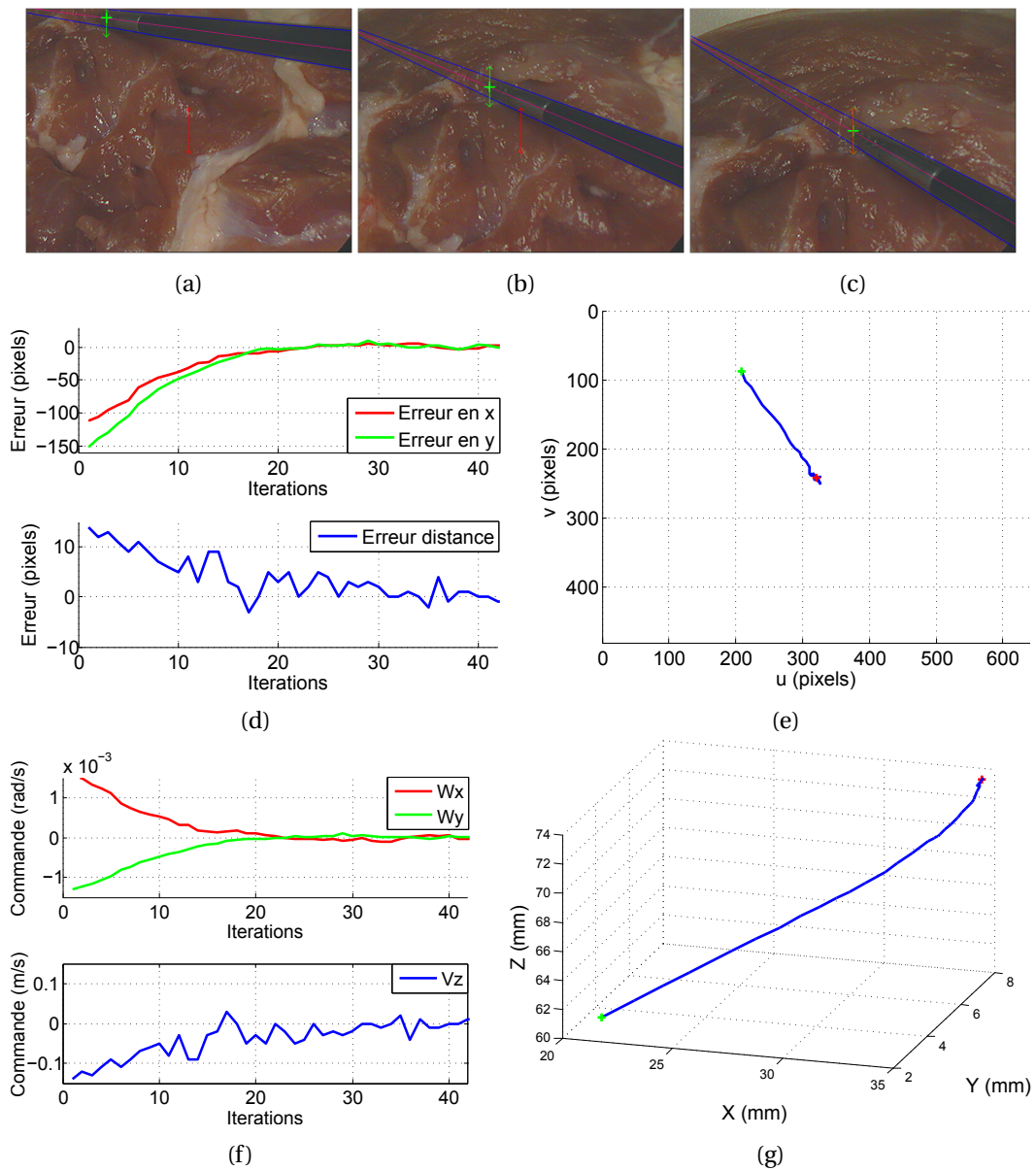


FIGURE 4.16. – **Prise en compte du zoom pour le suivi d'un instrument chirurgical par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope : mode direct** Dans les images, un segment vert représente la pointe de l'instrument et la largeur entre ses bords au point d'entrée dans l'image (position et largeur courantes \mathbf{s}) et un segment rouge correspond au centre de l'image et la largeur souhaitée (position désirée \mathbf{s}^*) (a) Image initiale (b) Image extraite au cours de l'asservissement visuel (c) Image finale (d) Courbe des erreurs dans l'image $\mathbf{s}^* - \mathbf{s}$ (e) Trajectoire dans l'image (f) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au repère de référence du robot

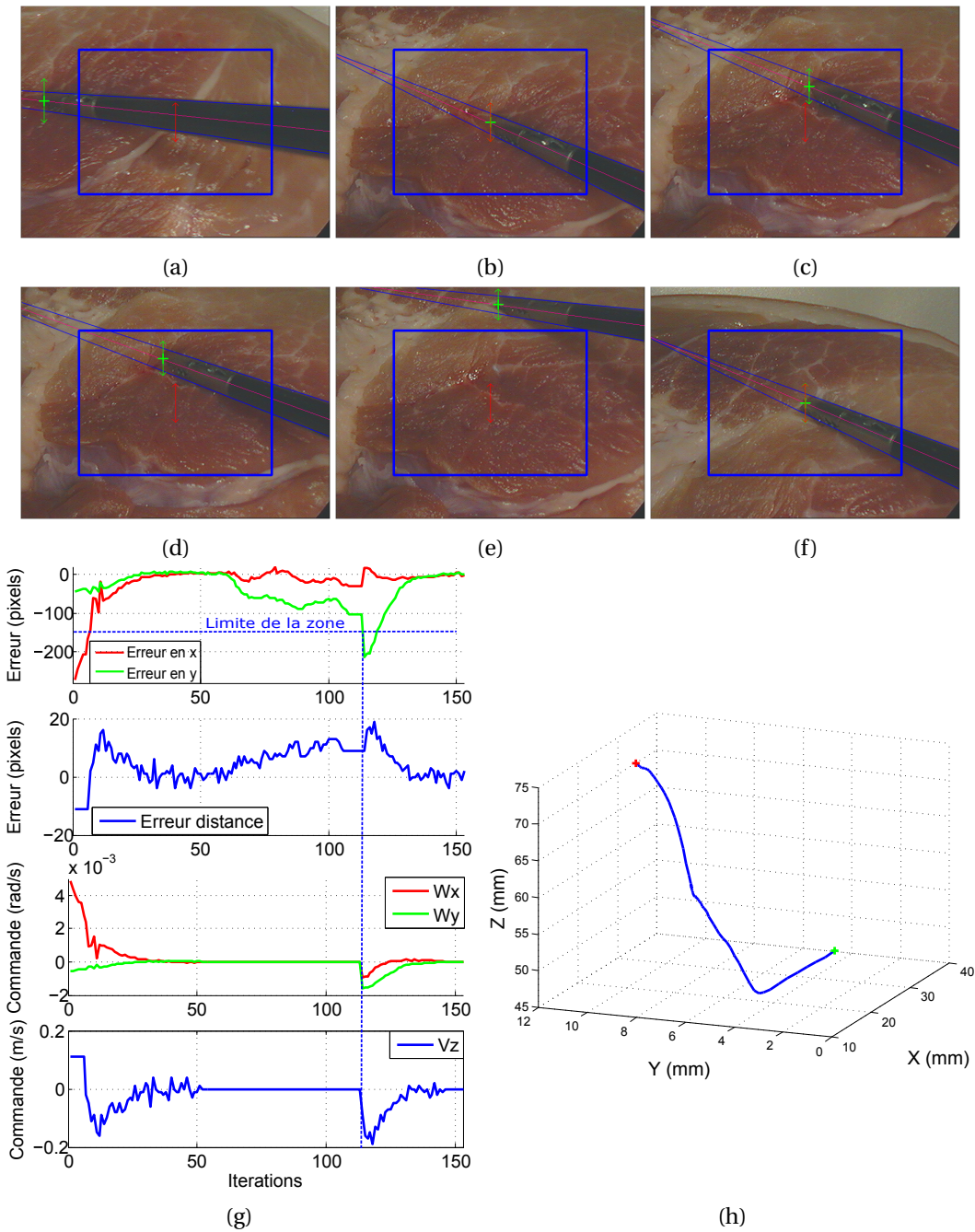


FIGURE 4.17. – **Prise en compte du zoom pour le suivi d'un instrument chirurgical par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope : mode dégradé**
 Dans les images, un segment vert de largeur égale à la distance entre les bords d'un instrument à son point d'entrée dans l'image représente la position et largeur courantes s , un segment rouge d'une largeur définie correspond à la position et la largeur désirées s^* . (a) et (b) Images extraites lors du positionnement de l'endoscope (c) et (d) Images pendant lesquelles l'instrument n'est pas suivi (e) et (f) Images extraites au cours du suivi d'un instrument après qu'il est sorti de la zone (rectangle bleu) (g) Courbes représentant les erreurs dans l'image et les vitesses de commande (h) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au référentiel du robot

4.2.5 Contrôle du robot porte-instrument ViKY

Dans cette partie, nous présentons les commandes développées pour contrôler un robot porte-instrument ViKY par un asservissement visuel hybride.

- A - Automatisation du calibrage entre la caméra endoscopique et un robot porte-instrument

La caméra endoscopique n'étant pas rigidement liée au robot porte-instrument, il est nécessaire d'estimer la transformation géométrique entre les repères de la caméra et du robot porte-instrument par un calibrage. Ce calibrage peut être réalisé manuellement avec une mire de calibrage selon le même principe que présenté sur banc d'essai dans la section - B - de la partie 4.2.2. Cependant, cette approche n'est pas transférable en pratique clinique, c'est pourquoi ici, nous souhaitons estimer la transformation entre les repères de la caméra et du robot porte-instrument automatiquement. Le principe de ce calibrage automatique (présenté dans la partie 3.4.1) consiste à estimer la transformation ${}^cT^{0I}$ (illustré figure 4.7), à partir de la connaissance de la pose 3D d'un instrument dans les repères de la caméra (méthode de localisation des instruments) et du robot porte-instrument (modèle géométrique du robot porte-instrument).

⇒ Principe d'évaluation de la précision du calibrage automatique

L'estimation de la matrice de transformation ${}^cT^{0I}$ est réalisée toutes les 30 acquisitions par un algorithme de RANSAC. Pour le calibrage, le robot ViKY portant l'instrument est mis en mode passif et manipulé à la main pour acquérir les informations de pose de l'instrument dans son repère de référence et celui de la caméra endoscopique. Pour évaluer cette méthode de calibrage, nous avons comparé les résultats de 50 calibrages successifs au calibrage manuel réalisé dans la section - B - de la partie 4.2.2.

⇒ Résultats obtenus pour 50 calibrage successifs

À la suite de cette évaluation, nous obtenons, pour l'ensemble des calibrages, une précision de $3.43(\pm 2.11)$ mm pour le vecteur de translation et $0.2(\pm 0.07)$ pour l'axe de rotation de l'estimation de la transformation géométrique entre la caméra et le robot porte-instrument.

La figure 4.18 représente les résultats obtenus pour l'évaluation de 50 calibrages automatiques entre la caméra endoscopique et le robot porte-instrument. Dans cette figure, plusieurs points d'une mire de calibrage, pointés par l'instrument porté par le robot et exprimés dans le référentiel de la caméra, grâce à la matrice de calibrage manuelle (figure 4.18d) et à la matrice moyenne de calibrages automatiques (figure 4.18c), sont comparés à ceux exprimés dans le repère de la caméra, par leur identification dans l'image et l'estimation des paramètres extrinsèques. Les résultats de la comparaison de ces 50 calibrages successifs au calibrage manuel de la section - B - de la partie 4.2.2 sont présentés dans le tableau 4.12.

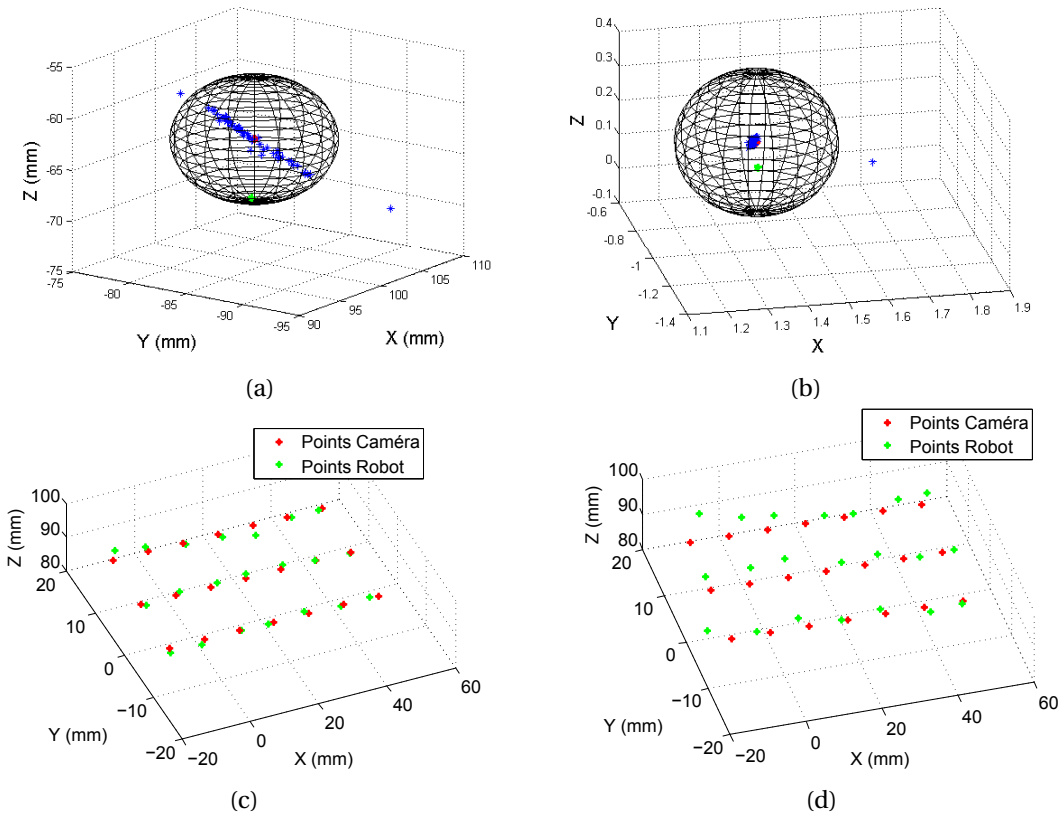


FIGURE 4.18. – **Représentation des résultats obtenus pour 50 calibrages entre une caméra endoscopique et un robot porte-instrument** Les points bleus, rouges et verts correspondent respectivement aux données estimées (translations (a) et axes de rotation (b)) par les calibrages, aux données de référence (calibrage manuel) et aux mesures moyennes des résultats des calibrages. (a) Estimation du point d'insertion correspondant à la translation entre les repères de la caméra et du robot porte-instrument ViKY (b) Estimation de l'axe de rotation (c) Représentation des points 3D d'une mire détectés dans le repère de la caméra (verts) et pointés par le robot porte-instrument exprimés dans le repère de la caméra à partir d'un calibrage manuel (Erreur RMS de 1.83 mm) (d) Représentation des points 3D d'une mire détectés dans le repère de la caméra (verts) et pointés par le robot porte-instrument, exprimés dans le repère de la caméra, à partir de la matrice de calibrage moyenne estimée à partir de 50 calibrages automatiques (Erreur RMS de 4.51 mm)

Tab. 4.12. – Résultats obtenus pour 50 calibrages entre une caméra endoscopique et un robot porte-instrument

	Rotation		Translation	
	Erreurs RMS	Ecart type	Erreurs RMS	Ecart type
X	0.05	0.03	1.89	1.22
Y	0.15	0.07	1.69	1.09
Z	0.13	0.02	2.28	1.36

La précision moyenne pour le calibrage automatique est plus faible que celle obtenue pour le calibrage manuellement. Ceci peut s'expliquer par la manipulation à la main du robot porte-instrument, qui peut entraîner des forces sur l'instrument. Ces résultats seront discutés dans la partie 4.5.4.

- B - Commandes du robot porte-instrument ViKY

La tâche choisie pour contrôler le robot porte-instrument est de positionner la pointe de l'instrument sur une cible désirée, définie par sa position \mathbf{P}_c^* dans le repère de la caméra et sa projection \mathbf{p}_c^* dans le plan image. L'objectif est de pouvoir évaluer si le calibrage entre le robot porte-instrument et la caméra endoscopique, ainsi que la méthode de localisation des instruments, sont suffisamment précis pour l'élaboration de lois de commande d'un robot porte-instrument. Pour cela, nous avons développé trois modes de fonctionnement du robot porte-instrument.

Un mode de fonctionnement "basé calibrage" consiste à modéliser virtuellement un instrument chirurgical par la connaissance du modèle géométrique du robot. La navigation automatique d'un instrument chirurgical dans la cavité abdominale étant dangereuse, cette commande "aveugle" peut constituer une possibilité permettant de placer le robot porte-instrument sur une cible 3D. La pointe de l'instrument \mathbf{P}_{OI} connue dans le repère du robot porte-instrument R_{OI} est exprimée dans le repère de la caméra R_c à partir de la matrice de calibrage ${}_c\mathbf{T}^{OI}$ (équation 4.5). La position de la projection $\mathbf{p}_c = [x_c \ y_c]^T$ dans l'image de la pointe de l'instrument \mathbf{P}_c exprimée dans le repère de la caméra R_c est quant à elle obtenue à partir de la matrice de calibrage de la caméra \mathbf{K} .

Le contrôle du robot est alors réalisé uniquement à partir de la connaissance du modèle géométrique du robot, des paramètres intrinsèques de la caméra et de la matrice de transformation entre les référentiels de la caméra et du robot porte-instrument.

Un mode de fonctionnement "combiné" consiste à coupler les informations issues de la méthode de la localisation des instruments et du modèle géométrique du robot. L'orientation de l'instrument est contrôlée à partir de la position de sa pointe \mathbf{p}_c dans l'image issue de la méthode de la localisation. Le contrôle de la profondeur d'insertion est quant à lui géré à partir de la position 3D de la pointe de l'instrument \mathbf{P}_c dans le repère de la caméra, déterminée à partir du modèle géométrique du robot et de la matrice de calibrage.

Dans un mode de fonctionnement "basé image", le robot est contrôlé uniquement à partir des informations 2D et 3D de la position de la pointe de l'instrument issues de la méthode de localisation des instruments.

Pour l'ensemble des commandes, tant que l'instrument n'est pas visible dans l'image endoscopique, la phase d'approche de l'instrument est réalisée à partir du modèle géométrique du robot porte-instrument et de la matrice de calibrage ${}^cT^{0I}$ (selon le même principe que pour le mode de fonctionnement basé calibrage).

⇒ **Évaluation et résultats pour le positionnement automatique de la pointe d'un instrument par asservissement visuel du robot porte-instrument ViKY**

Pour évaluer les modes de fonctionnement développés pour l'asservissement visuel du robot porte-instrument, nous utilisons une mire de calibrage pour connaître la position de points 3D dans le repère de la caméra. Le point choisi comme position désirée est le point central de la mire $\mathbf{P}_c^* = [-4.536 \ 7.756 \ 90.11]^T$ (figure 4.19).

Dans cette évaluation, nous avons choisi une matrice de calibrage (estimée automatiquement) entre la caméra et le robot porte-instrument précise, avec en comparaison avec la matrice de calibrage estimée manuellement une erreur de 0.93 mm pour le vecteur de translation et de 0.12 pour l'axe de rotation. Nous avons également choisi pour l'ensemble des commandes les gains (permettant de paramétrer la vitesse de convergence) $\lambda = 0.3$ et $k_p = 0.025$, définis dans l'expression 3.39.

Les consignes de ces commandes ainsi que les trajectoires dans l'image et dans le repère de la caméra de la pointe de l'instrument, sont représentées dans la figure 4.20. Pour les modes de fonctionnement basé calibrage et combiné, la convergence de la pointe de l'instrument est assurée selon une trajectoire présentant peu de variations. En revanche, pour l'évaluation du mode de fonctionnement basé image, la convergence de la pointe est réalisée selon une trajectoire chaotique. Ceci s'explique par les variations selon l'axe Z dans l'estimation de la position 3D de la pointe de l'instrument, identifiées lors de l'évaluation de la précision 3D de la méthode de localisation des instruments 2.3.

Pour avoir une idée de la précision réelle obtenue pour l'ensemble de ces commandes, la position finale de la pointe de l'instrument porté par le robot est exprimée dans le repère de la caméra, grâce à la connaissance du modèle du robot et de la matrice de calibrage estimée manuellement, et est comparée au point \mathbf{P}_c^* connu dans le repère de la caméra. Les résultats obtenus de cette comparaison pour chaque mode fonctionnement évalué sont présentés dans le tableau 4.13.

Ces résultats seront discutés dans la partie 4.5.4.

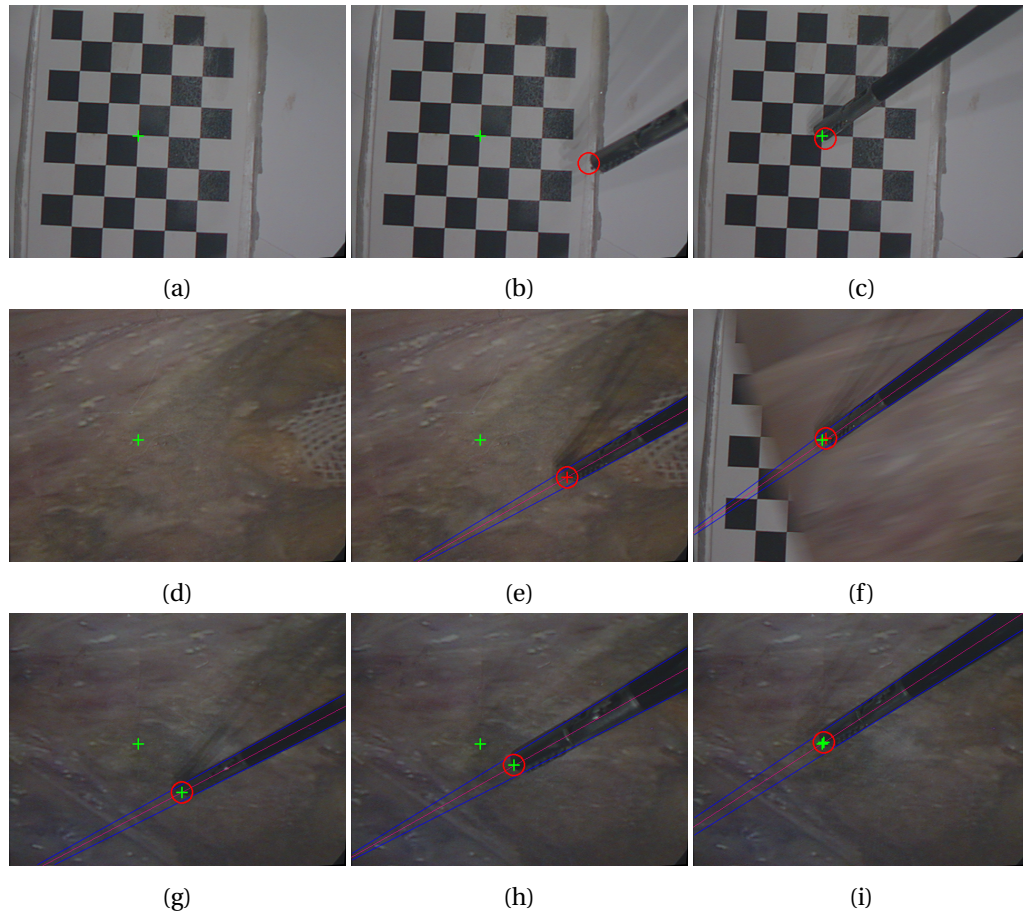


FIGURE 4.19. – **Positionnement de la pointe d'un instrument par asservissement visuel d'un robot porte-instrument** Dans les images, une croix verte représente la projection de la position désirée dans l'image et un cercle rouge correspond à la projection de la position courante de la pointe de l'instrument (a), (b) et (c) Images extraites lors du positionnement de l'instrument basé uniquement sur les informations issues du calibrage entre la caméra et le robot (d), (e) et (f) Images extraites pour le positionnement de l'instrument en combinant les informations entre le robot porte-instrument (profondeur) et la méthode de localisation des instruments (orientation dans l'image) (g), (h) et (i) Images extraites pour le positionnement de l'instrument basé uniquement sur les informations de la méthode de suivi des instruments

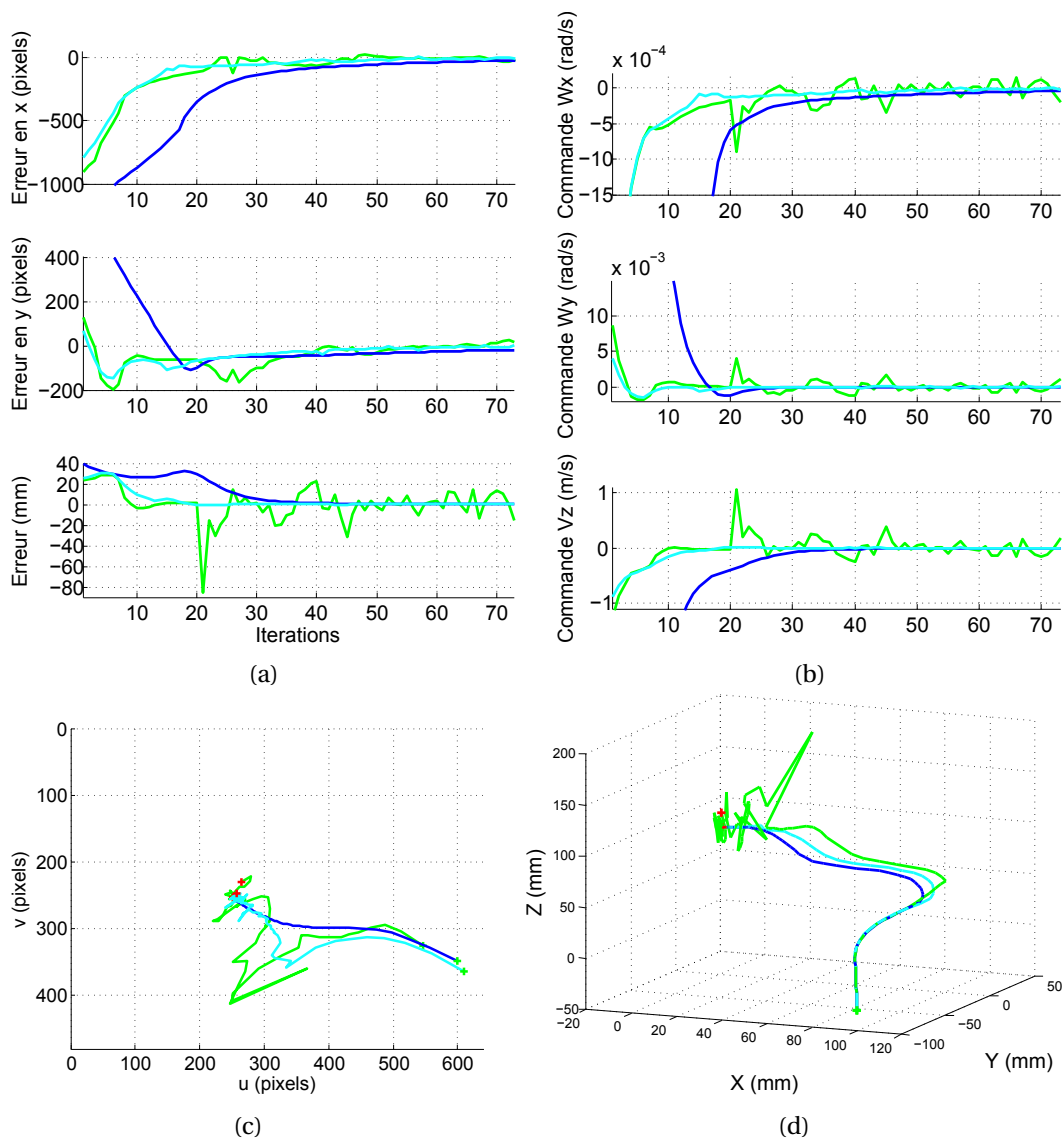


FIGURE 4.20. – **Représentation des consignes de commande et des trajectoires pour le positionnement d'un instrument chirurgical par asservissement visuel d'un robot porte-instrument** Dans les images, les courbes bleues, vertes et turquoise correspondent respectivement aux données issues du positionnement de l'instrument à partir des informations du robot, de la méthode de suivi, et de la combinaison entre le robot et la méthode de suivi (a) Courbe des erreurs de position dans l'image et de la profondeur dans le repère de la caméra (b) Vitesses de commande (c) Trajectoires dans l'image (d) Trajectoire de la pointe de l'instrument dans l'espace par rapport au repère de la caméra

Tab. 4.13. – Résultats obtenus pour le positionnement automatique de la pointe d'un instrument sur une cible 3D

	Position (mm)			Erreur (mm)			Erreur moyenne (mm)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
Robot seul	-3.58	8.53	89.93	0.95	0.77	0.18	1.24
Robot+Suivi	-4.52	8.98	89.78	0.02	1.23	0.33	1.27
Suivi seul	-2.99	8.35	86.51	1.54	0.60	3.60	3.96

Pour cette évaluation sur banc d'essai, les meilleurs résultats obtenus pour l'asservissement visuel du robot porte-instrument ViKY sont pour le mode de fonctionnement basé calibrage (robot seul), avec une erreur de 1.24 mm.

4.3 Évaluation de la mise en commun des composantes

Dans cette partie, nous présentons deux expérimentations permettant d'évaluer la mise en commun de l'ensemble des méthodes conçues au cours de ces travaux.

4.3.1 Distance entre une cible 3D et la pointe d'un instrument

L'objectif ici est de pouvoir indiquer au chirurgien la distance estimée entre la pointe d'un instrument et une cible tridimensionnelle (de fluorescence), et de l'alerter lorsque cette distance devient critique. La navigation de l'instrument est assurée par une manipulation manuelle d'un robot porte-instrument ViKY en mode passif.

Un marqueur (pour localisateur optique) joue ici le rôle d'une cible fluorescente dans l'image. La reconstruction 3D est assurée par l'acquisition périodique de deux images pour deux positions successives connues du robot porte-endoscope.

Le marqueur est ensuite identifié et suivi dans l'image correspondant à la première position du robot porte-endoscope, par l'algorithme de suivi de cible fluorescente présenté dans le chapitre 2.4. Cette identification nous permet de ne prendre en compte dans le nuage de points 3D que les points correspondant à ce marqueur. La position 3D du marqueur est alors définie comme le centroïde du nuage de points.

La position 3D de la pointe de l'instrument dans le repère de la caméra est quant à elle estimée :

- lorsque l'instrument n'est pas visible, par les informations issues du modèle géométrique du robot porte-instrument, exprimées dans le repère de la caméra via le calibrage entre la caméra endoscopique et le robot ;
- lorsque l'instrument est visible, par la combinaison entre la méthode de localisation et les informations issues du modèle du robot porte-instrument exprimées dans le repère de la caméra.

L'évaluation consiste à toucher le marqueur avec la pointe de l'instrument porté par le robot ViKY en mode passif. Les résultats obtenus pour l'évaluation de la précision de la

reconstruction 3D d'une cible (section - B - de la partie 4.2.3) ayant présentés des erreurs importantes, nous utilisons ici encore comme référence la matrice de calibrage estimée manuellement (section - B - de la partie 4.2.2). Ainsi, la trajectoire de la pointe de l'instrument, dans le repère de la caméra, pour cette évaluation est comparée à celle estimée par le robot porte-instrument et le calibrage manuel. Ces trajectoires sont représentées dans la figure 4.21. Des images extraites de cette évaluation sur banc d'essai sont présentées dans la figure 4.22.

La distance estimée entre la position moyenne des centroïdes $\mathbf{P}_c^* = [-13.436 \ 21.015 \ 89.481]^T$ du nuage de points correspondant au marqueur et la position finale de la pointe de l'instrument, exprimée dans le repère de la caméra, à partir :

de la position du robot porte-instrument et de la matrice de calibrage manuel $\mathbf{P}_c^* = [-11.325 \ 18.0451 \ 89.596]^T$ est de 3.646 mm ;

de la combinaison des informations de la méthode de localisation des instruments et du robot porte-instrument avec un calibrage automatique $\mathbf{P}_c^* = [-14.267 \ 20.420 \ 95.847]^T$ est quant à elle de 6.447 mm.

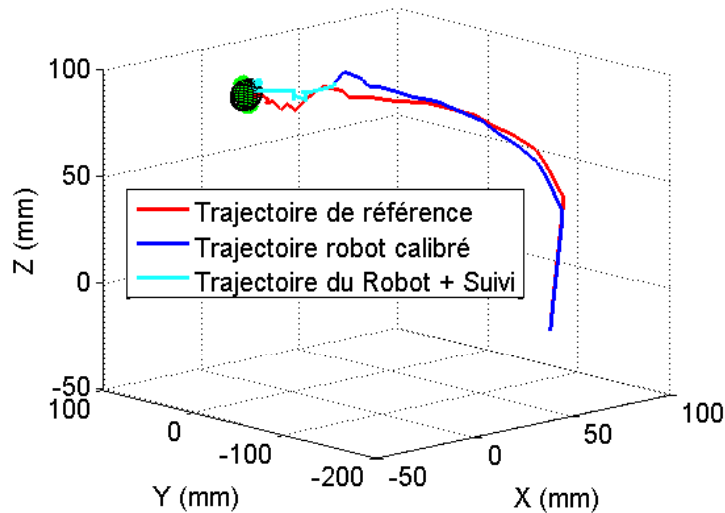


FIGURE 4.21. – **Trajectoire de la pointe d'un instrument pour le pointage d'une cible 3D** La trajectoire de référence rouge est obtenue à partir des positions de la pointe d'un instrument, données par le robot porte-instrument, exprimées dans le repère de la caméra après un calibrage manuel entre la caméra et le robot porte-instrument. La trajectoire bleue correspond aux positions de la pointe de l'instrument exprimées dans le repère de la caméra par les positions du robot porte-instrument et un calibrage automatique. La trajectoire turquoise représente les positions de la pointe de l'instrument exprimées dans le repère de la caméra par la combinaison des informations de la méthode de localisation des instruments et du robot porte-instrument

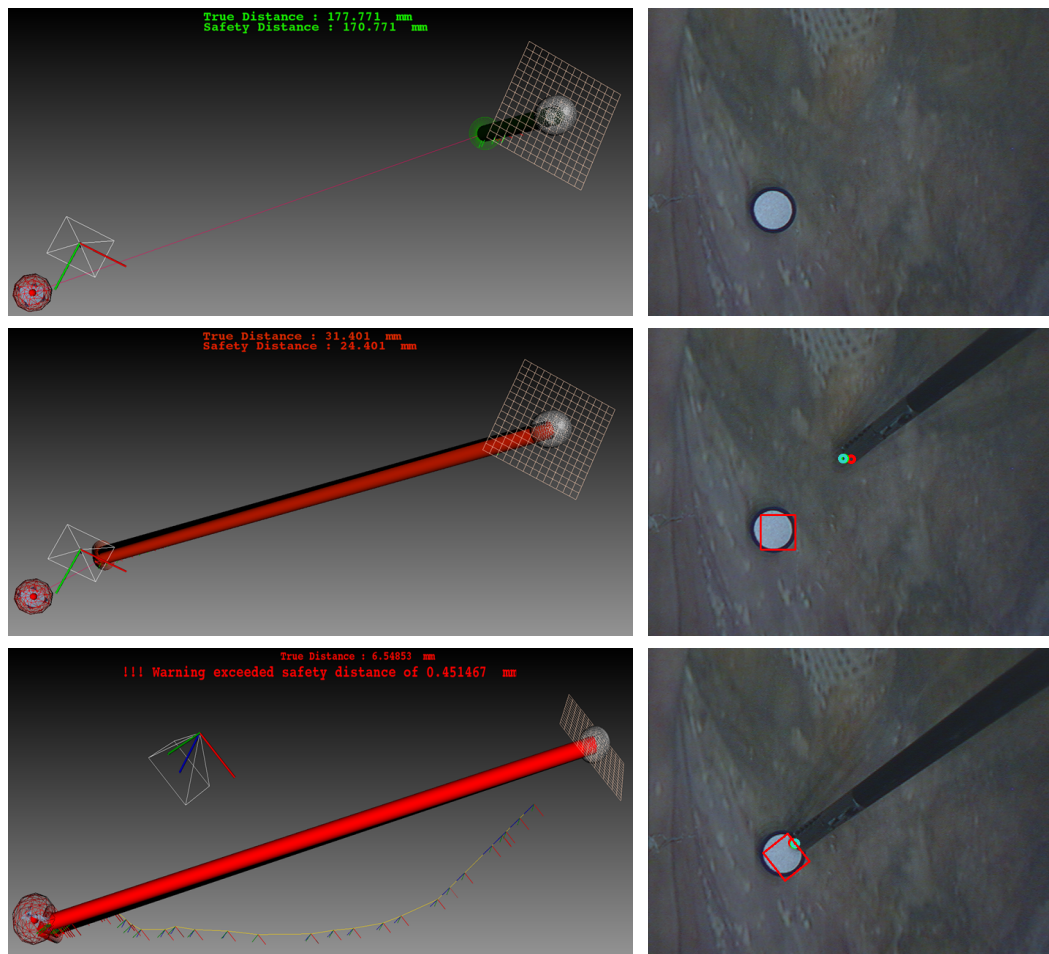


FIGURE 4.22. – **Exemple de résultats obtenus pour l'évaluation de l'estimation de la distance entre la pointe d'un instrument et une cible 3D** Dans les images, l'instrument de couleur et le point rouge correspondent aux informations de référence données par le robot (calibrage manuel), l'instrument noir et le point turquoise représentent la combinaison des informations issues du robot (calibrage automatique) et de la méthode de suivi et le point vert correspond à la position dans l'image de la pointe de l'instrument donnée par la méthode de suivi

4.3.2 Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D

Nous reprenons ici la commande présentée dans la section - B - de la partie 4.2.5 pour le contrôle du robot porte-instrument par un asservissement visuel hybride.

La tâche robotique consiste à positionner la pointe de l'instrument sur une cible 3D représentée par un marqueur. Les informations 3D de la cible sont toujours obtenues par une reconstruction 3D pour deux positions successives connues du robot porte-endoscope. La position désirée est choisie comme étant le centroïde du nuage de points

correspondant au marqueur.

Nous avons évalué le positionnement automatique de la pointe de l'instrument sur une cible 3D par asservissement visuel du robot porte-instrument pour les deux modes de fonctionnement (section - B - de la partie 4.2.5) : basé calibrage et combiné.

Les résultats de l'évaluation de ces deux modes de fonctionnement sont présentés dans les annexes C.5 et C.6.

4.4 Expérimentation sur spécimen anatomique

Dans cette partie, nous présentons les résultats obtenus lors d'une évaluation de l'ensemble du système réalisée sur spécimen anatomique au Laboratoire d'Anatomie Des Alpes Françaises (LADAF).

Les objectifs de cette expérimentation, illustrée dans la figure 4.23, étaient d'évaluer dans des conditions proches de celles rencontrées en pratique clinique :

- le suivi du canal cystique dans des images de fluorescence,
- le suivi d'instruments chirurgicaux,
- l'asservissement visuel du robot porte-endoscope,
- le calibrage entre le robot porte-instrument et la caméra endoscopique,
- la reconstruction 3D d'une cible (marqueur)
- et la mesure de la distance tridimensionnelle entre la pointe d'un instrument porté par un robot ViKY et cette cible.

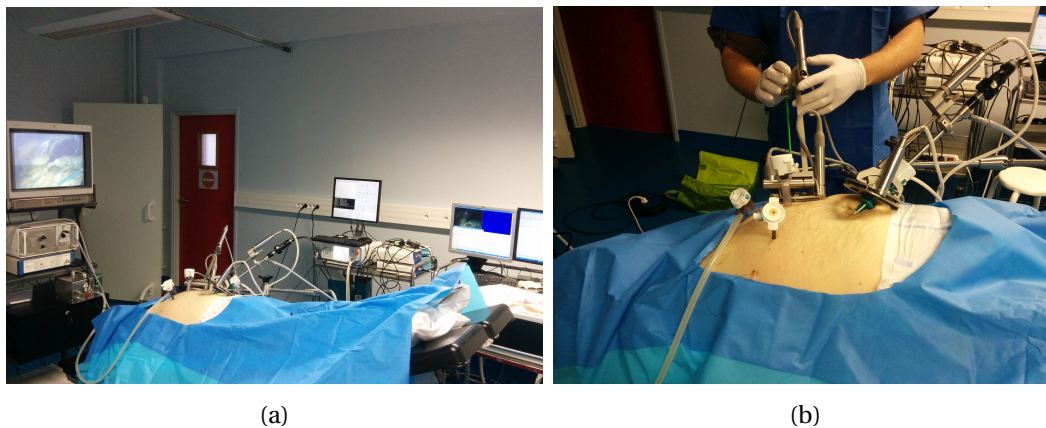


FIGURE 4.23. – Représentation du dispositif d'expérimentation sur spécimen anatomique au laboratoire d'anatomie de Grenoble (a) Vue générale du dispositif d'expérimentation (b) Zoom sur l'abdomen du patient illustrant les deux robots ViKY utilisés pour l'expérience : un robot utilisé comme porte-endoscope (à droite) et un robot utilisé comme porte-instrument (à gauche)

4.4.1 Suivi du canal cystique dans des images de fluorescence

Pour pouvoir identifier le canal cystique dans les images de fluorescence, une incision dans la vésicule biliaire a été pratiquée afin d'injecter du vert d'indocyanine via un cathéter armé (voir figure 4.24a).

La figure 4.24 illustre des images extraites lors le suivi du canal cystique et de la vésicule biliaire dans les images de fluorescence avec l'algorithme présenté dans la partie 2.4 sur spécimen anatomique.

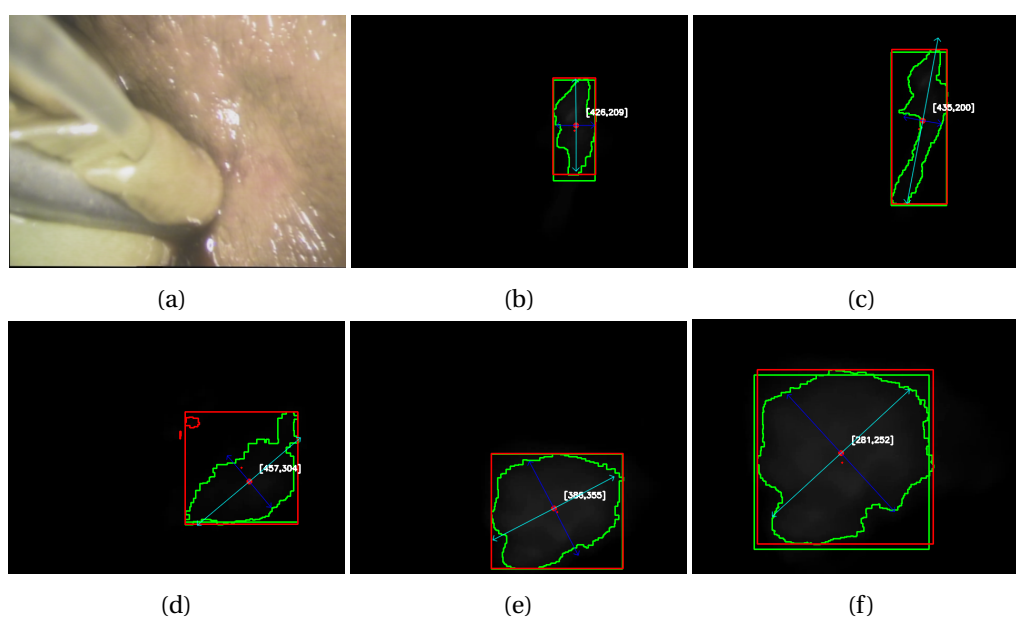


FIGURE 4.24. – **Exemple de résultats obtenus pour le suivi du canal cystique de la vésicule biliaire dans les images de fluorescence sur spécimen anatomique**
(a) Illustration de l'injection du vert d'indocyanine via un cathéter armé dans la vésicule biliaire (b) et (d) Images extraite du suivi du canal cystique (c), (d) et (e) Images extraites du suivi de la vésicule biliaire

4.4.2 Estimation qualitative de la position de la pointe d'un instrument par rapport à une cible 3D

Nous avons ensuite évalué la mesure de la position de la pointe d'un instrument par rapport à une cible 3D selon le même principe que présenté dans la partie 4.3.1. La cible 3D choisie est toujours un marqueur pour localisateur optique. Elle est obtenue à partir de deux positions successives du robot porte-endoscope.

La figure 4.25 représente des images extraites lors cette évaluation. Plusieurs instruments de couleur différente ont été utilisés pour évaluer la robustesse de la méthode de suivi d'instruments.

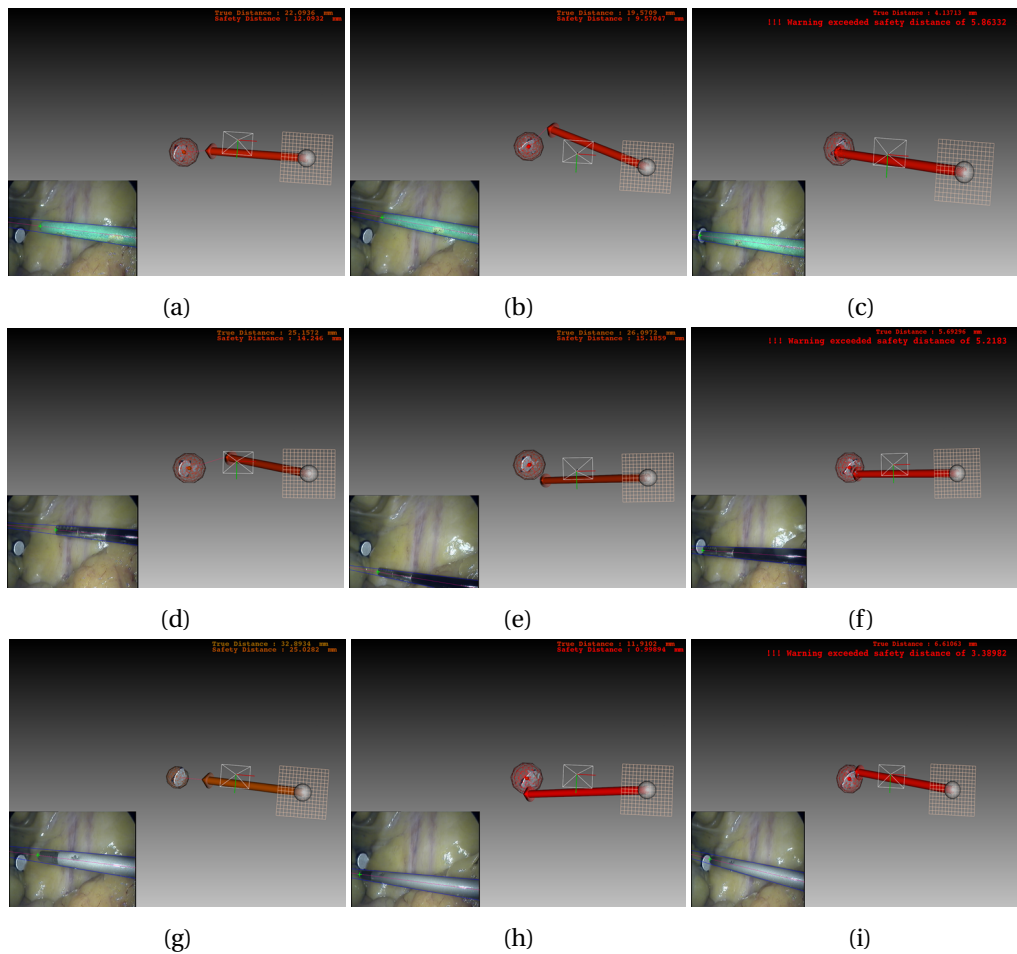


FIGURE 4.25. – Exemple de résultats obtenus pour l'estimation de la position de la pointe d'un instrument par rapport à une cible 3D sur spécimen anatomique avec des instruments de différentes couleurs

4.4.3 Asservissement visuel du robot porte-endoscope

Nous avons également évalué le contrôle du robot porte-endoscope par asservissement visuel. La tâche choisie est de centrer dans l'image endoscopique la pointe d'un instrument chirurgical. Le mode de fonctionnement direct présenté dans la section - A - de la partie 4.2.4 permettant de suivre en continu la pointe de l'instrument a été choisi pour cette évaluation.

Les résultats obtenus pour le suivi automatique de la pointe d'instruments de différentes couleurs par le robot porte-endoscope sont présentés dans la figure 4.26.

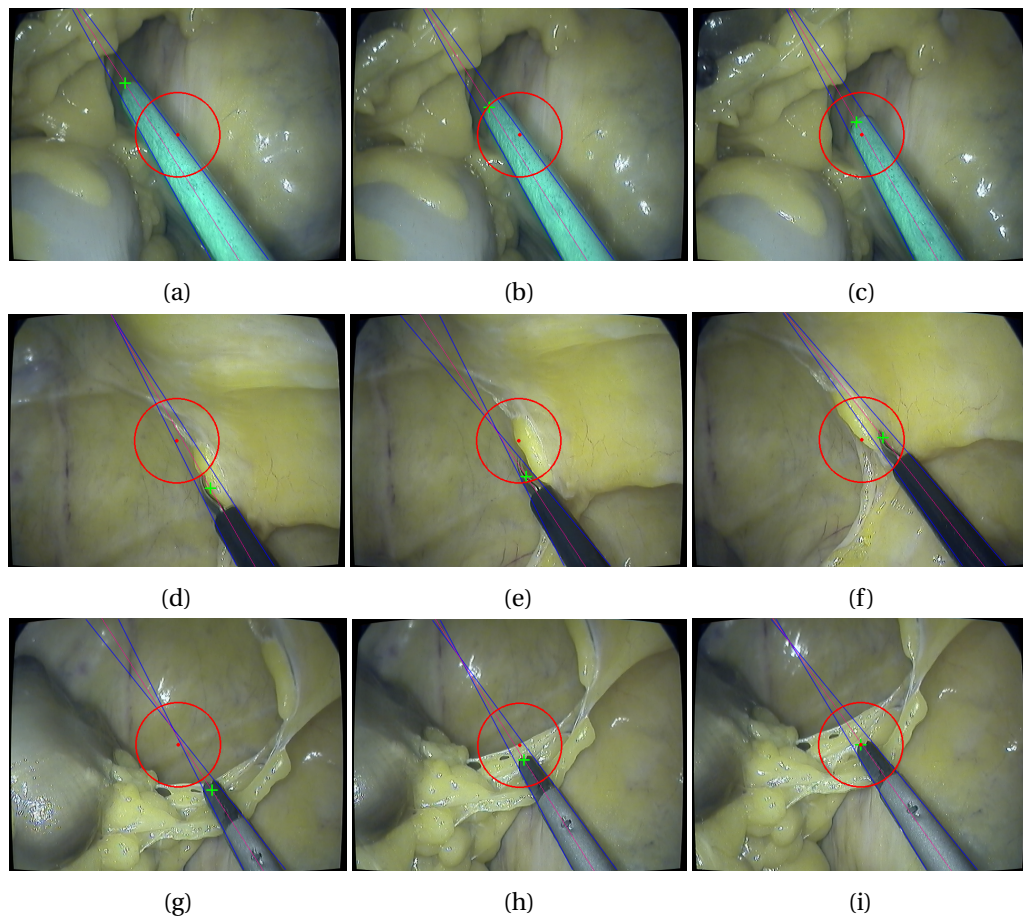


FIGURE 4.26. – Exemple de résultats obtenus pour l'asservissement visuel du robot porte-endoscope ViKY

4.5 Discussion et conclusion

Dans ce chapitre, nous avons tout d'abord évalué chacune des composantes de ce travail de thèse sur banc d'essai et sur des vidéos de chirurgie. Nous avons ensuite évalué la mise en commun de toutes ces composantes pour évaluer la faisabilité dans le contrôle d'un robot porte-instrument à partir d'informations extraites des images endoscopiques. Enfin, nous avons présenté plusieurs évaluations qualitatives des différentes parties sur spécimen anatomique.

4.5.1 Méthode de localisation des instruments chirurgicaux

Nous avons comparé les résultats obtenus, pour l'estimation 2D de la position de la pointe d'un instrument et l'orientation de son axe central, par notre méthode de suivi

d'instruments à ceux obtenus par une annotation manuelle sur 1500 images de trois chirurgies laparoscopiques. Les vidéos de chirurgie de cette évaluation comportaient deux séquences de cautérisation avec une pince monopolaire, présentant de la fumée, et une séquence plus complexe de suture avec un porte-aiguille (croisement de la pince et du porte-aiguille, présence du fil et de l'aiguille). Plusieurs tests sur ces séquences ont été réalisés pour pouvoir définir le paramètre optimal σ du filtre de Frangi pour différentes conditions de chirurgie. Les meilleurs résultats ont été obtenus pour $\sigma = 1$ avec une précision de $14.95(\pm 12.29)$ pixels pour la position de la pointe de l'instrument et de $1.35(\pm 0.98)$ ° pour l'orientation de son axe central. La fréquence moyenne estimée pour l'ensemble des séquences vidéos de cette évaluation est de 13.52 Hz.

Pour avoir une méthode de localisation des instruments chirurgicaux qui soit temps réel, nous avons redimensionné l'image d'entrée du filtre de Frangi en la divisant par deux. La méthode de localisation avec ce changement a de nouveau été évaluée sur les trois séquences de chirurgie. La précision obtenue à la suite de cette évaluation est de $19.16(\pm 11.58)$ pixels pour la position de la pointe de l'instrument et de $1.82(\pm 1.47)$ ° pour l'orientation de son axe central. La fréquence moyenne calculée pour l'ensemble des séquences vidéos de cette évaluation est alors de 31.44 Hz. Ce redimensionnement constitue donc un compromis entre la précision et la vitesse d'exécution de notre algorithme.

Nous avons ensuite évalué la précision 3D de l'estimation de la pointe d'un instrument par notre méthode de localisation. L'erreur obtenue, pour une comparaison de 2000 acquisitions sur banc d'essai, de l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument donnée par notre algorithme et par un robot porte-instrument calibré manuellement avec une caméra endoscopique, est de $4.6(\pm 4.33)$ mm. Les erreurs et les variations les plus importantes sont rencontrées selon l'axe Z de la caméra avec une précision de $5.5(\pm 3.9)$ mm. Ces erreurs sont dépendantes de la précision de la localisation de l'instrument dans l'image et notamment de la détection de ses bords et de sa pointe. La détection des bords d'un instrument dans l'image peut présenter des variations, par exemple, lorsque l'instrument bouge rapidement et que ses bords apparaissent flous. Ces variations peuvent entraîner une perte de précision dans la localisation de la pointe d'un instrument le long de son axe central dans l'image. Il arrive également que la localisation de la pointe d'un instrument détecte l'interface entre son manche et sa partie distale métallique plutôt que l'extrémité de cette partie.

L'utilisation d'une caméra haute définition pourrait permettre d'améliorer la qualité des mesures correspondant à l'extraction des bords d'un instrument dans l'image. De plus, un filtrage sur ces mesures pourrait diminuer les variations et les valeurs aberrantes [Wolf, 2013]. La précision de l'estimation de la position de la pointe d'un instrument dans l'image pourrait, quant à elle, être améliorée par des méthodes d'apprentissage automatique plus complexes telles que [Richa et al., 2011, Sznitman et al., 2012]. Ces méthodes précises nécessitent une phase d'entraînement sur un grand nombre de données similaires aux conditions de chirurgie. La plupart de ces méthodes ont un temps de calcul relativement lourd, résultant en partie de la recherche de la pointe d'un instrument

dans l'ensemble de l'image. Dans notre algorithme, l'axe central de l'instrument dans l'image étant connu, sa pointe pourrait alors être recherchée par ce type d'approche uniquement le long de cet axe, réduisant ainsi considérablement le temps de calcul. Il est nécessaire d'évaluer l'estimation 3D de la pointe d'un instrument dans des conditions plus proches de celles rencontrées en chirurgie. Pour cela, l'estimation de la position 3D de la pointe d'un instrument de notre algorithme pourrait être comparée à celle donnée par un localisateur optique en plaçant des marqueurs visibles dans l'infrarouge sur l'instrument. Un calibrage de type pivot, nous permettrait alors de connaître précisément la position tridimensionnelle de la pointe d'un instrument dans le repère fixe lié au localisateur optique. Une autre approche serait d'utiliser un endoscope stéréoscopique et estimer la position 3D de la pointe d'un instrument à l'aide d'un marqueur de couleur positionné sur sa partie distale.

4.5.2 Méthode de suivi d'une cible anatomique de fluorescence

Pour évaluer notre méthode de suivi de cibles anatomiques, dans des images de fluorescence, nous avons recueilli plusieurs séquences vidéos d'une expérimentation sur cochon réalisée par le Professeur B. Gayet avec le prototype FluoMIS de Fluoptics. Ces séquences donnent un aperçu du type d'images que nous pouvons rencontrer avec ce système. Cependant, dans la plupart de ces images, seul le canal cystique est visible, ce qui ne nous permet pas d'évaluer notre algorithme de suivi dans le cas de plusieurs cibles potentielles.

Pour développer une méthode de suivi de cibles fluorescentes qui soit le plus générique possible, nous l'avons alors évaluée sur des séquences vidéos issues de différents systèmes. Pour des formes relativement simples telles que celles rencontrées dans les séquences du système FluoMis, nous retrouvons des résultats similaires pour les descripteurs basés sur des critères de forme et de répartition des intensités. En revanche, pour des formes plus complexes présentes dans les séquences des systèmes Novadaq et Olympus, nous obtenons de meilleurs résultats sur les critères de répartition des intensités. Plusieurs tests sur ces vidéos nous ont permis de définir les paramètres optimaux pour l'ensemble des séquences. Cette évaluation a montré de bons résultats avec un taux de détection supérieur à 90% pour l'ensemble des séquences. Cette méthode de suivi d'une cible de fluorescence a été développée selon le même principe que l'algorithme de suivi d'instruments chirurgicaux. D'autres approches, telles que les contours actifs, plus adaptées pour des objets déformables (canal cystique) pourraient être investiguées pour améliorer l'algorithme de suivi d'une cible de fluorescence. Il est nécessaire d'approfondir l'évaluation de cette méthode sur un grand nombre de données de chirurgie. Cette méthode devra également être étendue au suivi de plusieurs structures anatomiques dans les images de fluorescence.

Nous avons ensuite évalué, à l'aide d'une mire de calibrage inclinée, la reconstruction 3D stéréoscopique, à partir de deux prises de vue successives pour deux positions du

robot porte-endoscope. Nous n'avons pas réussi à avoir des résultats satisfaisants pour cette évaluation. Les résultats obtenus présentent des erreurs importantes avec une précision de $10.9(\pm 5.13)$ mm. Les erreurs les plus importantes sont rencontrées dans l'estimation de la profondeur, selon l'axe Z avec une erreur de $10.76(\pm 5.67)$ mm. Ces erreurs peuvent s'expliquer notamment par la dépendance de la reconstruction 3D de la précision de l'estimation de la matrice de calibrage main-œil et des modèles du robot porte-endoscope et de la caméra endoscopique. Nous pouvons espérer avoir de meilleurs résultats avec l'endoscope stéréoscopique d'Endocontrol prévu initialement dans le projet FluoRoMIS. De plus, l'évaluation de la mesure de la distance entre la position de la pointe d'un instrument porté par le robot porte-instrument et celle d'une cible 3D estimée par une reconstruction 3D stéréoscopique similaire (présentée dans la partie 4.3.1) a présenté des résultats plus précis avec une erreur de 3.64 mm. Bien que cette précision soit dépendante de celle du modèle du robot et du calibrage manuel, nous pouvons penser que les résultats obtenus pour l'évaluation de la reconstruction 3D avec la mire de calibrage ne sont pas représentatifs de la précision réelle.

La mise en correspondance par bloc sur une paire d'images de fluorescence pour estimer la carte de disparité semble néanmoins bien appropriée pour la reconstruction 3D de cibles de fluorescentes.

4.5.3 Asservissement visuel du robot porte-endoscope

Nous avons ensuite évalué différents modes de fonctionnement, exploitant les informations issues des méthodes de localisation des instruments et de cibles anatomiques fluorescentes pour contrôler un robot porte-endoscope ViKY par asservissement visuel. La tâche principale choisie pour ces commandes est de garder centré l'image endoscopique sur une cible identifiée. Les courbes d'évaluation pour l'ensemble de ces commandes ont montré une convergence suivant une trajectoire relativement rectiligne dans l'image vers la cible souhaitée avec une précision subpixelique. Ces différentes commandes devront être évaluées par des cliniciens pour discuter de leur pertinence et leur intégration dans l'environnement chirurgical (interface homme-machine).

4.5.4 Asservissement visuel du robot porte-instrument

Nous avons également développé des commandes pour le contrôle d'un robot porte-instrument ViKY par asservissement visuel hybride. Pour réaliser cet asservissement visuel, la transformation géométrique entre la caméra endoscopique et le robot porte-instrument doit être estimée par un calibrage. Ce calibrage est effectué en ligne, à partir de la connaissance de la pose tridimensionnelle d'un instrument dans les repères de la caméra et du robot porte-instrument. Nous avons évalué 50 calibrages successifs en les comparant à un calibrage manuel. La précision obtenue pour la transformation géométrique estimée pour l'ensemble de ces calibrages est de $3.43(\pm 2.11)$ mm pour le vecteur de translation et $0.2(\pm 0.07)$ pour l'axe de rotation.

Les résultats des évaluations présentées dans la partie 4.2.5 ont montré que le calibrage automatique est moins précis que celui réalisé manuellement à partir d'une mire de calibrage. L'une des causes de cette perte de précision est la manipulation en continu à la main du robot porte-instrument, qui peut entraîner des forces sur l'instrument. Le robot ViKY qui joue le rôle d'un porte-instrument possède au niveau de sa base un ddl passif. Cette manipulation peut donc entraîner de petits déplacements de l'instrument et des imprécisions dans l'estimation de la pose 3D par la méthode de localisation des instruments. Pour le calibrage manuel, le robot porte-instrument est également manipulé à la main mais pour chaque acquisition l'instrument est immobile et les positions 3D dans le repère de la caméra sont connues précisément en utilisant une mire de calibrage. Le calibrage automatique entre la caméra endoscopique et le robot porte-instrument dépend en partie de la précision de la méthode de localisation des instruments. De plus, pour que le calibrage automatique (réalisé toutes les 30 acquisitions) puisse être réalisé en ligne et en temps-réel, nous avons choisi un seuil relativement faible (5 mm) pour l'algorithme de RANSAC. Les commandes en asservissement visuel ne nécessitent généralement pas une grande précision dans l'estimation de la transformation entre la caméra et le robot [Chaumette, 2002]. Cette précision pourrait néanmoins être améliorée en contraignant davantage l'algorithme de RANSAC avec un nombre supplémentaires d'acquisitions et en effectuant ce calibrage uniquement lorsque la distance entre la position de la pointe estimée par la méthode de localisation et celle donnée par le robot dépasse un certain seuil.

Bien que ces tests aient également été réalisés sur banc d'essai, l'évaluation de l'orientation de la projection de l'axe central 3D d'un instrument dans des images de chirurgie, présentée en 4.2.2, a montré des résultats précis dans l'ensemble des séquences vidéos de chirurgie. Nous pouvons donc nous attendre à ce que le calibrage réalisé dans des conditions cliniques soit satisfaisant.

La tâche choisie pour l'asservissement visuel du robot porte-instrument était de positionner automatiquement la pointe de l'instrument sur une cible 3D (point d'une mire de calibrage) exprimée dans le repère de la caméra. L'objectif était de pouvoir évaluer si le calibrage entre le robot et la caméra ainsi que la méthode de localisation des instruments étaient suffisamment précis pour l'élaboration de lois de commande d'un robot porte-instrument. Cette évaluation a montré que le calibrage entre le robot porte-instrument et la caméra était suffisamment précis pour assurer une convergence de l'instrument vers une cible 3D avec une erreur pour la position finale de la pointe de 1.23 mm. En revanche, les résultats obtenus avec la méthode de localisation seule illustrent que les variations de la position de la pointe de l'instrument en Z impliquent des déplacements importants du robot. La convergence vers la cible 3D est quand même assurée, mais avec une trajectoire chaotique et une précision pour la position finale de la pointe de 3.95 mm.

Pour des conditions difficiles, l'estimation de la position de la pointe d'un instrument dans l'image peut être sujette à des variations importantes. Le contrôle d'un robot porte-

endoscope pour le centrage de l'image sur des instruments ne nécessite pas une estimation très précise de la position de la pointe d'un instrument. Ces variations peuvent influencer sur la trajectoire dans l'image, mais la convergence sera assurée. En revanche, ces variations peuvent entraîner des imprécisions importantes dans l'estimation 3D de la pointe d'un instrument. Ces erreurs rendent difficile le contrôle d'un robot porte-instrument ou la détermination de la distance entre la pointe d'un instrument et une cible 3D. De plus, si nous considérons le robot de comanipulation d'Haption qui est commandé en impédance, les positions fournies par son modèle géométrique risquent d'être moins précises que celles données par le robot ViKY. Il est possible que cela implique une perte de précision dans le calibrage automatique entre le robot de comanipulation et la caméra endoscopique. Il semble donc que le meilleur compromis soit de combiner les informations entre le robot porte-instrument et la méthode de localisation. L'évaluation sur banc d'essai de la commande par asservissement du robot porte-instrument en combinant les informations entre le robot porte-instrument et la méthode de localisation a montré des résultats satisfaisants avec une erreur pour la position finale de la pointe de 1.27 mm.

4.5.5 Mise en commun des composantes

Nous avons ensuite présenté deux expérimentations sur banc d'essai permettant d'évaluer la mise en commun de l'ensemble des composantes de ce travail de thèse. Une première expérimentation consistait à indiquer au chirurgien la distance tridimensionnelle estimée entre la pointe d'un instrument et une cible 3D (marqueur) obtenue par reconstruction à partir de deux images extraites pour deux positions du robot porte-endoscope. Le principe consistait à venir toucher le marqueur avec la pointe de l'instrument porté par un robot ViKY en mode passif et manipulé à la main. La distance finale entre la pointe et la cible estimée, par la combinaison entre des informations entre le robot porte-instrument et la méthode de localisation, grâce au calibrage automatique, a ensuite été comparée à celle obtenue, par la position du robot porte-instrument et le calibrage manuel de référence. Les résultats obtenus à la suite de cette évaluation sont une distance de référence de 3.65 mm et une distance estimée de 6.45 mm.

Une seconde expérimentation consistait à positionner automatiquement la pointe de l'instrument sur la même cible 3D par asservissement visuel du robot porte-instrument. Les modes de fonctionnement basé calibrage et combiné ont été évalués qualitativement et ont assuré une convergence de la pointe de l'instrument sur la cible désirée.

Ces deux expérimentations ont présenté des résultats encourageants et ont démontré la faisabilité du contrôle d'un robot porte-instrument à partir d'informations 3D issues de l'image endoscopique.

4.5.6 Expérimentation sur spécimen anatomique

Nous avons également évalué plusieurs composantes de ces travaux, dans des conditions plus proches de celles rencontrées en pratique clinique, sur spécimen anatomique

et avons obtenu de premiers résultats encourageants. L'algorithme de suivi d'instruments chirurgicaux fonctionne correctement pour des instruments de couleur différentes. Bien que le système bimodal de Fluoptics ne permette pas, à l'heure actuelle, l'utilisation simultanée des deux modalités d'imagerie, nous avons pu obtenir de bons résultats pour le suivi de la vésicule biliaire et du canal cystique dans les images de fluorescence. Les résultats obtenus pour le suivi d'instruments nous ont permis d'évaluer qualitativement l'estimation de la position de la pointe d'un instrument par rapport à celle d'une cible 3D ainsi que l'asservissement visuel d'un robot porte-endoscope.

Ces évaluations ont été réalisées à partir de l'identification d'un marqueur de localisateur optique dans les images laparoscopiques. Cependant, l'algorithme de suivi de cibles anatomiques dans les images de fluorescence a montré des résultats satisfaisants sur des séquences vidéo de cholécystectomie et sur spécimen anatomique. Ces images permettent, en effet, l'identification d'une cible anatomique plus simple que des images laparoscopiques classiques. L'intégration de la fluorescence dans l'environnement proposé n'as pas pu être effectuée, compte tenu des limitations matérielles évoquées plus haut, mais ne pose pas de difficulté particulière par rapport à une image laparoscopique classique comme notre évaluation du suivi de cible des les images de fluorescence l'a démontré. De plus, l'utilisation du second prototype bimodal à une caméra et à lumière pulsée de Fluoptics, nous permettra d'exploiter les deux modalités d'imagerie simultanément. La résolution de la caméra de ce nouveau système permettra également l'utilisation de l'endoscope stéréoscopique d'Endocontrol. Nous espérons avoir une reconstruction 3D de cibles anatomiques dans les images de fluorescence plus précise et en temps-réel. Nous pourrons dès lors envisager l'intégration du robot de comanipulation d'Haption et l'élaboration de lois de commande à retour d'effort basées sur la définition de zones d'exclusion ou d'intérêt construites à partir de leur identification dans l'image de fluorescence.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les travaux de recherche présentés dans cette thèse avaient pour objectif d'apporter des solutions basées sur l'extraction d'informations visuelles dans des images laparoscopiques et de fluorescence afin de pouvoir guider des systèmes robotiques (porte-endoscope et porte-instrument) et d'apporter une assistance au chirurgien en laparoscopie (éviter de zones à ne pas léser, aide à l'estimation de la distance entre son instrument et une cible non visible dans l'image laparoscopique). La méthodologie et les contributions proposées sont génériques et s'inscrivaient dans le cadre du projet FUI FluoRoMIS. L'objectif de ce projet était de mettre à disposition du chirurgien un système composé d'un dispositif endoscopique bimodal d'imagerie de fluorescence et d'un robot de comanipulation pour guider et sécuriser le geste opératoire par l'élaboration de lois de commande référencées sur les images bimodales, et dont la cible clinique était la cholécystectomie.

Dans un premier chapitre, les problématiques liées à la chirurgie laparoscopique ainsi qu'un état de l'art couvrant les systèmes et les travaux de recherche d'assistance robotique et d'imagerie en laparoscopie ont été présentés. J'ai introduit le contexte de cette thèse et positionné la contribution de mes travaux qui repose sur l'exploitation de la modalité d'imagerie de fluorescence en complément de l'imagerie laparoscopique classique pour définir des primitives de navigation en laparoscopie robotisée.

Dans un second chapitre, j'ai proposé deux méthodes permettant d'extraire des informations visuelles dans l'image bimodale endoscopique (laparoscopique et de fluorescence), pour pouvoir mettre en œuvre des primitives de navigation basées sur l'estimation de la distance tridimensionnelle entre un instrument chirurgical et le canal cystique lors de cholécystectomies. Les méthodes proposées pour suivre les instruments chirurgicaux et le canal cystique dans l'image sont compatibles avec les contraintes cliniques (temps-réel et transparentes).

Dans un troisième chapitre, je me suis concentré dans une première partie, sur l'exploitation des informations visuelles bimodales pour élaborer plusieurs modes de contrôle par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope pour centrer des instruments

chirurgicaux ou une structure anatomique fluorescente. J'ai ensuite proposé une approche permettant d'estimer directement dans la cavité abdominale du patient, la relation géométrique entre une caméra endoscopique et un robot porte-instrument, ce qui m'a permis de mettre en place un mode de guidage d'un robot porte-instrument, non-rigidement lié au robot porte-endoscope à partir de primitives de navigation référencées image. Le robot était contrôlé de sorte à orienter la pointe de l'instrument sur une primitive visuelle désirée dans l'image et la positionner à une distance désirée. Enfin le dernier chapitre de ce manuscrit a été consacré à l'évaluation exhaustive (et autant que possible quantitative) des différentes composantes proposées dans ce travail, en se rapprochant de plus en plus de la réalité clinique (l'environnement complet a pu être évalué au cours d'un essai sur spécimen anatomique).

Perspectives

Les perspectives à court terme de ce travail sont l'intégration de l'ensemble des méthodes conçues au système final du projet FluoRoMIS constitué d'un robot de manipulation et d'un endoscope bimodal stéréoscopique, afin d'évaluer l'ensemble des briques finales du projet (nous avons travaillé avec des versions "intermédiaires" des dispositifs développés dans le cadre du projet).

La méthode de reconstruction 3D d'une cible fluorescente devra être évaluée avec le nouveau dispositif mono-caméra à lumière pulsée de Fluoptics et l'endoscope stéréoscopique d'EndoControl.

Le calibrage entre une caméra endoscopique et un robot porte-instrument devra, quant à lui, être adapté et évalué pour l'utilisation du robot de manipulation (selon le principe présenté dans la partie 3.4).

La méthode de suivi de structures anatomiques pourrait être étendue à plusieurs cibles pour définir une stratégie d'assistance du geste chirurgical plus élaborée à partir des commandes du robot de manipulation développées à l'ISIR.

Il serait alors intéressant d'évaluer l'apport de l'approche proposée dans le projet FluoRoMIS avec le système complet dans des conditions proches de la clinique lors d'une cholécystectomie réalisée sur spécimen anatomique ou sur animal et d'étendre cette approche à d'autres applications cliniques.

La méthode proposée pour suivre des instruments chirurgicaux basée sur le traitement d'images endoscopiques est une approche simple et suffisamment robuste pour satisfaire aux contraintes cliniques. Elle a été récompensée lors d'un challenge de suivi d'instruments dans le cadre de la conférence MICCAI 2015. L'acquisition temps-réel de la position des instruments du chirurgien *in-situ* pourrait offrir une meilleure compréhension et modélisation des gestes du chirurgien au cours d'une intervention chirurgicale. Cela permettrait d'aller plus loin dans la modélisation des étapes chirurgicales [Lalys and Jannin, 2014] et dans l'évaluation de la qualité du geste [Wolf, 2013].

La méthode de suivi de structures anatomiques dans l'image de fluorescence proposée

est une approche prometteuse qu'il faudra évaluer de façon plus poussée et identifier si elle est généralisable à d'autres cibles anatomiques et cliniques. La distance entre un organe d'intérêt et un instrument chirurgical pourrait alors être estimée pour guider le chirurgien. D'autres modalités d'imagerie pourraient aussi être envisagées si elles sont plus adaptées que la fluorescence (par exemple : l'échographie peropératoire transurétrale pour la chirurgie de la prostate).

La méthode de calibrage entre différents systèmes robotiques proposée pourrait être une piste prometteuse pour recaler différentes modalités d'imagerie peropératoire de manière compatible avec la réalité clinique ("transparente" pour le chirurgien). Il faudra encore évaluer sa faisabilité dans des conditions plus proches de la réalité clinique et identifier si le calcul en ligne est suffisamment robuste pour compenser les mouvements respiratoires et les déplacements inopinés des robots les uns par rapport aux autres.

Il sera alors possible avec l'environnement complet proposé, d'envisager à plus long terme, des primitives de navigation de plus haut niveau pour guider et sécuriser le geste chirurgical. Ces primitives pourraient s'inspirer d'approches de type *Deformable Virtual Zone* [Zapata et al., 2004], utilisées en robotique mobile ou sous-marine pour la navigation autonome en milieu inconnu, en vue de contrôler les efforts à appliquer au chirurgien selon certains degrés de liberté du robot pour éviter des structures anatomiques critiques.

L'acquisition "transparente" de la distance entre les outils et les cibles anatomiques au cours d'une chirurgie pourrait permettre de mieux comprendre en quoi consiste l'expertise chirurgicale et d'identifier quelle est la différence entre un geste réalisé par un expert et par un novice. Cette meilleure compréhension pourrait alors être exploitée pour développer des systèmes d'assistance pendant la chirurgie ou des systèmes d'apprentissage de la chirurgie.

PUBLICATIONS ET BREVET LIÉS À CE TRAVAIL DE THÈSE

– Journal international avec comité de lecture –

[1] - Tamadazte, B., **Agustinos, A.**, Cinquin, P., Fiard, G. and Voros, S. (2014). Multi-view vision system for laparoscopy surgery. In Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery. pages 1-9.

– Conférence internationale avec comité de lecture –

[2] - **Agustinos, A.**, Wolf, R., Long, J. A., Cinquin, P., and Voros, S. Visual servoing of a robotic endoscope holder based on surgical instrument tracking. In 5th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pages 13–18. São Paulo, Brésil, 2014.

[3] - **Agustinos, A.** and Voros, S. 2D/3D Real-Time Tracking of Surgical Instruments Based on Endoscopic Image Processing. In Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI), 2nd International Workshop on Computer-Assisted and Robotic Endoscopy (CARE). Springer Lecture Notes in Computer Science. Munich, Germany, 2015.

– Colloque national –

[4] - **Agustinos, A.**, Wolf, R., Cinquin, P., and Voros, S. Suivi d'instruments laparoscopiques. Journée des Jeunes Chercheurs en Robotique 2013, aux Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'13. Annecy, France, 2013.

– Brevet –

[5] - **Agustinos, A.**, Voros, S., Fertin, A. Dispositif et procédé de détection automatique d'un outil chirurgical sur une image fournie par un système d'imagerie médicale. Brevet français soumis le 4 août 2015 en cours.

– Concours –

Lauréat dans le cadre de la conférence MICCAI 2015¹, de l'**Endoscopic Vision Challenge**², session Instrument Segmentation and Tracking. Les critères d'évaluation étaient la précision dans l'estimation de la position de la pointe des instruments (incluant des instruments articulés du robot Da Vinci) et l'orientation de leur axe central dans l'image endoscopique pour différentes conditions de chirurgie.

1. www.miccai2015.org

2. www.endovis.grand-challenge.org

Annexes

ANNEXE A

CHOLÉCYSTECTOMIE SOUS LAPAROSCOPIE

La cholécystectomie par voie laparoscopique moins invasive que la laparotomie (figure A.1), reste, à ce jour, la technique la plus couramment utilisée (90 % des interventions).

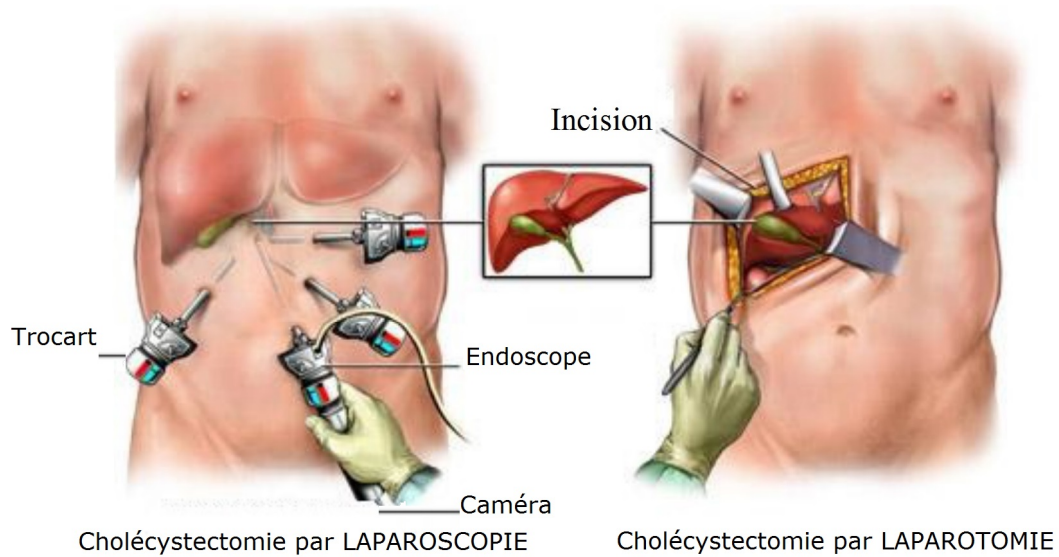


FIGURE A.1. – Voies d'abord pour la cholécystectomie ¹

Les étapes principales de la cholécystectomie sont la dissection, ligature du canal et de l'artère cystique, la libération de la vésicule biliaire du foie et l'extraction de la pièce. Cette intervention réalisée sous anesthésie générale dure environ 1h.

Les différentes étapes de la cholécystectomie sont détaillées ci-dessous [Dubois, 1993, Soper et al., 2008].

1. Source: www.lifelinehospitals.com

1. **Position du patient** : le patient est positionné sur la table d'opération en décubitus dorsal, bras le long du corps et jambes écartées.
2. **Création du pneumopéritoine** : une incision périombilicale est réalisée et le péritoine est abordé sous contrôle visuel afin d'éviter la survenue de plaie du grêle, lors de la création du pneumopéritoine. Le trocart ombilicale (optique) est ensuite positionné. Certains équipes utilisent l'aiguille de Veress qui est insérée dans la cavité abdominale directement. Le gaz carbonique est insufflé jusqu'à obtenir une pression intra-abdominale de 12 à 14 mmHg.
3. **Mise en place des trocarts** (illustrée figure A.1) :
 - le trocart optique (10 mm) est placé au niveau de l'ombilic pour l'insertion d'un endoscope qui permettra l'exploration de la cavité abdominale ;
 - Les autres trocarts sont insérés sous contrôle visuel.
 - un trocart latéral droit (5 mm) placé à l'extrémité droite du rebord costal droit, pour l'insertion d'une pince de préhension qui sera utilisée par la main gauche du chirurgien ;
 - un trocart épigastrique (5 mm) inséré sous le processus xiphoïde du sternum et permet l'utilisation d'une pince de préhension pour la main droite de l'assistant du chirurgien ;
 - un trocart opérateur (10 mm) positionné sur le flanc gauche pour l'introduction des outils de dissection (ciseaux, porte-clip, crochet, dissecteur).
4. **Position de l'équipe médicale** : le chirurgien se place entre les jambes du patient avec un assistant à gauche du patient.
5. **Identification et libération de la vésicule illustrées** (figure A.2) :
 - L'aide déplace la vésicule vers le haut en soulevant le bord inférieur droit du foie, pour exposer la zone opératoire.
 - Le chirurgien tracte l'infundibulum vésiculaire (jonction entre la vésicule biliaire et le canal cystique) vers le bas afin d'horizontaliser le canal cystique ;
 - À l'aide d'un crochet ou ciseaux monopolaires, la vésicule biliaire est libérée de ses attaches scléreuses aux structures voisines (épiploon, duodénum), séquelles de l'inflammation.
6. **Dissection du triangle de Calot** (illustrée figure A.3) :
 - Dans la même configuration que l'étape précédente, la dissection commence à la jonction de l'infundibulum et du canal cystique avec un crochet de dissection ou de ciseaux ;
 - les feuillets péritonéaux et méso-vésiculaires sont ensuite incisés pour ouvrir le triangle cystohépatique ou triangle de Calot (triangle de tissu cellulograisieux borné par le bord inférieur du foie, le canal hépatique commun et le canal cystique) ;
 - l'identification des éléments pédiculaires (canal et artère cystique) est alors possible.

7. **Dissection du canal cystique** : à partir de l'infundibulum le canal cystique identifié est disséqué en direction du cholédoque sur 1 à 2 cm jusqu'à obtenir un canal fin. La dissection se réalise toujours au contact du canal cystique et ne vise surtout pas à disséquer la voie biliaire principale.
8. **Dissection de l'artère cystique** : l'artère cystique située au dessus du canal cystique est ensuite individualisée en s'assurant qu'aucune branche de celle-ci n'aille vers le foie (branche de l'artère hépatique droite).
9. **Ligature du canal et de l'artère cystique** : une pince à clips en titane endoscopique permet la ligature en amont et aval de l'artère et canal cystique (figure A.5).
10. **Contrôle sous cholangiographie** : à ce stade une cholangiographie (figure A.4), qui consiste à injecter du produit de contraste dans le canal cystique afin d'obtenir une cartographie de l'arbre biliaire, peut être réalisée à l'appréciation du chirurgien. L'objectif est de pouvoir s'assurer de l'absence de variation anatomique, de calcul dans le cholédoque ou de plaie de la voie biliaire principale.
11. **Section des éléments pédiculaires** (illustrée figure A.5) : le canal et l'artère cystique sont sectionnés près du clip vésiculaire sous contrôle visuel.
12. **Ablation de la vésicule** : en maintenant une tension de l'infundibulum vésiculaire vers le bas, la vésicule biliaire est détachée du lit hépatique par électrocoagulation grâce à un crochet de dissection ou à des ciseaux.
13. **Exérèse de la vésicule** (illustrée figure A.6) : la vésicule est placée dans un sac d'extraction limitant les risques de contamination puis est retirée par l'orifice ombilic.

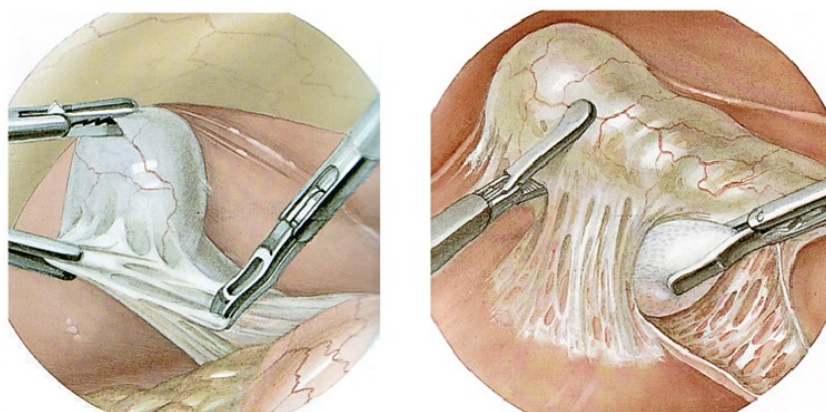


FIGURE A.2. – **Exposition de la vésicule biliaire**², en la libérant de toutes adhérences scléreuses

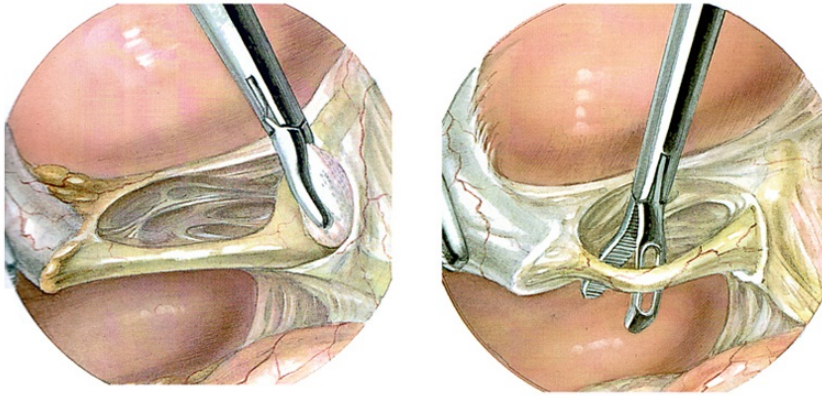


FIGURE A.3. – **Dissection du triangle de Calot²**, permettant d'identifier le canal et l'artère cystique

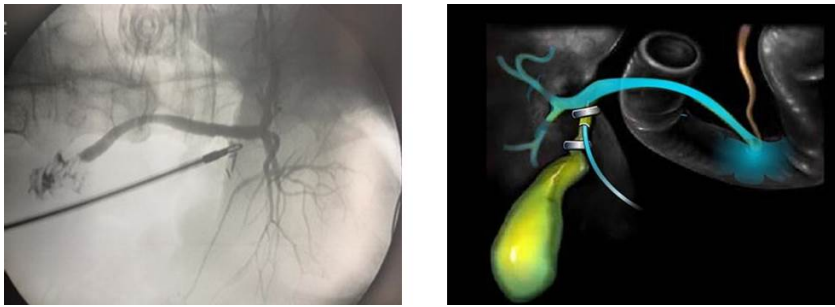


FIGURE A.4. – **Contrôle sous cholangiographie^{3,4}**

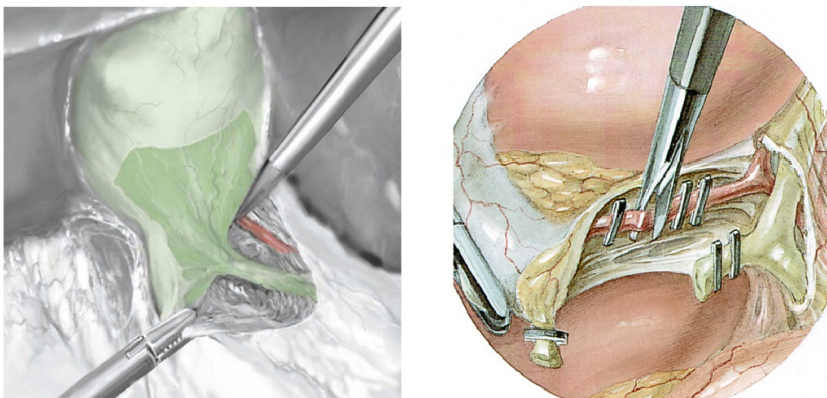


FIGURE A.5. – **Ligature et section du canal et de l'artère cystique²**

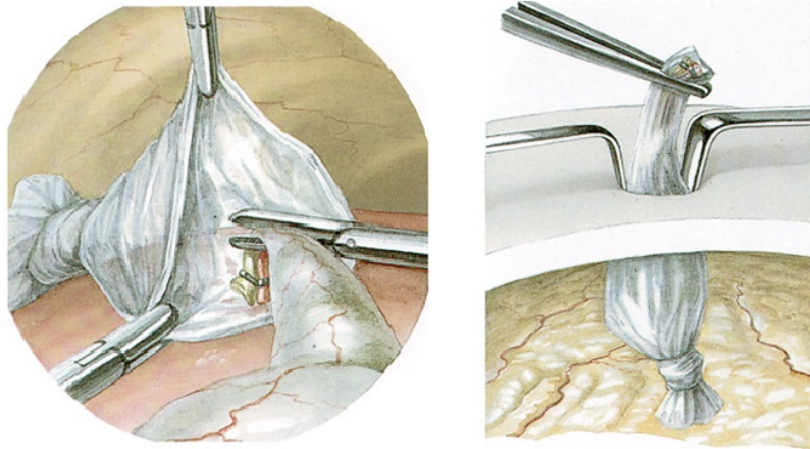


FIGURE A.6. – **Exérèse de la vésicule biliaire**², avec un sac qui sera retiré par l'orifice ombilic

2. Source : www.laparoscopy.am

3. Source : www.isurgery.ch

4. Source : www.intranet.tdmu.edu.ua

ANNEXE B

MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET CINÉMATIQUE DU ROBOT VIKY

Le robot porte-endoscope que nous utilisons pour nos travaux est le robot ViKY présenté dans la partie 1.2.1. La modélisation de ce robot (figure B.1) consiste à établir sa représentation mathématique à partir des modèles géométrique et cinématique directs.

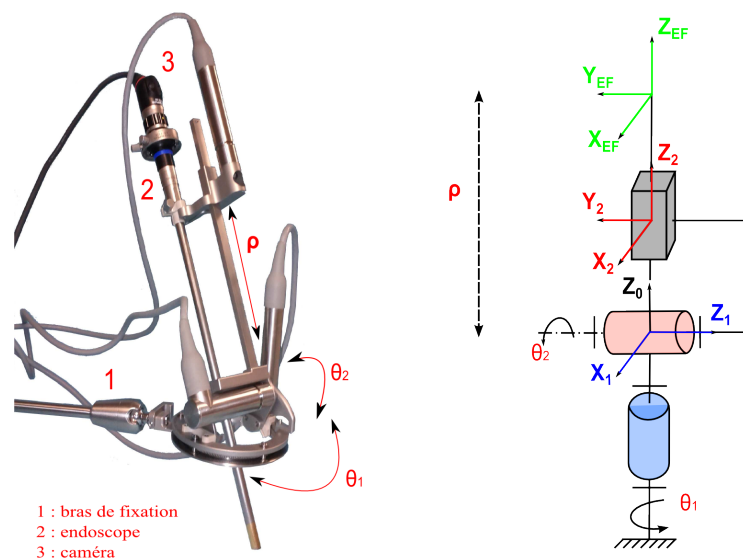


FIGURE B.1. – Représentation géométrique des différents degrés de liberté ainsi que des repères relatifs des degrés de liberté du robot porte-endoscope ViKY

Le modèle géométrique direct (MGD) d'un robot permet d'exprimer l'attitude (position et orientation) de son organe terminal ou effecteur en fonction de ses coordonnées articulaires. À partir du MGD d'un robot, il est possible de déterminer son modèle cinématique direct (MCD). Ce modèle permet d'exprimer la vitesse de l'effecteur d'un robot à partir de ses vitesses articulaires.

⇒ **Modèle géométrique direct du robot ViKY**

Pour décrire la géométrie du robot ViKY, nous adoptons l'approche classique de **Denavit and Hartenberg** [1955]. Cette méthode repose sur la représentation de chaque transformation par le produit de quatre opérations élémentaires (deux rotations et deux translations). La matrice de transformation DH entre deux repères R_{i-1} et R_i est alors définie par :

$${}_{i-1}\mathbf{T}^i = \begin{pmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i \cos\alpha_i & \sin\theta_i \sin\alpha_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i \cos\alpha_i & -\cos\theta_i \sin\alpha_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (\text{B.1})$$

où θ_i , α_i sont respectivement les angles de rotation autour des axes Z_{i-1} et X_i et d_i , a_i correspondent respectivement aux translations le long des axes Z_{i-1} et X_i .

Le robot porte-endoscope ViKY est composé de deux articulations rotoïdes et d'une articulation prismatique. Son architecture est similaire à celle de manipulateurs de type sphérique. Son modèle décrit par les paramètres de DH est représenté dans le tableau B.1.

Tab. B.1. – **Tableau des paramètres Denavit-Hartenberg du robot porte-endoscope ViKY**

$i \rightarrow i+1$	\mathbf{a}_i	α_i	θ_{i+1}	\mathbf{d}_{i+1}
0 → 1	0	$-\pi/2$	θ_1	0
1 → 2	0	$+\pi/2$	θ_2	0
2 → EF	0	0	0	ρ

Le modèle du robot ViKY ${}^0\mathbf{T}^{\text{EF}}$ est déterminé par le produit de trois matrices de transformation de la façon suivante :

$${}^0\mathbf{T}^{\text{EF}} = {}^0\mathbf{T}^1 {}^1\mathbf{T}^2 {}^2\mathbf{T}^{\text{EF}} \quad (\text{B.2})$$

où ${}_{i-1}\mathbf{T}^i$ est la matrice de transformation homogène de dimension 4×4 entre les repères R_{i-1} et R_i décrite par :

$$\begin{bmatrix} {}_{i-1}\mathbf{R}_{3 \times 3}^i & {}_{i-1}\mathbf{t}_{3 \times 1}^i \\ \mathbf{0}_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{B.3})$$

où ${}_{i-1}\mathbf{R}_{3 \times 3}^i$ représente la matrice de rotation décrivant l'orientation du repère R_i dans le repère R_{i-1} et ${}_{i-1}\mathbf{t}_{3 \times 1}^i$ est le vecteur de translation exprimant la position du repère R_i

dans le repère R_{i-1} .

Les trois matrices de transformation permettant de construire le MGD du robot ViKY sont obtenues par :

$$\begin{aligned}
{}^0\mathbf{T}^1 &= \begin{bmatrix} \mathbf{R}_Z(\theta_1)\mathbf{R}_X(-\pi/2) & 0_{3 \times 1} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & 0 & -\sin(\theta_1) & 0 \\ \sin(\theta_1) & 0 & \cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^1\mathbf{T}^2 &= \begin{bmatrix} \mathbf{R}_Z(\theta_2)\mathbf{R}_X(\pi/2) & 0_{3 \times 1} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & 0 & \sin(\theta_2) & 0 \\ \sin(\theta_2) & 0 & -\cos(\theta_2) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^2\mathbf{T}^{EF} &= \begin{bmatrix} & 0 \\ \mathbf{I}_{3 \times 3} & 0 \\ & \rho \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & \rho \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{B.4}$$

Nous pouvons en déduire la matrice de transformation générale appelée également modèle géométrique direct (MGD) entre le repère fixe R_0 et le repère effecteur R_{EF} :

$${}^0\mathbf{T}^{EF} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1)\cos(\theta_2) & -\sin(\theta_1) & \cos(\theta_1)\sin(\theta_2) & \rho\cos(\theta_1)\sin(\theta_2) \\ \sin(\theta_1)\cos(\theta_2) & \cos(\theta_1) & \sin(\theta_1)\sin(\theta_2) & \rho\sin(\theta_1)\sin(\theta_2) \\ -\sin(\theta_2) & 0 & \cos(\theta_2) & \rho\cos(\theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{B.5}$$

⇒ Modélisation cinématique direct du robot ViKY

Le MCD du robot ViKY permet de décrire la vitesse des coordonnées opérationnelles de l'effecteur Γ_0 en fonction des vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$ par la relation suivante :

$$\Gamma_0 = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_0 \\ \mathbf{\Omega}_0 \end{bmatrix} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \tag{B.6}$$

où \mathbf{V}_0 , $\mathbf{\Omega}_0$ correspondent respectivement aux vecteurs des vitesses linéaire et angulaire instantanées de l'effecteur de dimension 3×1 exprimés dans le repère de base du robot R_0 , $\mathbf{J}(\mathbf{q}) = [\mathbf{J}_0(\mathbf{q}) \mathbf{J}_1(\mathbf{q}) \mathbf{J}_2(\mathbf{q})]$ représente la matrice Jacobienne du robot de dimension 6×3 et $\mathbf{q} = [\theta_1 \theta_2 \rho]^T$ est le vecteur des coordonnées articulaires du robot.

La matrice Jacobienne d'un robot peut être construite à partir de son MGD et de la méthode de propagation des vitesses de la façon suivante :

$$\mathbf{J}_i(\mathbf{q}) = \begin{cases} \begin{bmatrix} \mathbf{Z}_{i-1} \\ 0 \end{bmatrix} & \text{si l'articulation } i \text{ est prismatique} \\ \begin{bmatrix} \mathbf{Z}_{i-1} \wedge (\mathbf{P}_{EF} - \mathbf{P}_{i-1}) \\ \mathbf{Z}_{i-1} \end{bmatrix} & \text{si l'articulation } i \text{ est rotoïde} \end{cases} \tag{B.7}$$

où \mathbf{Z}_{i-1} est obtenu par la troisième colonne de la matrice de rotation ${}^0\mathbf{R}^{i-1}$, \mathbf{P}_{EF} correspond au vecteur de translation du MGD du robot ${}^0\mathbf{t}^{\text{EF}}$ et \mathbf{P}_{i-1} représente le vecteur de translation ${}^0\mathbf{t}^{i-1}$ de la matrice de transformation ${}^0\mathbf{T}^{i-1}$.

En appliquant le formalisme défini en B.7 et à partir du modèle géométrique direct défini en B.5, la Jacobienne du robot ViKY est déterminée par :

$$\mathbf{J}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} \mathbf{Z}_0 \wedge (\mathbf{P}_{\text{EF}} - \mathbf{P}_0) & \mathbf{Z}_1 \wedge (\mathbf{P}_{\text{EF}} - \mathbf{P}_1) & \mathbf{Z}_2 \\ \mathbf{Z}_0 & \mathbf{Z}_1 & \mathbf{0}_{3 \times 1} \end{bmatrix} \quad (\text{B.8})$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{Z}_0 &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}, \mathbf{Z}_1 = \begin{bmatrix} -\sin\theta_1 \\ \cos\theta_1 \\ \mathbf{0}_{3 \times 1} \end{bmatrix}, \mathbf{Z}_2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \\ \mathbf{P}_0 &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{P}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{P}_{\text{EF}} = \begin{bmatrix} \rho \cos(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ \rho \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ \rho \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Enfin, après résolution de l'équation B.8, le modèle cinématique direct du robot porte-endoscope ViKY est le suivant :

$$\Gamma_0 = \begin{bmatrix} -\rho \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) & \rho \cos(\theta_1) \cos(\theta_2) & \cos(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ \rho \cos(\theta_1) \sin(\theta_2) & \rho \sin(\theta_1) \cos(\theta_2) & \sin(\theta_1) \sin(\theta_2) \\ 0 & -\rho \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) \\ 0 & -\sin(\theta_1) & 0 \\ 0 & \cos(\theta_1) & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\rho} \end{bmatrix} \quad (\text{B.9})$$

ANNEXE C

ASSERVISSEMENT VISUEL DES ROBOTS PORTE-ENDOSCOPE ET PORTE-INSTRUMENT VIKY

Sommaire

C.1	Suivi de l'intersection des axes centraux de deux instruments	196
C.2	Changement d'instrument à suivre au cours d'un asservissement visuel	197
C.3	Suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel	198
C.4	Prise en compte du zoom pour le suivi d'une cible fluorescente	199
C.5	Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D : mode fonctionnement basé calibrage	200
C.6	Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D : mode fonctionnement combiné	201

C.1 Suivi de l'intersection des axes centraux de deux instruments

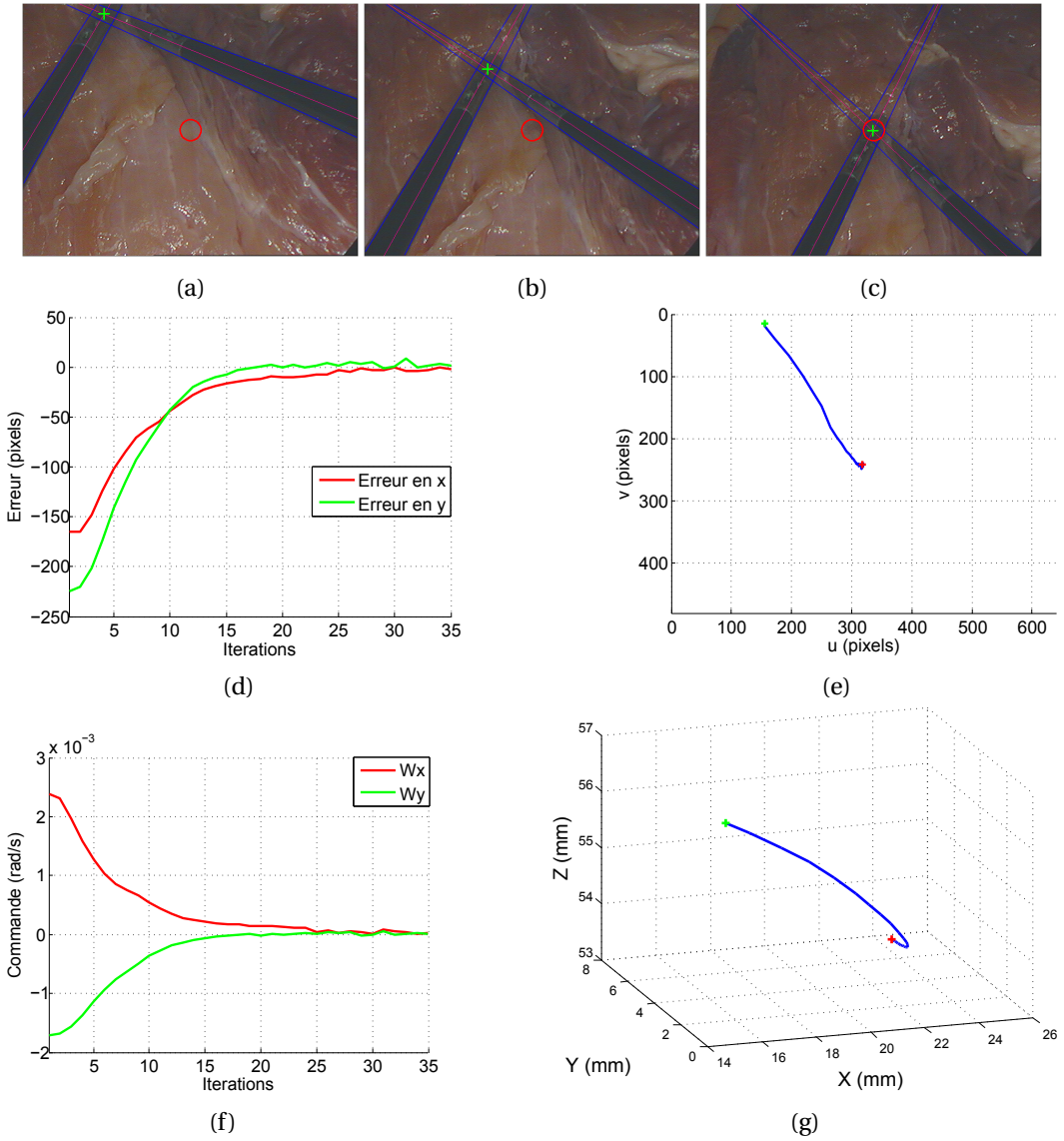


FIGURE C.1. – **Suivi de l'intersection des axes centraux de deux instruments chirurgicaux par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope** Dans les images, une croix verte représente l'intersection des deux axes centraux de deux instruments (position courante \mathbf{s}) et un cercle rouge correspond au centre de l'image (position désirée \mathbf{s}^*) (a) Image initiale (b) Image extraite au cours de l'asservissement visuel (c) Image finale (d) Courbe des erreurs dans l'image $\mathbf{s}^* - \mathbf{s}$ (e) Trajectoire dans l'image (f) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au repère de référence du robot

C.2 Changement d'instrument à suivre au cours d'un asservissement visuel

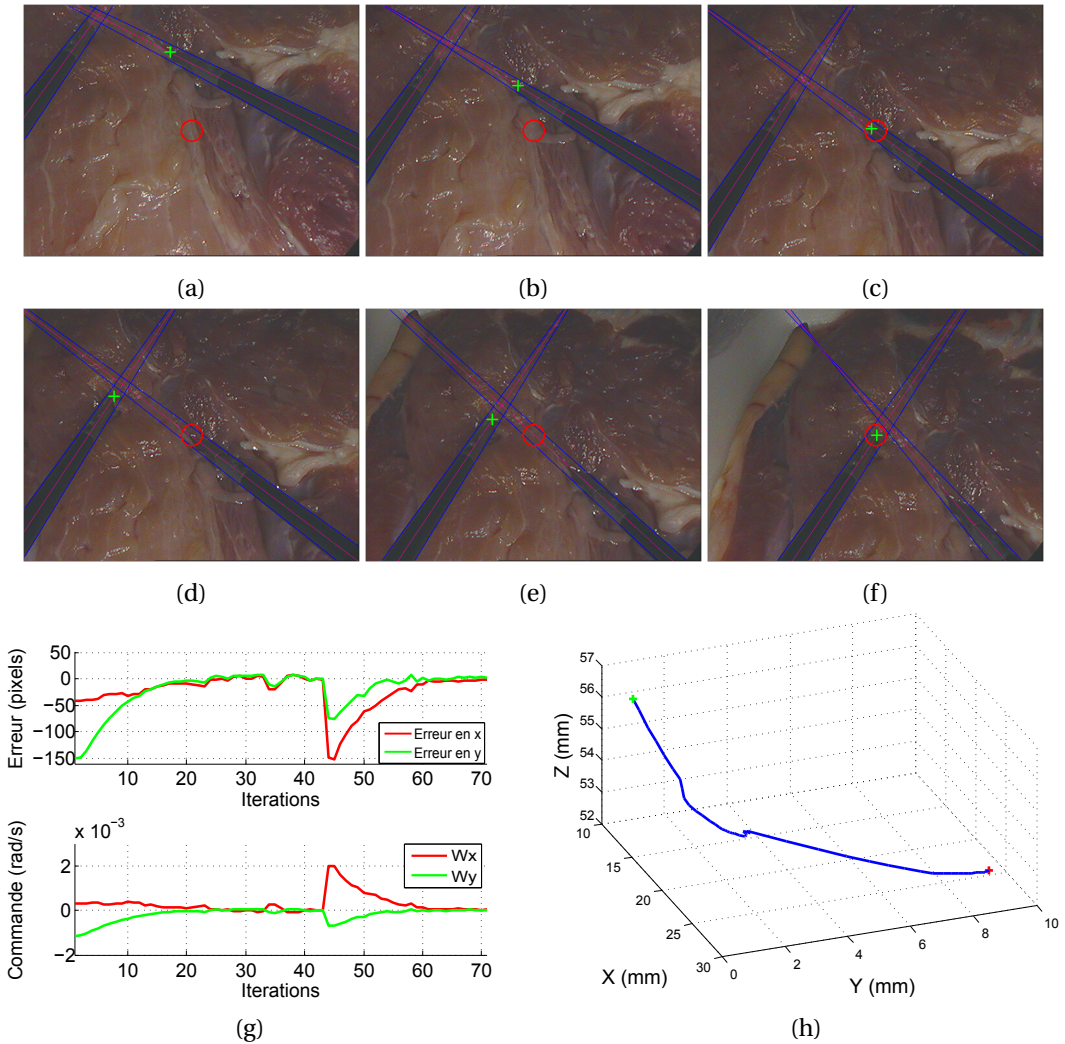


FIGURE C.2. – **Changement d'instrument à suivre au cours d'un asservissement visuel d'un robot porte-endoscope** Dans les images, une croix verte représente la pointe de l'instrument choisi comme référence (position courante \mathbf{s}) et un cercle rouge correspond au centre de l'image (position désirée \mathbf{s}^*) (a), (b) et (c) Images extraites pendant le suivi de l'instrument de droite (d), (e) et (f) Images extraites pendant le suivi après le changement d'instrument (gauche) (g) Courbe des erreurs dans l'image $\mathbf{s}^* - \mathbf{s}$ et vitesses de commande (h) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au référentiel du robot

C.3 Suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel

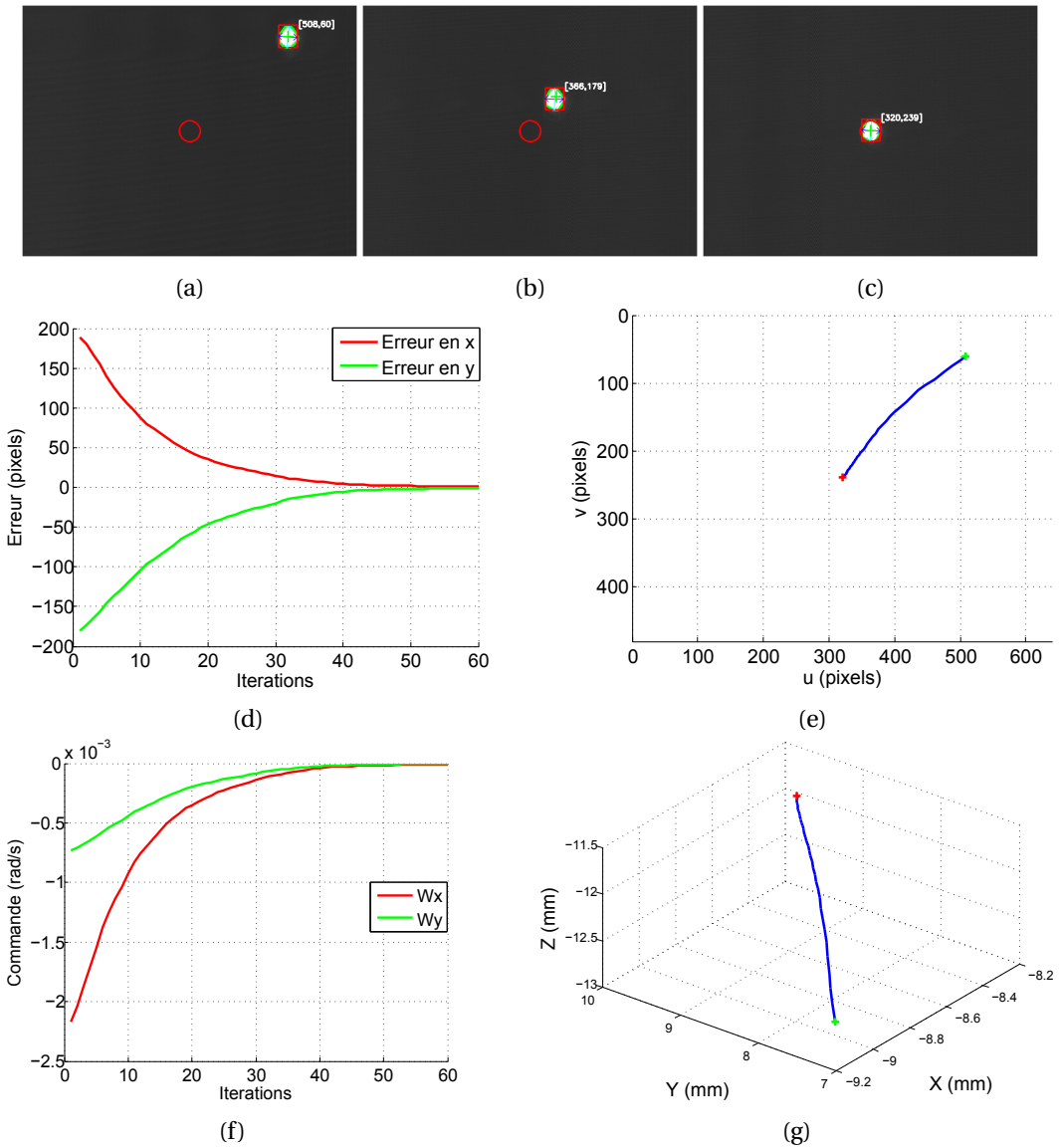


FIGURE C.3. – **Suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope** Dans les images, une croix verte représente le centre de gravité de la cible (position courante \mathbf{s}) et un cercle rouge correspond au centre de l'image (position désirée \mathbf{s}^*) (a) Image initiale (b) Image extraite au cours de l'asservissement visuel (c) Image finale (d) Courbe des erreurs dans l'image $\mathbf{s}^* - \mathbf{s}$ (e) Trajectoire dans l'image (f) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au repère de référence du robot

C.4 Prise en compte du zoom pour le suivi d'une cible fluorescente

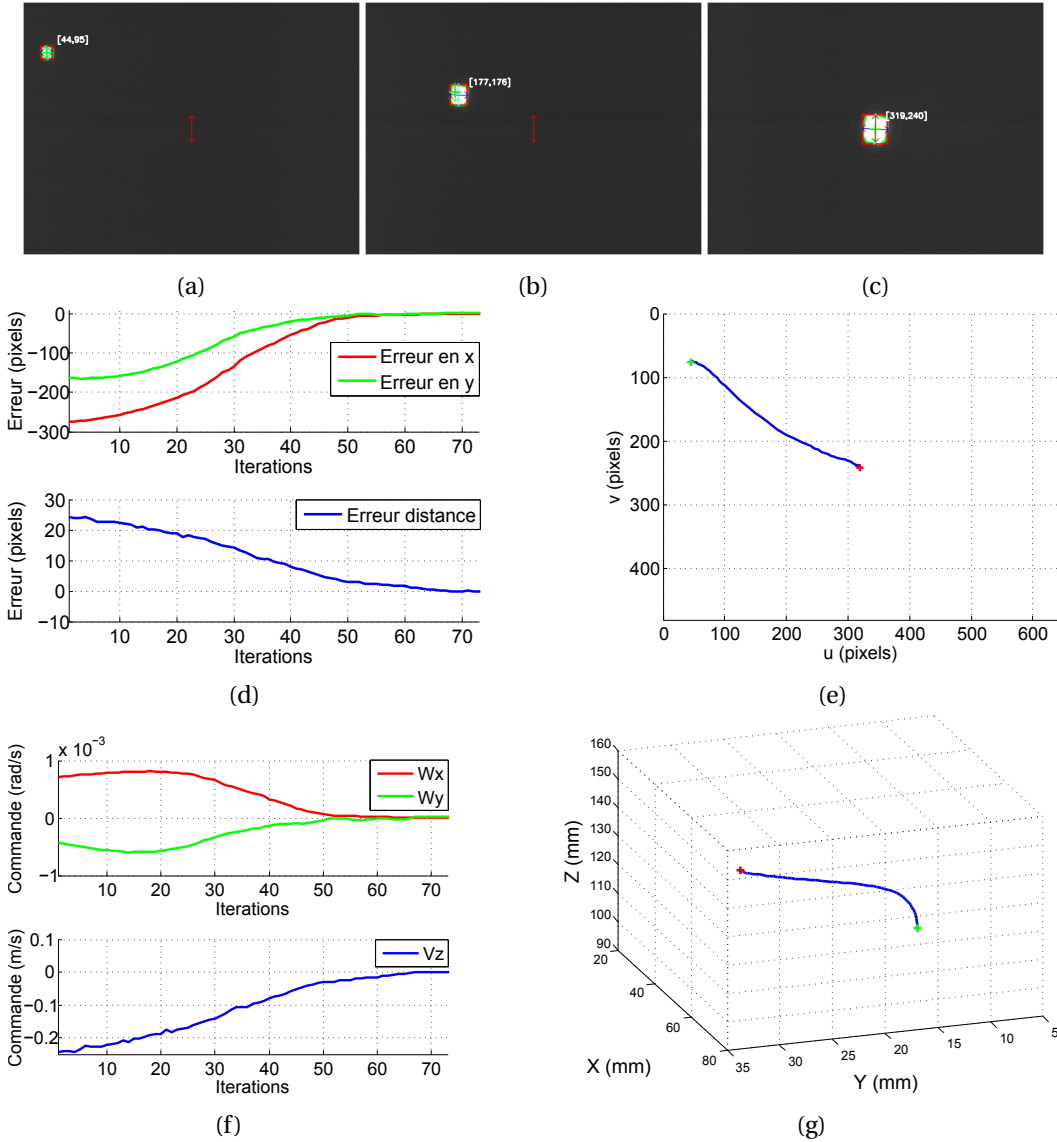


FIGURE C.4. – **Prise en compte du zoom pour le suivi d'une cible fluorescente par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope** Dans les images, un segment vert représente le centre de gravité de la cible fluorescente et sa dimension selon l'axe v de l'image (position et largeur courantes \mathbf{s}) et un segment rouge correspond au centre de l'image et la largeur souhaitée (position désirée \mathbf{s}^*) (a) Image initiale (b) Image extraite au cours de l'asservissement visuel (c) Image finale (d) Courbe des erreurs dans l'image $\mathbf{s}^* - \mathbf{s}$ (e) Trajectoire dans l'image (f) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la caméra dans l'espace par rapport au repère de référence du robot

C.5 Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D : mode fonctionnement basé calibrage

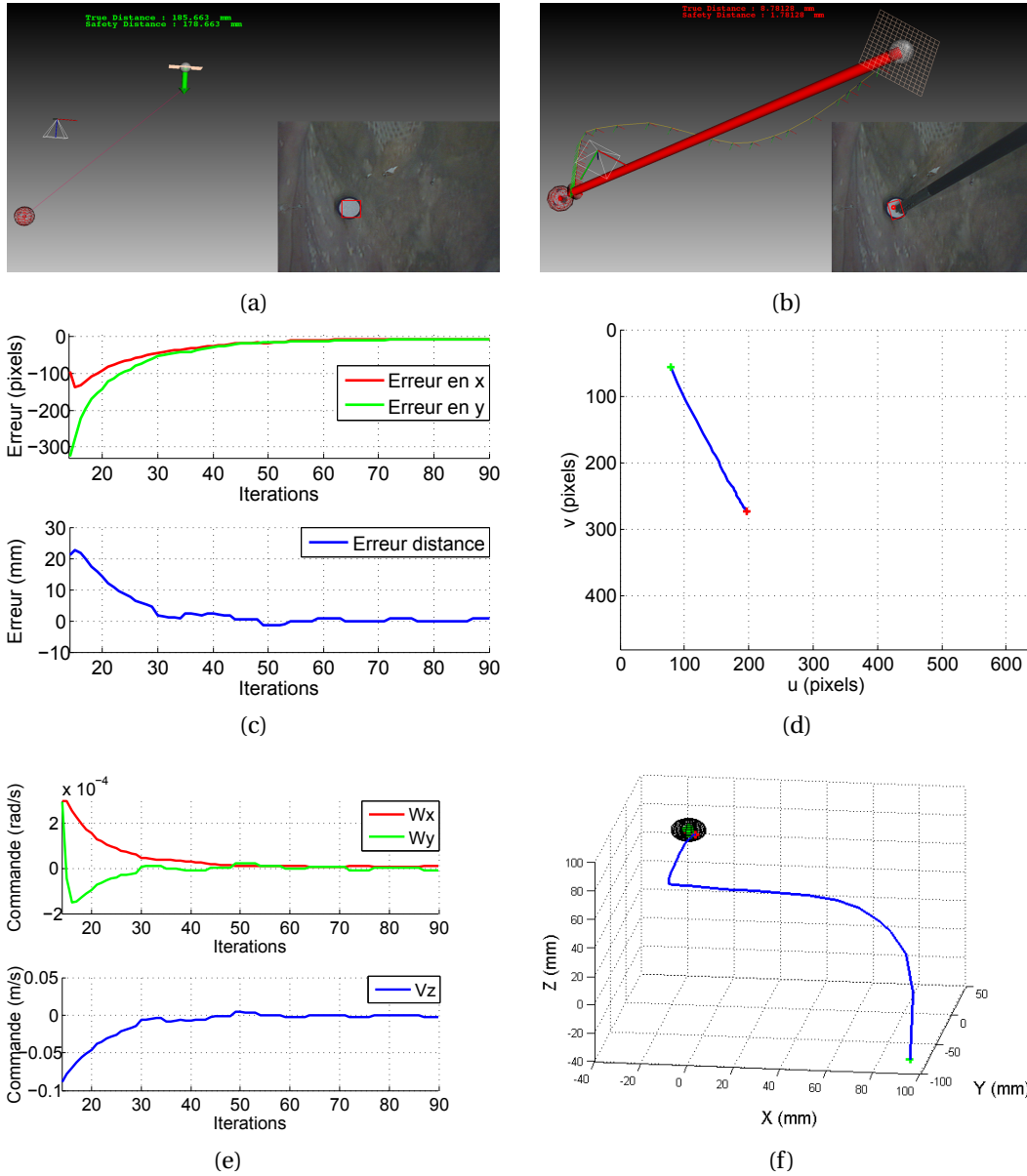


FIGURE C.5. – **Mode de commande basé calibrage : positionnement automatique de la pointe d'un instrument chirurgical porté par un robot porte-instrument sur une cible 3D par asservissement visuel** (a) Image initiale (b) Image finale (c) Courbe des erreurs dans l'image (d) Trajectoire dans l'image (e) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la pointe de l'instrument dans l'espace par rapport au repère de la caméra

C.6 Positionnement de la pointe d'un instrument sur une cible 3D : mode fonctionnement combiné

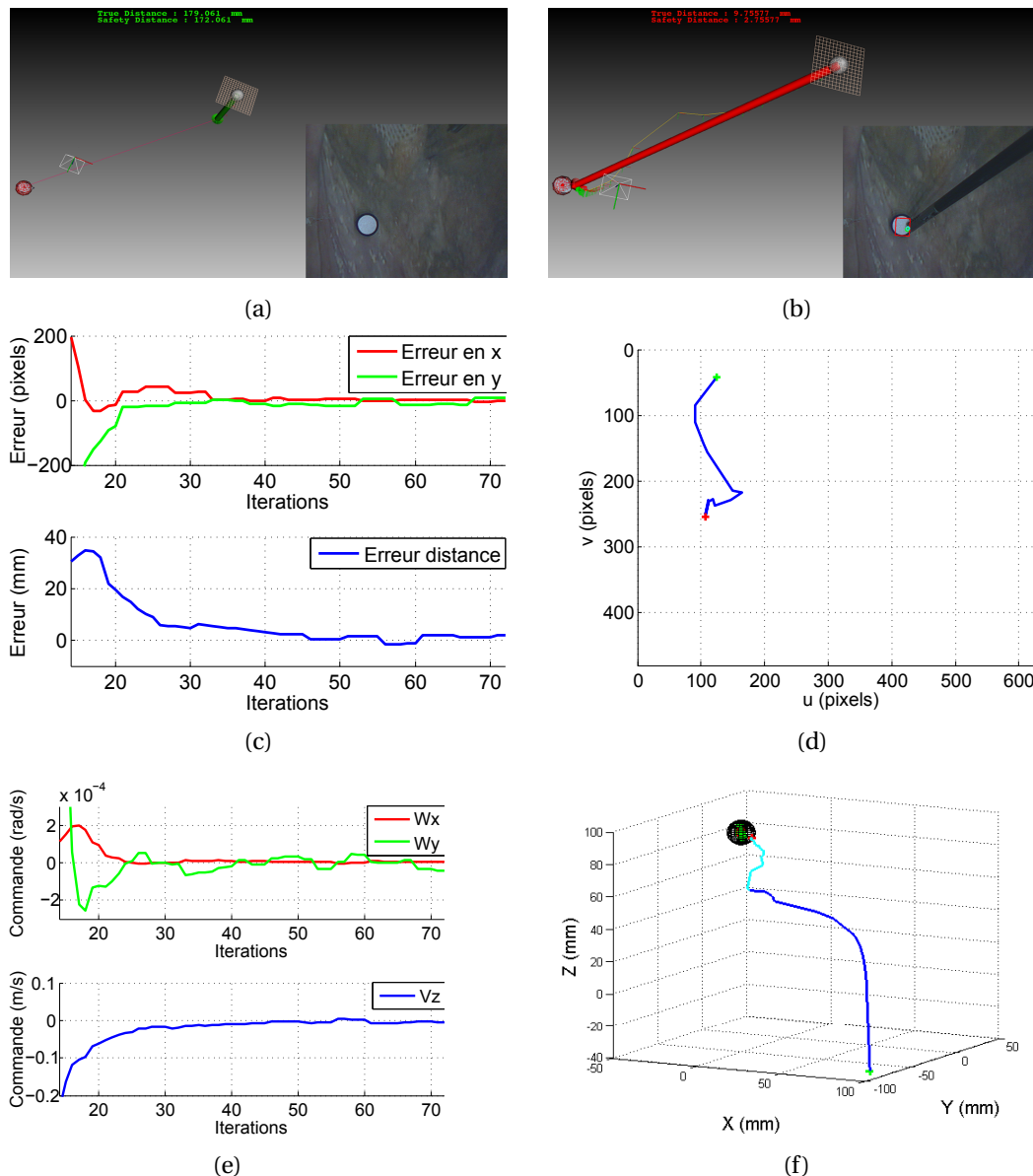


FIGURE C.6. – Mode de commande combiné : positionnement automatique de la pointe d'un instrument chirurgical porté par un robot porte-instrument sur une cible 3D en combinant les informations issues du robot et de la méthode de localisation des instruments (a) Image initiale (b) Image finale (c) Courbe des erreurs dans l'image (d) Trajectoire dans l'image (e) Vitesses de commande (g) Trajectoire de la pointe de l'instrument dans l'espace par rapport au repère de la caméra

Références

- Abo, T., Nanashima, A., Tobinaga, S., Hidaka, S., Taura, N., Takagi, K., Arai, J., Miyaaki, H., Shibata, H., and Nagayasu, T. (2015). Usefulness of intraoperative diagnosis of hepatic tumors located at the liver surface and hepatic segmental visualization using indocyanine green-photodynamic eye imaging. European Journal of Surgical Oncology (EJSO), 41(2) :257–264. 36
- Agha, R. and Muir, G. (2003a). Does laparoscopic surgery spell the end of the open surgeon? Journal of the Royal Society of Medicine, 96(11) :544–546. 22
- Agha, R. and Muir, G. (2003b). Does laparoscopic surgery spell the end of the open surgeon? Journal of the Royal Society of Medicine, 96(11) :544–546. 22
- Ainsbury, E., Bouffler, S., Dörr, W., Graw, J., Muirhead, C., Edwards, A., and Cooper, J. (2009). Radiation cataractogenesis : a review of recent studies. Radiation research, 172(1) :1–9. 33
- Aiono, S., Gilbert, J., Soin, B., Finlay, P., and Gordan, A. (2002). Controlled trial of the introduction of a robotic camera assistant (endo assist) for laparoscopic cholecystectomy. Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques, 16(9) :1267–1270. 23
- Alander, J. T., Kaartinen, I., Laakso, A., Pätälä, T., Spillmann, T., Tuchin, V. V., Venermo, M., and Välisuo, P. (2012). A review of indocyanine green fluorescent imaging in surgery. Journal of Biomedical Imaging, 2012 :7. 35
- Albitar, C., Graebler, P., and Doignon, C. (2007). Robust structured light coding for 3d reconstruction. In Computer Vision, 2007. ICCV 2007. IEEE 11th International Conference on, pages 1–6. IEEE. 42
- Allaf, M., Jackman, S., Schulam, P., Cadeddu, J., Lee, B., Moore, R., and Kavoussi, L. (1998). Laparoscopic visual field. voice vs foot pedal interfaces for control of the aesop robot. Surgical endoscopy, 12(12) :1415. 23
- Allan, M., Thompson, S., Clarkson, M. J., Ourselin, S., Hawkes, D. J., Kelly, J., and Stoyanov, D. (2014). 2d-3d pose tracking of rigid instruments in minimally invasive surgery. In Information Processing in Computer-Assisted Interventions, pages 1–10. Springer. 73
- Allen, B. F., Kasper, F., Nataneli, G., Dutson, E. P., and Faloutsos, P. (2011). Visual tracking of laparoscopic instruments in standard training environments. In MMVR, pages 11–17. 68
- Andreff, N., Horaud, R., and Espiau, B. (1999). On-line hand-eye calibration. In 3-D Digital Imaging and Modeling, 1999. Proceedings. Second International Conference on, pages 430–436. IEEE. 63
- Ang, W. T. (2004). Active tremor compensation in handheld instrument for microsurgery. Carnegie Mellon University, the Robotics Institute. 30
- Archer, S. B., Brown, D. W., Smith, C. D., Branum, G. D., and Hunter, J. G. (2001). Bile duct injury during laparoscopic cholecystectomy : results of a national survey. Annals of surgery, 234(4) :549. 54
- Ausania, F., Holmes, L., Iype, S., Ricci, P., and White, S. (2012). Intraoperative cholangiography in the laparoscopic cholecystectomy era : why are we still debating? Surgical endoscopy, 26(5) :1193–1200. 55

- Azizian, M., Khoshnam, M., Najmaei, N., and Patel, R. V. (2014). Visual servoing in medical robotics : a survey. part i : endoscopic and direct vision imaging–techniques and applications. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 10(3) :263–274. 44
- Azizian, M., Najmaei, N., Khoshnam, M., and Patel, R. (2015). Visual servoing in medical robotics : a survey. part ii : tomographic imaging modalities–techniques and applications. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 11(1) :67–79. 44
- Bano, J. (2014). Modélisation et correction des déformations du foie dues à un pneumopéritoine : application au guidage par réalité augmentée en chirurgie laparoscopique. 41
- Beasley, R., Howe, R. D., et al. (2009). Increasing accuracy in image-guided robotic surgery through tip tracking and model-based flexion correction. Robotics, IEEE Transactions on, 25(2) :292–302. 70
- Berkelman, P., Boidard, E., and Cinquin, P. (2002). Automatic instrument tracking with a compact laparoscopic endoscope robot using an external optical localizer. In Surgetica (Grenoble), pages 77–82. 69
- Berkelman, P., Boidard, E., Cinquin, P., and Troccaz, J. (2003). Ler : The light endoscope robot. In Intelligent Robots and Systems, 2003.(IROS 2003). Proceedings. 2003 IEEE/RSJ International Conference on, volume 3, pages 2835–2840. IEEE. 24
- Bernhardt, S., Nicolau, S. A., Agnus, V., Soler, L., Doignon, C., and Marescaux, J. (2014). Automatic detection of endoscope in intraoperative ct image : Application to ar guidance in laparoscopic surgery. In Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on, pages 563–567. IEEE. 43
- Beyer, H. A. (1992). Accurate calibration of CCD-cameras. In Computer Vision and Pattern Recognition, 1992. Proceedings CVPR'92., 1992 IEEE Computer Society Conference on, pages 96–101. IEEE. 61
- Bhattacharyya, A. (1946). On a measure of divergence between two multinomial populations. Sankhybara, The Indian Journal Of Statistics, 7(4) :401–406. 99
- Biradar, P. G. and Rekha, S. (2013). Rob-in heart (a surgeon without hand tremor). In Research & Technology in the Coming Decades (CRT 2013), National Conference on Challenges in, pages 1–5. IET. 70
- Birchfield, S. and Tomasi, C. (1999). Depth discontinuities by pixel-to-pixel stereo. International Journal of Computer Vision, 35(3) :269–293. 103
- Bouarfa, L., Akman, O., Schneider, A., Jonker, P. P., and Dankelman, J. (2012). In-vivo real-time tracking of surgical instruments in endoscopic video. Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, 21(3) :129–134. 71
- Bourger, F., Doignon, C., Zanne, P., and De Mathelin, M. (2007). A model-free vision-based robot control for minimally invasive surgery using esm tracking and pixels color selection. In Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on, pages 3579–3584. IEEE. 44
- Bradbury, M. S., Phillips, E., Montero, P. H., Cheal, S. M., Stambuk, H., Durack, J. C., Sofocleous, C. T., Meester, R. J., Wiesner, U., and Patel, S. (2013). Clinically-translated silica nanoparticles as dual-modality cancer-targeted probes for image-guided surgery and interventions. Integrative Biology, 5(1) :74–86. 39
- Bradski, G. and Kaehler, A. (2008). Learning OpenCV : Computer Vision with the OpenCV Library. "O'Reilly Media, Inc.". 65
- Breedveld, P., Stassen, H. G., Meijer, D. W., and Stassen, L. P. S. (1999). Theoretical background and conceptual solution for depth perception and eye-hand coordination problems in laparoscopic surgery. Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies, 8(4) :227–234. 22, 40
- Breitenstein, S., Nocito, A., Puhan, M., Held, U., Weber, M., and Clavien, P.-A. (2008). Robotic-assisted versus laparoscopic cholecystectomy : outcome and cost analyses of a case-matched control study. Annals of surgery, 247(6) :987–993. 28
- Brown, M. Z., Burschka, D., and Hager, G. D. (2003). Advances in computational stereo. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 25(8) :993–1008. 102
- Caesar, J., Shaldon, S., Chiandussi, L., Guevara, L., and Sherlock, S. (1961). The use of indocyanine green in the measurement of hepatic blood flow and as a test of hepatic function. Clinical science, 21 :43. 35
- Cagneau, B., Morel, G., Bellot, D., Zemitì, N., and d'Agostino, G. A. (2008). A passive force amplifier. In Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on, pages 2079–2084. IEEE. 30
- Cahill, R., Ris, F., and Mortensen, N. (2011). Near-infrared laparoscopy for real-time intra-operative arterial and lymphatic perfusion imaging. Colorectal Disease, 13(s7) :12–17. 95
- Canny, J. (1986). A computational approach to edge detection. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, PAMI-8(6) :679–698. 73, 74, 82, 102
- Cano, A. M., Gayá, F., Lamata, P., Sánchez-González, P., and Gómez, E. J. (2008). Laparoscopic tool tracking method for augmented reality surgical applications. In Biomedical Simulation, pages 191–196. Springer. 68, 72

- Cano, A. M., Lamata, P., Gayá, E., and Gómez, E. J. (2006). New methods for video-based tracking of laparoscopic tools. In *Biomedical Simulation*, pages 142–149. Springer. 72
- Casals, A., Amat, J., and Laporte, E. (1996). Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery. In *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on*, volume 1, pages 895–900. IEEE. 44
- Chaumette, F. (2002). Asservissement visuel. In Khalil, W., editor, *La commande des robots manipulateurs*, Traité IC2, chapter 3, pages 105–150. Hermès. 109, 114, 120, 173
- Chaumette, F. and Hutchinson, S. (2006). Visual servo control. i. basic approaches. *Robotics & Automation Magazine, IEEE*, 13(4) :82–90. 108, 111
- Chaumette, F. and Hutchinson, S. (2007). Visual servo control, part ii : Advanced approaches. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 14(1) :109–118. 108
- Chaumette, F. c. (1990). *La relation vision-commande : théorie et application à des tâches robotiques*. PhD thesis. 112
- Chmarra, M., Grimbergen, C., and Dankelman, J. (2007). Systems for tracking minimally invasive surgical instruments. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 16(6) :328–340. 68, 70
- Chmarra, M. K., Bakker, N. H., Grimbergen, C. A., and Dankelman, J. (2006). Trendero, a device for tracking minimally invasive surgical instruments in training setups. *Sensors and Actuators A : Physical*, 126(2) :328–334. 70
- Climent, J. B. and Climent, P. M. (2004). Automatic instrument localization in laparoscopic surgery. *ELCVIA : electronic letters on computer vision and image analysis*, 4(1) :21–31. 72
- Daher, H. (2013). *Contribution à l'analyse de la dynamique des écritures anciennes pour l'aide à l'expertise paléographique*. PhD thesis, Université Paris Descartes. 83, 84
- Daniels, R. D. and Schubauer-Berigan, M. K. (2010). A meta-analysis of leukaemia risk from protracted exposure to low-dose gamma radiation. *Occupational and environmental medicine*, 68(6) :457–464. 33
- Daniilidis, K. (1999). Hand-eye calibration using dual quaternions. *The International Journal of Robotics Research*, 18(3) :286–298. 63
- De Reuver, P., Sprangers, M., Rauws, E., Lameris, J., Busch, O., Van Gulik, T., and Gouma, D. (2008). Impact of bile duct injury after laparoscopic cholecystectomy on quality of life : a longitudinal study after multidisciplinary treatment. *Endoscopy*, 40(08) :637–643. 53
- Deacon, G., Harwood, A., Holdback, J., Maiwand, D., Pearce, M., Reid, I., Street, M., and Taylor, J. (2010). The pathfinder image-guided surgical robot. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 224(5) :691–713. 31, 47
- Denavit, J. and Hartenberg, R. S. (1955). A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. *Trans. of the ASME. Journal of Applied Mechanics*, 22 :215–221. 192
- Diana, M., Noll, E., Diemunsch, P., Dallemagne, B., Benahmed, M. A., Agnus, V., Soler, L., Barry, B., Namer, I. J., Demartines, N., et al. (2014). Enhanced-reality video fluorescence : a real-time assessment of intestinal viability. *Annals of surgery*, 259(4) :700–707. 43
- Dip, F. D., Asbun, D., Rosales-Velderrain, A., Menzo, E. L., Simpfendorfer, C. H., Szomstein, S., and Rosenthal, R. J. (2014). Cost analysis and effectiveness comparing the routine use of intraoperative fluorescent cholangiography with fluoroscopic cholangiogram in patients undergoing laparoscopic cholecystectomy. *Surgical endoscopy*, 28(6) :1838–1843. 55
- Doignon, C., Graebing, P., and de Mathelin, M. (2005). Real-time segmentation of surgical instruments inside the abdominal cavity using a joint hue saturation color feature. *Real-Time Imaging*, 11(5-6) :429–442. 72, 73, 74
- Doignon, C., Nageotte, F., and De Mathelin, M. (2004). Detection of grey regions in color images : application to the segmentation of a surgical instrument in robotized laparoscopy. In *Intelligent Robots and Systems, 2004.(IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 4, pages 3394–3399. IEEE. 72, 74
- Doignon, C., Nageotte, F., and de Mathelin, M. (2007). Segmentation and guidance of multiple rigid objects for intra-operative endoscopic vision. In *Dynamical Vision*, pages 314–327. Springer. 72
- Dolan, J., Diggs, B., Sheppard, B., and Hunter, J. (2005). Ten-year trend in the national volume of bile duct injuries requiring operative repair. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques*, 19(7) :967–973. 53
- Dornaika, F. (1995). *Contributions à l'inégration vision robotique : calibrage, localisation et asservissement*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG. 118
- Dubois, F. (1993). *Cholécyctomie et exploration de la voie biliaire principale par coelioscopie*. *Editions Techniques-Encycl. Med. Chir.(Paris, France), Techniques chirurgicales-Généralités-Appareil digestif*, 40(950) :1–17. 185
- Eruhmov, V. (2010). *stereo_match.cpp sample program*. 103

- Espiau, B., Chaumette, F., and Rives, P. (1992). A new approach to visual servoing in robotics. Robotics and Automation, IEEE Transactions on, 8(3) :313–326. 109
- Faugeras, O. (1993). Three-dimensional computer vision : a geometric viewpoint. MIT press. 58
- Felzenszwalb, P. and Huttenlocher, D. (2004). Distance transforms of sampled functions. Technical report, Cornell University. 78
- Feuerstein, M. et al. (2007). Augmented Reality in Laparoscopic Surgery. PhD thesis, Technische Universität München. 41
- Feuerstein, M., Mussack, T., Heining, S. M., and Navab, N. (2008). Intraoperative laparoscope augmentation for port placement and resection planning in minimally invasive liver resection. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 27(3) :355–369. 42
- Fischler, M. A. and Bolles, R. C. (1981). Random sample consensus : a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. Communications of the ACM, 24(6) :381–395. 117
- Flum, D. R., Cheadle, A., Prella, C., Dellinger, E. P., and Chan, L. (2003). Bile duct injury during cholecystectomy and survival in medicare beneficiaries. Jama, 290(16) :2168–2173. 53
- Françoise, V. (2013). Assistance au fraisage par comanipulation en chirurgie orthopédique. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI. 31, 47
- Frangi, A. F., Niessen, W. J., Vincken, K. L., and Viergever, M. A. (1998). Multiscale vessel enhancement filtering. In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI'98, pages 130–137. Springer. 83, 134
- Frangioni, J. V. (2003). In vivo near-infrared fluorescence imaging. Current opinion in chemical biology, 7(5) :626–634. 35
- Frangioni, J. V. (2008). New technologies for human cancer imaging. Journal of clinical oncology, 26(24) :4012–4021. 32, 33, 34
- Geiger, B. (1993). Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning. 41
- Gouma, D. and Go, P. (1994). Bile duct injury during laparoscopic and conventional cholecystectomy. Journal of the American College of Surgeons, 178(3) :229–233. 53
- Gumbs, A., Crovari, E., Vidal, C., Henri, P., and Gayet, B. (2007). Modified robotic lightweight endoscope (viky) validation in vivo in a porcine model. Surg Innov, 14(4) :261–4. 24
- Gurusamy, K. S., Aggarwal, R., Palanivelu, L., and Davidson, B. R. (2009). Virtual reality training for surgical trainees in laparoscopic surgery. Cochrane Database Syst Rev, 1(4). 22
- Guthart, G. and Jr, J. K. S. (2000). The intuitiveTM telesurgery system : Overview and application. In ICRA, pages 618–621. IEEE. 27
- Habert, S., Dahdah, N., and Cheriet, F. (2012). A novel method for an automatic 3d reconstruction of coronary arteries from angiographic images. In Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA), 2012 11th International Conference on, pages 484–489. IEEE. 83
- Hager, G. D., Okamura, A. M., Kazanzides, P., Whitcomb, L. L., Fichtinger, G., and Taylor, R. H. (2008). Surgical and interventional robotics : part iii [tutorial]. Robotics & Automation Magazine, IEEE, 15(4) :84–93. 22
- Hainsworth, P., Rhodes, M., Gompertz, R., Armstrong, C., and Lennard, T. (1994). Imaging of the common bile duct in patients undergoing laparoscopic cholecystectomy. Gut, 35(7) :991–995. 33
- Hallet, J., Gayet, B., Tsung, A., Wakabayashi, G., and Pessaux, P. (2015). Systematic review of the use of pre-operative simulation and navigation for hepatectomy : current status and future perspectives. Journal of hepato-biliary-pancreatic sciences, 22(5) :353–362. 41
- Hani, A. F. M. (2014). Surface Imaging for Biomedical Applications. CRC Press. 76, 77
- Hanna, G., Drew, T., Clinch, P., Hunter, B., Shimi, S., Dunkley, M., and Cuschieri, A. (1996). A microprocessor-controlled psychomotor tester for minimal access surgery. Surgical Endoscopy, 10(10) :965–969. 70
- Haouchine, N., Dequidt, J., Peterlik, I., Kerrien, E., Berger, M.-O., and Cotin, S. (2013). Image-guided simulation of heterogeneous tissue deformation for augmented reality during hepatic surgery. In Mixed and Augmented Reality (ISMAR), 2013 IEEE International Symposium on, pages 199–208. IEEE. 42
- Harris, C. and Stephens, M. (1988). A combined corner and edge detector. In Alvey vision conference, volume 15, page 50. Citeseer. 102
- Hartley, R. and Zisserman, A. (2003). Multiple view geometry in computer vision. Cambridge university press. 65
- Hayashi, K. and De Laey, J. (1985). Indocyanine green angiography of submacular choroidal vessels in the human eye. Ophthalmologica, 190(1) :20–29. 35

- Hayashibe, M. and Nakamura, Y. (2001). Laser-pointing endoscope system for intra-operative 3d geometric registration. In *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1543–1548. IEEE. 42, 45
- Himpens, J., Leman, G., and Cadiere, G. (1998). Telesurgical laparoscopic cholecystectomy. *Surgical endoscopy*, 8(12) :1091–1091. 27
- Hirschmüller, H. (2001). Improvements in Real-Time Correlation-Based Stereo Vision. In *Proc. IEEE Workshop on Stereo and Multi-Baseline Vision*, pages 141–148. 102
- Hirschmüller, H. (2008). Stereo processing by semiglobal matching and mutual information. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 30(2) :328–341. 103
- Horaud, R. and Dornaika, F. (1995). Hand-eye calibration. *The international journal of robotics research*, 14(3) :195–210. 63
- Hough, P. V. (1962). Method and means for recognizing complex patterns. US Patent 3,069,654. 45, 72, 86, 102, 137
- Hu, M.-K. (1962). Visual pattern recognition by moment invariants. *Information Theory, IRE Transactions on*, 8(2) :179–187. 97
- Isard, M. and Blake, A. (1998). Condensation-conditional density propagation for visual tracking. *International journal of computer vision*, 29(1) :5–28. 73
- Ishizawa, T., Bandai, Y., and Kokudo, N. (2009). Fluorescent cholangiography using indocyanine green for laparoscopic cholecystectomy : an initial experience. *Archives of Surgery*, 144(4) :381–382. 35
- Ito, M. (1990). Robot vision modelling-camera modelling and camera calibration. *Advanced robotics*, 5(3) :321–335. 61
- Jakopec, M., Harris, S. J., Gomes, P., Cobb, J., Davies, B. L., et al. (2003). The hands-on orthopaedic robot "acrobot" : Early clinical trials of total knee replacement surgery. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 19(5) :902–911. 31, 47
- Jaspers, J. E. N., Breedveld, P., Herder, J. L., and Grimbergen, C. A. (2004). Camera and instrument holders and their clinical value in minimally invasive surgery. *Surgical Laparoscopy Endoscopy & Percutaneous Techniques*, 14(3) :145–151. 22, 23
- Jourdan, I., Dutson, E., Garcia, A., Vleugels, T., Leroy, J., Mutter, D., and Marescaux, J. (2004). Stereoscopic vision provides a significant advantage for precision robotic laparoscopy. *British journal of surgery*, 91(7) :879–885. 40
- Kalman, R. E. (1960). A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Journal of Basic Engineering*, 82(1) :35–45. 73, 88, 98
- Kang, H. and Wen, J. T. (2001). Endobot : a robotic assistant in minimally invasive surgeries. In *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*, volume 2, pages 2031–2036. IEEE. 47
- Kang, H. and Wen, J. T. (2002). Robotic knot tying in minimally invasive surgeries. In *Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on*, volume 2, pages 1421–1426. IEEE. 47
- Kazanzides, P., Fichtinger, G., Hager, G. D., Okamura, A. M., Whitcomb, L. L., and Taylor, R. H. (2008). Surgical and interventional robotics-core concepts, technology, and design [tutorial]. *Robotics & Automation Magazine, IEEE*, 15(2) :122–130. 22
- Kenngott, H., Wegner, I., Neuhaus, J., Nickel, F., Fischer, L., Gehrig, T., Meinzer, H., and Müller-Stich, B. (2013). Magnetic tracking in the operation room using the da vinci® telemanipulator is feasible. *Journal of robotic surgery*, 7(1) :59–64. 69
- Kolmogorov, V. and Zabih, R. (2001). Computing visual correspondence with occlusions using graph cuts. In *Computer Vision, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on*, volume 2, pages 508–515. IEEE. 102
- Konishi, K., Hashizume, M., Nakamoto, M., Kakeji, Y., Yoshino, I., Taketomi, A., Sato, Y., Tamura, S., and Maehara, Y. (2005). Augmented reality navigation system for endoscopic surgery based on three-dimensional ultrasound and computed tomography : Application to 20 clinical cases. In *International Congress Series*, volume 1281, pages 537–542. Elsevier. 42
- Konolige, K. (1998). Small vision systems : Hardware and implementation. In *Robotics Research*, pages 203–212. Springer. 103
- Krupa, A. (2009). Asservissement visuel par imagerie médicale. In *Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR'09*. 44
- Krupa, A., Doignon, C., Gangloff, J., and De Mathelin, M. (2002a). Combined image-based and depth visual servoing applied to robotized laparoscopic surgery. In *Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on*, volume 1, pages 323–329. IEEE. 71
- Krupa, A., Gangloff, J., de Mathelin, M., Doignon, C., Morel, G., Soler, L., Leroy, J., and Marescaux, J. (2002b). Autonomous

- retrieval and positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing and laser pointers. In *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICRA'02. IEEE International Conference on*, volume 4, pages 3769–3774. IEEE. 121
- Krupa, A., Gangloff, J., Doignon, C., De Mathelin, M. F., Morel, G., Leroy, J., Soler, L., and Marescaux, J. (2003). Autonomous 3-d positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 19(5) :842–853. 45, 68
- Kusano, M., Tajima, Y., Yamazaki, K., Kato, M., Watanabe, M., and Miwa, M. (2008). Sentinel node mapping guided by indocyanine green fluorescence imaging : a new method for sentinel node navigation surgery in gastrointestinal cancer. *Digestive surgery*, 25(2) :103–108. 35, 36
- Kwartowitz, D. M., Miga, M. I., Herrell, S. D., and Galloway, R. L. (2009). Towards image guided robotic surgery : multi-arm tracking through hybrid localization. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 4(3) :281–286. 70
- Lalys, F. and Jannin, P. (2014). Surgical process modelling : a review. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 9(3) :495–511. 178
- Lamade, W., Glombitza, G., Fischer, L., Chiu, P., Cardenas Sr, C. E., Thorn, M., Meinzer, H.-P., Grenacher, L., Bauer, H., Lehnert, T., et al. (2000). The impact of 3-dimensional reconstructions on operation planning in liver surgery. *Archives of surgery*, 135(11) :1256–1261. 41
- Landsman, M., Kwant, G., Mook, G., and Zijlstra, W. (1976). Light-absorbing properties, stability, and spectral stabilization of indocyanine green. *Journal of applied physiology*, 40(4) :575–583. 35
- Lavallee, S. and Cinquin, P. (1990). Computer assisted medical interventions. In *3D imaging in medicine*, pages 301–312. Springer. 15
- Lavallée, S., Cinquin, P., and Troccaz, J. (1997). Computer integrated surgery and therapy : State of the art. pages 239–309. 69
- Lavallee, S., Troccaz, J., Gaborit, L., Cinquin, P., Benabid, A. L., and Hoffmann, D. (1992). Image guided operating robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery. In *Robotics and Automation, 1992. Proceedings., 1992 IEEE International Conference on*, pages 618–624. IEEE. 47
- Legerreta, A. P., Silber, J. H., Costantino, G. N., Kobylinski, R. W., and Zatz, S. L. (1993). Increased cholecystectomy rate after the introduction of laparoscopic cholecystectomy. *Jama*, 270(12) :1429–1432. 53
- Lenz, R. K. and Tsai, R. Y. (1988). Techniques for calibration of the scale factor and image center for high accuracy 3-D machine vision metrology. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 10(5) :713–720. 61
- Lim, C., Vibert, E., Azoulay, D., Salloum, C., Ishizawa, T., Yoshioka, R., Mise, Y., Sakamoto, Y., Aoki, T., Sugawara, Y., et al. (2014). Intérêt de la fluorescence peropératoire par injection de vert d'indocyanine dans la chirurgie des tumeurs hépatiques : données actuelles et implications à venir. *Journal de Chirurgie Viscérale*, 151(2) :123–131. 36
- Lo, P., van Ginneken, B., and de Bruijne, M. (2010). Vessel tree extraction using locally optimal paths. In *2010 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : From Nano to Macro*, pages 680–683. 83
- Long, J.-A., Cinquin, P., Troccaz, J., Voros, S., Descotes, J.-L., Berkelman, P. J., Létoublon, C., and Rambeaud, J.-J. (2007). Development of miniaturized light endoscope-holder robot for laparoscopic surgery. *CoRR*, abs/0711.4944. 24
- Longuet-Higgins, H. C. (1987). A computer algorithm for reconstructing a scene from two projections. *Readings in Computer Vision : Issues, Problems, Principles, and Paradigms*, MA Fischler and O. Firschein, eds, pages 61–62. 64
- Lorenz, C., Carlsen, I.-C., Buzug, T. M., Fassnacht, C., and Weese, J. (1997). Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2d and 3d medical images. In Troccaz, J., Grimson, E., and Mösges, R., editors, *CVRMed-MRCAS'97*, number 1205 in Lecture Notes in Computer Science, pages 233–242. Springer Berlin Heidelberg. 83
- Loukas, C., Lahanas, V., and Georgiou, E. (2013). An integrated approach to endoscopic instrument tracking for augmented reality applications in surgical simulation training. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 9(4) :e34–e51. 68, 73
- Lupascu, C., Tegolo, D., and Trucco, E. (2010). FABC : Retinal Vessel Segmentation Using AdaBoost. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(5) :1267–1274. 83
- Maass, H., Cakmak, H., Kuehnappel, U., Trantakis, C., and Strauss, G. (2005). Providing more possibilities for haptic devices in surgery simulation. In *International Congress Series*, volume 1281, pages 725–729. Elsevier. 70
- Machi, J., Sigel, B., Zaren, H. A., Kurohiji, T., and Yamashita, Y. (1993). Operative ultrasonography during hepatobiliary and pancreatic surgery. *World journal of surgery*, 17(5) :640–645. 33
- Malis, E., Chaumette, F., and Boudet, S. (1999). 21/2d visual servoing. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 15(2) :238–250. 120

- Marescaux, J., Leroy, J., Gagner, M., Rubino, F., Mutter, D., Vix, M., Butner, S. E., and Smith, M. K. (2001). Transatlantic robot-assisted telesurgery. *Nature*, 413(6854) :379–380. 26
- Marescaux, J. and Rubino, F. (2003). The zeus robotic system : experimental and clinical applications. *Surgical Clinics of North America*, 83(6) :1305–1315. 26
- Marescaux, J., Rubino, F., Arenas, M., Mutter, D., and Soler, L. (2004). Augmented-reality-assisted laparoscopic adrenalectomy. *Jama*, 292(18) :2211–2215. 42
- Mathonnet, M., MILLAT, B., BENHAMOU, D., MATHONNET, M., YAVORDINOS, P.-G., BONFAIT, H., GRAVIE, J.-F., ROUSSEL, P., and LIENHARD, A. (2011). Fcc13-risques biliaires liés à la cholecystectomie. *113e Congrès français de chirurgie*. 53
- Maurel, B., Hertault, A., Sobocinski, J., Le Roux, M., Gonzalez, T. M., Azzaoui, R., Saeed, K. M., Midulla, M., and Haulon, S. (2014). Techniques to reduce radiation and contrast volume during evar. *The Journal of cardiovascular surgery*, 55(2 Suppl 1) :123–131. 33
- McMahon, A. J., Fullarton, G., Baxter, J. N., and O'Dwyer, P. J. (1995). Bile duct injury and bile leakage in laparoscopic cholecystectomy. *British Journal of Surgery*, 82(3) :307–313. 53
- Meryem, S. (2008). *Traumatismes de la voie biliaire principale Traumatismes de la voie biliaire principale*. PhD thesis, Université Sidi Mohamed Ben Abdellah, Faculté de Médecine et de Pharmacie, Fès. 53
- Miller, D. E., Gleason, W. L., and McIntosh, H. D. (1962). A comparison of the cardiac output determination by the direct fick method and the dye-dilution method using indocyanine green dye and a cuvette densitometer. *The Journal of laboratory and clinical medicine*, 59(2) :345–350. 35
- Miyawaki, F., Tsunoi, T., Namiki, H., Yaginuma, T., Yoshimitsu, K., Hashimoto, D., and Fukui, Y. (2009). Development of automatic acquisition system of surgical-instrument information in endoscopic and laparoscopic surgery. In *Industrial Electronics and Applications, 2009. ICIEA 2009. 4th IEEE Conference on*, pages 3058–3063. IEEE. 70
- Mohammed Amean, Z., Low, T., McCarthy, C., and Hancock, N. (2013). Automatic plant branch segmentation and classification using vesselness measure. In *Proceedings of the Australasian Conference on Robotics and Automation (ACRA 2013)*, pages 1–9. Australasian Robotics and Automation Association. 83
- Moore, M. J. and Bennett, C. L. (1995). The learning curve for laparoscopic cholecystectomy. the southern surgeons club. *American journal of surgery*, 170(1) :55–59. 54
- Morel, G., Szewczyk, J., and Vitrani, M. (2012). Comanipulation. In Troccaz, J., editor, *Robotique Medicale*, pages 343–392. Hermes, hermes lavoisier traité systèmes automatisés edition. 29
- Mouret, P. (1996). How i developed laparoscopic cholecystectomy. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, 25(5) :744–747. 21
- Moustris, G., Hiridis, S., Deliparaschos, K., and Konstantinidis, K. (2011). Evolution of autonomous and semi-autonomous robotic surgical systems : a review of the literature. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 7(4) :375–392. 43
- Nageotte, F., Zanne, P., Doignon, C., and de Mathelin, M. (2006). Visual servoing-based endoscopic path following for robot-assisted laparoscopic surgery. In *Intelligent Robots and Systems, 2006 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 2364–2369. IEEE. 46
- Nageotte, F., Zanne, P., Doignon, C., and De Mathelin, M. (2009). Stitching planning in laparoscopic surgery : Towards robot-assisted suturing. *The International Journal of Robotics Research*. 46
- Nicolau, S., Soler, L., Mutter, D., and Marescaux, J. (2011). Augmented reality in laparoscopic surgical oncology. *Surgical oncology*, 20(3) :189–201. 41, 42
- Novotny, P. M., Stoll, J., Dupont, P. E., Howe, R. D., et al. (2007). Real-time visual servoing of a robot using three-dimensional ultrasound. In *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*, pages 2655–2660. IEEE. 46
- Nuzzo, G., Giuliante, F., Giovannini, I., Ardito, F., D'Acapito, F., Vellone, M., Murazio, M., and Capelli, G. (2005). Bile duct injury during laparoscopic cholecystectomy : results of an italian national survey on 56 591 cholecystectomies. *Archives of Surgery*, 140(10) :986–992. 53
- O., F. and G., T. (1987). Camera calibration for 3d computer vision. *Proceedings of CVPR, Tokyo, Japan*, page 55. 61
- Okutomi, M., Katayama, Y., and Oka, S. (2002). A simple stereo algorithm to recover precise object boundaries and smooth surfaces. *International Journal of Computer Vision*, 47(1-3) :261–273. 102
- Otsu, N. (1979). A Threshold Selection Method from Gray-level Histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 9(1) :62–66. 45, 78, 95
- Pansare, V. J., Hejazi, S., Faenza, W. J., and Prud'homme, R. K. (2012). Review of long-wavelength optical and nir imaging materials : contrast agents, fluorophores, and multifunctional nano carriers. *Chemistry of materials*, 24(5) :812–827.

- Park, A., Lee, G., Seagull, F. J., Meenaghan, N., and Dexter, D. (2010). Patients benefit while surgeons suffer : An impending epidemic. *Journal of the American College of Surgeons*, 210(3) :306 – 313. 22
- Parmeggiani, D., Cimmino, G., Cerbone, D., Avenia, N., Ruggero, R., Gubitosi, A., Docimo, G., Mordente, S., Misso, C., and Parmeggiani, U. (2009). Biliary tract injuries during laparoscopic cholecystectomy : three case reports and literature review. *Il Giornale di chirurgia*, 31(1-2) :16–19. 53
- Parrilla, P., Robles, R., Varo, E., Jiménez, C., Sánchez-Cabús, S., and Pareja, E. (2014). Liver transplantation for bile duct injury after open and laparoscopic cholecystectomy. *British Journal of Surgery*, 101(2) :63–68. 52
- Pearle, A. D., O'Loughlin, P. E., and Kendoff, D. O. (2010). Robot-assisted unicompartmental knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 25(2) :230–237. 31, 47
- Peters, T. and Cleary, K. (2008). *Image-guided interventions : technology and applications*. Springer Science & Business Media. 68, 69
- Polet, R. and Donnez, J. (2004). Gynecologic laparoscopic surgery with a palm-controlled laparoscope holder. *The Journal of the American Association of Gynecologic Laparoscopists*, 11(1) :73–78. 23
- Poquet, C. (2014). *Conception et commande d'un robot de comanipulation pour l'assistance à la biopsie de prostate*. PhD thesis, Université Pierre et Marie Curie-Paris VI. 50
- Poulin, F. and Amiot, L.-P. (2002). Interference during the use of an electromagnetic tracking system under or conditions. *Journal of biomechanics*, 35(6) :733–737. 69
- Rassweiler, J., Safi, K., Subotic, S., Teber, D., and Frede, T. (2005). Robotics and telesurgery-an update on their position in laparoscopic radical prostatectomy. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 14(2) :109–122. 28
- Rau, H.-G., Schauer, R., Helmberger, T., Holzknacht, N., von Rückmann, B., Meyer, L., Buttler, E., Kessler, M., Zahlmann, G., Schuhmann, D., et al. (2000). Impact of virtual reality imaging on hepatic liver tumor resection : calculation of risk. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 385(3) :162–170. 41
- Reichensperner, H., Damiano, R. J., Mack, M., Boehm, D. H., Gulbins, H., Detter, C., Meiser, B., Ellgass, R., and Reichart, B. (1999). Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system zeus for endoscopic coronary artery bypass grafting. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 118(1) :11–16. 26
- Reiter, A., Allen, P. K., and Zhao, T. (2013). Appearance learning for 3d tracking of robotic surgical tools. *The International Journal of Robotics Research*, page 0278364913507796. 73
- Ren, H. and Kazanzides, P. (2012). Investigation of attitude tracking using an integrated inertial and magnetic navigation system for hand-held surgical instruments. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 17(2) :210–217. 70
- Ren, H., Liu, W., and Lim, A. (2014). Marker-based surgical instrument tracking using dual kinect sensors. *Automation Science and Engineering, IEEE Transactions on*, 11(3) :921–924. 69
- Reuthebuch, O., Haßsler, A., Genoni, M., Tavakoli, R., Odavic, D., Kadner, A., and Turina, M. (2004). Novadaq spy : intraoperative quality assessment in off-pump coronary artery bypass grafting. *CHEST Journal*, 125(2) :418–424. 38
- Reynolds, W. (2001). The first laparoscopic cholecystectomy. *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*, 5(1) :89–94. 21
- Richa, R., Balicki, M., Meisner, E., Sznitman, R., Taylor, R., and Hager, G. (2011). Visual tracking of surgical tools for proximity detection in retinal surgery. In *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, pages 55–66. Springer. 73, 170
- Ris, F., Hompes, R., Cunningham, C., Lindsey, I., Guy, R., Jones, O., George, B., Cahill, R. A., and Mortensen, N. J. (2014). Near-infrared (nir) perfusion angiography in minimally invasive colorectal surgery. *Surgical endoscopy*, 28(7) :2221–2226. 37
- Riviere, C. N., Ang, W. T., and Khosla, P. K. (2003). Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 19(5) :793–800. 30
- Rosen, J., Brown, J. D., Chang, L., Barreca, M., Sinanan, M., and Hannaford, B. (2002). The bluedragon-a system for measuring the kinematics and dynamics of minimally invasive surgical tools in-vivo. In *Robotics and Automation, 2002. Proceedings. ICR'A02. IEEE International Conference on*, volume 2, pages 1876–1881. IEEE. 70
- Roslyn, J. J., Binns, G. S., Hughes, E., Saunders-Kirkwood, K., Zinner, M. J., and Cates, J. A. (1993). Open cholecystectomy. a contemporary analysis of 42,474 patients. *Annals of surgery*, 218(2) :129. 53
- Ryu, J., Choi, J., and Kim, H. C. (2013). Endoscopic vision-based tracking of multiple surgical instruments during robot-assisted surgery. *Artificial organs*, 37(1) :107–112. 72
- Sackier, J. M. and Wang, Y. (1994). Robotically assisted laparoscopic surgery. *Surgical endoscopy*, 8(1) :63–66. 23
- Salvi, J., Armangué, X., and Batlle, J. (2002). A comparative review of camera calibrating methods with accuracy evalua-

- tion. *Pattern recognition*, 35(7) :1617–1635. 61
- Samama, G. (2004). La cholangiographie peropératoire au cours des cholecystectomies laparoscopiques. *Journal de Chirurgie*, 141(3) :174–178. 54
- Samson, C., Espiau, B., and Borgne, M. L. (1991). *Robot control : the task function approach*. Oxford University Press. 109, 121
- Sára, R. (2002). Finding the largest unambiguous component of stereo matching. In *Computer Vision–ECCV 2002*, pages 900–914. Springer. 103
- Sato, Y., Nakajima, S., Atsumi, H., Koller, T., Gerig, G., Yoshida, S., and Kikinis, R. (1997). 3d multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images. In Troccaz, J., Grimson, E., and Mösges, R., editors, *CVRMed-MRCAS'97*, number 1205 in Lecture Notes in Computer Science, pages 213–222. Springer Berlin Heidelberg. 83
- Satou, S., Ishizawa, T., Masuda, K., Kaneko, J., Aoki, T., Sakamoto, Y., Hasegawa, K., Sugawara, Y., and Kokudo, N. (2013). Indocyanine green fluorescent imaging for detecting extrahepatic metastasis of hepatocellular carcinoma. *Journal of gastroenterology*, 48(10) :1136–1143. 37
- Savader, S. J., Lillemo, K. D., Prescott, C. A., Winick, A. B., Venbrux, A. C., Lund, G. B., Mitchell, S. E., Cameron, J. L., and Osterman Jr, F. A. (1997). Laparoscopic cholecystectomy-related bile duct injuries : a health and financial disaster. *Annals of surgery*, 225(3) :268. 53
- Schaafsma, B. E., Mieog, J. S. D., Hutteman, M., Van der Vorst, J. R., Kuppen, P. J., Löwik, C. W., Frangioni, J. V., Van de Velde, C. J., and Vahrmeijer, A. L. (2011). The clinical use of indocyanine green as a near-infrared fluorescent contrast agent for image-guided oncologic surgery. *Journal of surgical oncology*, 104(3) :323–332. 35
- Scharstein, D. and Szeliski, R. (2002). A taxonomy and evaluation of dense two-frame stereo correspondence algorithms. *International journal of computer vision*, 47(1-3) :7–42. 102
- Schirmer, B. D. (2001). Intra-operative and laparoscopic ultrasound. In *Surgical treatment evidence-based and problem-oriented*. Holzheimer RG, Mannick JA, zuckschwerdt edition. 33
- Schneider, O. and Troccaz, J. (2001). A six-degree-of-freedom passive arm with dynamic constraints (padyc) for cardiac surgery application : Preliminary experiments. *Computer aided surgery*, 6(6) :340–351. 30, 31
- Sherwinter, D. A. (2012). Identification of anomalous biliary anatomy using near-infrared cholangiography. *Journal of Gastrointestinal Surgery*, 16(9) :1814–1815. 55
- Shimizu, S., Kamiike, W., Hatanaka, N., Yoshida, Y., Tagawa, K., Miyata, M., and Matsuda, H. (1995). New method for measuring icg rmax with a clearance meter. *World journal of surgery*, 19(1) :113–118. 35
- Simpfendorfer, T., Baumhauer, M., Müller, M., Gutt, C. N., Meinzer, H.-P., Rassweiler, J. J., Guven, S., and Teber, D. (2011). Augmented reality visualization during laparoscopic radical prostatectomy. *Journal of endourology*, 25(12) :1841–1845. 43
- Slesareva, N., Bruhn, A., and Weickert, J. (2005). Optic flow goes stereo : A variational method for estimating discontinuity-preserving dense disparity maps. In *Pattern Recognition*, pages 33–40. Springer. 102
- Sokollik, C., Gross, J., and Buess, G. (2004). New model for skills assessment and training progress in minimally invasive surgery. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques*, 18(3) :495–500. 69
- Soler, L., Ayache, N., Nicolau, S., Pennec, X., Forest, C., Delingette, H., and Marescaux, J. (2004). Traitement d'images médicales pour la planification, la simulation et l'aide intra-opératoire des actes chirurgicaux. *La Revue de l'Electricité et de l'Electronique*, pages 64–71. 41
- Soler, L., Delingette, H., Malandain, G., Montagnat, J., Ayache, N., Koehl, C., Dourthe, O., Malassagne, B., Smith, M., Mutter, D., et al. (2001). Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from ct scans for hepatic surgery. *Computer Aided Surgery*, 6(3) :131–142. 41
- Soler, L., Nicolau, S., Pessaux, P., Mutter, D., and Marescaux, J. (2014). Real-time 3d image reconstruction guidance in liver resection surgery. *Hepatobiliary surgery and nutrition*, 3(2) :73. 41
- Soper, N., Swanström, L., and Eubanks, S. (2008). *Mastery of Endoscopic and Laparoscopic Surgery*. LWW medical book collection. Lippincott Williams & Wilkins. 185
- Speidel, S., Delles, M., Gutt, C., and Dillmann, R. (2006). Tracking of instruments in minimally invasive surgery for surgical skill analysis. In *Medical Imaging and Augmented Reality*, pages 148–155. Springer. 68, 72, 73
- Speidel, S., Sudra, G., Senemaud, J., Drentschew, M., Müller-Stich, B. P., Gutt, C., and Dillmann, R. (2008). Recognition of risk situations based on endoscopic instrument tracking and knowledge based situation modeling. In *Medical Imaging*, pages 69180X–69180X. International Society for Optics and Photonics. 72
- Stark, M., Benhidjeb, T., Gidaro, S., and Morales, E. R. (2012). The future of telesurgery : a universal system with haptic sensation. *Journal of the Turkish German Gynecological Association*, 13(1) :74. 28

- Stark, M., Pomati, S., D'Ambrosio, A., Giraudi, E., and Gidaro, S. (2015). A new telesurgical platform-preliminary clinical results. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 24(1) :31–36. 28
- Staub, C., Knoll, A., Osa, T., and Bauernschmitt, R. (2010a). Autonomous high precision positioning of surgical instruments in robot-assisted minimally invasive surgery under visual guidance. In *Autonomic and Autonomous Systems (ICAS), 2010 Sixth International Conference on*, pages 64–69. IEEE. 46
- Staub, C., Osa, T., Knoll, A., and Bauernschmitt, R. (2010b). Automation of tissue piercing using circular needles and vision guidance for computer aided laparoscopic surgery. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pages 4585–4590. IEEE. 46
- Stoll, J., Ren, H., and Dupont, P. E. (2012). Passive markers for tracking surgical instruments in real-time 3-d ultrasound imaging. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 31(3) :563–575. 71
- Stolzenburg, J.-U., Franz, T., Kallidonis, P., Minh, D., Dietel, A., Hicks, J., Nicolaus, M., Al-Aown, A., and Liatsikos, E. (2011). Comparison of the freehand® robotic camera holder with human assistants during endoscopic extraperitoneal radical prostatectomy. *BJU international*, 107(6) :970–974. 24
- Stoyanov, D., Scarzanella, M. V., Pratt, P., and Yang, G.-Z. (2010). Real-time stereo reconstruction in robotically assisted minimally invasive surgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2010*, pages 275–282. Springer. 42
- Strasberg, S. M. and Brunt, L. M. (2010). Rationale and use of the critical view of safety in laparoscopic cholecystectomy. *Journal of the American College of Surgeons*, 211(1) :132–138. 54
- Suzuki, S. and be, K. (1985). Topological structural analysis of digitized binary images by border following. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 30(1) :32–46. 79, 96
- Sznitman, R., Ali, K., Richa, R., Taylor, R. H., Hager, G. D., and Fua, P. (2012). Data-driven visual tracking in retinal microsurgery. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2012*, pages 568–575. Springer. 73, 170
- Tamadazte, B., Fiard, G., Long, J.-A., Cinquin, P., and Voros, S. (2013). Enhanced vision system for laparoscopic surgery. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5702–5705. IEEE. 40
- Taniguchi, K., Nishikawa, A., Miyazaki, F., Kazuhara, K., Mori, M., Sekimoto, M., Kurashita, N., Takiguchi, S., Ichihara, T., Kobayashi, T., et al. (2010). *Classification, design and evaluation of endoscope robots*. INTECH Open Access Publisher. 23
- Tatar, F., Mollinger, J., Den Dulk, R., van Duyl, W., Goosen, J., and Bossche, A. (2002). Ultrasonic sensor system for measuring position and orientation of laproscopic instruments in minimal invasive surgery. In *Microtechnologies in Medicine & Biology 2nd Annual International IEEE-EMB Special Topic Conference on*, pages 301–304. IEEE. 70
- Taylor, R. H., Funda, J., Eldridge, B., Gomory, S., Gruben, K., LaRose, D., Talamini, M., Kavoussi, L., and Anderson, J. (1995). A telerobotic assistant for laparoscopic surgery. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 14(3) :279–288. 44
- Teague, M. R. (1980). Image analysis via the general theory of moments. *JOSA*, 70(8) :920–930. 79, 96
- Terry, B. S., Ruppert, A. D., Steinhaus, K. R., Schoen, J., Rentschler, M. E., et al. (2010). An integrated port camera and display system for laparoscopy. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 57(5) :1191–1197. 40
- Terzopoulos, D. (1986). Regularization of inverse visual problems involving discontinuities. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, (4) :413–424. 102
- Tondelli, P. and Gyr, K. (1983). Biliary tract disorders. postsurgical syndromes. *Clinics in gastroenterology*, 12(1) :231–254. 51
- Tonet, O., Ramesh, T., Megali, G., and Dario, P. (2005). Tracking endoscopic instruments without localizer : image analysis-based approach. *Studies in health technology and informatics*, 119 :544–549. 71
- Troccaz, J. (2012). *Robotique médicale. Hermès - Lavoisier. Traité IC2*. 22
- Troccaz, J. and Delnondedieu, Y. (1996). Semi-active guiding systems in surgery. a two-dof prototype of the passive arm with dynamic constraints (padyc). *Mechatronics*, 6(4) :399–421. 30
- Troccaz, J., Peshkin, M., and Davies, B. (1998). Guiding systems for computer-assisted surgery : introducing synergistic devices and discussing the different approaches. *Medical Image Analysis*, 2(2) :101–119. 30
- Tsai, R. Y. (1987). A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3d machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *Robotics and Automation, IEEE Journal of*, 3(4) :323–344. 61
- Tsai, R. Y. and Lenz, R. K. (1989). A new technique for fully autonomous and efficient 3d robotics hand/eye calibration. *Robotics and Automation, IEEE Transactions on*, 5(3) :345–358. 62, 129

- Uecker, D. R., Wang, Y., Lee, C., and Wang, Y. (1995). Laboratory investigation : automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery. *Computer Aided Surgery*, 1(6) :308–325. 44, 68, 72
- Ukimura, O., Magi-Galluzzi, C., and Gill, I. S. (2006). Real-time transrectal ultrasound guidance during laparoscopic radical prostatectomy : impact on surgical margins. *The Journal of urology*, 175(4) :1304–1310. 43
- van der Putten, E. P. W., Goossens, R. H. M., Jakimowicz, J. J., and Dankelman, J. (2008). Haptics in minimally invasive surgery—a review. *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 17(1) :3–16. 22, 40
- Varma, T. and Eldridge, P. (2006). Use of the neuromate stereotactic robot in a frameless mode for functional neurosurgery. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2(2) :107–113. 31
- Veksler, O. (2005). Stereo correspondence by dynamic programming on a tree. In *Computer Vision and Pattern Recognition*, 2005. CVPR 2005. IEEE Computer Society Conference on, volume 2, pages 384–390. IEEE. 102
- Vitrani, M.-A., Morel, G., and Ortmaier, T. (2005). Automatic guidance of a surgical instrument with ultrasound based visual servoing. In *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 508–513. IEEE. 46
- Voros, S., Long, J.-A., and Cinquin, P. (2007). Automatic detection of instruments in laparoscopic images : A first step towards high-level command of robotic endoscopic holders. *The International Journal of Robotics Research*, 26(11-12) :1173–1190. 45, 72
- Voros, S., Moreau-Gaudry, A., Tamadazte, B., Custillon, G., Heus, R., Montmasson, M.-P., Giroud, E., Gaiffe, O., Pieralli, C., Fiard, G., et al. (2013). Devices and systems targeted towards augmented robotic radical prostatectomy. *IRBM*, 34(2) :139–146. 43
- Wang, Y.-F., Uecker, D. R., and Wang, Y. (1998). A new framework for vision-enabled and robotically assisted minimally invasive surgery. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 22(6) :429–437. 45
- Way, L. W., Stewart, L., Gantert, W., Liu, K., Lee, C. M., Whang, K., and Hunter, J. G. (2003). Causes and prevention of laparoscopic bile duct injuries : analysis of 252 cases from a human factors and cognitive psychology perspective. *Annals of surgery*, 237(4) :460. 54
- Wei, G.-Q., Arbter, K., and Hirzinger, G. (1997). Real-time visual servoing for laparoscopic surgery. controlling robot motion with color image segmentation. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 16(1) :40–45. 44, 71
- Weng, J., Cohen, P., and Herniou, M. (1992). Camera calibration with distortion models and accuracy evaluation. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 14(10) :965–980. 61
- Wentink, M. and Breedveld, P. (2001). Eye-hand coordination in laparoscopy - an overview of experiments and supporting aids. *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 10(3) :155–62. 22
- Wolf, R. (2013). *Quantification de la qualité d'un geste chirurgical à partir de connaissances a priori*. phdthesis, Université de Grenoble. 68, 74, 82, 92, 94, 117, 170, 178
- Wolf, R., Duchateau, J., Cinquin, P., and Voros, S. (2011). 3d tracking of laparoscopic instruments using statistical and geometric modeling. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2011*, pages 203–210. Springer. 73
- Wyszecki, G. and Stiles, W. S. (2000). *Color Science : Concepts and Methods, Quantitative Data and Formulae*. Wiley. 74
- Yilmaz, A., Javed, O., and Shah, M. (2006). Object tracking : A survey. *Acm computing surveys (CSUR)*, 38(4) :13. 71
- Yuen, S. G., Kettler, D. T., Novotny, P. M., Plowes, R. D., and Howe, R. D. (2009). Robotic motion compensation for beating heart intracardiac surgery. *The International journal of robotics research*, 28(10) :1355–1372. 30
- Zahraee, A. H., Paik, J. K., Szewczyk, J., and Morel, G. (2010). Toward the development of a hand-held surgical robot for laparoscopy. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 15(6) :853–861. 29
- Zapata, R., CACITTI, A., and LEPINAY, P. (2004). Dvz-based collision avoidance control of non-holonomic mobile manipulators. *Journal européen des systemes automatisés*, 38(5) :559–588. 179
- Zemiti, N., Morel, G., Ortmaier, T., and Bonnet, N. (2007). Mechatronic design of a new robot for force control in minimally invasive surgery. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 12(2) :143–153. 30
- Zhan, Y., Duan, X.-g., and Li, J.-x. (2015). Review of comanipulation robot in surgery. In *Mechatronics and Automation (ICMA), 2015 IEEE International Conference on*, pages 1466–1471. IEEE. 29
- Zhang, X. and Payandeh, S. (2002). Application of visual tracking for robot-assisted laparoscopic surgery. *Journal of Robotic systems*, 19(7) :315–328. 71
- Zhang, Z. (1998). Determining the epipolar geometry and its uncertainty : A review. *International journal of computer vision*, 27(2) :161–195. 65
- Zhang, Z. (2000). A flexible new technique for camera calibration. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 22(11) :1330–1334. 61, 128, 129

- Zhao, Z. (2011). Hand-eye calibration using convex optimization. In Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on, pages 2947–2952. IEEE. 63, 129
- Zhou, J. and Payandeh, S. (2014). Visual tracking of laparoscopic instruments. Journal of Automation and Control Engineering Vol, 2(3). 68, 73

Navigation augmentée d'informations de fluorescence pour la chirurgie laparoscopique robot-assistée

Résumé

La chirurgie laparoscopique reproduit fidèlement les principes de la chirurgie conventionnelle avec une agression corporelle minimale. Si cette chirurgie apparaît comme étant très avantageuse pour le patient, il s'agit d'une intervention chirurgicale difficile où la complexité du geste chirurgical est accrue, en comparaison avec la chirurgie conventionnelle. Cette complexité réside en partie dans la manipulation des instruments chirurgicaux et la visualisation de la scène chirurgicale (notamment le champ de visualisation restreint d'un endoscope classique). La prise de décisions du chirurgien pourrait être améliorée en identifiant des zones critiques ou d'intérêts non visibles dans la scène chirurgicale.

Mes travaux de recherche visent à combiner la robotique, la vision par ordinateur et la fluorescence pour apporter une réponse à ces difficultés : l'imagerie de fluorescence fournira une information visuelle supplémentaire pour aider le chirurgien dans la détermination des zones à opérer ou à éviter (par exemple, visualisation du canal cystique lors d'une cholécystectomie). La robotique assurera la précision et l'efficacité du geste du chirurgien ainsi qu'une visualisation et un suivi "plus intuitif" de la scène chirurgicale. L'association de ces deux technologies permettra de guider et sécuriser le geste chirurgical.

Une première partie de ce travail a consisté en l'extraction d'informations visuelles dans les deux modalités d'imagerie (laparoscopie/fluorescence). Des méthodes de localisation 2D/3D en temps réel d'instruments chirurgicaux dans l'image laparoscopique et de cibles anatomiques dans l'image de fluorescence ont été conçues et développées.

Une seconde partie a consisté en l'exploitation de l'information visuelle bimodale pour l'élaboration de lois de commande pour des robots porte-endoscope et porte-instrument. Des commandes par asservissement visuel d'un robot porte-endoscope pour suivre un ou plusieurs instruments dans l'image laparoscopique ou une cible d'intérêt dans l'image de fluorescence ont été mises en œuvre. Dans l'objectif de pouvoir commander un robot porte-instrument, en fonction des informations visuelles fournies par le système d'imagerie, une méthode de calibrage basée sur l'exploitation de l'information 3D de la localisation d'instruments chirurgicaux a également été élaborée. Cet environnement multimodal a été évalué quantitativement sur banc d'essai puis sur spécimens anatomiques.

À terme ce travail pourra s'intégrer au sein d'architectures robotisées légères, non-rigidement liées, utilisant des robots de comanipulation avec des commandes plus élaborées tel que le retour d'effort. Une telle "augmentation" des capacités de visualisation et d'action du chirurgien pourraient l'aider à optimiser la prise en charge de son patient. —

Navigation augmented fluorescence information for the laparoscopic surgery robot-assisted

Abstract

Laparoscopic surgery faithfully reproduce the principles of conventional surgery with minimal physical aggression. If this surgery appears to be very beneficial for the patient, it is a difficult surgery where the complexity of surgical act is increased, compared with conventional surgery. This complexity is partly due to the manipulation of surgical instruments and viewing the surgical scene (including the restricted field of view of a conventional endoscope). The decisions of the surgeon could be improved by identifying critical or not visible areas of interest in the surgical scene. My research aimed to combine robotics, computer vision and fluorescence to provide an answer to these problems : fluorescence imaging provides additional visual information to assist the surgeon in determining areas to operate or to be avoided (for example, visualization of the cystic duct during cholecystectomy). Robotics will provide the accuracy and efficiency of the surgeon's gesture as well as a visualization and a "more intuitive" tracking of the surgical scene. The combination of these two technologies will help guide and secure the surgical gesture.

A first part of this work consisted in extracting visual information in both imaging modalities (laparoscopy/fluorescence). Localization methods for 2D/3D real-time of laparoscopic surgical instruments in the laparoscopic image and anatomical targets in the fluorescence image have been designed and developed. A second part consisted in the exploitation of the bimodal visual information for developing control laws for robotics endoscope holder and the instrument holder. Visual servoing controls of a robotic endoscope holder to track one or more instruments in laparoscopic image or a target of interest in the fluorescence image were implemented. In order to control a robotic instrument holder with the visual information provided by the imaging system, a calibration method based on the use of 3D information of the localization of surgical instruments was also developed. This multimodal environment was evaluated quantitatively on the test bench and on anatomical specimens.

Ultimately this work will be integrated within lightweight robotic architectures, not rigidly linked, using comanipulation robots with more sophisticated controls such as force feedback. Such an "increase" viewing capabilities and surgeon's action could help to optimize the management of the patient.
